

10,0
(dez)

Wesley

José Augusto Calvo Lonardoni
Lisa Pinto Iwata

Desenvolvimento de um Modelo Multicompartimental do Sistema Respiratório Humano

Trabalho de Formatura apresentado à
Escola Politécnica da Universidade de
São Paulo para a obtenção do título de
Engenheiro Mecânico.

São Paulo
2002

José Augusto Calvo Lonardoni (2973858)
Lisa Pinto Iwata (2984026)

Desenvolvimento de um Modelo Multicompartimental do Sistema Respiratório Humano

Trabalho de Formatura apresentado à
Escola Politécnica da Universidade de
São Paulo para a obtenção do título de
Engenheiro Mecânico.

Área de Concentração:
Engenharia Mecatrônica

Orientador:
Prof. Doutor Agenor de Toledo Fleury

São Paulo
2002

Aos meus pais e minha irmã,

que sempre souberam me apoiar e incentivar ao longo
de tantos anos e sem os quais eu jamais
conseguiria atingir qualquer objetivo

José Augusto Calvo Lonardoni

Aos meus pais,

por acreditarem que a educação é o
maior bem que temos na vida

Lisa Pinto Iwata

Agradecimentos

Ao orientador Prof. Dr. Agenor de Toledo Fleury,
por todo o conhecimento e experiência transmitidos em nossos contatos

Ao Dr. Jorge Bonassa,
por acreditar que a pesquisa científica é a base para o desenvolvimento
industrial e tecnológico

Aos amigos da Poli,
que tornaram menos áridos nossos anos na faculdade

Aos nossos colegas da Interméd
que se mostraram solícitos e generosos em nossas trocas de experiências

Resumo

Este trabalho apresenta uma contribuição na modelagem e simulação do sistema respiratório humano. São abordadas as características mecânicas da fisiologia respiratória – denominada ventilação pulmonar – ficando de lado aspectos de natureza química, neurológica e cardiovascular. Os benefícios da modelagem do sistema respiratório incluem o auxílio à pesquisa e ao ensino nas áreas de pneumologia e fisioterapia respiratória, de modo a complementar o entendimento e facilitar a identificação de diversas patologias e outros fenômenos clínicos, bem como predizer os resultados de novos tratamentos e procedimentos. Foram, portanto, estudados diversos aspectos relacionados à ventilação, incluindo a simulação e análise de modelos já existentes. Como resultado, apresentamos os efeitos e características mais importantes a serem considerados no desenvolvimento de um modelo matemático mais eficiente e completo do sistema respiratório. Além disso, introduzimos um simulador didático capaz de ilustrar, através de uma interface gráfica, os principais conceitos relacionados à ventilação pulmonar, constituindo uma ferramenta básica para a simulação de modelos e conceitos mais complexos.

Abstract

This project presents a contribution in modeling and simulation of the human respiratory system. We focus on the mechanical characteristics of the respiratory physiology – known as pulmonary ventilation – disregarding chemical, neural and cardiovascular aspects. The benefits of this modeling include aids to research and teaching in the fields of pneumology and respiration physiotherapy, in order to complete understanding and make identification of pathologies and other clinical phenomena easier, as well as predict the results of new treatments and procedures. Therefore, many aspects related to ventilation were studied, including simulation and analysis of existing models. As a result, we present the most important characteristic and effects that should be considered in the development of a more complete and effective model of the respiratory system. Besides, we introduce a didactic simulator capable of illustrating, through a graphical interface, the main concepts related to pulmonary ventilation, integrating a basic tool for the simulation of more complex models and concepts.

Sumário

Agradecimentos

Resumo

Abstract

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

Lista de Abreviaturas e Siglas

Lista de Símbolos

1	Introdução	1
1.1	Aplicações.....	2
1.1.1	Simulações Computadorizadas.....	2
	Simulação e Predição de Tratamentos.....	4
	Acompanhamento On-Line.....	4
1.1.2	Ventilação Mecânica.....	4
1.1.3	Tomografia Computadorizada	5
2	Respiração – Anatomia, Fisiologia e Patologias	7
2.1	O Sistema Respiratório.....	7
2.1.1	Vias Aéreas Superiores.....	8
2.1.2	Traquéia e Brônquios Primários.....	9
2.1.3	Pequenas Vias Aéreas	9
2.1.4	Alvéolos Pulmonares	11
2.1.5	Músculos Respiratórios.....	11
2.1.6	Mediastino	13
2.2	Patologias Relacionadas ao Sistema Respiratório	14
2.2.1	Enfisema Pulmonar Crônico	14
2.2.2	Pneumonia.....	15

2.2.3	Asma.....	15
2.2.4	Tuberculose	15
2.2.5	S.A.R.A. (Síndrome da Angústia Respiratória do Adulto).....	16
2.2.6	Atelactasia	16
2.2.7	Pneumotórax.....	16
2.2.8	<i>Flail chest</i>	17
3	Mecânica Respiratória	18
3.1	Características do Sistema Respiratório.....	18
3.1.1	Pressões Relacionadas à Respiração.....	18
	Pressão Pleural (ou Intrapleural) - P_{PL}	18
	Pressão Alveolar (ou Intralveolar, ou Intrapulmonar) – P_{ALV}	18
	Pressão Transpulmonar (ou Transmural) – P_{TP}	19
3.1.2	Volumes Relacionados à Respiração	20
	Principais Volumes e Capacidades Pulmonares.....	20
	Outros Parâmetros.....	21
3.1.3	Propriedades Elásticas.....	22
	Propriedades elásticas dos Pulmões	23
	Interações entre Pulmões e Caixa Torácica	24
3.1.4	Propriedades Resistivas.....	25
3.1.5	Propriedades Viscoelásticas	26
3.1.6	Constante de Tempo.....	27
3.1.7	Diferenças de Ventilação devido à região do Pulmão.....	27
3.2	Trabalho Respiratório.....	28
4	Revisão da Literatura	30
4.1	Evolução Histórica	30
4.2	Modelos por Analogia.....	33
4.3	Modelos Compartimentais	36
4.3.1	Conceitos Fundamentais.....	37
	Compartimento.....	37
	Modelo Compartimental	38
4.4	A Bomba Inspiratória	38
4.4.1	Evolução.....	39
4.4.2	Modelo de Wilson	41
4.4.3	Modelo de Ricci	42
4.4.4	Modelo de Kaye.....	42
4.5	Efeitos Gravitacionais.....	43

4.5.1	Modelo de Tarczy-Hornoch	43
5	Análise e Simulação dos Modelos e Efeitos Envolvidos.....	45
5.1	Efeitos Gravitacionais – Modelo de Tarczy-Hornoch [24]	45
5.1.1	Introdução.....	45
5.1.2	Considerações e Hipóteses	46
5.1.3	Equacionamento.....	48
	Conversão entre Altura e Volume.....	52
5.1.4	Simulações.....	53
	Parâmetros	53
	Resultados.....	53
	Variações.....	55
5.1.5	Comentários.....	57
5.2	Analogia Elétrica – Modelo de Bonassa [40]	58
5.2.1	Equacionamento.....	58
5.2.2	Simulações.....	62
	Caso 1: Indivíduo Saudável.....	62
	Caso 2: Complacência Aumentada	64
	Caso 3: Complacência Diminuída	65
	Caso 4: Resistência Aumentada	66
	Caso 5: Resistência Diminuída	67
5.2.3	Comentários.....	68
5.3	A Bomba Inspiratória – Modelo de Ricci [23].....	69
5.3.1	Introdução.....	69
5.3.2	Modelo	69
5.3.3	Comentários.....	72
5.4	Caixa Torácica – Modelo de Kaye [22], [39].....	73
5.4.1	Introdução	73
5.4.2	Fundamentos	74
5.4.3	Modelo de Um Grau de Liberdade	75
	Equacionamento.....	76
	Implementação.....	77
	Simulação.....	78
	Resultados.....	80
5.4.4	Modelo de Dois Graus de Liberdade	83
5.4.5	Modelo de Seis Graus de Liberdade.....	83
5.4.6	Modelo de 11 Graus de Liberdade	85
5.4.7	Comentários.....	86

6	Simulação Gráfica – Um Modelo de Dois Compartimentos	87
6.1	Modelo	87
6.1.1	Considerações e Hipóteses	87
6.1.2	Círculo Equivalente	88
6.1.3	Equacionamento.....	88
	Fluxo nas Vias Aéreas	90
	Fluxo nos Pulmões.....	92
	Pressões.....	93
	Volumes	94
6.2	Implementação	94
6.3	Simulador Didático.....	95
6.3.1	Ambiente de Programação.....	95
	Integração entre Código e Elementos Gráficos	96
	Layers	96
	Taxa de Quadros	98
6.3.2	O Simulador	98
	Implementação e Características de Simulação	98
	Botões de Controle	100
	Janela de Parâmetros do Paciente.....	101
	Janela de Valores de Pico.....	102
	Gráficos	102
6.3.3	Execuções de Teste	104
7	Conclusões	109
8	Sugestões para Atividades Futuras.....	111
9	Referências Bibliográficas.....	112
Apêndice I	<i>Bond Graphs</i>.....	i
I.1	Método.....	i
I.2	Parâmetros e Variáveis.....	i
Apêndice II	Identificação e Validação de Modelos Fisiológicos.....	iii
II.1	Identificação	iii
II.2	Validação	v
Apêndice III	Softwares	vi
III.1	Modelagem e Simulação.....	vi

III.1.1	SAAM II.....	vi
III.2	Identificação e Validação.....	viii
III.2.1	GLOBI 2	viii
Apêndice IV	Listagem do Código do Simulador.....	ix
IV.1	Layer Definições.....	ix
IV.2	Callback Principal.....	x
IV.3	Callback de Gráficos.....	xiv
IV.4	Layer Main	xxii
Apêndice V	Listagem do Código em Matlab	xxiv
V.1	Modelo de Tarczy-Hornoch	xxiv
V.2	Modelo de Kaye.....	xxvi
V.2.1	Entrada	xxvi
V.2.2	Função de Transferência	xxvii
V.2.3	Plotagem	xxvii

Lista de Figuras

Figura 2-1	Sistema respiratório	8
Figura 2-2	Traquéia, brônquios e bronquíolos	10
Figura 2-3	Alvéolos pulmonares	11
Figura 2-4	Configuração do Diafragma Durante a Inspiração e a Expiração.....	12
Figura 2-5	Visão geral do mediastino.....	13
Figura 3-1	As pressões relacionadas à respiração. São mostradas as variações da pressão alveolar, da pressão pleural, da pressão transpulmonar e do volume pulmonar durante a ventilação normal.....	19
Figura 3-2	Diagrama dos volumes e capacidades respiratórios.....	21
Figura 3-3	Diagrama de complacência dos pulmões.....	23
Figura 3-4	Diagrama de complacência do sistema respiratório.....	24
Figura 3-5	Representação do Trabalho Respiratório	29
Figura 4-1	Modelo unicompartimental simples.....	34
Figura 4-2	Modelo unicompartimental com efeitos de segunda ordem (inércia).....	35
Figura 4-3	Modelos multicompartmentais.....	35
Figura 4-4	Modelo com viscoelasticidade	36
Figura 4-5	Distribuição não-homogênea (A) e homogênea (B) de matéria. Apenas o volume B pode ser considerado um compartimento	37
Figura 4-6	Exemplo esquemático de um modelo compartmental genérico.....	38
Figura 4-7	Modelo da caixa torácica com um grau de liberdade (Kaye, 1997).....	39
Figura 4-8	Modelo com múltiplos graus de liberdade, representando esquematicamente as costelas e os músculos intercostais (Wilson et al., 1999)	41
Figura 5-1	Esquema do modelo multicompartmental do pulmão considerando apenas efeitos gravitacionais. O esquema mostra n compartimentos após sua inflação. O retângulo de altura H_{thorax} representa o espaço pleural. A traquéia transmite a pressão da abertura das vias aéreas (P_{ao}) até os n compartimentos.....	47
Figura 5-2	Relações entre pressão e volume dos pulmões e parede torácica usadas no modelo matemático.....	48
Figura 5-3	Gráficos de pressão (a) e volume (b) para 5 compartimentos, $P_{AO} = 0$ e $C_{ow} = 120 \text{ cmH}_2\text{O}$	54

Figura 5-4 Resultados apresentados por Tarczy-Hornoch, 2000, para os mesmos parâmetros utilizados em nesta simulação. Os gráficos com legenda PFC e Saline referem-se à ventilação líquida	55
Figura 5-5 Gráficos de pressão (a) e volume (b) para $n = 100$, $P_{AO} = 0$ e $C_{CW} = 120$ cmH_2O	56
Figura 5-6 Gráficos de pressão (a) e volume (b) para $n = 20$, $P_{AO} = 5$ cmH_2O e $C_{CW} = 120$ cmH_2O	57
Figura 5-7 Gráficos de pressão (a) e volume (b) para $n = 20$, $P_{AO} = 0$ e $C_{CW} = 60$ cmH_2O	57
Figura 5-8 Circuito elétrico análogo ao sistema respiratório com pulmão de um único compartimento e atuado através de um ventilador mecânico	59
Figura 5-9 Bond Graph do sistema respiratório humano e ventilador pulmonar mecânico	61
Figura 5-10 Caso 1: Pressão	63
Figura 5-11 Caso 1: Fluxo	63
Figura 5-12 Caso 1: Volume	63
Figura 5-13 Caso 2: Pressão	64
Figura 5-14 Caso 2: Fluxo	64
Figura 5-15 Caso 1: Volume	64
Figura 5-16 Caso 3: Pressão	65
Figura 5-17 Caso 3: Fluxo	65
Figura 5-18 Caso 3: Volume	65
Figura 5-19 Caso 4: Pressão	66
Figura 5-20 Caso 4: Fluxo	66
Figura 5-21 Caso 4: Volume	66
Figura 5-22 Caso 5: Pressão	67
Figura 5-23 Caso 5: Fluxo	67
Figura 5-24 Caso 5: Volume	67
Figura 5-25 Modelo proposto por Ricci et al., 2001. (a) mostra uma projeção lateral de (b), esboço tridimensional do modelo	70
Figura 5-26 Modelo de 1 grau de liberdade. (a) mostra as variáveis do sistema e (b) mostra o respectivo modelo esquemático de discos e cilindros proposto pelo autor	76
Figura 5-27 Entrada padrão utilizada nas simulações do modelo de 1 GL	78

Figura 5-28	Malha para simulação do modelo de 1 GL. Os blocos intermediários realizam as operações algébricas com os resultados parciais.....	79
Figura 5-29	Resultados para a primeira simulação. (a) mostra a entrada utilizada; (b) mostra o volume na caixa torácica e no pulmão; (c) mostra o respectivo fluxo; (d) mostra as pressões pleural e alveolar	80
Figura 5-30	Resultados para a segunda simulação, de um paciente com resistência reduzida (em relação ao indivíduo sadio da primeira simulação). (a) mostra a entrada utilizada; (b) mostra o volume na caixa torácica e no pulmão; (c) mostra o respectivo fluxo; (d) mostra as pressões pleural e alveolar	81
Figura 5-31	Resultados para a terceira simulação, de um paciente com complacência reduzida (em relação ao indivíduo sadio da primeira simulação). (a) mostra a entrada utilizada; (b) mostra o volume na caixa torácica e no pulmão; (c) mostra o respectivo fluxo; (d) mostra as pressões pleural e alveolar	82
Figura 5-32	Algumas variáveis em um modelo de quatro graus de liberdade (sem pneumotórax).....	84
Figura 5-33	Modelo por analogia física com seis graus de liberdade	84
Figura 5-34	Analogia física para o modelo de 11 graus de liberdade.....	85
Figura 6-1	Círculo elétrico análogo ao sistema respiratório utilizado no modelo do simulador	89
Figura 6-2	<i>Bond Graph</i> para o modelo de dois compartimentos utilizado no simulador	89
Figura 6-3	Exemplo de código anexo a um botão	97
Figura 6-4	Organização do programa em layers. Os quadros (linha vertical vermelha) que possuem código apresentam um pequeno <i>a</i> (de <i>Actionscript</i>) em seu interior.....	97
Figura 6-5	Seção de exemplo rodada no simulador.....	99
Figura 6-6	Botões de controle do simulador	100
Figura 6-7	Janela de ajuste de parâmetros do paciente, <i>Simulador Pulmonar</i>	101
Figura 6-8	Janela de valores de pico ocorridos durante a ventilação, <i>Dados</i>	102
Figura 6-9	Janela de gráficos em uma seção de exemplo do simulador.....	103
Figura 6-10	Gráfico de volume exemplificando as características presentes em cada gráfico	104
Figura 6-11	Execução padrão do simulador, com os ajustes para um paciente sadio	105
Figura 6-12	Execução padrão com o acionamento de um ciclo manual. Note que, com a mesma freqüência, o ventilador executa um ciclo próximo ao outro.....	105
Figura 6-13	Paciente com resistência aumentada em geral. Note os valores de resistência da traquéia e dos pulmões direito e esquerdo	106

Figura 6-14 Execução para paciente com resistências desiguais entre os pulmões.	107
Figura 6-15 Paciente com complacências desiguais entre os pulmões.....	107
Figura 6-16 Execução para ajustes alternativos do ventilador (para o paciente padrão).....	108
Figura II-1 Modelo entrada-saída	iii
Figura II-2 Processo de identificação (Lopes, 2002).....	iv
Figura III-1 Módulo Compartimental do SAAM II	vi
Figura III-2 Módulo numérico (construtor de equações).....	vii
Figura III-3 Janela de plotagem do SAAM II	viii

Lista de Tabelas

Tabela 3-1	Volumes e capacidades pulmonares médios (em ml)	22
Tabela 4-1	Grandezas da Analogia Elétrica.....	33
Tabela 5-1	Parâmetros do Modelo por <i>Bond Graphs</i>	60
Tabela 5-2	Parâmetros e condições iniciais utilizados nas simulações	79
Tabela I-1	Variáveis de Energia	ii
Tabela I-2	Elementos Passivos.....	ii

Lista de Abreviaturas e Siglas

ERV	volume de reserva expiratória (expiratory reserve volume)
FRC	capacidade residual funcional (functional residual capacity)
IC	capacidade inspiratória (inspiratory capacity)
IRV	volume de reserva inspiratória (inspiratory reserve volume)
MRI	imagens por ressonância magnética (magnetic resonance imaging)
RV	volume residual (residual volume)
TLC	capacidade pulmonar total (total lung capacity)
TV	volume corrente (tidal volume)
VC	capacidade vital (vital capacity)
ZAPP	zona de aposição

Índices

AB	abdômen
ALV	alveolar
AO	abertura鼻o-bucal (airway opening)
BS	superfície corporal (body surface)
CT, CW	caixa torácica (chest wall)
DI	diafragma
EXP	expiração, expiratório
INS	inspiração, inspiratório
J	junção comum (common junction)
L	pulmão (lung)

PL espaço pleural, pleura

RC costelas (rib cage)

TE tubo endotraqueal

VA, AW vias aéreas (airway)

Lista de Símbolos

C	complacência
E	elastância
F	forças, esforços ativos
f	esforços passivos
L	indutância, inertância
P	pressão
p	variação de pressão em torno de um ponto de operação
$PEEP$	pressão final expiratória positiva (positive end expiratory pressure)
$P_{ESP}(t)$	esforço espontâneo de paciente
$PS(t)$	pressão suporte
R	resistência
V	volume
\dot{V}, Q	fluxo, vazão
v	variação de volume em torno de um ponto de operação
\dot{v}	variação de fluxo em torno de um ponto de operação

1 Introdução

Dentre os grandes avanços pelos quais passou a medicina no último século, damos destaque à evolução da pneumologia, área do conhecimento que lida com o tratamento e reabilitação de pacientes com dificuldades respiratórias. Os aspectos clínicos e médicos da fisiologia pulmonar resultaram em enormes melhorias nas técnicas de ventilação mecânica e anestesiologia, proporcionando melhores perspectivas de reabilitação e maiores conforto e qualidade de vida aos pacientes. Ainda em meados do século passado, intensificou-se o desenvolvimento de um novo campo do conhecimento científico, relacionando conceitos de engenharia com outros de medicina e fisiologia, a chamada engenharia biomédica, ou bioengenharia. Este ramo da engenharia visa solucionar problemas de ordem médica e biológica com as ferramentas disponíveis na engenharia, de modo a propor novas abordagens a problemas já conhecidos, porém nunca antes resolvidos. Utilizam-se para tal finalidade modelos matemáticos e ferramentas de simulação, de modo a esclarecer aspectos até então desconhecidos.

A pneumologia e a engenharia biomédica podem constituir uma poderosa ferramenta na solução de problemas de natureza respiratória, cujos avanços individuais têm sido imensos, tanto em mecânica, quanto em farmacologia. O objetivo deste trabalho é o estudo e análise crítica dos modelos mecânicos já propostos, bem como a determinação dos aspectos mecânicos mais relevantes na fisiologia respiratória humana. Por aspectos mecânicos entendam-se os fenômenos envolvidos na ventilação pulmonar – seja ela ativa (esforços exercidos pelo paciente) ou passiva (um equipamento externo controla o fornecimento de ar ao paciente) –, ou seja, sem considerar características de natureza química (trocas gasosas), neurológica (ativação de músculos) ou cardiovascular.

A principal finalidade deste trabalho é auxiliar a pesquisa e ensino nas áreas de pneumologia e fisioterapia respiratória, de modo a complementar o entendimento e facilitar a identificação de patologias e outros fenômenos clínicos. Um modelo mais realista e completo, desenvolvido a partir das características estudadas, deverá

considerar múltiplas variáveis ou compartimentos, reproduzindo as heterogeneidades características do sistema respiratório.

Com este mote será desenvolvido um simulador didático para ilustrar, através de uma interface gráfica, os principais conceitos relacionados à ventilação pulmonar. Pretende-se que tal aplicativo constitua uma ferramenta básica para a simulação de modelos e conceitos mais complexos.

1.1 Aplicações

As aplicações de modelos deste tipo são diversas, destacando-se o auxílio à pesquisa e ensino nas áreas de pneumologia e fisioterapia respiratória e o desenvolvimento de ventiladores pulmonares e algoritmos de ventilação mecânica mais eficientes e robustos.

1.1.1 Simulações Computadorizadas

A simulação biológica é um recurso de aprendizagem que permite ao estudante das áreas de saúde (medicina, fisioterapia, enfermagem) observar o comportamento de um determinado sistema humano através de um modelo do mesmo, ou seja, de uma representação matemática, gráfica ou simbólica do fenômeno. Por exemplo, no caso da pneumologia, pode-se simular a utilização de um ventilador pulmonar ou de uma máquina de anestesia, com finalidade de treinamento de profissionais, simulando patologias e complicações passíveis de ocorrência em uso normal de um equipamento deste tipo.

Utilizando-se ferramentas gráficas computacionais, o aluno pode obter na tela do computador o traçado de gráficos associados ou até representações tridimensionais de partes do organismo relacionadas ao fenômeno estudado. Quando o software permite que o aluno modifique os parâmetros de forma sistemática, a simulação funciona como um laboratório experimental, sem que haja a necessidade do estudante dominar técnicas de trabalho com animais, anestesia, cirurgia, medidas experimentais, etc. Estudos comparando programas de simulação com laboratórios tradicionais demonstram que,

além de os primeiros apresentarem custos até cinco vezes menores, despertaram uma atitude mais positiva nos estudantes.

O objetivo principal da simulação é dar aos professores e estudantes uma oportunidade para estudar fenômenos biológicos baseados nas técnicas e ferramentas e ferramentas existentes em um laboratório tradicional, quando este laboratório não está disponível para este tipo de aprendiz. Assim procura-se desenvolver simulações que estejam o mais próximo possível da realidade.

O uso de simulações para o ensino de fisiologia apresenta a grande vantagem de possibilitar a individualização de componentes fisiológicos de um sistema mais complexo, o que dificilmente poderia ser reproduzido na prática e *in vivo* em um laboratório, além de permitir a visualização gráfica e a mudança de parâmetros e variáveis, incluindo cálculo automático de variáveis derivadas e índices. Um simulador com certo nível de adaptabilidade ou inteligência artificial seria capaz de interagir com o usuário, mostrando a evolução (melhoria ou deterioração) das condições do paciente simulado. As simulações computadorizadas ainda evitam problemas éticos e riscos e desconforto para o paciente, e permitem alta repetitividade nos experimentos realizados, bem como o registro, análise e observação das técnicas utilizadas em uma simulação.

No entanto, modelos geralmente representam de forma incompleta e simplificada os fenômenos biológicos reais, podendo levar a falhas e falta de realismo, além de representarem apenas uma parte da função de um organismo, estando desconectados dos seus aspectos mais amplos.

Para estes tipos de programas um modelo detalhado da fisiologia pulmonar, com múltiplos compartimentos ou variáveis, seria capaz de representar de forma bastante próxima da realidade as interações entre as diferentes regiões do pulmão, bem como o funcionamento destas regiões, considerando efeitos tradicionalmente ignorados em modelos e simuladores.

Simulação e Predição de Tratamentos

Extrapolando este conceito de simulação educacional, pode-se chegar a um nível de complexidade suficiente para sua utilização na predição de tratamentos e intervenções cirúrgicas. Deste modo, seria possível simular as consequências resultantes de um procedimento deste tipo através da alteração dos parâmetros do modelo, conhecendo-se seus efeitos antes mesmo de sua aplicação no paciente em tratamento.

Acompanhamento On-Line

Com os desenvolvimentos na tecnologia de redes e a Internet, torna-se cada vez mais freqüente o conceito de acompanhamento on-line de pacientes à distância. Sistemas e softwares de acompanhamento de pacientes com problemas respiratórios já foram desenvolvidos com bons resultados na identificação de parâmetros relacionados a certas patologias. Utilizam, no entanto, modelos simplificados e limitados (Nucci, et al., 1997 [25]). Com um modelo mais complexo, utilizando-se de poucas medições, possivelmente as mesmas já utilizadas, poder-se-ia realizar um melhor diagnóstico, através da estimação dos demais parâmetros.

1.1.2 Ventilação Mecânica

Um dos principais objetivos da ventilação mecânica consiste em aliviar total ou parcialmente o trabalho respiratório do paciente, podendo ainda ser utilizada durante a anestesia para permitir a manutenção da função respiratória durante a intervenção cirúrgica. O trabalho respiratório representa a energia necessária para movimentar determinado volume de gás através das vias aéreas e expandir o pulmão, permitindo que ocorram as trocas gasosas a nível alveolar. O movimento de gases através das vias aéreas, tanto durante a inspiração quanto durante a expiração gera forças de atrito opostas à direção do movimento, ao mesmo tempo em que a expansão dos pulmões gera forças de natureza viscoelástica que comprimem-nos de volta. Durante a ventilação espontânea, o paciente desenvolve, por meio dos músculos respiratórios, uma força inspiratória suficiente para vencer as forças de atrito e as forças viscoelásticas [1].

As patologias pulmonares representam um aumento das forças que se opõem ao movimento dos gases, aumentando o esforço do paciente e predispondo a ocorrência da fadiga muscular. Os ventiladores pulmonares são indicados nestes casos, pois são capazes de empurrar os gases para o interior dos pulmões, de modo a substituir ou complementar os esforços espontâneos do paciente.

Os ventiladores artificiais operam por meio de modos de ventilação que definem a forma como os ciclos ventilatórios são iniciados, mantidos e finalizados. O ciclo ventilatório inclui tanto a fase inspiratória quanto a fase expiratória, podendo ser totalmente controlados pelo ventilador, assistidos pelo ventilador, em auxílio a um ciclo do paciente, ou espontâneos, sem intervenção do ventilador. Os ciclos ventilatórios são disponibilizados para o paciente por meio dos modos de ventilação, que regulam a forma pela qual o ar é fornecido ao paciente.

Os ventiladores em geral utilizam modelos simplificados da mecânica respiratória – um modelo RC, de resistência e complacência, conforme ficou subentendido alguns parágrafos acima, onde foi comentado que o gás inspirado sofre a ação de forças de atrito nas vias aéreas e forças viscoelásticas nos pulmões. O desenvolvimento de um modelo matemático mais completo e condizente com a realidade viria auxiliar no desenvolvimento de ventiladores mais avançados e de modos de ventilação mais eficientes, capazes de reduzir o tempo de recuperação dos pacientes e mesmo possibilitar a cura de problemas respiratórios mais graves. Além disso, poder-se-ia desenvolver ventiladores mais robustos, capazes de reduzir a intervenção humana em processos de ventilação mecânica, evitando erros no ajuste dos parâmetros do ventilador, bastante comuns em casos de operadores menos qualificados.

1.1.3 Tomografia Computadorizada

O diagnóstico por imagem tem se tornado cada vez mais presente no trabalho de identificação de patologias, dada sua alta eficiência. Além disso, com o desenvolvimento de novas tecnologias e o aperfeiçoamento das técnicas, os custos de operação têm sido bastante reduzidos. Para o funcionamento do equipamento, na construção das imagens

que mostrarão os resultados ao usuário, os tomógrafos necessitam de modelos detalhados da anatomia e fisiologia do sistema sujeito ao diagnóstico. Um modelo mecânico mais detalhado pode ser um princípio para o desenvolvimento de um modelo mais adequado para a utilização em tomógrafos, para uma melhor interpretação dos sinais adquiridos e construção de imagens mais realistas.

2 Respiração – Anatomia, Fisiologia e Patologias

A respiração tem como objetivo o fornecimento de oxigênio aos tecidos e a remoção do dióxido de carbono. A respiração pode ser dividida em quatro grandes eventos funcionais:

1. A ventilação pulmonar, que é a renovação cíclica do gás alveolar pelo ar atmosférico;
2. A difusão do oxigênio e do dióxido de carbono entre os alvéolos e o sangue;
3. O transporte, no sangue e nos líquidos corporais, do oxigênio (dos pulmões para as células) e do dióxido de carbono (das células para os pulmões);
4. A regulação (no nível neurológico) da respiração e de outros aspectos da respiração.

O escopo deste trabalho se encontra, principalmente, na parte 1 – Ventilação Pulmonar, especificamente na mecânica ventilatória. Porém, faz-se necessário que primeiro se entenda a respiração como um todo, para que, depois, seus aspectos mecânicos possam ser focalizados.

2.1 O Sistema Respiratório

O presente capítulo tem como objetivo descrever, de forma sucinta, o sistema respiratório humano, de forma a familiarizar o leitor aos seus diferentes subconjuntos, bem como seu funcionamento.

O sistema respiratório é constituído, basicamente, de duas partes principais:

- **Vias aéreas:** conjunto de tubos ramificados, que transportam o ar do ambiente até o interior do corpo humano. São encontradas na cabeça, pescoço e tórax.

- **Alvéolos:** pequenas terminações em forma balões, onde efetivamente ocorrem as trocas gasosas. São encontrados apenas no tórax, como componentes essenciais do pulmão.

A Figura 2-1 abaixo descreve o aparelho respiratório, mostrando especialmente as vias aéreas e os alvéolos pulmonares:

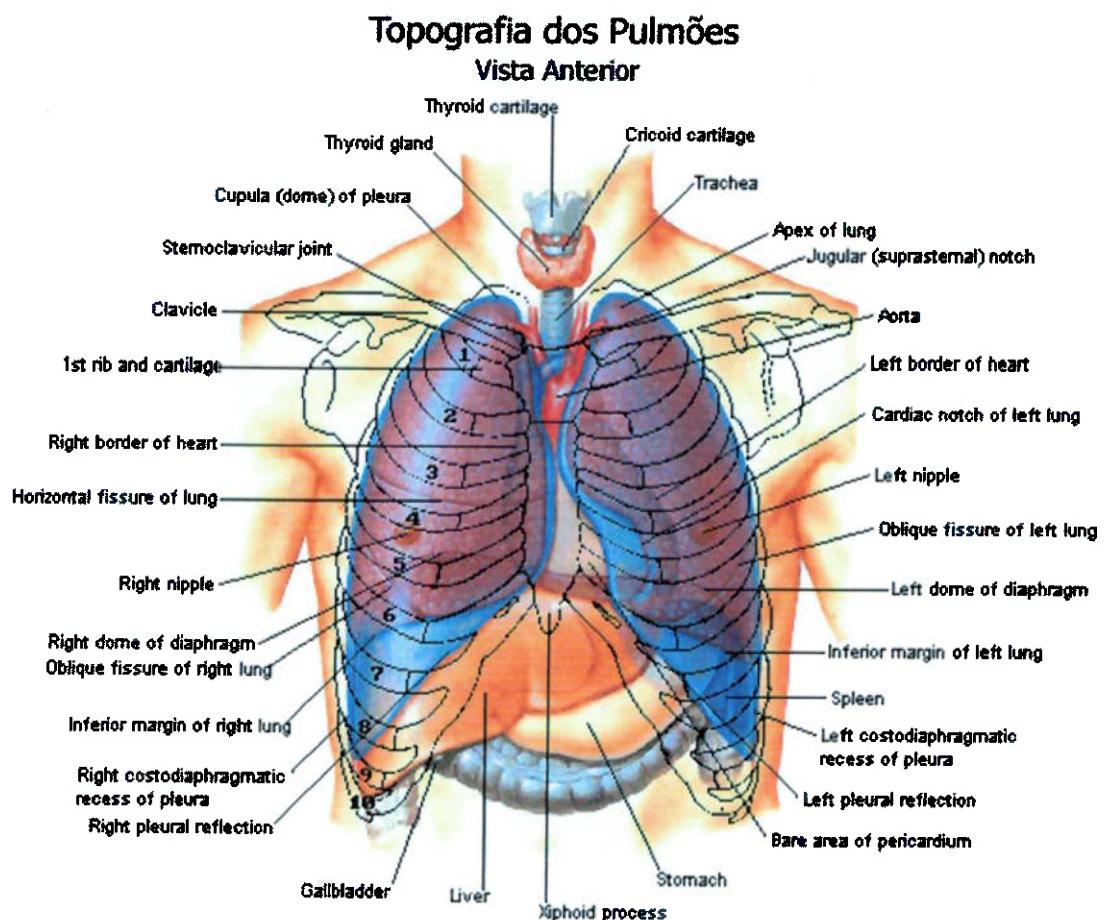


Figura 2-1 Sistema respiratório

2.1.1 Vias Aéreas Superiores

O termo ‘Vias Aéreas Superiores’ se refere a todas as partes das vias aéreas que se encontram acima da laringe.

As cavidades nasais são as primeiras de uma série de estruturas que aquecem e umidificam o ar inspirado, elas funcionam como um dispositivo de filtragem e condicionamento do ar atmosférico. A resistência que as cavidades nasais empregam ao fluxo de ar é de substancial importância para a mecânica ventilatória e pode ser aumentada durante quadros infecciosos e de alergia. Nestes casos (aumento acentuado da resistência das cavidades nasais), a cavidade oral também pode funcionar como uma via aérea importante.

A faringe é uma via aérea compartilhada com o sistema digestivo. Durante a deglutição (ato de engolir), a epiglote é empurrada para baixo, de forma a impedir a entrada de alimentos na faringe, a primeira parte das vias aéreas inferiores.

2.1.2 Traquéia e Brônquios Primários

A traquéia é a continuação das vias aéreas superiores e da laringe. Ela é uma estrutura cartilaginosa que começa no nível da sétima vértebra cervical e termina na segunda vértebra torácica. Neste ponto, denominado carina, se encontram os brônquios primários, que são as primeiras ramificações, que direcionam o fluxo de ar para os pulmões esquerdo e direito.

A Figura 2-2 mostra as vias aéreas principais – traquéia, brônquios primários e bronquiolos.

2.1.3 Pequenas Vias Aéreas

Após alcançar cada um dos pulmões, os dois brônquios primários (ou principais) se subdividem em brônquios secundários, que se subdividem em brônquios terciários e, assim, sucessivamente. Juntos, estes conjuntos de tubos formam duas árvores brônquias, uma em cada pulmão. Cada brônquio secundário serve um dos cinco lobos dos dois pulmões (dois no esquerdo, três no direito). Cada brônquio terciário serve um dos vinte segmentos bronquiopulmonares.

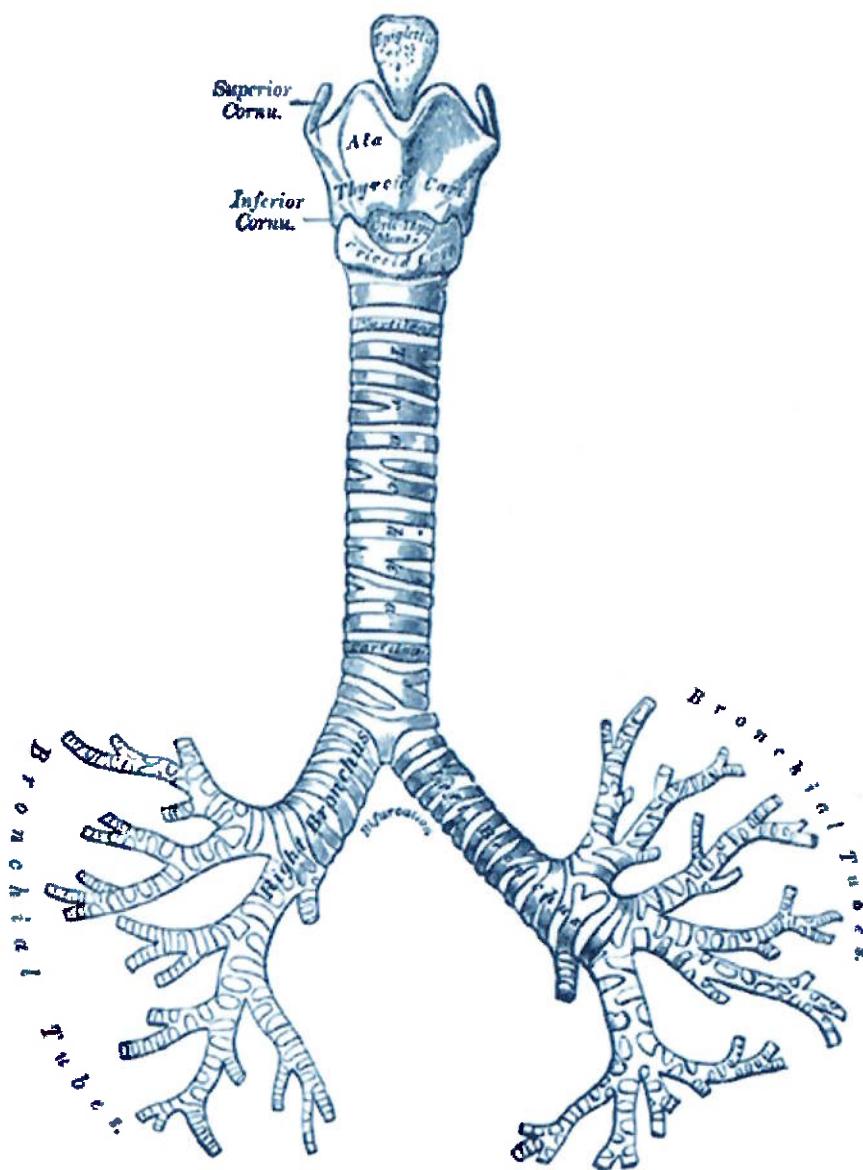


Figura 2-2 Traquéia, brônquios e bronquiolos

Ao se dividirem, os tubos vão se tornando cada vez mais estreitos e com menos estruturas cartilaginosas em suas paredes. Quando alcançam 1 mm de diâmetro, os tubos já não possuem mais nenhuma estrutura cartilaginosa e passam a se chamar bronquiolos. Eles continuam a se ramificar até terminarem nos alvéolos pulmonares. Os bronquiolos respiratórios são os últimos bronquiolos, eles são denominados ‘respiratórios’ porque já possuem alguns alvéolos ao longo de suas paredes.

O enorme número de ramificações das vias aéreas significa que sua seção transversal total pode aumentar de 2 a 3 cm^2 na traquéia a até 10.000 cm^2 no nível alveolar. O número exato de ramificações das vias aéreas é ainda desconhecido, porém é sabido que existem, pelo menos, 23 subdivisões.

2.1.4 Alvéolos Pulmonares

Um alvéolo é uma estrutura em forma de saco, onde as trocas gasosas efetivamente ocorrem. O oxigênio inalado é absorvido através das finas paredes de cada alvéolo para a corrente sanguínea, em direção às veias pulmonares, enquanto que o dióxido de carbono vindo das artérias pulmonares é exalado de maneira análoga.

A enorme área superficial dos alvéolos, em conjunto a presença de grande quantidade de capilares sanguíneos nesta região faz com que estas trocas sejam feitas da maneira mais eficaz possível.



Figura 2-3 Alvéolos pulmonares

2.1.5 Músculos Respiratórios

Os pulmões podem ser cheios e esvaziados por dois mecanismos distintos:

- Movimentos do diafragma para cima e para baixo, que fazem com que a caixa torácica se encurte e se alongue;
- Elevação e abaixamento das costelas, o que aumenta ou diminui o diâmetro da caixa torácica.

Em repouso, a ventilação normal ocorre, quase que inteiramente, por conta da movimentação do diafragma. Durante a inspiração, a contração do diafragma traciona para baixo a superfície inferior dos pulmões. Na expiração, o diafragma simplesmente se relaxa e a retração elástica dos pulmões e da caixa torácica comprime os pulmões.

O segundo mecanismo de expansão dos pulmões é a elevação do grandil costal (costelas) e ocorre, basicamente, para complementar o primeiro. Dos músculos que elevam o grandil costal, os mais importantes são: retos abdominais e intercostais internos.

A Figura 2-4 a seguir mostra como a contração do diafragma altera o volume dos pulmões.

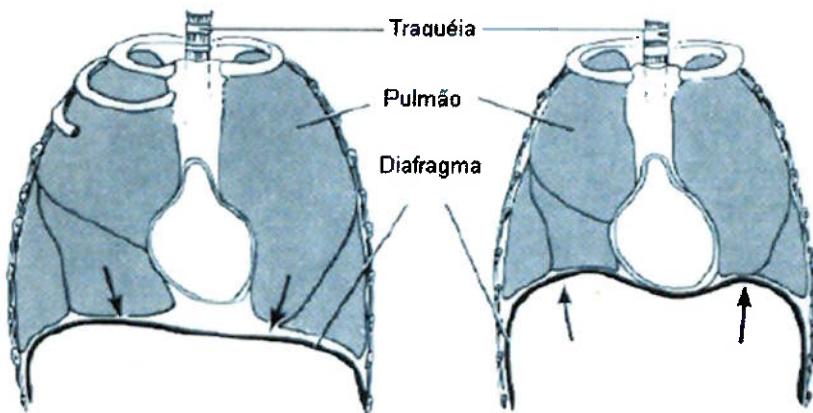


Figura 2-4 Configuração do Diafragma Durante a Inspiração e a Expiração

Associado ao movimento do diafragma existe um outro mecanismo que auxilia na função inspiratória. A área de aposição funciona de modo a auxiliar na expansão da parte inferior da caixa torácica através de sua exposição ao gradiente de pressão do abdômen.

2.1.6 Mediastino

O mediastino é a região da linha central da cavidade torácica e se comporta como uma partição entre os dois pulmões e suas cavidades pleurais. O mediastino se estende desde a superfície posterior do externo até a coluna vertebral. Lateralmente, ela se estende até a pleura mediastinal dos pulmões. A fronteira superior do mediastino é formada pela linha imaginária descrita entre a superfície superior do manúbrio e a extremidade superior da primeira vértebra torácica. O diafragma corresponde à borda inferior do mediastino.

É importante notar que o mediastino é uma região móvel e flexível que muda de tamanho e formato constantemente em função das atividades rítmicas do coração, pulmões e parede torácica. Para propósitos descritivos, o mediastino é subdividido em compartimentos: porção inferior, superior, anterior, mediana e posterior.

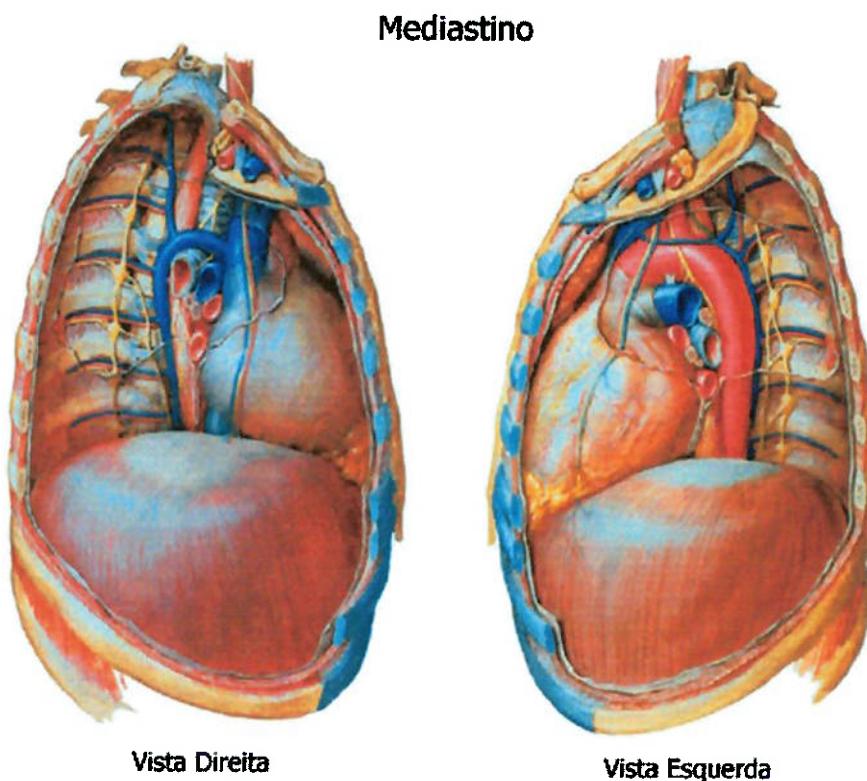


Figura 2-5 Visão geral do mediastino

As principais estruturas contidas no mediastino são as seguintes:

- Esôfago;
- Traquéia;
- Brônquios primários;
- Veia cava inferior;
- Veia cava superior;
- Veias pulmonares;
- Artéria aorta.

2.2 Patologias Relacionadas ao Sistema Respiratório

A seguir encontra-se uma breve descrição de cinco das principais patologias relacionadas ao sistema respiratório. Tal descrição tem aspecto apenas informativo, não visando, contudo, se aprofundar nos aspectos fisiológicos de cada item.

2.2.1 Enfisema Pulmonar Crônico

O termo enfisema pulmonar literalmente significa excesso de ar nos pulmões. Contudo, quando de fala de enfisema pulmonar crônico, fala-se do processo que obstrui e destrói os pulmões e que, na maioria dos casos, é consequente de um tabagismo de longa duração.

Alguns efeitos fisiológicos do enfisema pulmonar são:

- A obstrução bronquiolar, causada por excesso de muco, aumenta gravemente a resistência das vias aéreas e acarreta grande aumento do trabalho ventilatório;
- A acentuada perda de alvéolos úteis diminui acentuadamente a capacidade de difusão dos pulmões, isto é, diminui sua capacidade de realizar trocas gasosas;

- O processo obstrutivo freqüentemente ocorre de forma mais acentuada em algumas regiões do pulmão do que em outras, acarretando em uma má distribuição de ventilação.

2.2.2 Pneumonia

A palavra pneumonia designa qualquer condição inflamatória dos pulmões na qual uma parte ou a totalidade dos alvéolos acha-se preenchida por líquido e células provenientes do sangue.

Na pneumonia, a função pulmonar se altera em diferentes fases da doença. Porém, mesmo nas fases iniciais, com o processo pneumônico localizado em apenas um pulmão, a ventilação alveolar já se encontra diminuída.

2.2.3 Asma

A asma caracteriza-se pela contração dos músculos lisos dos bronquiolos, que acarreta em extrema dificuldade de respirar. Sua causa mais usual é a hipersensibilidade dos bronquiolos a substâncias estranhas veiculadas pelo ar (alergia).

Na asma, o diâmetro dos bronquiolos diminui mais durante a expiração do que durante a inspiração, pois o aumento da pressão intrapulmonar durante o esforço expiratório comprime de fora para dentro as paredes dos bronquiolos. Se a doença persiste ao longo de muitos anos, a caixa torácica pode ficar permanentemente aumentada de volume.

2.2.4 Tuberculose

A tuberculose é uma doença causada por um bacilo que, geralmente, causa grande destruição no tecido pulmonar, com formação de muitas áreas de fibrose dispersas pelo pulmão e consequente diminuição da quantidade total de tecido pulmonar útil.

Estas alterações produzem o aumento do trabalho despendido pelos músculos respiratórios para efetuar a ventilação pulmonar e a diminuição da capacidade ventilatória.

2.2.5 S.A.R.A. (Síndrome da Angústia Respiratória do Adulto)

A S.A.R.A. é uma grave infecção dos alvéolos, que faz com que eles se enchem de líquido e, aos poucos, percam sua função. A S.A.R.A. pode ter diversas causas, dentre elas: pancreatite aguda, ingestão de certas drogas, afogamento, infecção nos pulmões (pneumonia, por exemplo) e traumas torácicos. No entanto, ainda não se sabe o porquê de nem todas as pessoas sob tais condições desenvolverem a S.A.R.A.

2.2.6 Atelactasia

Por atelactasia entende-se o colapso dos alvéolos. Ela pode ocorrer numa área localizada do pulmão, num lobo inteiro ou num pulmão inteiro. A atelactasia pode ser considerada grave porque ela representa a não ventilação dos alvéolos, isto é, a ausência de trocas gasosas. Suas causas mais comuns são:

- Obstrução das vias aéreas;
- Falta de líquido surfactante revestindo os alvéolos;
- Pneumotórax.

2.2.7 Pneumotórax

O pneumotórax é a presença de ar à pressão atmosférica no espaço pleural (entre os pulmões e a caixa torácica), causando o colapso dos pulmões (atelactasia).

O ar entra no espaço pleural pelas vias aéreas através de um orifício no tecido pulmonar, tal como uma costela quebrada ou através de uma fenda na caixa torácica, causada, por exemplo, por uma lesão externa. Dependendo de como tal abertura permite a passagem de ar, o pneumotórax pode ser classificado como aberto ou fechado. Associado ao pneumotórax aberto, há freqüentemente um som característico referente ao movimento do ar para dentro e para fora da lesão. Pneumotórax fechado ou simples é o

termo usado para quando existe um volume de ar maior do que o normal retido no espaço intrapleural. Esta porção extra de ar é naturalmente evacuada por mecanismos fisiológicos, num período de dias a até semanas. Se este volume de ar for suficientemente grande para interferir nas funções normais dos pulmões, é aconselhável que o mesmo seja evacuado de forma artificial.

2.2.8 *Flail chest*

Um outro tipo de disfunção que pode alterar a mecânica respiratória é a *Flail Chest*. Ela descreve a condição na qual três ou mais costelas estão quebradas em dois ou mais lugares. As costelas quebradas são completamente separadas do esqueleto, de forma que ocorra ‘respiração paradoxal’. Isto é, as costelas fraturadas se movem em direção oposta ao resto da caixa torácica, pois não sofrem influência dos músculos que as cercam.

Normalmente, o *Flail Chest* resulta numa contusão pulmonar e, freqüentemente, leva à insuficiência respiratória. A intensidade de movimento paradoxal do peito depende da extensão e da localização das lesões nas costelas. Ele ocorre de forma marcante quando as fraturas se encontram na porção anterolateral do peito, que é altamente móvel.

3 Mecânica Respiratória

A dinâmica da ventilação pulmonar é determinada pelos volumes, pressões e fluxos de ar gerados no sistema respiratório durante os ciclos inspiratório e expiratório. Por sua vez, estes valores de volumes, pressões e de fluxos são determinados por uma série características e propriedades do próprio sistema respiratório e que podem variar de indivíduo para indivíduo e mesmo ao longo da vida do indivíduo.

Neste capítulo serão discutidas estas propriedades do sistema respiratório, bem como suas variações regionais. Além disso, será explicado o conceito de trabalho ventilatório.

3.1 Características do Sistema Respiratório

3.1.1 Pressões Relacionadas à Respiração

A cada movimento de inspiração, o volume da cavidade torácica é aumentado. Pela lei de Boyle ($P \cdot V = cte$), este aumento de volume acarretará na diminuição da pressão dentro do tórax, criando uma diferença entre as pressões torácica e atmosférica.

Pressão Pleural (ou Intrapleural) - P_{PL}

É a pressão dentro do espaço intrapleural, isto é, é a pressão existente entre o pulmão e a parede torácica. Nesta região, existe um pequeno grau de vácuo (pressão negativa), de tal forma que os pulmões aderem à parede torácica como se estivessem colados a ela. Em repouso, a pressão pleural fica em torno de 5 cmH_2O abaixo da pressão atmosférica, enquanto que, durante a inspiração, esta pressão pode chegar a até 10 cmH_2O abaixo da atmosférica.

Pressão Alveolar (ou Intralveolar, ou Intrapulmonar) – P_{ALV}

É a pressão entre os alvéolos e as vias aéreas. Quando a glote está aberta e não há fluxo de ar para dentro ou para fora dos pulmões, as pressões em todas as partes da árvore respiratória, inclusive nos alvéolos, são iguais à pressão atmosférica, isto é, são nulas.

Portanto, para que haja fluxo de ar para o interior dos alvéolos, a pressão dentro dos mesmos deve cair até um valor inferior ao da pressão atmosférica. Assim, enquanto esta pressão é nula durante o repouso; durante a inspiração normal ela atinge cerca de $-2 \text{ cmH}_2\text{O}$. Já durante a expiração, ocorrem fenômenos inversos e a pressão alveolar aumenta para, aproximadamente, $+2 \text{ cmH}_2\text{O}$.

Pressão Transpulmonar (ou Transmural) – P_{TP}

Trata-se da diferença entre a pressão alveolar e a pressão pleural, ou seja, a diferença entre a pressão entre os alvéolos e a superfície externa dos pulmões.

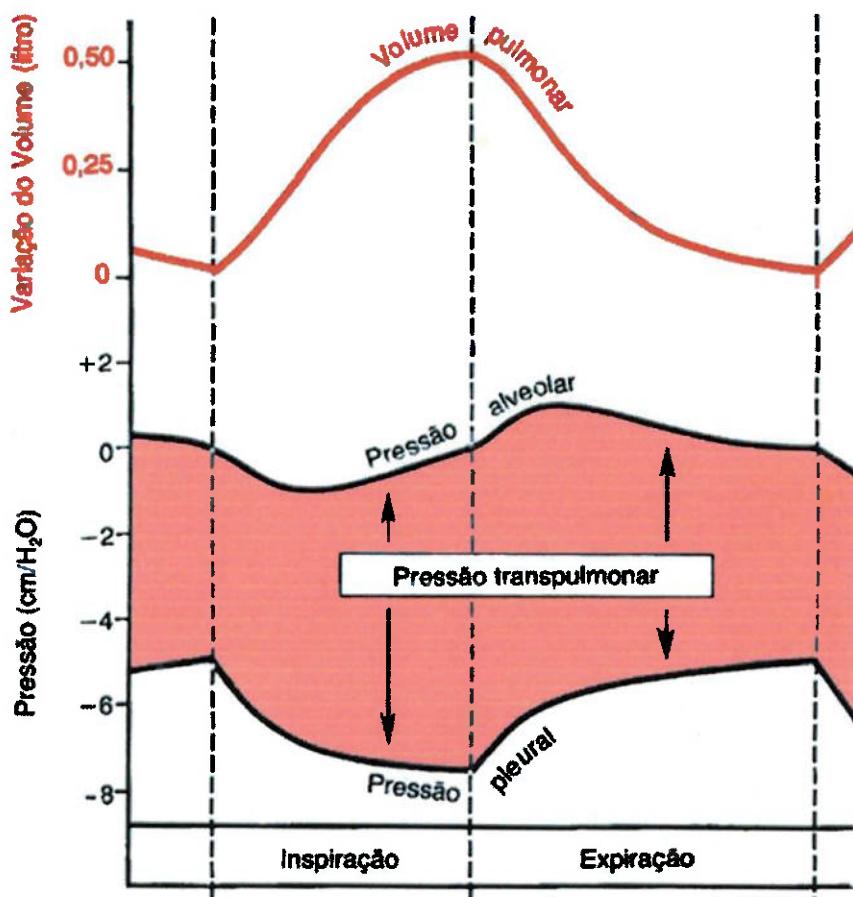


Figura 3-1 As pressões relacionadas à respiração. São mostradas as variações da pressão alveolar, da pressão pleural, da pressão transpulmonar e do volume pulmonar durante a ventilação normal.

3.1.2 Volumes Relacionados à Respiração

Principais Volumes e Capacidades Pulmonares

Na Figura 3-2, estão relacionados os principais volumes e capacidades respiratórias. Seus significados se encontram listados a seguir:

- **Volume Corrente (Tidal Volume – TV):** volume de ar inspirado e expirado em cada ciclo ventilatório normal. Num adulto normal, vale cerca de 500 *ml*.
- **Volume de Reserva Inspiratória (Inspiratory Reserve Volume – IRV):** volume de ar que ainda pode ser inspirado ao final da inspiração do volume corrente normal. Num adulto normal, vale cerca de 3000 *ml*.
- **Volume de Reserva Expiratória (Expiratory Reserve Volume – ERV):** volume de ar que, por meio de uma expiração forçada, ainda pode ser exalado ao final da expiração do volume corrente normal. Num adulto normal, vale cerca de 1100 *ml*.
- **Volume Residual (Residual Volume – RV):** volume de ar que permanece nos pulmões mesmo ao fim da mais vigorosa das expirações. Num adulto normal, vale cerca de 1200 *ml*.
- **Capacidade Inspiratória (Inspiratory Capacity – IC):** é a soma do volume corrente com o volume de reserva inspiratória. Consiste na quantidade de ar que uma pessoa pode inspirar partindo do nível expiratório basal e enchendo ao máximo os pulmões. Vale, num adulto normal, cerca de 3500 *ml*.
- **Capacidade Residual Funcional (Functional Residual Capacity – FRC):** é a soma do volume de reserva expiratória com o volume residual, ou seja, é a quantidade de ar que permanece nos pulmões ao final de uma expiração normal.
- **Capacidade Vital (Vital Capacity – VC):** é a soma do volume de reserva inspiratória com o volume corrente e o volume de reserva expiratória, ou seja, é a maior quantidade de ar que uma pessoa pode expelir dos pulmões após tê-los enchido ao máximo e, em seguida, expirado completamente.

- **Capacidade Pulmonar Total (Total Lung Capacity – TLC):** é a soma da capacidade vital com o volume residual, ou seja, é o maior volume que os pulmões podem alcançar ao final do maior esforço inspiratório possível.

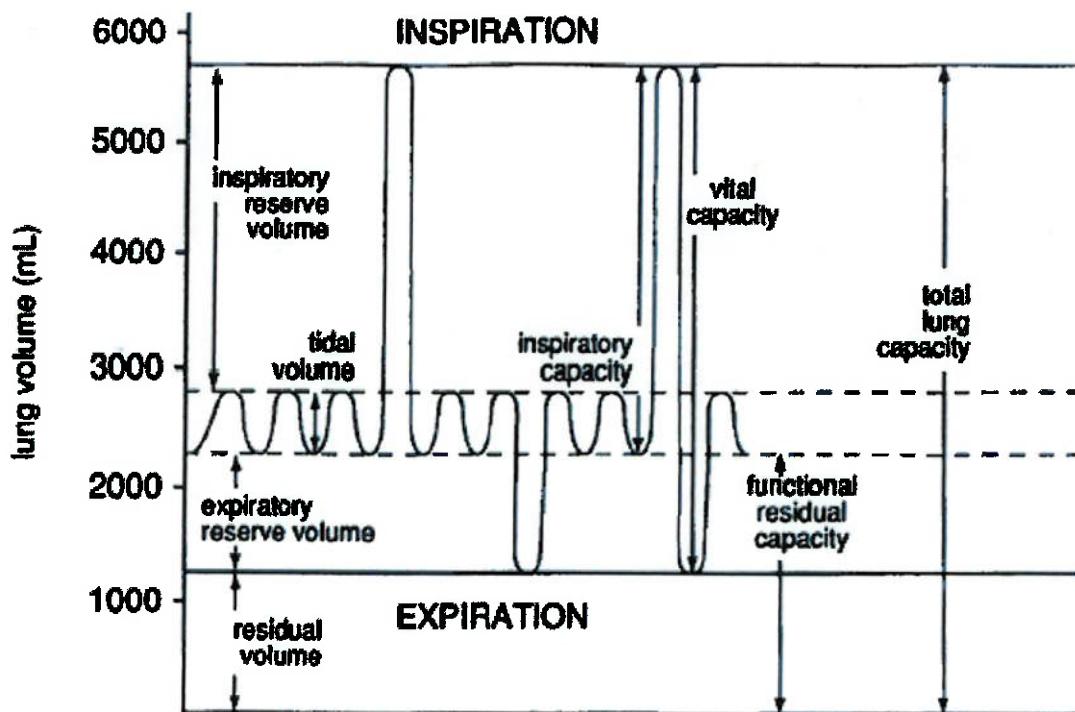


Figura 3-2 Diagrama dos volumes e capacidades respiratórios

Outros Parâmetros

- **Volume Minuto:** é a quantidade total de ar fresco que se movimenta pelas vias aéreas a cada minuto. Esse volume é igual ao volume corrente multiplicado pela freqüência respiratória. O volume corrente normal é de aproximadamente 500 ml, ao passo que a freqüência ventilatória normal é de cerca de 12 ciclos por minuto. Assim, o volume minuto da ventilação é, no geral, 6 litros por minuto.
- **Ventilação Alveolar:** é a intensidade da renovação do ar nos alvéolos pulmonares. Contudo, durante a ventilação basal, o volume corrente é muito maior do que o volume de ar que efetivamente atinge os alvéolos.

- **Espaço Morto:** uma a porção do ar que uma pessoa respira não chega a alcançar os alvéolos, chegando apenas até as vias aéreas onde não ocorrem trocas gasosas, tais como o nariz, a faringe e a traquéia. Estas vias aéreas, onde não ocorrem trocas gasosas, são denominadas de espaço morto. Na expiração, o ar existente no espaço morto é exalado primeiro, antes que qualquer gás contido nos alvéolos alcance a atmosfera. Por isso, o espaço morto é igualmente inútil para a remoção dos gases expiratórios dos pulmões.

A Tabela 3-1 a seguir mostra os valores médios dos volumes e capacidades descritos anteriormente (Peters, 1969) [37].

Tabela 3-1 Volumes e capacidades pulmonares médios (em ml)

Volumes /Capacidades	Mulher 20-30 anos	Homem 20-30 anos	Homem 50-60 anos
Capacidade Pulmonar Total	4200	6000	6000
Volume de reserva inspiratório	1950	3000	2000
Volume Corrente	450	600	600
Capacidade Residual Funcional	1800	2400	3400
Volume de Reserva Expiratório	800	1200	1000
Volume Residual	1000	1200	2400
Capacidade Vital	3200	4800	3600

3.1.3 Propriedades Elásticas

Os pulmões, assim como a própria parede torácica apresentam comportamento elástico, de modo que é possível relacionar a pressão gerada pelos músculos inspiratórios (diafragma) com o volume de ar mobilizado durante a inspiração. Assim, a complacência pode ser definida como o grau de expansão dos pulmões para cada unidade de aumento na pressão (pleural, transpulmonar ou alveolar). Logo, pode-se definir:

$$C = \frac{\Delta V}{P} \quad (3.1)$$

$$E = \frac{P}{\Delta V} \quad (3.2)$$

onde C é a complacência, E a elastância, P a pressão e ΔV a variação de volume.

Propriedades elásticas dos Pulmões

A Figura 3-3 mostra um diagrama que relaciona as variações do volume pulmonar às variações da pressão transpulmonar. É importante notar o fenômeno da histerese, que faz com que tal relação seja diferente na inspiração e na expiração.

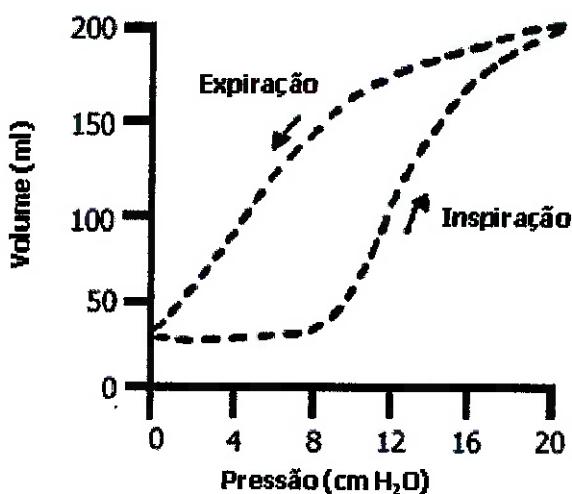


Figura 3-3 Diagrama de complacência dos pulmões

As características do diagrama da complacência são determinadas pelas forças elásticas dos pulmões. Estas forças podem ser divididas em dois grupos: forças elásticas do tecido pulmonar e força causada pela tensão superficial.

As forças elásticas do tecido pulmonar são determinadas principalmente pelas fibras elásticas e colágenas que constituem seu tecido. É interessante salientar que, além da histerese, estas fibras também podem apresentar o fenômeno da relaxação. Isto ocorre quando as fibras são distendidas por um longo intervalo de tempo.

Já as forças elásticas causadas pela tensão superficial são geradas pela tensão do líquido que reveste a superfície interna das paredes dos alvéolos e de outros espaços

áreos dos pulmões. Estas últimas são responsáveis por cerca de um terço do total das forças elásticas presentes num pulmão normal.

As forças elásticas decorrentes da tensão superficial modificam-se acentuadamente quando a substância denominada surfactante não está presente no líquido alveolar. O surfactante é uma substância tensoativa, isto é, ele reduz a tensão superficial da superfície onde se espalha.

Interações entre Pulmões e Caixa Torácica

A caixa torácica tem suas próprias características elásticas e viscosas, similares às dos pulmões. Os efeitos das complacências do pulmão e da parede torácica se associam em série para formar a complacência total do sistema respiratório. Assim pode-se estabelecer a seguinte relação:

$$\frac{1}{C_{TOTAL}} = \frac{1}{C_{PULMÕES}} + \frac{1}{C_{CX.TORÁCICA}} \quad (3.3)$$

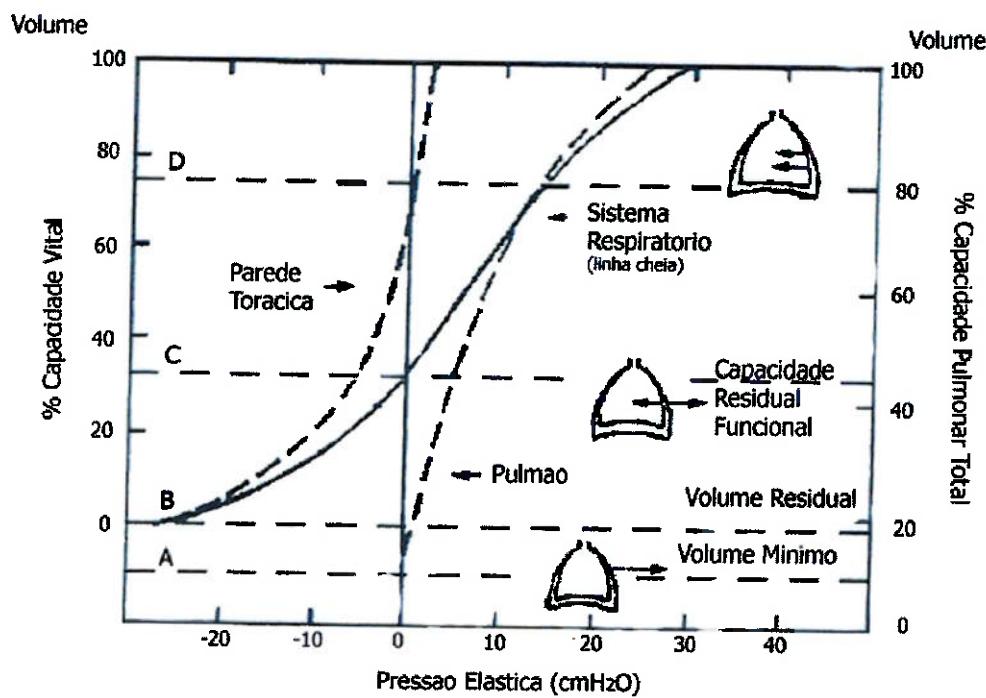


Figura 3-4 Diagrama de complacência do sistema respiratório

A Figura 3-4 mostra a relação Pressão x Volume para ambas as componentes, salientando bem a diferença de comportamento entre elas.

É importante salientar que, apesar de apresentar uma faixa onde seu valor é constante, a complacência é variável fora desta faixa, pois o sistema respiratório não é linear.

A complacência de um indivíduo jovem e saudável gira em torno de $200 \text{ ml/cm H}_2\text{O}$ porém, este valor varia muito ao longo da vida de um indivíduo. Em recém nascidos, por exemplo, este valor é muito menor, pois, como ainda não possuem o sistema respiratório maduro, não produzem suficiente líquido surfactante. Certas patologias, como a fibrose, por exemplo, também podem fazer com que a complacência seja diminuída.

3.1.4 Propriedades Resistivas

A resistência oferecida pelo sistema respiratório é ser causada em sua maioria pelo deslocamento de ar nas vias aéreas (atraito entre o ar e as vias aéreas). Deste modo, pode-se definir a resistência do sistema respiratório como a razão entre um determinado diferencial de pressão nas vias aéreas e o fluxo de ar por ele gerado.

$$R = \frac{\Delta P}{Q} \quad (3.4)$$

A vazão de um fluido em uma tubulação pode ter uma configuração laminar ou turbulenta. Desta forma, a pressão resistiva contém duas componentes: uma linear e outra quadrática em função do fluxo. Assim, para determinada vazão:

$$P_{RESISTIVA} = k_1 \cdot Q + k_2 \cdot Q^2 \quad (3.5)$$

Para o sistema respiratório humano, pode-se provar que esta expressão é adequadamente aproximada por:

$$P_{RESISTIVA} = 2,4 \cdot Q^{1,3} \quad (3.6)$$

com $P_{RESISTIVA}$ medida em $\text{cm H}_2\text{O}$.

A princípio, a vazão de ar é sempre laminar para as porções mais baixas da árvore brônquica. No entanto, nas grandes vias aéreas que se estendem até os brônquios com raio maior que 2 mm, a vazão de ar somente é laminar em condições de respiração basal.

A resistência do sistema respiratório é a soma das resistências das vias aéreas e da parede torácica. Embora nem sempre seja levada em conta, a resistência da parede torácica pode chegar a 60% da resistência total do sistema respiratório.

A resistência nas vias aéreas não é uniforme ao longo de toda sua extensão. No entanto ela normalmente é distribuída da seguinte maneira:

- Vias aéreas superiores (nariz, boca, laringe, faringe): 50%
- Traquéia e brônquios: 30%
- Pequenas vias aéreas (< 2 mm): 20%

É interessante notar que, apesar de teoricamente a resistência variar de maneira inversa ao raio da via aérea, os maiores valores de resistência se encontram nas maiores vias aéreas. Isto ocorre porque as vazões existentes em cada um dos bronquíolos são muito menores do que aquelas existentes nas vias aéreas de maior calibre. Porém, em quadros patológicos como asma, por exemplo, esta situação se inverte pois passam a existir obstruções nos bronquíolos que aumentam significativamente sua resistência.

Valores médios de resistência para indivíduos saudáveis variam de 0,6 a 2,4 cm H₂O/L/min. Porém, da mesma forma que a complacência, os valores de resistência variam muito de indivíduo para indivíduo e podem apresentar-se exacerbadas ou diminuídas na presença de determinadas patologias.

3.1.5 Propriedades Viscoelásticas

A viscoelasticidade é uma propriedade mecânica que provê ao material características líquidas e sólidas. Alguns polímeros e tecidos biológicos, como o pulmão, apresentam tal característica. Este comportamento viscoelástico produz uma modificação na complacência e na resistência do sistema respiratório em função da freqüência da

ventilação. Tal dependência em freqüência é possível de ser prevista, pois a viscoelasticidade pode ser representada em função de um conjunto resistência-complacência, transformando o simples modelo RC do sistema respiratório em um modelo de segunda ordem (dois modelos RC).

3.1.6 Constante de Tempo

A constante de tempo é uma propriedade intrínseca de qualquer sistema dinâmico. Ela depende apenas dos parâmetros de cada sistema. No caso do sistema respiratório, ela determina o tempo de exalação num ciclo respiratório.

Portanto, o tempo de exalação de um pulmão irá depender dos valores de resistência e de complacência de cada indivíduo em cada situação. Quanto menor a resistência, maior será o fluxo expiratório para dada pressão elástica. Porém quanto maior a complacência, mais lenta será a exalação.

Assim, a constante de tempo do sistema respiratório será determinada em função de suas resistência e complacência, definindo o tempo de esvaziamento do pulmão, que será uma função exponencial no tempo, como o descarregamento de um capacitor num circuito RC.

3.1.7 Diferenças de Ventilação devido à região do Pulmão

A ventilação dentro dos pulmões é maior na sua parte inferior. Isto é, na base, quando o paciente está em pé e na parte dorsal, quando o paciente se encontra deitado. Isto é devido principalmente pela variação da pressão intrapleural (ver seção 3.1.2), que se torna cada vez mais negativa conforme se aproxima da parte superior dos pulmões (ápice).

Esta diferença na pressão intrapleural causa uma maior expansão do ápice ao final da expiração (FRC). Assim, na inspiração, torna-se mais fácil expandir as bases do pulmão, visto que estas se encontram menos distendidas do que seu ápice. Nota-se, porém, que, para pulmões de volume muito baixo, esta situação se inverte, com melhor ventilação na região superior dos pulmões.

3.2 Trabalho Respiratório

O trabalho mecânico é definido como sendo a energia requerida pelo sistema para se deslocar determinada quantidade de massa (sólido ou líquido), vencendo as forças opostas a seu movimento. Quando respiramos, movimentamos o tórax e assim gastamos energia, neste ato realiza-se trabalho.

Durante a ventilação basal (respiração calma e em repouso), a contração dos músculos ventilatórios ocorre apenas na fase inspiratória, sendo a expiração um processo quase que inteiramente passivo. Assim, em condições normais de respiração, os músculos só executam trabalho para produzir as inspirações e não para causar as expirações. Porém, se, em função de alguma patologia, for necessário realizar esforço para expirar, o trabalho total da respiração será aumentado.

O trabalho realizado nas inspirações pode ser dividido em três parcelas:

- **Trabalho elástico:** necessário para expandir os pulmões, vencendo suas forças elásticas e as da caixa torácica;
- **Trabalho resistivo dos tecidos:** necessário para vencer as viscosidades do pulmão e da caixa torácica;
- **Trabalho resistivo das vias aéreas:** necessário para vencer a resistência das vias aéreas ao fluxo de ar.

Fica evidente então que, em quadros anormais, onde a complacência está aumentada, ou a resistência diminuída, o trabalho respiratório irá crescer. Os três tipos de trabalho podem ser visualizados na Figura 3-4, que mostra um gráfico da variação de volume em função da pressão, ou seja, é um gráfico de complacência.

Em estudos clínicos, foi observado que, para uma dada ventilação, o trabalho realizado para se vencer as forças elásticas é aumentado quando a respiração é lenta e profunda. Por outro lado, o trabalho realizado para se vencer a resistência ao fluxo cresce quando a respiração é rápida e superficial.

Se estas duas parcelas de trabalho forem somadas e, juntas, plotadas num gráfico em função de freqüência respiratória, poderá ser observado que existe uma freqüência

ótima, na qual o trabalho de respiração é mínimo. Este ponto é considerado o ponto ótimo da ventilação em termos de esforço fisiológico e, em adultos saudáveis se encontra em torno de 15/min. No entanto, não há uma relação direta entre este ponto ótimo de trabalho e o ponto ótimo para trocas gasosas.

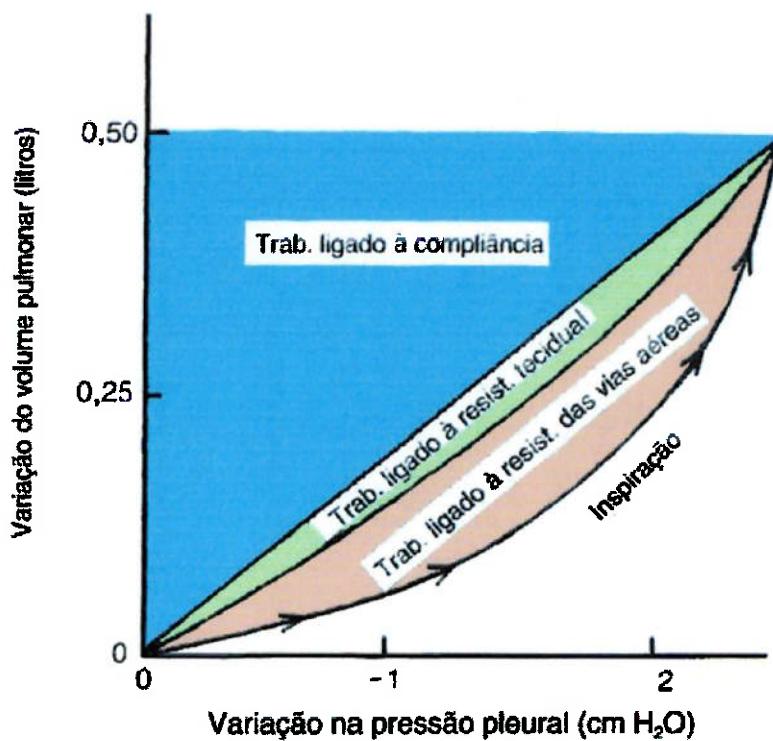


Figura 3-5 Representação do Trabalho Respiratório

A eficiência geral dos músculos respiratórios é relativamente pequena, estando em torno de 10%. Isto é, normalmente apenas 10% da energia disponível aos músculos é usada para efetivamente mover o ar para dentro e para fora dos pulmões, restando 90% de energia, que é dissipada em forma de calor.

4 Revisão da Literatura

Ligas e Primiano descrevem a evolução dos modelos mecânicos para ventilação dividindo-os em dois grupos básicos: modelos clássicos e modelos formais. A distinção refere-se à forma do modelo e das variáveis. *Modelos mecânicos clássicos* representam forças e deslocamentos como valores escalares, como volume (para representar deslocamentos generalizados) e pressão (para representar forças generalizadas). *Modelos mecânicos formais* expressam essas grandezas como vetores, aplicando princípios de mecânica contínua [22].

Os modelos clássicos estão associados aos modelos compartimentais, discutidos mais adiante, e constituem a base do escopo deste trabalho. A seguir é apresentada uma evolução dos modelos do sistema respiratório, seguida pela apresentação dos modelos por analogia, provavelmente os mais comumente utilizados. Apresentam-se ainda os fundamentos da modelagem compartimental e uma revisão de alguns modelos propostos para a representação de partes do sistema respiratório, que servirão como ponto de partida para o modelo mais complexo a ser desenvolvido neste trabalho.

São diversas as proposições de modelos de partes do sistema respiratório disponíveis na literatura, sempre aplicados ao estudo de uma particular patologia ou à simulação de determinado fenômeno. No entanto são sempre modeladas apenas partes do sistema, permanecendo outros aspectos, variáveis e parâmetros ignorados. Para os tipos de aplicação sugeridos neste trabalho, será necessária a consideração de diversos fenômenos combinados, de modo a obter-se um modelo mais completo, para uma melhor interpretação do que realmente ocorre durante a ventilação – e capaz de proporcionar uma ventilação artificial mais eficiente, uma simulação mais instrutiva e educativa ou uma melhor visualização.

4.1 Evolução Histórica

O primeiro modelo mecânico do sistema respiratório foi proposto em 1956 por Otis et al. [2], com o objetivo de realizar, através de equações matemáticas, previsões

teóricas dos efeitos das diferenças locais das propriedades mecânicas na distribuição da ventilação pulmonar. O modelo consistia de um único compartimento com uma unidade *volume-elástica* (E) e outra *fluxo-resistiva* (R) constantes. Este modelo se baseava na hipótese de que as propriedades mecânicas do sistema respiratório se mantinham constantes durante toda a respiração, sendo independentes do volume pulmonar e do fluxo inspiratório ou expiratório a cada instante. No entanto, verificou-se clinicamente que esta hipótese somente é razoável quando o indivíduo está sob ventilação basal, isto é, quando está relaxado. Apesar deste modelo ser extremamente simplificado, já que considerava o sistema respiratório como um compartimento único, ele é útil para a realização de previsões qualitativas. O modelo mecânico de Otis é representado pela seguinte equação diferencial de primeira ordem:

$$P(t) = E \cdot V(t) + R \cdot \dot{V}(t) \quad (4.1)$$

onde, para qualquer instante t ,

$P(t)$	pressão motriz inspiratória
$\dot{V}(t)$	fluxo instantâneo
$V(t)$	volume instantâneo
E	elastância do sistema respiratório
R	resistência do sistema respiratório

Este modelo foi utilizado em estudos para prever o comportamento mecânico respiratório durante a respiração de repouso, partindo-se do pressuposto de que a forma de onda da pressão motriz fosse senoidal, sendo sua amplitude, forma e freqüência pré-determinadas.

Em 1970, Milic-Emili e Pengelly [3] utilizaram o modelo de Otis em vários testes clínicos, a fim de prever o efeito da adição de cargas mecânicas (tubos traqueais) ao sistema respiratório. Eles previam que a pressão motriz não deveria se manter constante na presença de cargas, mas sim aumentar. Destes testes, foram obtidas as seguintes observações que, de certa forma, comprovavam o modelo de Otis:

- as formas de onda de pressão, volume e fluxo se aproximavam de senóides,
- as elastâncias e resistências do sistema eram constantes,
- os valores dos parâmetros do sistema eram válidos tanto para a inspiração quanto para a expiração.

No entanto, este modelo apresentava, ainda, algumas limitações:

- I. Durante a ventilação basal, a expiração envolve um relaxamento passivo do sistema respiratório até ser alcançado um volume pulmonar de repouso, que não é necessariamente idêntico ao volume pulmonar mínimo alcançado durante uma ventilação estável com uma pressão motriz senoidal. Assim, a forma de onda da pressão motriz não era a ideal.
- II. A adição súbita de carga externa ao sistema (ΔE e ΔR) ocasiona a alteração da constante de tempo do sistema respiratório. Deste modo, imediatamente após a adição de carga, o sistema não fica mais em um estado de equilíbrio elástico, mesmo que a pressão motriz permaneça com sua forma senoidal inalterada.

Read et al., em 1974, observou que a forma real da onda de pressão motriz durante a respiração espontânea era acentuadamente diferente da função senoidal. Verificou que a aproximação senoidal previa corretamente a adição de cargas elásticas, mas superestimava a resposta à adição de cargas resistivas.

Entre 1983 e 1984, Milic-Emili, em parceria com o brasileiro Walter de Araújo Zin, propôs um modelo matemático com base na forma de onda real (fisiológica) da pressão motriz do sistema respiratório e nos valores de elastância e resistência obtidos a partir de medições clínicas. Tal modelagem permitia prever o comportamento dinâmico do sistema respiratório na presença tanto de cargas resistivas quanto elásticas. Suas previsões foram comprovadas experimentalmente, validando assim este modelo.

4.2 Modelos por Analogia

São diversos os modelos analógicos utilizados para o estudo da mecânica respiratória, em função dos aspectos que se deseja estudar e da técnica que se utiliza para fazer inferências. A forma de representação também varia com a aplicação e o nível de conhecimento de quem utiliza o modelo, pois se deve entender perfeitamente seu funcionamento e comportamento. As analogias mais utilizadas podem ser de natureza elétrica, hidráulica ou mecânica.

A analogia mais comumente utilizada atualmente consiste na associação do comportamento do sistema respiratório com sistemas elétricos, devido às similaridades existentes entre as respectivas grandezas. Modelos deste tipo possibilitam a análise do sistema respiratório por meio de ferramentas matemáticas utilizadas em circuitos, tanto no domínio da freqüência quanto no domínio do tempo, auxiliando na compreensão dos fenômenos associados. Na Tabela 4-1 a seguir são relacionados os parâmetros da mecânica respiratória anteriormente mencionados com seus respectivos análogos elétricos.

Tabela 4-1 Grandezas da Analogia Elétrica

Parâmetros Respiratórios	Parâmetros Elétricos
Resistência das vias aéreas	Resistência elétrica
Complacência	Capacitância
Inércia	Indutância
Pressão	Tensão
Vazão	Corrente
Volume	Carga elétrica

O sistema respiratório, devido à sua complexidade, pode ser dividido em inúmeras partes ou compartimentos, onde cada uma destas partes pode ser representada por um modelo com as características que foram descritas anteriormente. Por simplicidade, estes modelos são geralmente reduzidos, supondo-se a homogeneidade do sistema respiratório, ou seja, supondo-se que estas inúmeras partes tenham

comportamento semelhante – desta simplificação, resulta um modelo que possui apenas um elemento resistivo e um elástico.

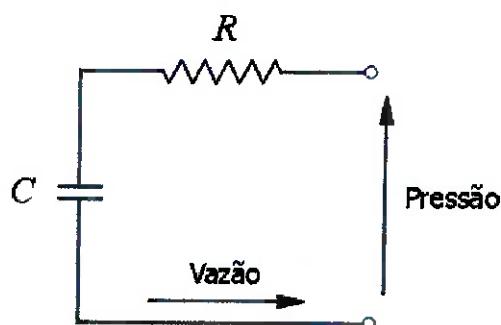


Figura 4-1 Modelo unicompartimental simples

Este modelo, homogêneo e com um único compartimento, formado pela associação em série de um elemento resistivo a outro complacente, é o mais simples e mais comumente utilizado até hoje. Podem ser adicionados a este modelo básico os demais elementos que se deseja conhecer, aumentando assim o grau de complexidade do mesmo.

Quando se deseja modelar o sistema respiratório para condições normais de ventilação, a inércia é freqüentemente desconsiderada, por assumir valores muito pequenos – resultando assim em erros normalmente desprezíveis. Porém, quando se deseja conhecer a resposta do sistema respiratório a perturbações em alta freqüência, é comum encontrar associado ao modelo RC um elemento responsável pela inércia do sistema¹.

Já foi comentado anteriormente que a complexidade do modelo depende dos aspectos que se deseja estudar. Caso a homogeneidade admitida nos modelos mais simples for conhecidamente desrespeitada, faz-se necessário o desmembramento do modelo em dois, três ou mais compartimentos. Cada uma destas novas partes representaria uma região com características similares associadas a diferentes constantes de tempo. Desta forma, um novo modelo RC, de segunda ordem ou ordem superior,

¹ Na meio médico a inércia é comumente referida por inertância.

deve ser utilizado para representar o sistema respiratório com as chamadas não-homogeneidades.

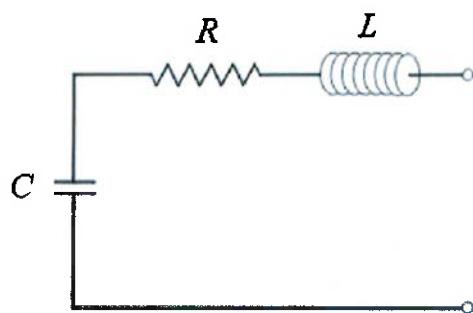


Figura 4-2 Modelo unicompartimental com efeitos de segunda ordem (inércia)

Modelos mais sofisticados, porém ainda simplificados, podem ser usados com esta finalidade, de se estudar as não-homogeneidades do sistema respiratório. Estes modelos utilizam associações em série ou em paralelo de componentes RC para representar as várias constantes de tempo referentes aos vários compartimentos do modelo.

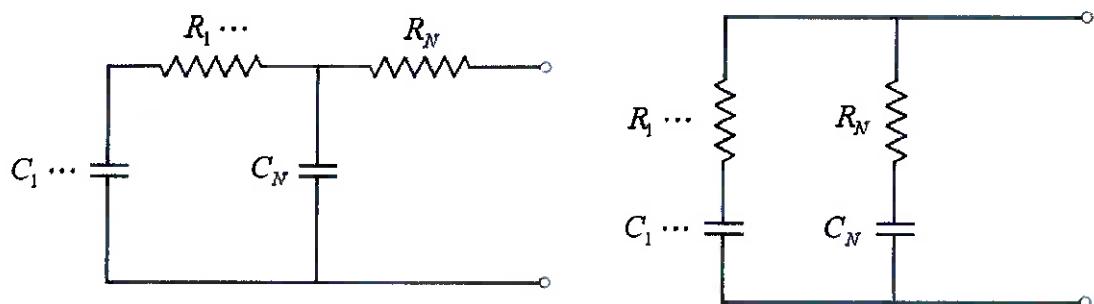


Figura 4-3 Modelos multicompartmentais

Modelos elétricos mais recentes têm sido empregados na tentativa de se modelar as viscoelasticidades do sistema respiratório, adaptando-se muito bem às técnicas de interrupção utilizadas na medição dos parâmetros da mecânica respiratória. Nestes modelos, R_V e C_V (Figura 4-4) representam as viscoelasticidades do sistema e

apresentam constante de tempo muito maior do que a dada pela resistência e pela complacência do próprio sistema respiratório.

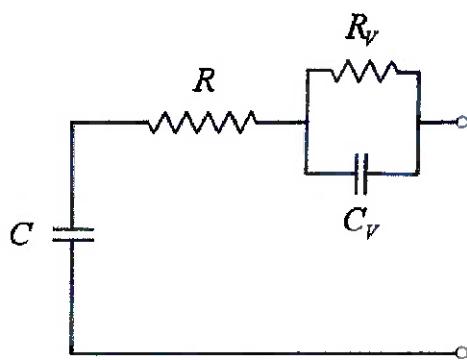


Figura 4-4 Modelo com viscoelasticidade

4.3 Modelos Compartimentais

Quando as grandezas fundamentais envolvidas na análise quantitativa do funcionamento de sistemas fisiológicos *in vivo* estão inacessíveis à medida direta, deve ser feita uma estimativa destes valores, através do uso intensivo de modelos matemáticos que liguem as variáveis acessíveis àquelas inacessíveis, partindo de hipóteses estruturais sobre seu funcionamento. Modelos compartimentais têm a vantagem de possuir uma formulação simples e intuitiva, pois se baseiam no princípio da conservação da matéria. Como características e escopo da utilização de modelos compartimentais, temos:

- a identificação da estrutura do sistema, permitindo a utilização do modelo para determinar a natureza de mecanismos fisiológicos específicos;
- a estimativa de quantidades não mensuráveis diretamente, como parâmetros e variáveis internas ao sistema;
- a predição e o controle de variáveis fisiológicas inacessíveis a intervenções diretas – como por exemplo a ventilação de pacientes, feita para um sistema não homogêneo, com variadas características intrínsecas, através de uma única via;

- a otimização de testes clínicos, possibilitando a obtenção da maior quantidade de informação com o menor número de medidas necessário.

O sistema respiratório pode ser enquadrado nesta situação, pois, no caso de um modelo que represente as não-homogeneidades do sistema, nem todas as medidas estarão acessíveis, devido a impossibilidades físicas ou mesmo quantidade excessiva de sensores.

4.3.1 Conceitos Fundamentais

Compartimento

Um compartimento é um conjunto de matéria que se comporta de maneira homogênea (Figura 4-5), com propriedades físicas bem definidas. Deve-se notar que um compartimento não possui necessariamente um contorno físico bem definido; no entanto, a quantidade de um determinado material em um determinado espaço fisiológico é freqüentemente associada a um compartimento. As partículas contidas em um mesmo compartimento são influenciadas por forças que provocam sua transferência a outro(s) compartimento(s), tendo todas as partículas a mesma probabilidade de migrar a outro compartimento, pois são indistinguíveis pelo sistema. A transição de um compartimento a outro ocorre através de alguma barreira física ou transformação química. Associa-se ainda a cada compartimento uma característica de *volume* ou *tamanho*.

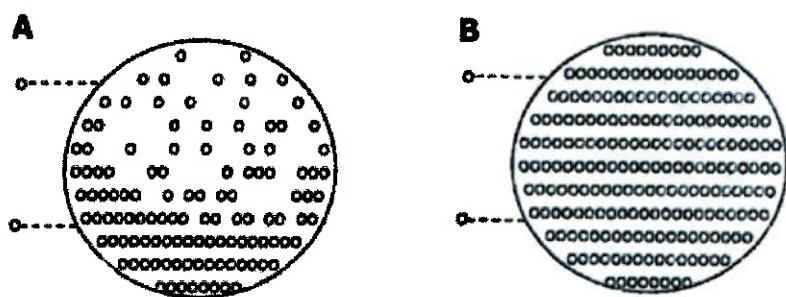


Figura 4-5 Distribuição não-homogênea (A) e homogênea (B) de matéria. Apenas o volume B pode ser considerado um compartimento

Modelo Compartimental

Um modelo compartmental consiste em um conjunto de compartimentos, interconectados entre si. As conexões representam fluxo de matéria entre os compartimentos. Freqüentemente existem entradas (do ambiente externo) em um ou mais compartimentos, bem como saídas, que caracterizam excreção de material ao ambiente externo. Neste caso, trata-se de um *modelo compartmental aberto*. Caso não haja troca de material com o meio externo, tem-se um *modelo compartmental fechado*.

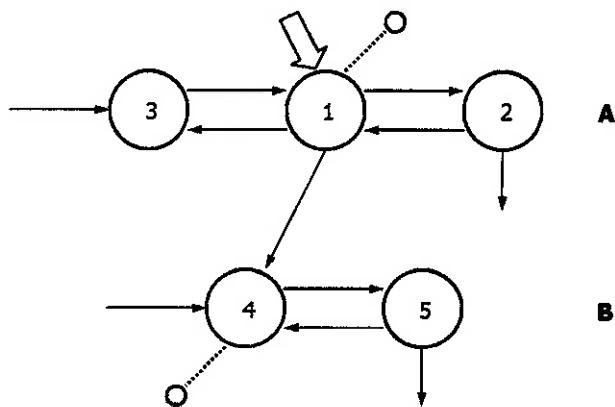


Figura 4-6 Exemplo esquemático de um modelo compartmental genérico

A Figura 4-6 mostra um exemplo de um modelo compartmental esquemático e genérico. Este seria um modelo a cinco compartimentos, sendo que as concentrações dos componentes A e B se influenciam entre compartimentos consecutivos, com uma entrada exógena no compartimento 1 e saídas (excreções) nos compartimentos 1, 2 e 5. Percebe-se neste modelo que são acessíveis à leitura apenas os valores nos compartimentos 1 e 4. Estes compartimentos são ditos acessíveis à medida, enquanto os demais são inacessíveis.

4.4 A Bomba Inspiratória

A chamada bomba inspiratória, constituída pela caixa torácica e pelos músculos inspiratórios, é responsável por transmitir comandos inspiratórios automáticos e voluntários à ventilação alveolar através da aplicação de forças expansivas aos pulmões.

Seu funcionamento é de extrema importância para a fisiologia respiratória e para a patofisiologia de diversas doenças. As maiores dificuldades em se estudar seu funcionamento com relação a sua estrutura têm origem na disposição geométrica extremamente complexa de seus elementos ativos e passivos. As apresentações a seguir referem-se à evolução dos modelos mecânicos desta parte componente do sistema respiratório.

4.4.1 Evolução

O modelo mais simples considera o pulmão e a parede torácica como sólidos elásticos com uma pressão de distensão do pulmão dada por $P_{ALV} - P_{PL}$ (pressão alveolar menos pressão pleural) e $P_{PL} - P_{BS}$ (pressão pleural menos pressão da superfície corporal) para a parede torácica. Além disso, os músculos inspiratórios são agrupados em um único esforço ΔP_M aplicado à parede torácica. Assumindo que o fluido intrapleural é incompressível, chega-se à restrição de que a variação de volume do pulmão é equivalente à variação de volume da caixa torácica ($v_L = v_{CT}$). Este modelo consegue abranger uma certa quantidade de manobras, sendo inadequado para as variações dependentes de freqüência do pulmão.

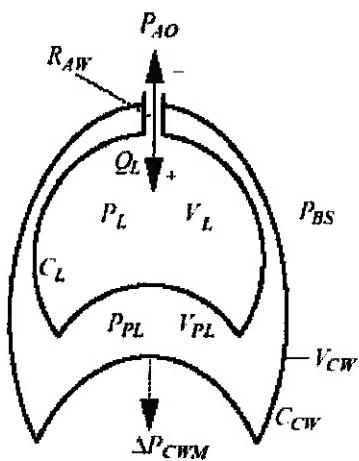


Figura 4-7 Modelo da caixa torácica com um grau de liberdade (Kaye, 1997)

O modelo foi então expandido para dois ou mais compartimentos ($v_{CT} = v_{L1} + v_{L2} + \dots$), cada um com propriedades mecânicas próprias, como descrito por Otis, Mead, e Mount, unificados por Lorino. Além disso, estes modelos não mais consideravam o pulmão como puramente elástico, mas apresentando efeitos de segunda ordem (complacência, resistência e inertância). Ainda assim, esses modelos tinham problemas para grandes deslocamentos volumétricos, pois nestes casos, efeitos antes desprezíveis para pequenas variações de volume, tornam-se significativos [22].

A maior parte dos modelos considerava a parede torácica como de um único grau de liberdade no relaxamento, ou seja, em deformações que não envolvem esforços musculares ativos da caixa torácica. Mais tarde, pesquisadores tentaram analisar as contribuições individuais da caixa torácica e do abdômen. A teoria mostrava que o gradiente de pressão dominante que regia o movimento da parede torácica durante a respiração era determinado pela diferença entre a pressão intra-abdominal com relação à pressão da superfície corporal. Acreditava-se ser o gradiente de pressão gerado pela contração do diafragma durante respiração normal. Goldman e Mead sugeriam que o diafragma fosse capaz de agir sobre todo o sistema respiratório. Outros debateram a hipótese e argumentaram que outros músculos também seriam necessários [22].

Mead postulou um segundo mecanismo, a área ou zona de aposição, para considerar efeitos diretos da pressão abdominal sobre a caixa torácica, desenvolvendo com Loring um modelo com este mecanismo associado aos efeitos do diafragma. Primiano, argumentando que estes modelos funcionavam apenas para padrões respiratórios normais, propôs um modelo com três graus de liberdade que considerava os movimentos paradoxais² observados em neonatos e pacientes tetraplégicos [22].

Recentemente, diferentes abordagens têm sido utilizadas no estudo do funcionamento da bomba inspiratória. Uma delas utiliza técnicas baseadas em imagens (tomografia computadorizada, ressonância magnética) para descrever as ações dos

² Estes movimentos ocorrem devido à não utilização de determinados músculos respiratórios que normalmente seriam acionados na respiração normal. Isto ocorre particularmente em pacientes tetraplégicos e em neonatos, ou recém-nascidos.

músculos inspiratórios através de mudanças geométricas correspondentes (Gaultier et al., 1994; Paiva et al., 1992; Whitelaw, 1987; Whitelaw et al., 1983). Outro tipo de abordagem utiliza modelos com múltiplos graus de liberdade, como já descrito anteriormente (Angelillo et al., 1997; Bem-Haim e Saidel, 1990; Boriek e Rodarte, 1997; Petroll et al., 1990; Primiano, 1982; Ward et al., 1992). Os modelos apresentados a seguir representam alguns aspectos e técnicas bastante interessantes utilizados na modelagem de partes do sistema respiratório.

4.4.2 Modelo de Wilson

Wilson, et al. (1999) [38] utilizou um modelo matemático da caixa torácica para analisar e determinar uma representação quantitativa e testável da hipótese, há muito aceita, de que os músculos respiratórios conduzem a caixa torácica ao longo da trajetória onde o trabalho respiratório é mínimo. O modelo utilizado considera o sistema respiratório como sendo de comportamento elástico e linear, podendo ser expandido tanto por ação de uma pressão externa, aplicada às vias aéreas superiores (ventilação passiva), quanto por forças ativas dos músculos respiratórios (ventilação ativa). A Figura 4-8 mostra um esquema do modelo utilizado.

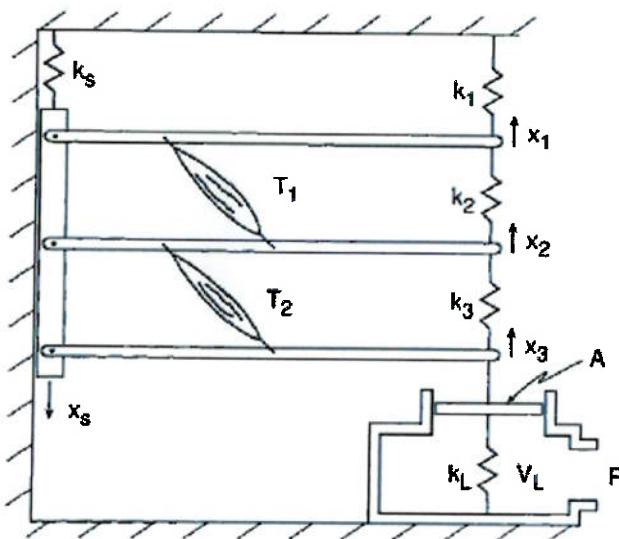


Figura 4-8 Modelo com múltiplos graus de liberdade, representando esquematicamente as costelas e os músculos intercostais (Wilson et al., 1999)

Um aspecto interessante deste trabalho é a consideração de múltiplos graus de liberdade – conseguida por analogia a um modelo mecânico linear com solução por um sistema de equações diferenciais – bem como um método de calcular o trabalho respiratório. No entanto, o pulmão é modelado como um compartimento único e homogêneo, com valores de pressão e volume únicos.

4.4.3 Modelo de Ricci

Uma nova abordagem, elaborada por Ricci et al. (2002), propõe que a bomba inspiratória seja descrita através de um modelo simples com três graus de liberdade regidos por um conjunto de equações diferenciais, utilizando dados de entrada obtidos por reconstruções e medições fisiológicas por meio de ressonância magnética, resultando em simulações numéricas mais realistas de seu comportamento. Desta forma, abrir-se-ia a possibilidade de se prever o impacto de doenças ou de intervenções médicas (por exemplo, cirurgias de redução de volume pulmonar em casos de enfisema, paralissias parciais de diafragma ou outros músculos respiratórios, ou em ventilação mecânica) na função do sistema respiratório [23].

Este modelo será detalhado mais adiante, no momento em que for feita uma análise crítica dos trabalhos estudados.

4.4.4 Modelo de Kaye

O trabalho de Kaye (1997) trata da integração de um modelo mecânico do comportamento fisiológico do sistema cardio-respiratório com um ambiente tridimensional virtual e interativo. Sua idéia é, desta forma, associar parâmetros fisiológicos com suas correspondentes interpretações em termos de anatomia tridimensional [22]. O modelo mecânico considera, devido às aplicações propostas, os elementos da caixa torácica, incluindo as características regionais associadas aos músculos e sub-compartimentos da bomba inspiratória. Assim, as patologias associadas são puramente mecânicas, como perfusões no tórax ou paralissias parciais.

O modelo mais complexo, de onze graus de liberdade, é desenvolvido com o auxílio de outros dois modelos parciais, um com um único grau de liberdade e outro com seis graus. São sempre utilizadas analogias mecânicas, sendo obtidos os volumes e pressões em cada região do sistema em função dos esforços dos diversos músculos respiratórios. O modelo respiratório final (o trabalho ainda adiciona características da mecânica cardiovascular), é bastante complexo, contanto com componentes laterais para a caixa torácica e o diafragma e considerando a influência do mediastino³.

Apesar de considerar apenas as características da caixa torácica e dos mecanismos responsáveis pelo seu funcionamento, a modelagem proposta por Kaye é bastante interessante, pois consiste em um modelo com múltiplos compartimentos e graus de liberdade, sendo capaz de observar aspectos regionais do acionamento dos músculos da ventilação. O trabalho será mais detalhadamente estudado no próximo capítulo.

4.5 Efeitos Gravitacionais

4.5.1 Modelo de Tarczy-Hornoch

As características regionais no enchimento dos pulmões são bastante importantes, pois a superinflação pode causar lesões ou pneumotóraxes nos pulmões, o que pode vir a causar deficiências nas trocas gasosas. Um efeito adicional a reforçar esta importância consiste na influência dos efeitos gravitacionais sobre a ventilação pulmonar⁴. Resultados de tomografia computadorizada de pacientes com S.A.R.A. (Síndrome da Angústia Respiratória do Adulto) indicam um gradiente vertical de enchimento (Gattinoni et al., 1988). A influência dos efeitos gravitacionais se faz mais relevante em tratamentos que utilizam líquidos durante a ventilação (ou em patologias que provocam aumento de líquido no pulmão), intensificando os efeitos da densidade do fluido inspirado [24].

³ O mediastino funciona como uma membrana que separa a caixa torácica em duas partes, movendo-se livremente de forma a manter pressões iguais em ambos os lados [22].

⁴ No funcionamento normal do sistema respiratório ocorre um gradiente de pressões devido às diferenças de concentração verticais do fluido intrapleural causadas por ação da gravidade.

Este modelo introduz a modelagem de características regionais do próprio pulmão, em adição aos modelos da caixa torácica discutidos anteriormente. Apesar de considerar apenas um aspecto específico da mecânica do sistema (efeitos estáticos), desprezando efeitos resistivos e de perda de carga, o trabalho apresenta aspectos bastante interessantes na modelagem multicompartimental, com resultados bastante conclusivos. Mais uma vez, este modelo será discutido com maior nível de detalhamento na próxima seção, onde apresentaremos suas principais características e alguns resultados de simulações.

5

Análise e Simulação dos Modelos e Efeitos Envolvidos

Analisaremos agora os principais modelos apresentados no capítulo anterior, de modo a apresentar uma discussão com maior enfoque nos efeitos mais importantes presentes no sistema respiratório. Os modelos foram estudados e simulações foram realizadas, procurando-se avaliar a relevância dos aspectos e efeitos considerados no desenvolvimento de um modelo mais amplo e abrangente.

5.1 Efeitos Gravitacionais – Modelo de Tarczy-Hornoch [24]

5.1.1 Introdução

A importância de características regionais no enchimento dos pulmões já foi comentada anteriormente neste trabalho, constituindo uma das principais motivações do desenvolvimento do mesmo. O modelo aqui discutido considera estas características na análise dos efeitos causados pela ação da gravidade no enchimento dos pulmões.

O enchimento regional dos pulmões depende da pressão transpulmonar local (P_{TP}) que é a diferença entre a pressão alveolar local (P_{ALV}) e a pressão pleural local (P_{PL}). Apesar de P_{ALV} ser uniforme ao longo de um pulmão bem inflado com gás, isto não é válido quando existe pressão hidrostática originada por colunas de líquido nas vias aéreas – esta é uma condição comum em algumas patologias pulmonares, principalmente próximo a ou em FRC. Assim, a pressão de boca (P_{AO}) entregue por ventiladores artificiais não reflete necessariamente a pressão alveolar local (P_{ALV}).

Apesar de o gradiente vertical de pressão pleural ser aproximadamente uniforme em um pulmão cheio de gás, ele pode variar consideravelmente do topo à base do pulmão se alguma doença, fluido de edema ou líquido terapêutico aumentar o peso do pulmão [24]. Mesmo que a pressão pleural (P_{PL}) média puder ser estimada pela utilização de um cateter esofageal, é clinicamente impraticável medir o gradiente vertical de P_{PL} .

Para explorar o modo como o peso do pulmão e as forças hidrostáticas podem afetar as pressões pleural e alveolar regionais e assim causarem variações regionais ao longo de gradientes verticais no enchimento dos pulmões, Tarczy-Hornoch et al. (2000) desenvolveram um modelo matemático multicompartimental do pulmão suspenso em um tórax expansível com forma constante, conforme a Figura 5-1. O modelo original foi desenvolvido para analisar a influência da ventilação líquida parcial e total. Estes aspectos não serão aqui comentados, sendo o modelo tratado apenas para o caso de ventilação com ar.

5.1.2 Considerações e Hipóteses

A distribuição regional de volumes pode ser verificada mais facilmente a partir de um modelo com múltiplos compartimentos dispostos verticalmente ao longo de um gradiente gravitacional. Assim, o modelo proposto consiste de compartimentos, ou ‘fatias’, empilhadas verticalmente e envoltos por uma caixa torácica de forma constante. Os compartimentos são de forma arbitrária, mas com seção transversal uniforme, de área constante. Apenas situações estáticas, sem fluxo, foram consideradas. Uma via aérea fornece gás no ponto médio de cada compartimento.

Para este modelo, considera-se que os fatores que regem o volume alveolar de um compartimento são sua complacência, seu volume residual e a respectiva pressão transpulmonar. A complacência varia com as propriedades elásticas do tecido e com as tensões interfaciais entre o gás de enchimento e a parede alveolar. Por simplicidade, foram assumidas curvas pressão-volume ($P \times V$) lineares (Figura 5-2) – desta forma, o modelo não atinge a capacidade pulmonar total (TLC), mas sim um volume próximo ao máximo antes que a curva se torne não-linear. A parede torácica, compreendendo a caixa torácica, o diafragma e o abdômen, é inflada na faixa linear da curva $P \times V$.

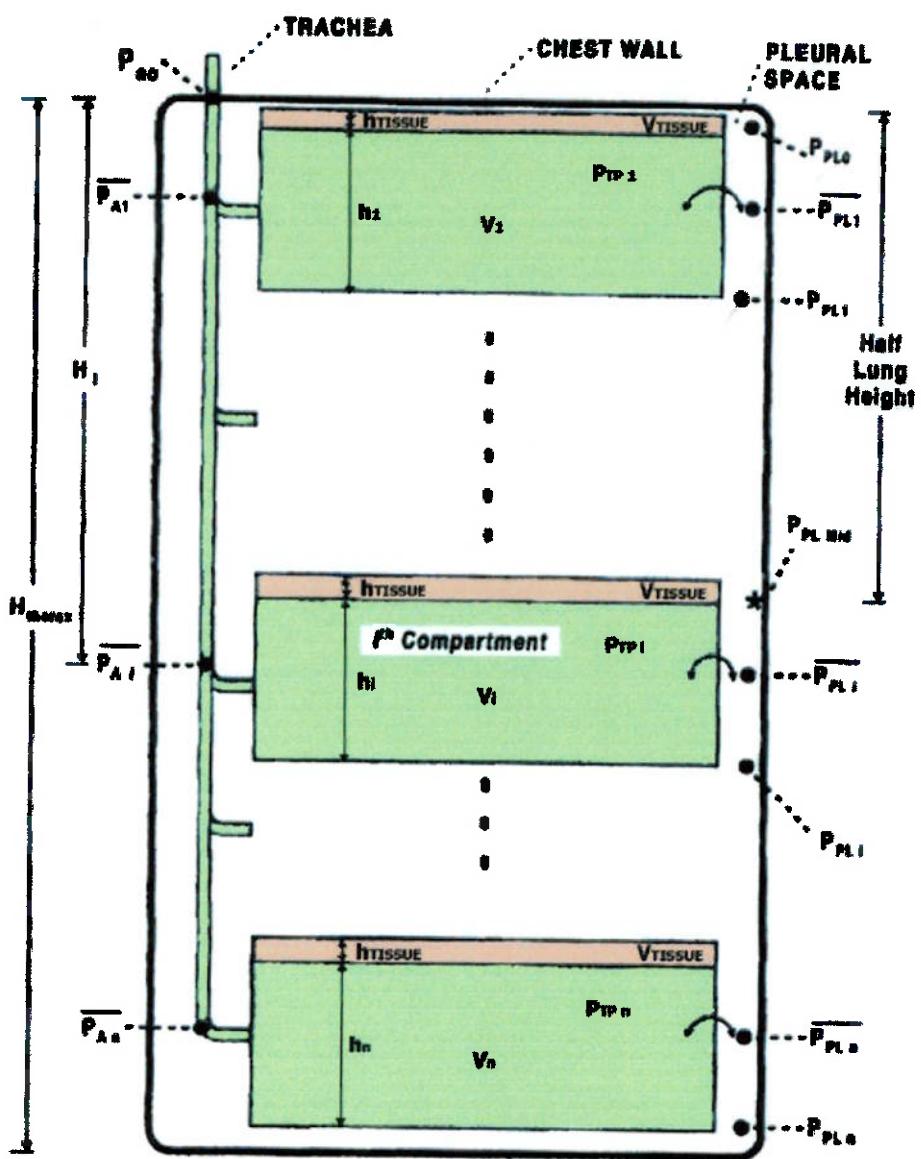


Figura 5-1. Esquema do modelo multicompartmental do pulmão considerando apenas efeitos gravitacionais. O esquema mostra n compartimentos após sua inflação. O retângulo de altura H_{max} representa o espaço pleural. A traquéia transmite a pressão da abertura das vias aéreas (P_{AO}) até os n compartimentos.

A pressão transpulmonar P_{TP} é calculada como a diferença entre a pressão no interior (P_A) e no exterior do pulmão (P_{PL}). No pulmão inflado, P_A é uniforme e é igual à pressão aplicada na via aérea (P_{AO} , como na Figura 5-1). A pressão pleural P_{PL} em qualquer ponto resulta da pressão pleural no topo do pulmão (P_{PL0}) adicionada da

pressão devida ao peso do pulmão e do fluido acima daquele ponto. A densidade do tecido pulmonar e seu conteúdo determina o gradiente relativo de pressão pleural. O valor absoluto de P_{PL} no topo, P_{PL0} , é determinada pela parede torácica, que neste modelo é tratada como um único compartimento. Da mesma forma que para o pulmão, por simplicidade, foi assumida uma relação $P \times V$ linear para a parede torácica (Figura 5-2). A pressão pleural no ponto médio do pulmão, determinada a partir de P_{PL0} e dos pesos do pulmão e do fluido de enchimento, deve ser igual à pressão pleural absoluta necessária para distender ou contrair a parede torácica. Isto permite a determinação de P_{PL0} .

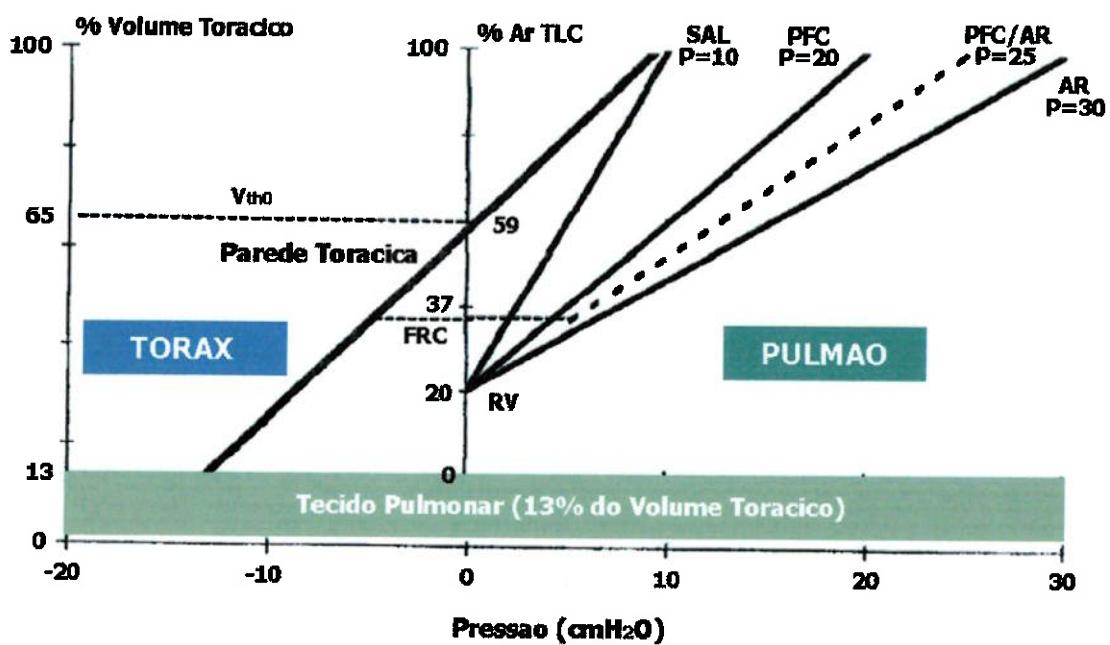


Figura 5-2 Relações entre pressão e volume dos pulmões e parede torácica usadas no modelo matemático

5.1.3 Equacionamento

Segundo as considerações descritas e referindo-se ao i -ésimo compartimento, o sistema pode ser descrito a partir das seguintes equações. O volume do i -ésimo

compartimento (V_i) resulta de seu volume residual (V_{RVi} igual a FRC), sua complacência (C) e a pressão transpulmonar local (P_{TPi})⁵:

$$V_i = V_{RVi} + C P_{TPi} \quad (5.1)$$

O volume residual V_{RVi} é igual ao V_{RV} total, do pulmão inteiro, dividida pelo número total n de compartimentos:

$$V_{RVi} = \frac{V_{RV}}{n} \quad (5.2)$$

A complacência total do pulmão C_{tot} é calculada como a diferença entre o volume na capacidade total (V_{TLC}) e V_{RV} dividida pela pressão de pico em V_{TLC} , P_{pico} :

$$C_{tot} = \frac{(V_{TLC} - V_{RV})}{P_{pico}} \quad (5.3)$$

P_{pico} depende da tensão interfacial entre o pulmão e o ar – no artigo, foram utilizados valores determinados empiricamente por Tarczy-Homoch et al., 1996, 1998, que podem ser vistos no alto da Figura 5-2 para os fluidos estudados. A complacência C para o i -ésimo compartimento foi calculada dividindo C_{tot} pelo número total n de compartimentos em paralelo:

$$C = \frac{C_{tot}}{n} \quad (5.4)$$

P_{TPi} da equação (5.1) é calculado pela diferença entre a pressão alveolar P_A média no interior do i -ésimo compartimento ($\overline{P_{Ai}}$) e a pressão pleural local P_{PL} média no exterior do mesmo ($\overline{P_{PLi}}$):

$$P_{TPi} = \overline{P_{Ai}} - \overline{P_{PLi}} \quad (5.5)$$

⁵ No modelo proposto, a complacência, tratada como C_x , é calculada para o fluido de enchimento x , que poderia ser ar, salino ou perfluoroquímico (PFC). Aqui, os índices x serão suprimidos, pois se trata apenas de ventilação com ar.

$\overline{P_{Ai}}$ é a pressão aplicada à traquéia (P_{AO}) mais a pressão hidrostática exercida pelo ar – esta pressão depende da densidade ρ e da altura de coluna de fluido H_i . No caso do ar, a densidade pode ser tomada como nula, simplificando a equação:

$$\overline{P_{Ai}} = P_{AO} \quad (5.6)$$

H_i , que desta forma torna-se desnecessário no restante dos cálculos, é calculado como a soma das alturas dos $i-1$ compartimentos acima do i -ésimo compartimento, incluindo a espessura do tecido e do fluido. A altura de tecido, representando a espessura do tecido pulmonar e do sangue dentro de cada compartimento, adiciona-se à altura dos compartimentos e, consequentemente, à altura da coluna de fluido. O volume do tecido V_{tecido} é tratada como uma camada de altura h_{tecido} . A altura do compartimento inflado é h_i , de forma que a distância total até o meio do i -ésimo compartimento é:

$$H_i = \frac{(h_{tecido} + h_i)}{2} + \sum_{j=1}^{i-1} (h_{tecido} + h_j) \quad (5.7)$$

A pressão pleural média para o compartimento, $\overline{P_{PLi}}$ na equação (3.5), é a média de P_{PL} nos compartimentos vizinhos ao i -ésimo, $P_{PL(i-1)}$ (acima) e P_{PLi} (abaixo):

$$\overline{P_{PLi}} = \frac{(P_{PL(i-1)} + P_{PLi})}{2} \quad (5.8)$$

A pressão P_{PLi} abaixo do i -ésimo compartimento é a soma das pressões exercidas pelos pesos dos compartimentos acima e seus conteúdos mais a pressão pleural P_{PL0} no topo do pulmão. Em termos de densidades e alturas, temos (considerando que o fluido inspirado é o ar e que sua densidade é nula):

$$P_{PLi} = P_{PL0} + i h_{tecido} \rho_{tecido} \quad (5.9)$$

A solução do sistema considera um volume alvo V_{inf} para o preenchimento do pulmão. Surge então uma nova equação que relaciona este volume com a soma dos volumes V_i dos n compartimentos:

$$V_{\text{inf}} = \sum_{i=1}^n V_i \quad (5.10)$$

e substituindo a equação (3.1) na (3.10), temos:

$$V_{\text{inf}} = \sum_{i=1}^n (V_{RVi} + P_{TPi} C) \quad (5.11)$$

Substituindo os valores das equações de (5.2) a (5.9) em (5.11), e utilizando no momento $P_{AO} = 0$, pode-se calcular um valor único para P_{PL0} . Substituindo este valor nas equações anteriores, determina-se seqüencialmente para cada compartimento os valores de volume, altura, pressão pleural, pressão de via aérea e pressão transpulmonar. Isolando P_{PL0} por meio de alguma álgebra, chega-se à relação a seguir:

$$P_{PL0} = \frac{P_{pico}}{(V_{TLC} - V_{RV})} \left[V_{RV} - V_{\text{inf}} - \frac{1}{n} \frac{(V_{TLC} - V_{RV})}{P_{pico}} h_{tissue} \rho_{tissue} \sum_{i=1}^n \left(i - \frac{1}{2} \right) \right] \quad (5.12)$$

Até o momento, os cálculos foram feitos para o caso em que $P_{AO} = 0$. De modo a casar o valor de P_{PL} calculado para o ponto médio do pulmão ($P_{PL MID}$) através das equações (5.1)-(5.13) com o valor de P_{PL} imposto pela parede torácica, equações (5.14) e (5.15) a seguir, todas as pressões hidrostáticas calculadas anteriormente devem sofrer um deslocamento (*offset*) pela adição de uma constante igual à diferença entre estas duas pressões. Para determinar a pressão pleural $P_{PL MID}$ no ponto médio do pulmão, deve-se identificar em que compartimento se localiza este ponto. Assumindo um gradiente linear para P_{PL} entre as fronteiras dos compartimentos, temos $P_{PL\alpha}$ em uma fração α entre as bordas superior e inferior do i -ésimo compartimento dada por interpolação:

$$P_{PL\alpha} = P_{PL(i-1)} + \alpha (P_{PLi} - P_{PL(i-1)}) \quad (5.13)$$

a fração α deve ser escolhida de forma que $P_{PL\alpha}$ caia sobre o ponto médio do pulmão inteiro, e seja igual a $P_{PL MID}$.

Para determinar a pressão pleural P_{PL} necessária para atingir um dado volume torácico V_{TH} , utilizamos as equações a seguir. V_{TH} é a soma do volume de gás V_{inf} e do volume total de tecido V_{tecido} sobre todos os compartimentos:

$$V_{TH} = V_{inf} + \sum_{i=1}^n V_{tecido} \quad (5.14)$$

A relação pressão-volume da caixa torácica segue a mesma relação que o pulmão:

$$V_{TH} = V_{TH0} + C_{CW} P_{PL} \quad (5.15)$$

onde V_{TH0} corresponde à intersecção com o eixo de volume e C_{CW} é a complacência da parede torácica. A diferença entre P_{PL} obtido pelas equações (5.15) e (5.13) fornece o valor a ser adicionado a P_{Ai} e P_{PLi} . Das equações (5.14) e (5.15), temos:

$$P_{PL} = \frac{1}{C_{CW}} \left(V_{inf} + \sum_{i=1}^n V_{tissue} - V_{TH0} \right) \quad (5.16)$$

Conversão entre Altura e Volume

Assumindo que a forma do tórax seja constante, podem-se converter variações de altura em variações de volume. Assume-se também uma forma cilíndrica para o tórax⁶, com uma relação β entre a altura H_{TH} e o diâmetro d (raio r).

$$\beta = \frac{H_{TH}}{d} \quad (\text{ou } \beta = \frac{H_{TH}}{2r}) \quad (5.17)$$

Utilizando relações de áreas e volumes, chega-se à seguinte relação, que fornece uma forma de conversão entre o volume V_i e a altura h_i de cada compartimento, dada a área A da seção transversal do pulmão:

$$h_i = \frac{V_i}{A} \quad (5.18)$$

⁶ Qualquer forma poderia ser assumida para o pulmão e caixa torácica; no entanto, optou-se por utilizar a mesma forma considerada no artigo.

5.1.4 Simulações

Parâmetros

Os parâmetros utilizados no modelo em estudo foram escolhidos de modo a simular o pulmão esquerdo de um humano adulto ereto (extraídos de Forster et al., 1986 apud Tarczy-Hornoch et al., 2000) estimando o pulmão como sendo duas vezes mais alto do que largo ($\beta = 2$). A capacidade pulmonar total foi admitida como 2700 ml , bem como o volume alvo ($V_{\text{inf}} = V_{\text{TL}}C$). Estes valores levam a uma altura $H_{\text{TH}} = 25,1\text{ cm}$ e largura de $12,5\text{ cm}$. Foram utilizados cinco compartimentos ($n = 5$). O volume total do tecido pulmonar (parênquima e sangue) foi utilizado como 400 ml .

Os parâmetros escolhidos para a parede torácica foram $V_{\text{TH0}} = 2000\text{ ml}$ e $C_{\text{CW}} = 120\text{ ml/cmH}_2\text{O}$. O volume residual V_{RV} foi definido como uma porcentagem fixa de 20% de V_{TL} . A complacência C_{tot} foi calculada a partir do valor de $P_{\text{pico}} = 30\text{ cmH}_2\text{O}$, para o ar, conforme sugerido por Tarczy-Hornoch et al., 1996, 1998.

Resultados

As equações do modelo foram implementadas no software Matlab, de modo a simulá-lo numericamente. Os resultados foram comparados aos obtidos por Tarczy-Hornoch et al. (2000) para os mesmos parâmetros, mantendo-se as mesmas unidades para os valores. Para novas simulações, as unidades de volume foram convertidas para L , de altura para m e de complacência para $L/\text{cmH}_2\text{O}$, de forma a compatibilizar os valores com a literatura em geral.

Os gráficos a seguir apresentam os resultados obtidos nestas condições. O primeiro deles, Figura 5-3 (a), mostra as distribuições das pressões alveolar, pleural e transpulmonar ao longo do pulmão. O segundo, Figura 5-3 (b), mostra o volume de cada um dos n compartimentos. Note que a altura em ambos os gráficos foi considerada como crescente de baixo para cima.

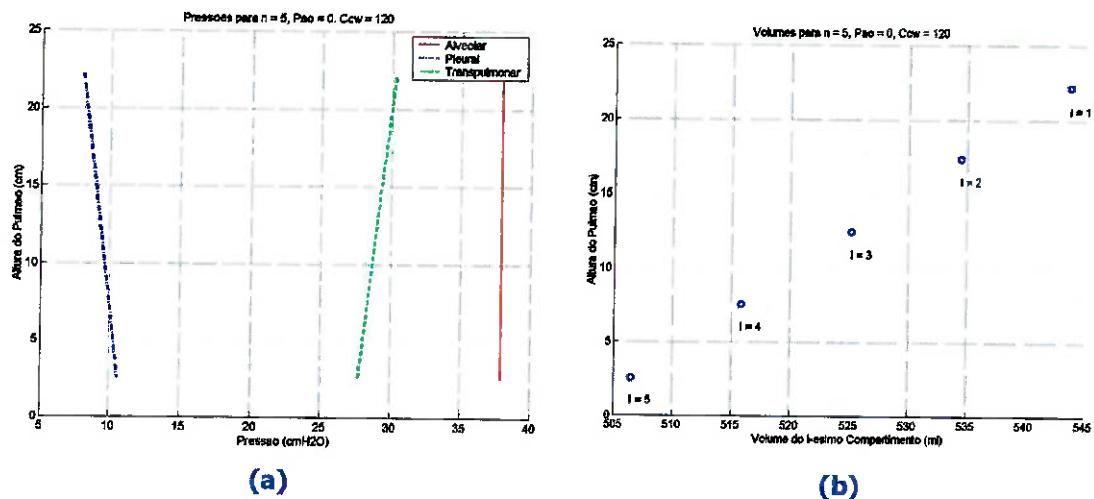


Figura 5-3 Gráficos de pressão (a) e volume (b) para 5 compartimentos, $P_{AO} = 0$ e $C_{CW} = 120 \text{ cmH}_2\text{O}$

Por motivos de comparação, são apresentados na Figura 5-4 a seguir os resultados apresentados no artigo estudado. Os resultados mostram que ocorre um gradiente de pressões (e volumes) ao longo da direção vertical do pulmão, o que resulta em uma diferença de aproximadamente $5 \text{ cmH}_2\text{O}$ entre o primeiro e o último compartimento⁷.

⁷ O artigo analisa, de forma comparativa, os resultados para ventilação líquida parcial e completa, utilizada principalmente no tratamento de pacientes com S.A.R.A. O gráfico referido mostra os resultados obtidos em simulações com o uso de solução salina e PFC (perfluocarbono). No caso de ventilação líquida há uma pequena alteração das equações, devido principalmente à alteração da densidade do fluido inspirado; estes aspectos não apresentam relevância para o presente trabalho.

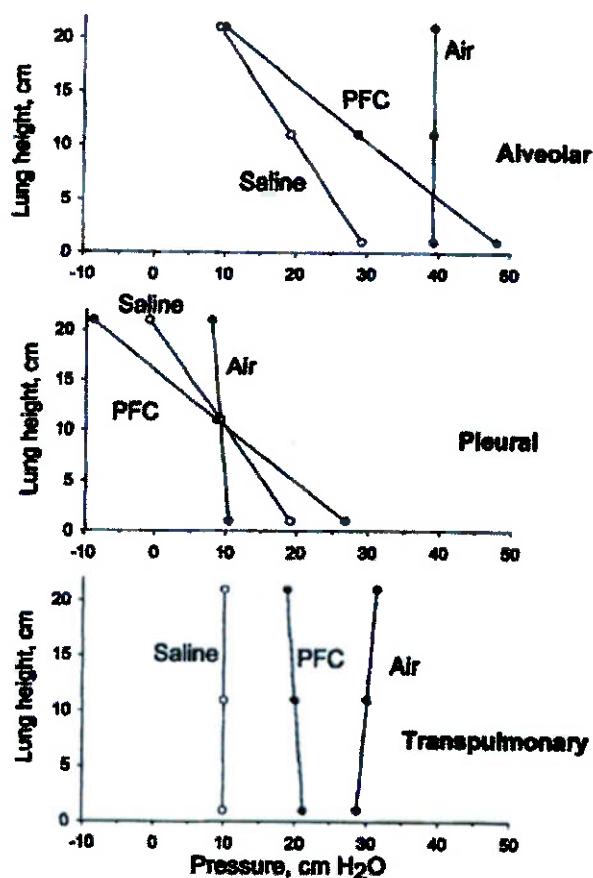


Figura 5-4 Resultados apresentados por Tarczy-Hornoch, 2000, para os mesmos parâmetros utilizados em esta simulação. Os gráficos com legenda PFC e Saline referem-se à ventilação líquida

Variações

Foram feitas ainda mais três simulações, uma para 100 compartimentos ($n = 100$) e o restante dos parâmetros igual, outra para uma entrada de pressão na via aérea não nula ($P_{AO} = 5 \text{ cmH}_2\text{O}$) e outra para complacência da parede torácica reduzida ($C_{CW} = 60 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$). Os resultados são apresentados a seguir com os respectivos comentários.

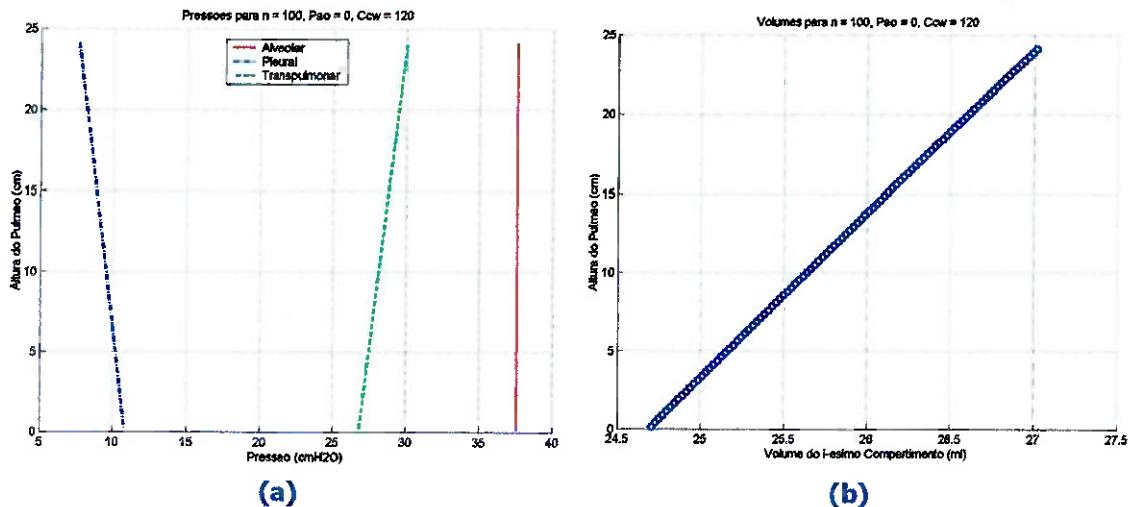


Figura 5-5 Gráficos de pressão (a) e volume (b) para $n = 100$, $P_{AO} = 0$ e $C_{CW} = 120 \text{ cmH}_2\text{O}$

A Figura 5-5 mostra os resultados para a primeira destas simulações, com um número aumentado de compartimentos ($n = 100$). Percebe-se que, como esperado, não ocorre variação nos valores, ficando os gráficos apenas mais definidos (note que, aparentemente, as retas iniciam mais abaixo do que antes e terminam mais acima; isto ocorre porque a altura é tomada no centro dos compartimentos e, desta forma, com um maior número deles, os centros ficam a distâncias menores das bordas).

A Figura 5-6 a seguir mostra os resultados da segunda simulação, para $P_{AO} = 5 \text{ cmH}_2\text{O}$. Utilizou-se ainda $n = 20$, mantendo os demais parâmetros inalterados. Percebe-se que ocorre apenas um deslocamento positivo de mesmo valor nas pressões, conforme esperado, sem alterações de outros valores.

A última simulação, Figura 5-7, mostra os resultados para complacência reduzida ($C_{CW} = 60 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$), ainda com $n = 20$. Percebe-se que ocorreu um aumento nas pressões pleural e alveolar e uma redução na pressão transpulmonar. Isto ocorre porque, com a redução da complacência da caixa torácica, esta se torna mais rígida, tendendo a retornar a sua posição de repouso com maior intensidade. Desta forma, a pressão pleural eleva-se, pois o conteúdo existente entre o pulmão e a parede torácica fica mais comprimido. Há ainda um pequeno aumento na pressão alveolar, conforme sugerem as equações (3.13) e (3.16), pois a pressão pleural exercida pela caixa torácica deve

igualar-se à pressão pleural no ponto médio do pulmão. Consequentemente, como o aumento na pressão pleural foi maior que o aumento na pressão alveolar, a pressão transpulmonar, definida como a diferença entre as anteriores, torna-se menor.

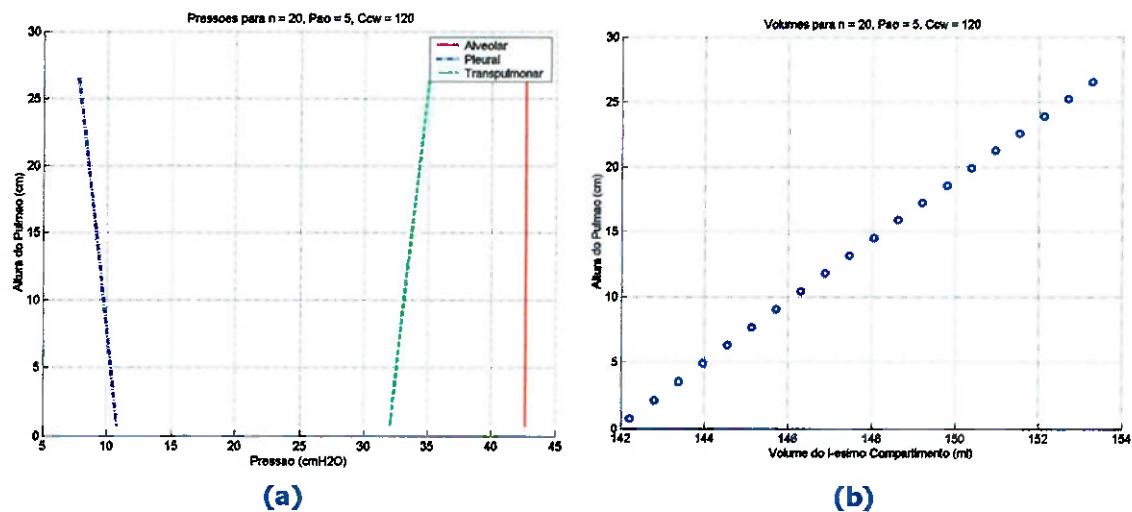


Figura 5-6 Gráficos de pressão (a) e volume (b) para $n = 20$, $P_{AO} = 5 \text{ cmH}_2\text{O}$ e $C_{CW} = 120 \text{ cmH}_2\text{O}$

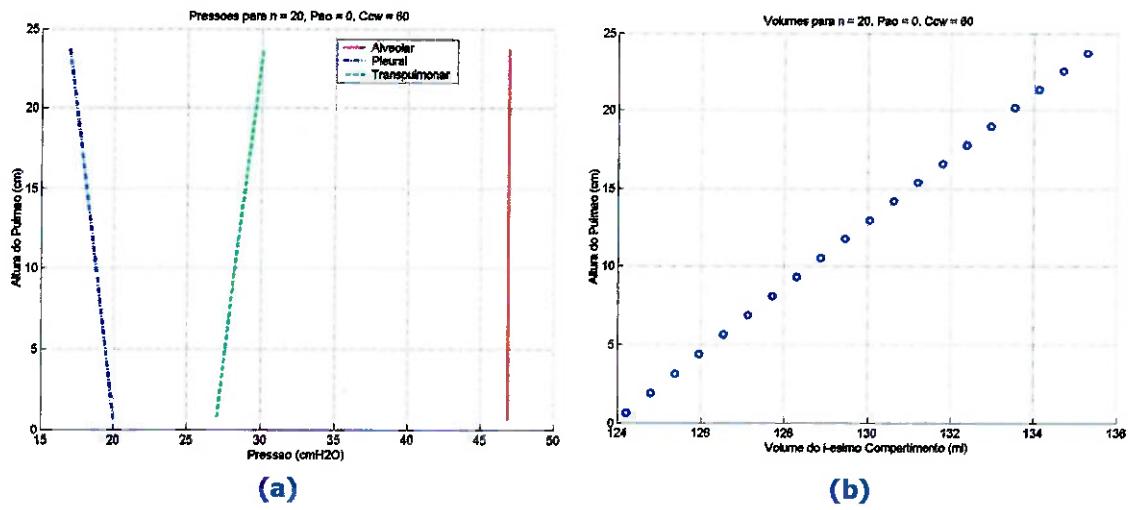


Figura 5-7 Gráficos de pressão (a) e volume (b) para $n = 20$, $P_{AO} = 0$ e $C_{CW} = 60 \text{ cmH}_2\text{O}$

5.1.5 Comentários

Este modelo possui como características favoráveis a consideração de aspectos regionais no interior do pulmão, através da utilização de compartimentos. No entanto, o

modelo é estático, considerando apenas os efeitos elásticos do sistema respiratório e negligenciando efeitos dinâmicos, como viscosidade e perda de carga, bastante importantes para um estudo mais completo do sistema. Percebe-se que os efeitos gravitacionais são importantes e devem ser considerados, pois chegam a apresentar variações elevadas na pressão e volume dos compartimentos – da ordem $5 \text{ cmH}_2\text{O}$.

Outra característica interessante do modelo é sua independência de um número fixo de compartimentos, com posição fixa, dependendo os parâmetros de alguma função determinada (no caso uma interpolação linear). Desta forma, a qualidade dos valores pode ser melhorada com o aumento da quantidade de informação (o aumento do número de reservatórios). A possibilidade de se utilizar algo semelhante na modelagem de efeitos de viscosidade pode apresentar vantagens e desvantagens. Como desvantagem, na verdade um aspecto a ser estudado com maior cautela, temos o possível aumento da dificuldade de se determinar equações da dinâmica que sejam independentes de posição. Por outro lado, temos como vantagem o fato de que com o aumento do número de compartimentos ocorre uma diminuição na espessura dos tubos que fornecem o fluido aos pulmões, com alterações nas características do escoamento; isto aproximaria o modelo do sistema real, pois os bronquíolos tornam-se cada vez menores antes de atingirem os alvéolos.

5.2 Analogia Elétrica – Modelo de Bonassa [40]

Este item apresenta uma modelagem matemática feita por analogia elétrica, proposta por Bonassa em 1997 [40]. O modelo utiliza a técnica de *Bond Graphs*, ou grafos de ligações, explicada no Apêndice I.

5.2.1 Equacionamento

Em 1997, Bonassa propôs um modelo de um único compartimento (viscoelástico) baseado no método de *Bond Graphs*, visando simular qualquer modo de ventilação (pressão e/ou volume controlados). Este modelo inclui, além do sistema respiratório humano, com diafragma, pulmões e vias aéreas, também fontes externas de

esforços, que representam o ventilador pulmonar mecânico. A finalidade deste modelo era o estudo e avaliação do esforço (ou trabalho) muscular exigido do paciente em ventilação assistida. Com estas características, tornou-se possível através do modelo a simulação de ciclos respiratórios espontâneos controlados.

O modelo foi desenvolvido através de analogia elétrica, sendo o sistema respiratório comparado a um circuito elétrico. O circuito elétrico análogo utilizado é mostrado na Figura 5-8 a seguir.

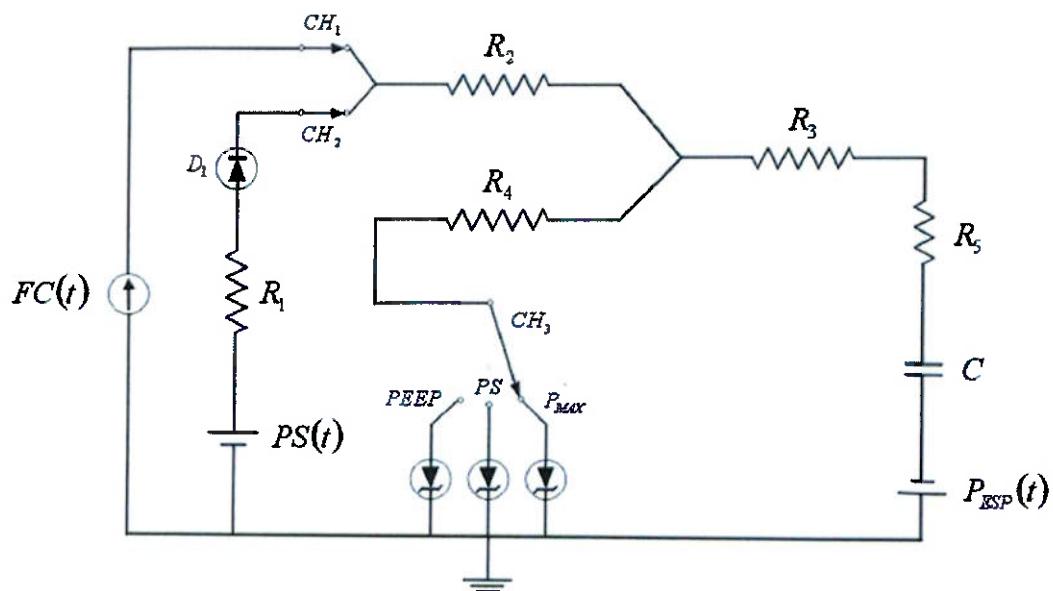


Figura 5-8 Circuito elétrico análogo ao sistema respiratório com pulmão de um único compartimento e atuado através de um ventilador mecânico

Este circuito possui elementos particulares dos ventiladores automáticos, como a pressão suporte, $PS(t)$, a PEEP (Positive End Expiratory Pressure) e as chaves (CH_1 , CH_2 e CH_3), utilizadas na seleção dos modos de ventilação. Os parâmetros e ajustes respectivos a estes itens serão feitos de modo a eliminá-los ou simplificá-los em nossas simulações. Desta forma, foi selecionado o modo de ventilação mais simples, o *volume controlado*, que consiste do ajuste de um determinado volume fornecido ao paciente através de certo fluxo e com uma freqüência de ciclos também ajustada. Todos os demais parâmetros foram ajustados neste sentido.

A Tabela 5-1 relaciona os parâmetros (variáveis de energia e elementos passivos) utilizados no desenvolvimento deste modelo.

Tabela 5-1 Parâmetros do Modelo por Bond Graphs

Parâmetro	Descrição
$R_1 = R_{PS}$	Resistência intrínseca do ventilador ($cmH_2O/(L/s)$)
$R_2 = R_{INS}$	Resistência do ramo inspiratório do circuito do paciente ($cmH_2O/(L/s)$)
$R_3 = R_{TE}$	Resistência do tubo endotraqueal ($cmH_2O/(L/s)$)
$R_4 = R_{EXP}$	Resistência do ramo expiratório do circuito co paciente, incluindo válvula de exalação ($cmH_2O/(L/s)$)
$R_5 = R_{VA}$	Resistência das vias aéreas do sistema respiratório ($cmH_2O/(L/s)$)
$C = C_p + C_{cr}$	Complacência do sistema respiratório, incluindo pulmão e caixa torácica (L/cmH_2O)
$P_2 = P_s(t)$	Pressão suporte (cmH_2O)
$P_7 = P_{VA}$	Pressão na via aérea (cmH_2O)
$P_9 = P_{EL}(t)$	Pressão elástica (cmH_2O)
$P_{11} = P_{ESP}(t)$	Esforço inspiratório do paciente (cmH_2O)
dV_1/dt	Fluxo controlado (L/min)
dV_4/dt	Fluxo de demanda (L/min)
dV_5/dt	Fluxo na via aérea (L/min)
dV_7/dt	Fluxo inspiratório (L/min)
dV_{12}/dt	Fluxo expiratório (L/min)
$V_9 = V(t)$	Volume corrente (L)

A Figura 5-9 a seguir mostra o Bond Graph completo deste sistema, com suas fontes de energia (pressões e volumes) e seus elementos passivos (resistências e complacências). Novamente, é importante ressaltar que nem todos os parâmetros mostrados no grafo serão utilizados nas simulações.

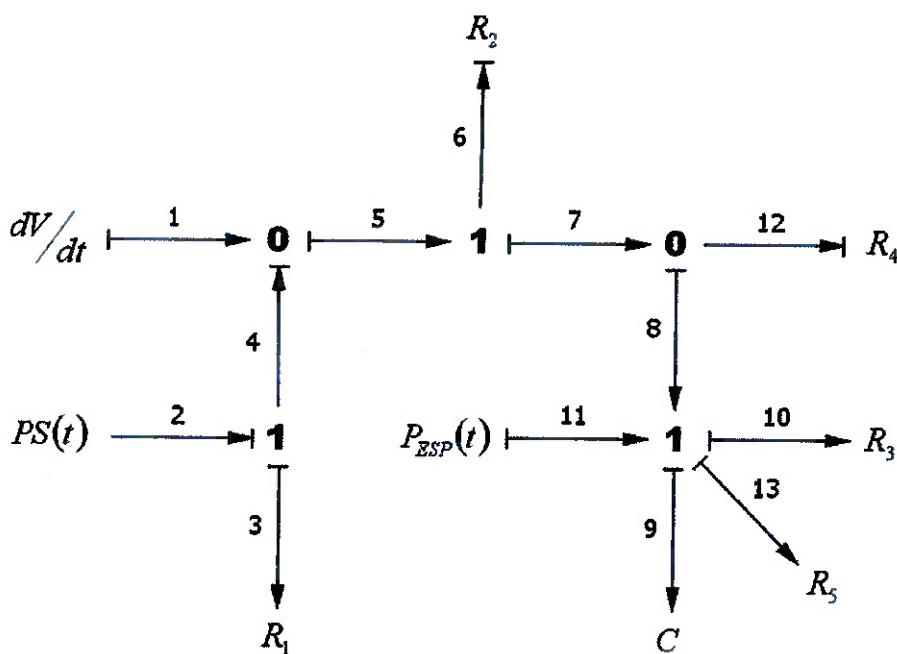


Figura 5-9 Bond Graph do sistema respiratório humano e ventilador pulmonar mecânico

A partir do modelo em Bond Graph do sistema e, considerando as relações existentes entre os seus elementos, é possível chegar a uma série de equações que descrevem o comportamento dinâmico do sistema respiratório. As principais delas são:

Fluxo Inspiratório:

$$\frac{dV_7}{dt} = \frac{\left[P(t) - R_1 \left(\frac{dV_7}{dt} - \frac{dV}{dt} \right) - \frac{V_9}{C} + R_3 \frac{dV_9}{dt} + R_5 \frac{dV_9}{dt} + P_{ESP}(t) \right]}{R_2} \quad (5.19)$$

$$\frac{dV_7}{dt} = \frac{\left[P(t) - R_1 \frac{dV}{dt} - \frac{V_9}{C} - (R_3 + R_5) \frac{dV_9}{dt} + P_{ESP}(t) \right]}{(R_1 + R_2)} \quad (5.20)$$

Fluxo Expiratório:

$$\frac{dV_{12}}{dt} = \frac{P_{12}}{R_4} \quad (5.21)$$

$$\frac{dV_2}{dt} = \frac{\left[\frac{V_9}{C} + (R_3 + R_5) \frac{dV_9}{dt} + P_{ESP}(t) \right]}{R_4} \quad (5.22)$$

Variação do Volume Corrente:

$$\frac{dV_9}{dt} = \frac{\left[P(t) - R_1 \frac{dV}{dt} - \frac{V_9}{C} - (R_3 + R_5) \frac{dV_9}{dt} - P_{ESP}(t) \right]}{(R_1 + R_2)} - \frac{\left[\frac{V_9}{C} + (R_3 + R_5) \frac{dV_9}{dt} + P_{ESP}(t) \right]}{R_4} \quad (5.23)$$

$$\frac{dV_9}{dt} = \frac{P(t)}{(R_1 + R_2)} + \frac{\frac{dV}{dt}}{\left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right)} - \left[\frac{V_9}{C} + (R_3 + R_5) \frac{dV_9}{dt} + P_{ESP}(t) \right] \cdot \left[\frac{1}{(R_1 + R_2)} + \frac{1}{R_4} \right] \quad (5.24)$$

5.2.2 Simulações

A partir do modelo idealizado por Jorge Bonassa, foi possível simular, utilizando planilhas em Excel, várias dinâmicas respiratórias, sendo seus resultados mostrados a seguir. Em cada simulação foram alterados os parâmetros relativos às características do pulmão humano (resistência e complacência), de forma a simular patologias, sendo que os parâmetros relacionados aos ajustes do ventilador (esforços externos) foram mantidos os mesmos para todos os casos.

Os ajustes do ventilador foram os seguintes:

- Modo: Volume Controlado
- Volume: 1 L
- Fluxo: 30 L/min

Caso 1: Indivíduo Saudável

Complacência: 0,2 (L/cmH₂O)

Resistência: 90 (cmH₂O/(L/s))

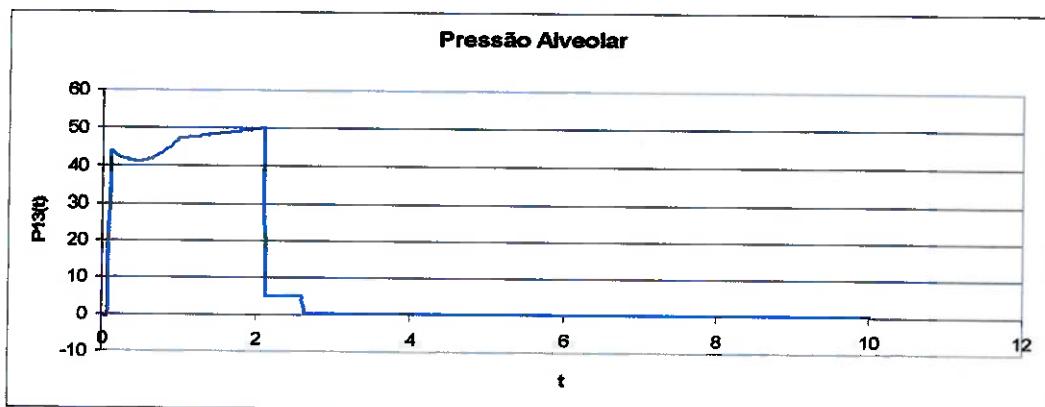


Figura 5-10 Caso 1: Pressão

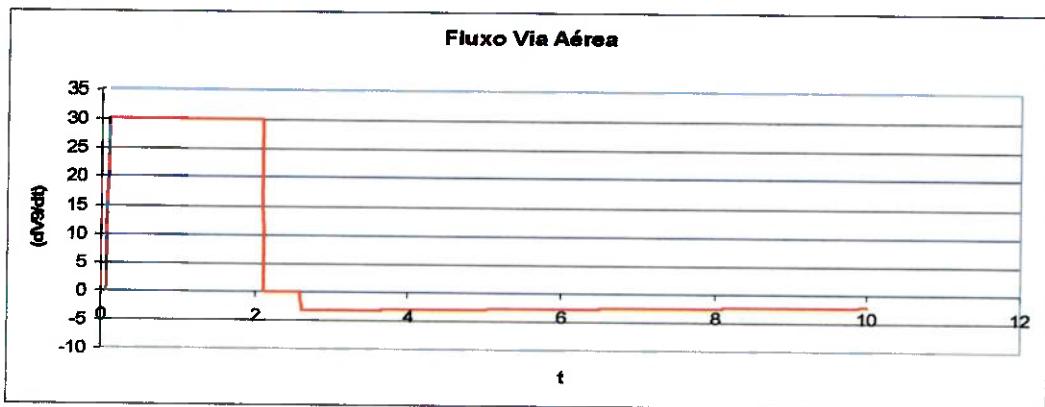


Figura 5-11 Caso 1: Fluxo

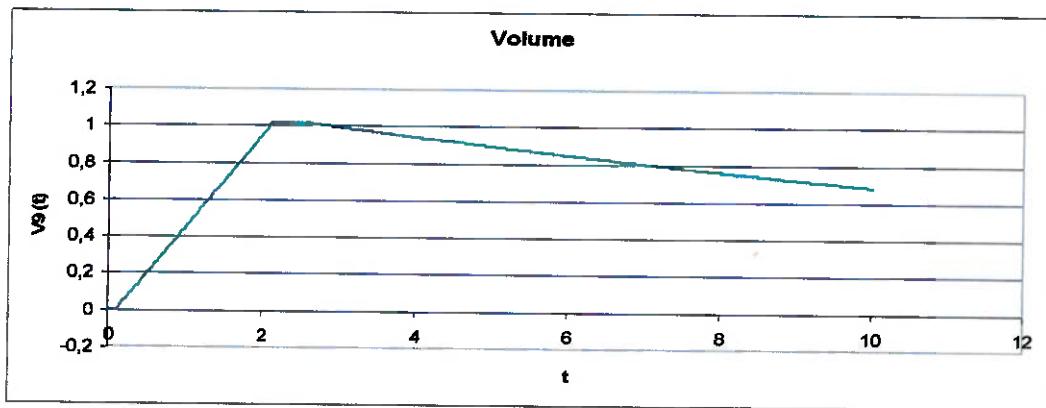
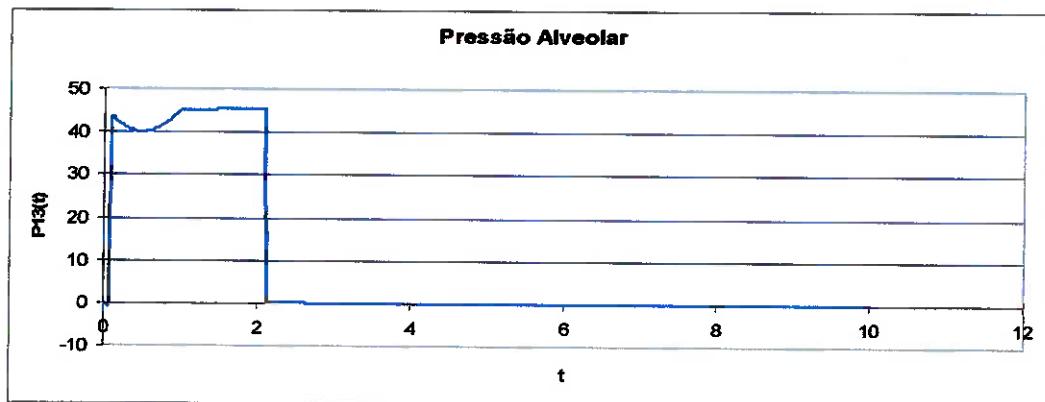
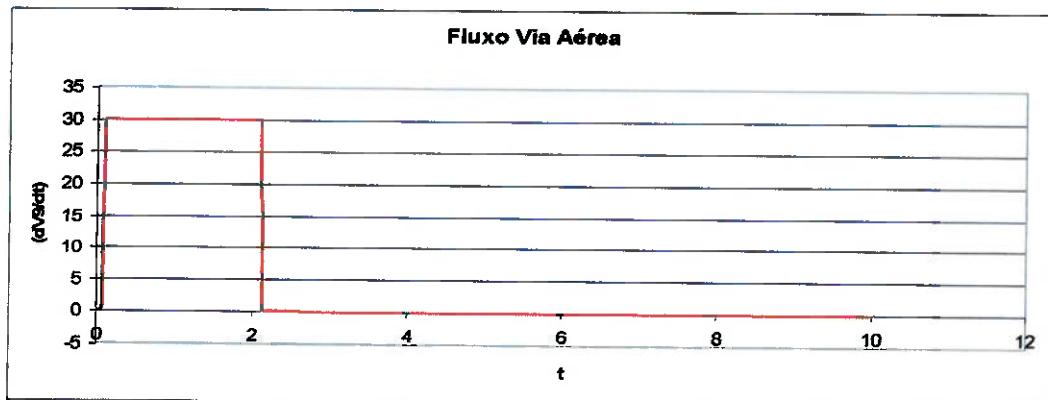
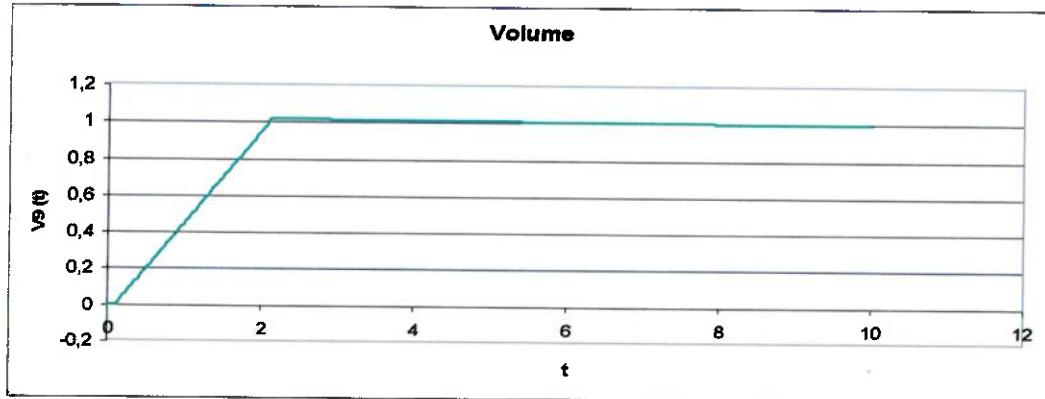


Figura 5-12 Caso 1: Volume

Caso 2: Complacência AumentadaComplacência: $4 \text{ (L/cmH}_2\text{O)}$ Resistência: $90 \text{ (cmH}_2\text{O/(L/s))}$ **Figura 5-13 Caso 2: Pressão****Figura 5-14 Caso 2: Fluxo****Figura 5-15 Caso 1: Volume**

Caso 3: Complacência Diminuída

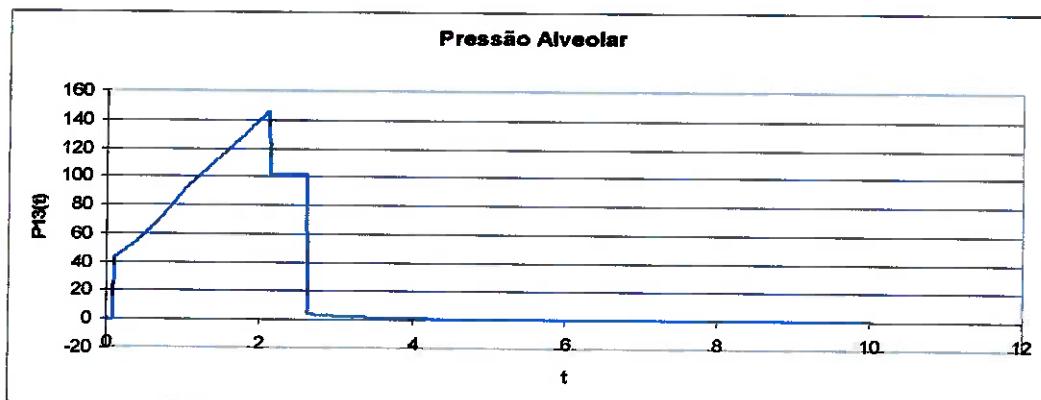
Complacência: $0,01 \text{ (L/cmH}_2\text{O)}$ Resistência: $90 \text{ (cmH}_2\text{O/(L/s))}$ 

Figura 5-16 Caso 3: Pressão

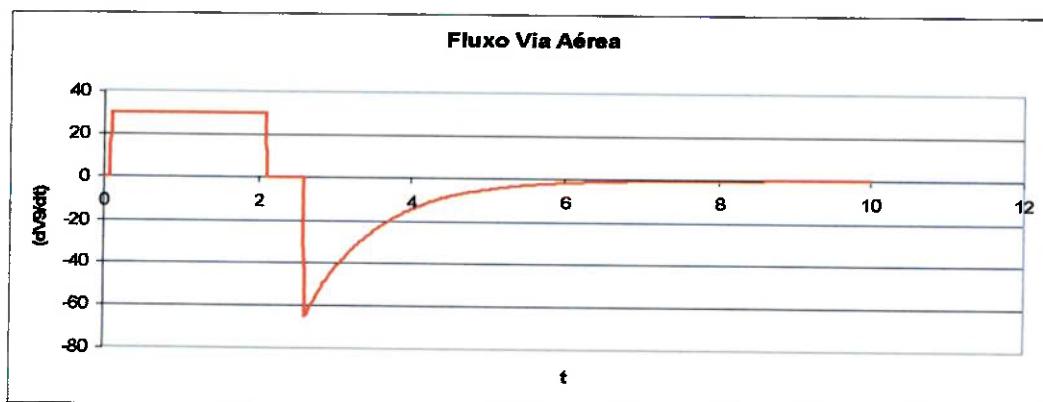


Figura 5-17 Caso 3: Fluxo

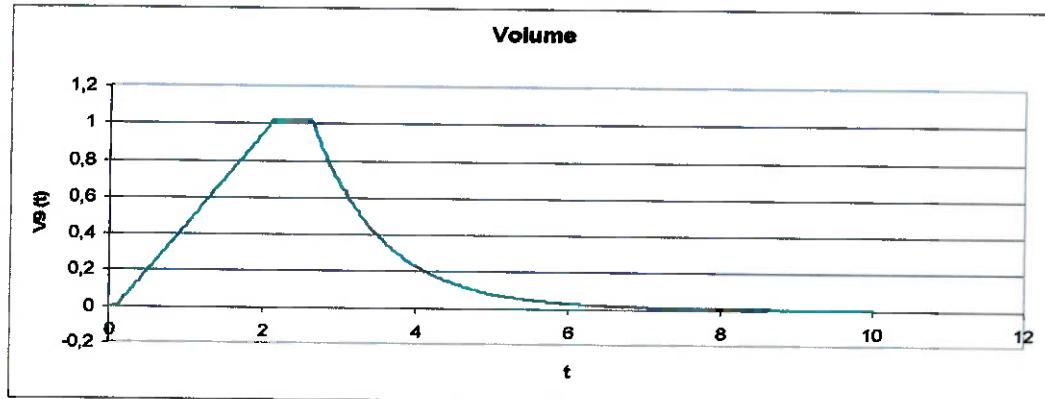


Figura 5-18 Caso 3: Volume

Caso 4: Resistência Aumentada

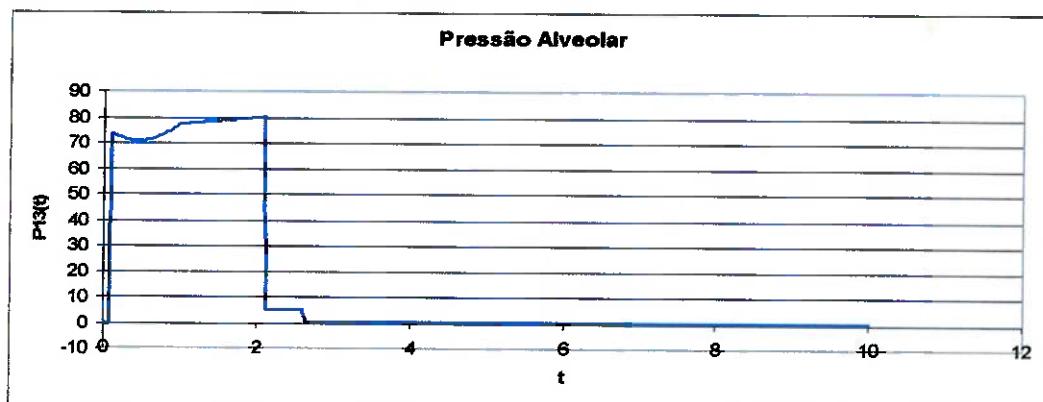
Complacência: $0,2 \text{ (L/cmH}_2\text{O)}$ Resistência: $150 \text{ (cmH}_2\text{O/(L/s))}$ 

Figura 5-19 Caso 4: Pressão

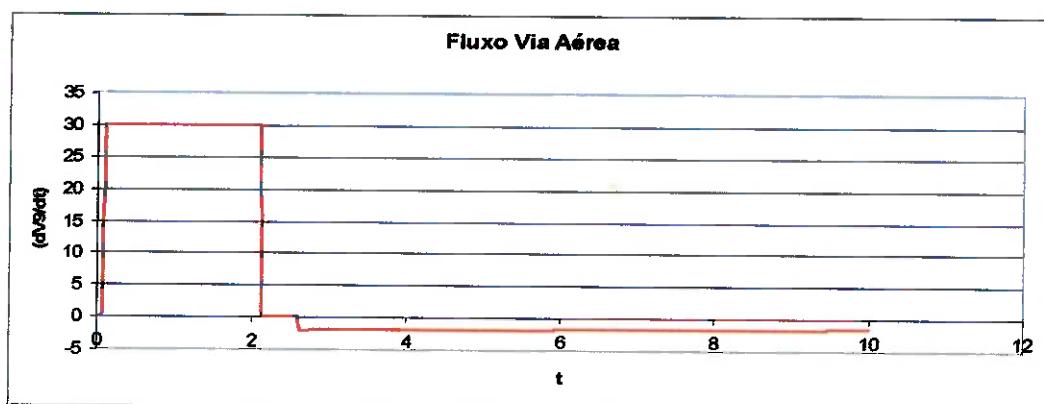


Figura 5-20 Caso 4: Fluxo

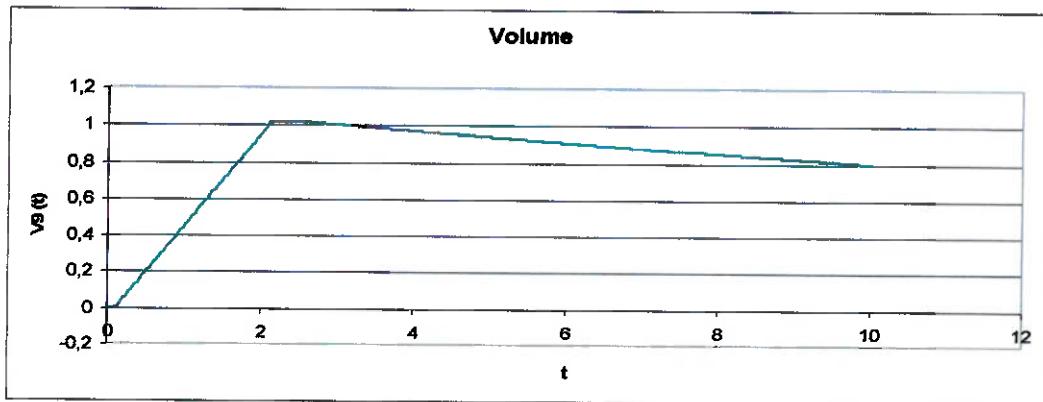


Figura 5-21 Caso 4: Volume

Caso 5: Resistência Diminuída

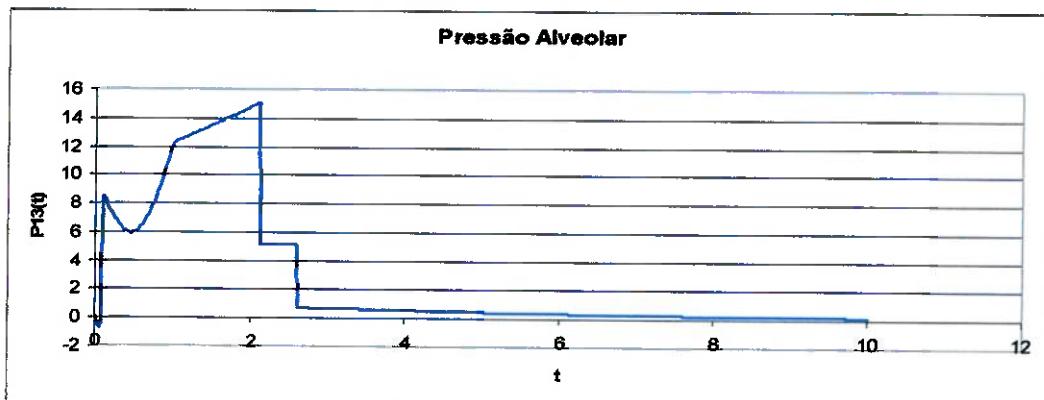
Complacência: $0,2 \text{ (L/cmH}_2\text{O)}$ Resistência: $20 \text{ (cmH}_2\text{O/(L/s))}$ 

Figura 5-22 Caso 5: Pressão

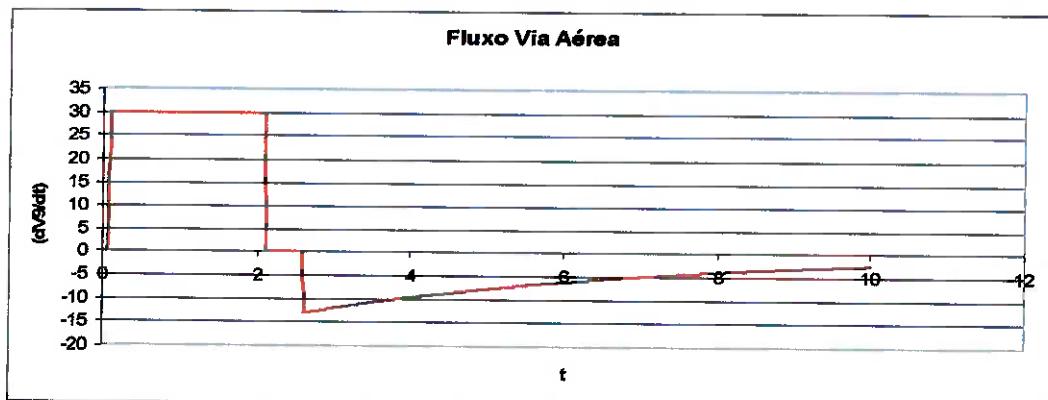


Figura 5-23 Caso 5: Fluxo

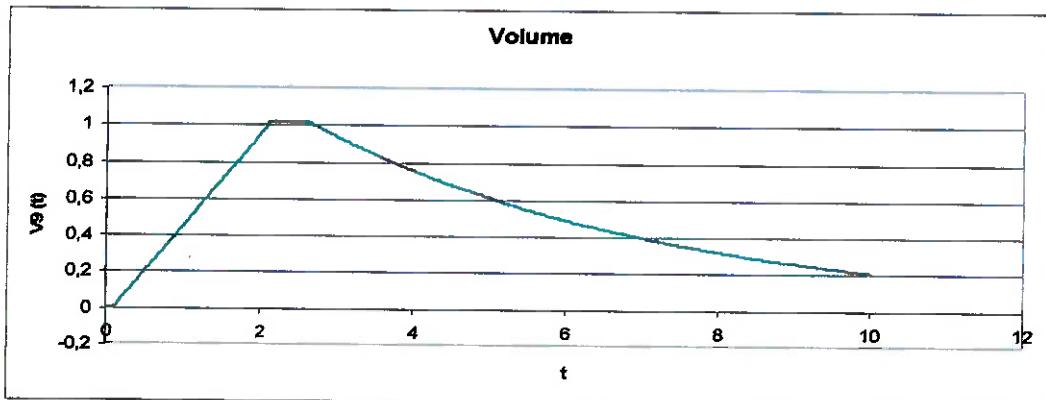


Figura 5-24 Caso 5: Volume

5.2.3 Comentários

A partir dos resultados das simulações é possível concluir que o modelo é válido, pois para todos os casos as saídas foram aquelas esperadas, isto é, representam padrões fisiológicos conhecidos.

- Caso 1 – Indivíduo saudável: a pressão alveolar se mantém razoavelmente constante e num patamar de 45cmH₂O. A constante de tempo, isto é o esvaziamento passivo do pulmão se dá em torno de 18 segundos.
- Caso 2 – Complacência elevada: A pressão alveolar ainda se mantém num patamar razoável, em torno de 45cmH₂O. No entanto a constante de tempo se apresenta muito elevada, em torno de 360 segundos. Isto indica que o paciente não consegue expirar grande parte de seus pulmões antes que outro ciclo respiratório seja disparado pelo ventilador.
- Caso 3 – Complacência baixa (S.A.R.A.): Devido à rigidez dos pulmões, a pressão alveolar atinge um pico de 140cmH₂O, o que pode ser prejudicial ao tecido pulmonar. Além disso, o esvaziamento dos pulmões se dá de forma extremamente rápida, sendo caracterizado por um alto fluxo expiratório (em torno de 60L/min) e uma constante de tempo extremamente baixa.
- Caso 4 – Resistência elevada (Asma): A pressão alveolar se apresenta num patamar perigosamente elevado, enquanto a constante de tempo também se apresenta elevada (em torno de 30 segundos) fazendo com que a respiração se dê de forma lenta.
- Caso 5 – Resistência baixa: A diminuição da resistência do sistema respiratório se reflete numa baixa pressão alveolar, acompanhada de um rápido esvaziamento dos pulmões (constante de tempo em torno de 4 segundos).

5.3 A Bomba Inspiratória – Modelo de Ricci [23]

5.3.1 Introdução

O modelo proposto por Ricci et al., 2000 [23] pode ser enquadrado na categoria de modelo formal, como descrita no capítulo anterior. Este modelo propõe a utilização de imagens geradas por reconstruções tridimensionais obtidas por ressonância magnética (MRI, *magnetic resonance imaging*) para descrever ações dos músculos inspiratórios através de variações geométricas correspondentes. São utilizados três graus de liberdade, com um conjunto de três equações diferenciais com os dados de entrada obtidos através das imagens.

5.3.2 Modelo

O modelo proposto por Ricci et al., 2001 considera dois compartimentos (Figura 5-25): a caixa torácica (RC, *rib cage*) e o abdômen (AB), com todas as seções sagitais idênticas ao longo de d_z . A caixa torácica inclui dois elementos rígidos l_c e l_p , sendo que l_c pode girar em torno de sua âncora na coluna vertebral rígida (ângulo α) e l_p pode transladar horizontalmente.

O compartimento abdominal inclui dois elementos deformáveis l_a e d_a , sendo que d_a pode se transladar horizontalmente e l_a tem sua posição e orientação definidas pelos movimentos de RC e pela elongação do abdominal oblíquo d_a (β é o ângulo entre l_a e d_a).

O diafragma é representado por uma membrana elástica associada a um componente muscular ativo. Possui uma única linha de inserção ao fundo de RC inferior e apresenta a forma de um domo cilíndrico (Whitelaw et al., 1983 apud Ricci et al., 2001). A porção vertical do domo esta inserida no RC inferior, relacionando-se com o compartimento abdominal. Quando o diafragma se contrai e desce, RC fica exposta, através desta *zona de aposição* (Z_{app}), à pressão abdominal positiva resultante, provocando a expansão da caixa torácica. A altura h da zona de aposição determina a

posição do diafragma – h decresce, do volume residual (RV, expiração máxima) até quase zero, na capacidade pulmonar total (TLC, máxima inspiração) (Cluzel et al., 2000 apud Ricci et al., 2001). O ângulo γ define a inclinação do limite inferior do domo do diafragma sobre a horizontal, e é usado para calcular o volume correspondente.

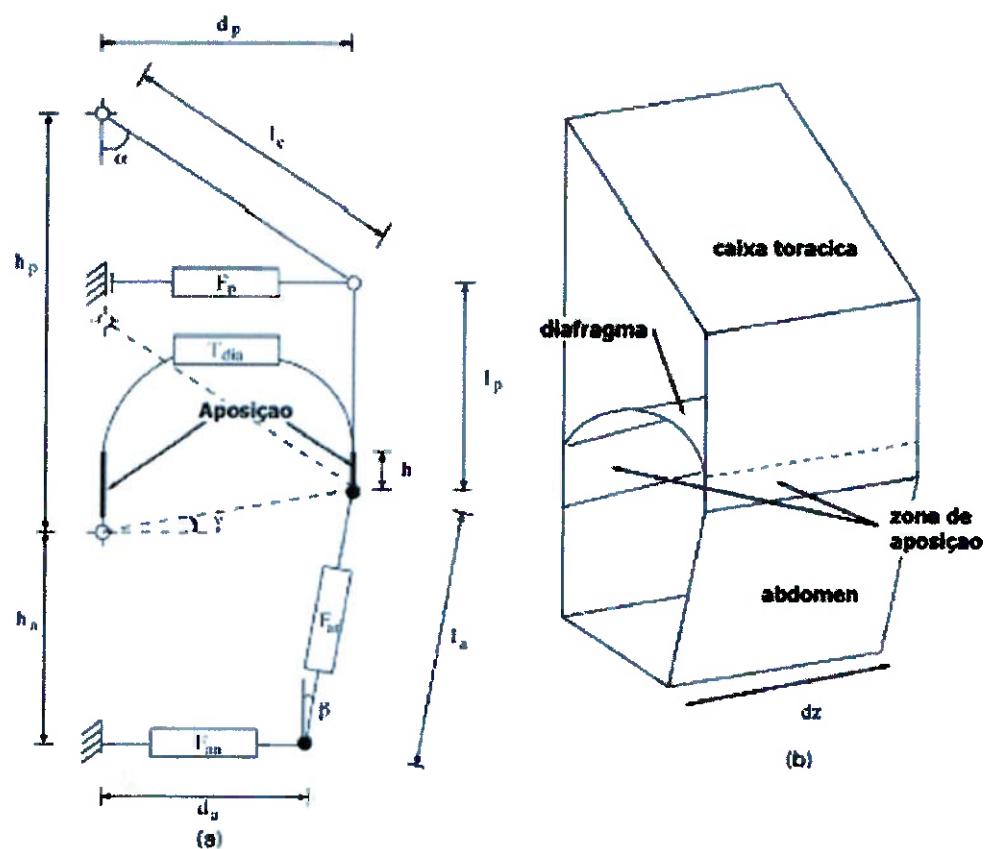


Figura 5-25 Modelo proposto por Ricci et al., 2001. (a) mostra uma projeção lateral de (b), esboço tridimensional do modelo

A posição geométrica do modelo é determinada através de três graus de liberdade: a posição d_p de RC, a posição d_a de AB, e h .

As forças que atuam no sistema respiratório são devidas à ação dos músculos torácicos (F_p), dos músculos abdominais (F_{aa} – *transversus abdominis* e F_{ax} – *rectis abdomini*) e do diafragma (T_{dia}). Estas forças e as características de AB e RC

determinam as pressões abdominal e pleural, p_a e p_p . Os músculos são representados no modelo como uma combinação em paralelo de um elemento ativo, um elemento elástico e um elemento viscoso (o elemento viscoso foi desprezado no diafragma por simplicidade). As equações a seguir relacionam os esforços citados com as correspondentes deformações provocadas:

$$F_p = F_{p-at}(t) + k_p \frac{d_p - l_{0p}}{l_{0p}} + B_p \frac{\dot{d}_p}{l_{0p}} \quad (5.25a)$$

$$F_{ar} = F_{ar-at}(t) + k_{ar} \frac{l_{ar} - l_{0ar}}{l_{0ar}} + B_{ar} \frac{\dot{l}_{ar}}{l_{0ar}} \quad (5.25b)$$

$$F_{aa} = F_{aa-at}(t) + k_{aa} \frac{d_a - l_{0aa}}{l_{0aa}} + B_{aa} \frac{\dot{d}_a}{l_{0aa}} \quad (5.25c)$$

$$T_{dia} = T_{dia-at}(t) + 2 k_d \theta \frac{r_{dia} - l_{0d}}{l_{0d}} \quad (5.25d)$$

sendo k a rigidez elástica, B a viscosidade, l_0 o comprimento de referência do elemento e F_{p-at} , F_{ar-at} , F_{aa-at} e T_{dia-at} funções do tempo dadas.

O balanço de forças fornece as seguintes equações:

$$p_a - p_p = \frac{2 T_{dia}}{d_p} \quad (5.26a)$$

$$F_{aa} = F_{ar} \operatorname{sen}\beta + 0,5 p_a l_a \cos\beta \quad (5.26b)$$

$$\begin{aligned} & (F_p + T_{dia} \operatorname{sen}\gamma + F_{ar} \operatorname{sen}\beta - 0,5 p_p l_p - 0,5 p_a l_a \cos\beta) \cos\alpha = \\ & = \left(\frac{p_p \cos\alpha}{2 \operatorname{sen}\alpha} l_p + l_c + T_{dia} \cos\gamma - F_{ar} \cos\beta + 0,5 p_a l_a \operatorname{sen}\beta \right) \operatorname{sen}\alpha \end{aligned} \quad (5.26c)$$

A equação (4.2a) corresponde à Lei de Laplace, fornecendo o equilíbrio entre a diferença de pressão através do diafragma, sua curvatura e sua tensão. As equações

(4.2b) e (4.2c) descrevem o equilíbrio das forças horizontais nos nódulos livres localizados nas bases de RC e AB.

Manipulando as equações (4.1) e (4.2) chega-se a um sistema de duas equações diferenciais com três incógnitas:

$$\begin{cases} \dot{d}_p = f(t, d_p, d_a, h) \\ \dot{d}_a = g(t, d_p, d_a, h) \end{cases} \quad (5.27)$$

com uma terceira equação vinda da hipótese de que o conteúdo do volume abdominal é incompressível:

$$V_{ab}(d_p, d_a, h) = cte \text{ ou } \dot{V}_{ab}(d_p, d_a, h) = 0 \quad (5.28)$$

5.3.3 Comentários

A abordagem utilizada neste modelo é bastante interessante, pois sugere uma forma de obtenção de medidas de difícil acesso. No entanto, o modelo não se aplica adequadamente ao estudo em execução. Isto porque trabalha com o tipo de modelagem formal, utilizando distâncias ao invés de volumes e pressões, necessitando ainda de equipamentos adicionais e parâmetros inacessíveis. O modelo de ventilação pulmonar desejado deve lidar, em uma abordagem clássica, com o comportamento mecânico do sistema respiratório, pois se desejam os valores de pressão e volume nos diversos pontos de interesse do sistema respiratório.

Isso não implica, no entanto, que o trabalho não possa contribuir no desenvolvimento de um modelo mais completo, pois a utilização de imagens de MRI pode ser de grande valia na determinação de parâmetros inacessíveis. Por exemplo, no caso de utilizações práticas do modelo no tratamento ou na previsão de tratamentos para um paciente específico, o diagnóstico por imagem pode auxiliar na obtenção ou estimação dos parâmetros mais importantes, de uma forma antes impossível (ou extremamente desconfortável para o paciente).

Em termos de mecânica respiratória, o modelo é um tanto limitado, possuindo poucos graus de liberdade; sua contribuição é então pequena para no estudo da caixa torácica e da bomba inspiratória – sendo suprimido, por exemplo, pelo modelo apresentado a seguir.

5.4 Caixa Torácica – Modelo de Kaye [22], [39]

Na dissertação de Kaye, 1997, são apresentados quatro modelos sucessivos da mecânica respiratória, sendo o mais simples com um grau de liberdade e o mais completo com onze graus de liberdade⁸, compreendendo efeitos de regionalidade na atuação dos músculos respiratórios. Os modelos intermediários apresentam dois e seis graus de liberdade. A proposta do autor é utilizar estes modelos associados a um modelo cardiovascular da respiração na implementação de um software de simulação tridimensional para a análise de traumas torácicos.

Os modelos sugeridos por Kaye acrescentam características regionais de acionamento dos músculos respiratórios, dando múltiplos graus de liberdade à caixa torácica. Abordam elementos bastante particulares do sistema respiratório, como o mediastino e a junção comum (*common junction*), além de um tipo de trauma, o pneumotórax⁹ (exceto no primeiro modelo, o mais simples). São elementos bastante importantes e específicos para a traumatologia; no entanto, continuam interessantes em um modelo que endereça as heterogeneidades da ventilação.

5.4.1 Introdução

A abordagem utilizada por Kaye, 1997, para modelar os processos fisiológicos consiste no desenvolvimento de uma representação do sistema e de seus componentes, descrevendo-os, juntamente com suas propriedades e restrições, em termos de equações de equilíbrio de forças e volumes. As equações relacionam forças atuando sobre os componentes em função do tempo, e são expressas como equações diferenciais

⁸ As equações para este modelo não são apresentadas no trabalho.

⁹ O pneumotórax consiste em uma perfuração da caixa torácica, permitindo que o ar entre e saia do espaço intrapleural, provocando colabamento do pulmão.

ordinárias. Desta forma, os modelos são dirigidos pelas entradas (por exemplo, forças desenvolvidas pelos músculos respiratórios, pressão nas vias aéreas, pressão da superfície corporal, etc.) [22].

Desta forma, diversos comportamentos fisiológicos interessantes foram obtidos naturalmente. O autor afirma que não se especificou *a priori* nenhuma simplificação para alguma patologia em especial, sendo os resultados obtidos através da aplicação de um tratamento rigoroso baseado em princípios físicos, acarretando em ganho de flexibilidade para modelar uma grande faixa de comportamentos fisiológicos.

5.4.2 Fundamentos

A equação básica para modelos clássicos relaciona uma somatória de diferenças de pressão com uma função de volume, suas derivadas e as derivadas de diferenças de pressões [22]:

$$\sum \Delta P = f(V, \dot{V}, \ddot{V}, \dots, \Delta \dot{P}) \quad (5.29)$$

Na formulação clássica, o sistema respiratório é modelado como uma série de compartimentos rígidos ou deformáveis através dos quais o gás flui. A variável ΔP representa uma diferença de pressão, tipicamente entre os extremos de um compartimento ou através de uma superfície. Esta equação expressa um equilíbrio de forças em uma dada estrutura em função de um deslocamento generalizado daquele componente (V) e de forças generalizadas (ΔP).

Sendo a anatomia respiratória modelada como estruturas viscoelásticas, conforme já citado, as relações entre ΔP e V para cada estrutura incluirão apenas volume e sua primeira derivada. Linearizando a equação (5.29) por truncamento de uma expansão de Taylor em torno de um ponto de operação (P_0, V_0) [22]:

$$\sum (\Delta P - \Delta P_0) = \frac{\partial f}{\partial V} (V - V_0) + \frac{\partial f}{\partial \dot{V}} (\dot{V} - \dot{V}_0) \quad (5.30)$$

As variações em torno de um ponto de operação serão representadas por letras minúsculas, reduzindo-se assim a equação (5.30) na forma geral das equações utilizadas nos modelos a partir de agora:

$$\sum \Delta p = \frac{\partial f}{\partial V} v + \frac{\partial f}{\partial \dot{V}} \dot{v} \quad (5.31)$$

Nota-se que o coeficiente $(\partial f / \partial V)$ do volume é a complacência e o coeficiente $(\partial f / \partial \dot{V})$ da primeira derivada do volume é a resistência.

Nas descrições de Kaye, são utilizadas analogias físicas com o sistema respiratório. São utilizados discos sem massa movendo-se no interior de cilindros (ver Figura 5-26b como exemplo), atuados por geradores de força ativos (denotados por F) e elementos mecânicos passivos (denotados por f). Estes atuadores representam músculos, em geral, e os elementos passivos representam o comportamento mecânico dos tecidos correspondentes. Os elementos passivos foram implementados como elementos viscoelásticos, sendo seu comportamento dependente de resistência e complacência ($f(x) = (1/C)x + R\dot{x}$) e com resposta de primeira ordem (com constante de tempo $\tau = RC$).

5.4.3 Modelo de Um Grau de Liberdade

O modelo mais simples mostrado pelo autor coincide com o modelo mais comum encontrado na literatura. Baseia-se na hipótese de que qualquer variação de volume da caixa torácica resulte em uma igual variação no volume dos pulmões – na verdade *do pulmão*, pois ainda é considerado único pulmão como representação de ambos. Isso ocorre porque o fluido intrapleural transmite integralmente as forças da caixa torácica para os pulmões, devido à incompressibilidade de seu conteúdo.

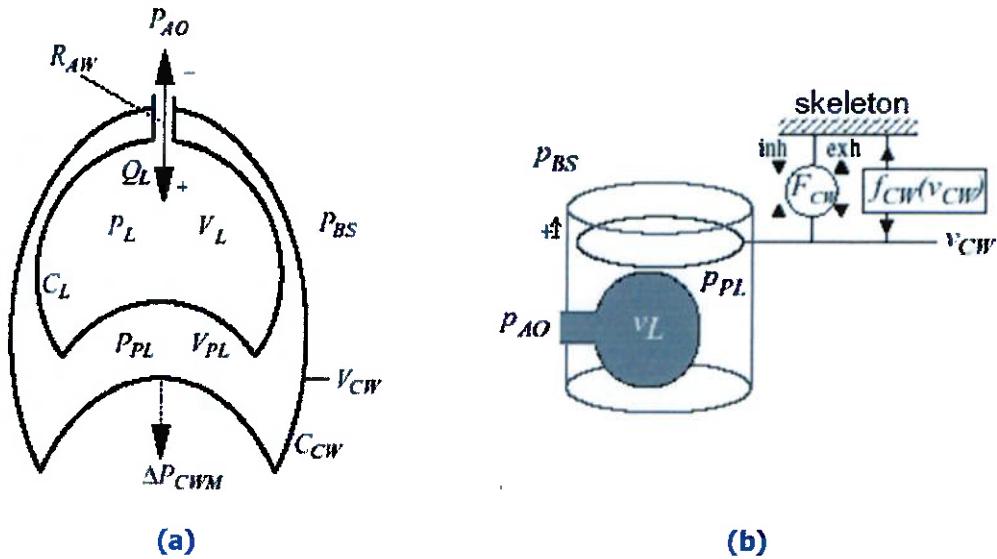


Figura 5-26 Modelo de 1 grau de liberdade. (a) mostra as variáveis do sistema e (b) mostra o respectivo modelo esquemático de discos e cilindros proposto pelo autor

Equacionamento

A fisiologia é modelada com três equações. A primeira, equação (5.32), representa a restrição de volume citada acima. A segunda, (5.33), expressa o equilíbrio de forças generalizado na parede torácica. A terceira, equação (5.34), representa o equilíbrio de forças generalizado no pulmão, que também é uma estrutura viscoelástica.

$$v_{CW} = v_L \quad (5.32)$$

$$(p_{PL} - p_{BS}) + \Delta p_{CWM} = \frac{1}{C_{CW}} v_{CW} + R_{CW} \dot{v}_{CW} \quad (5.33)$$

$$(p_{AO} - p_{PL}) = \frac{1}{C_L} v_L + R_L \dot{v}_L \quad (5.34)$$

onde p representa pressões e v volumes, com índices significando L para pulmão, CW para parede torácica (*chest wall*), PL para espaço pleural, BS para superfície corporal (*body surface*) e AO e AW para vias aéreas (AO para boca – *airway opening* – e AW para o interior das vias – *airway*). Os parâmetros podem ser visualizados na Figura 5-26. Note que R_L engloba as resistências de via aérea R_{AW} e de resistência do

tecido R_{LT} . O termo Δp_{CWM} representa o esforço generalizado (uma diferença de pressão efetiva) exercida pelos músculos respiratórios da caixa torácica.

Implementação

De modo a simular o modelo de um grau de liberdade, foi necessária a introdução de uma quarta equação, a de igualdade de fluxos. A hipótese é bastante razoável, visto que a variação de volume da caixa torácica deve ser acompanhada por uma variação igual do conteúdo do pulmão. Desta forma,

$$\dot{v}_{CW} = \dot{v}_L \quad (5.35)$$

Assim, dadas as igualdades (5.32) e (5.35), podemos abandonar os subscritos e utilizar simplesmente v e \dot{v} . Em seguida, somam-se as equações (5.33) e (5.34), de modo a eliminar a incógnita p_{PL} . Isto resulta em uma equação diferencial de primeira ordem, com uma incógnita e um termo de excitação:

$$\dot{v} (R_{CW} + R_L) + v \left(\frac{1}{C_{CW}} + \frac{1}{C_L} \right) = (p_{AO} - p_{BS}) + \Delta p_{CWM} \quad (5.36)$$

Note que no lado direito da equação temos a soma de três termos, correspondentes à entrada forçada. Desta forma, pode-se aplicar valores não nulos, ou mesmo funções de tempo, em qualquer um dos termos, de modo a simular ventilação ativa e passiva. Se este termo for p_{AO} , teremos ventilação passiva com pressão positiva, para pacientes entubados – este é o tipo predominante de ventilação na atualidade. No caso de p_{BS} , temos ainda ventilação passiva, porém agora com pressão negativa – utilizada nos antigos *pulmões de aço*. Finalmente, no caso de Δp_{CWM} não nulo, temos respiração comum, ativa, exercida espontaneamente pelo paciente através dos músculos respiratórios. Desta forma, pode-se simular diferentes comportamentos com a

combinação de dois destes efeitos, como, por exemplo, pacientes em desmame¹⁰, que já começam a tentar respirar sem dependência extrema.

Simulação

Para simular o funcionamento deste modelo, determinamos sua função de transferência, a partir da equação (5.36). Utilizando a Transformada de Laplace chega-se a:

$$\frac{v}{\Delta p_{CWM}} = \frac{1}{s(R_{CW} + R_L) + \left(\frac{1}{C_{CW}} + \frac{1}{C_L} \right)} \quad (5.37)$$

A equação (5.37) foi simulada no software Simulink, com a entrada e os parâmetros definidos em rotinas de Matlab. A entrada utilizada foi de quarto de seno com amplitude padrão de $7 \text{ cmH}_2\text{O}$ e período de 4 s , conforme a Figura 5-27.

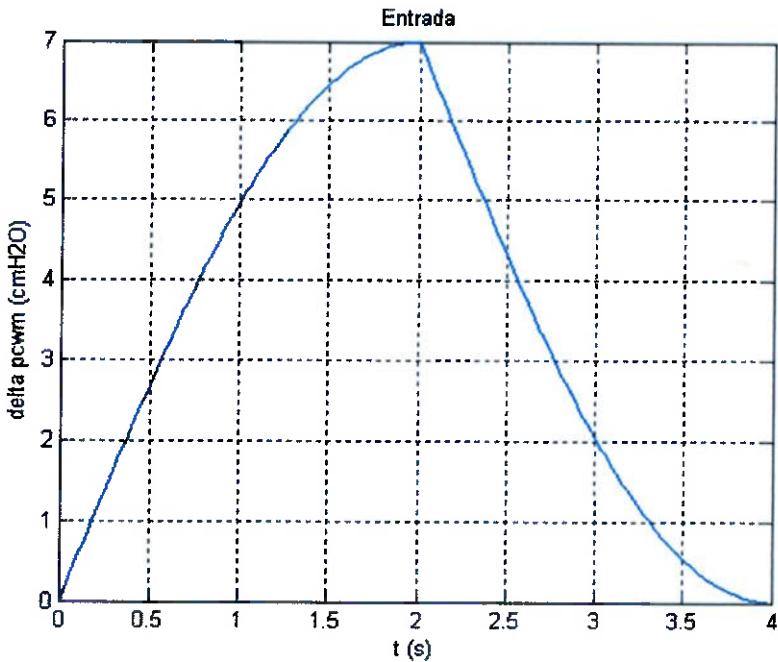


Figura 5-27 Entrada padrão utilizada nas simulações do modelo de 1 GL

¹⁰ O desmame consiste na retirada do paciente do ventilador mecânico, quando já há uma melhoria suficiente em seu estado clínico que permita sua independência. Nos momentos anteriores ao desmame o paciente começa a apresentar esforços espontâneos, que indicam sua recuperação.

A malha de Simulink é mostrada na Figura 5-28. Foi utilizado o algoritmo *ode45* para a solução da equação diferencial, com um tempo de simulação de 6 s.

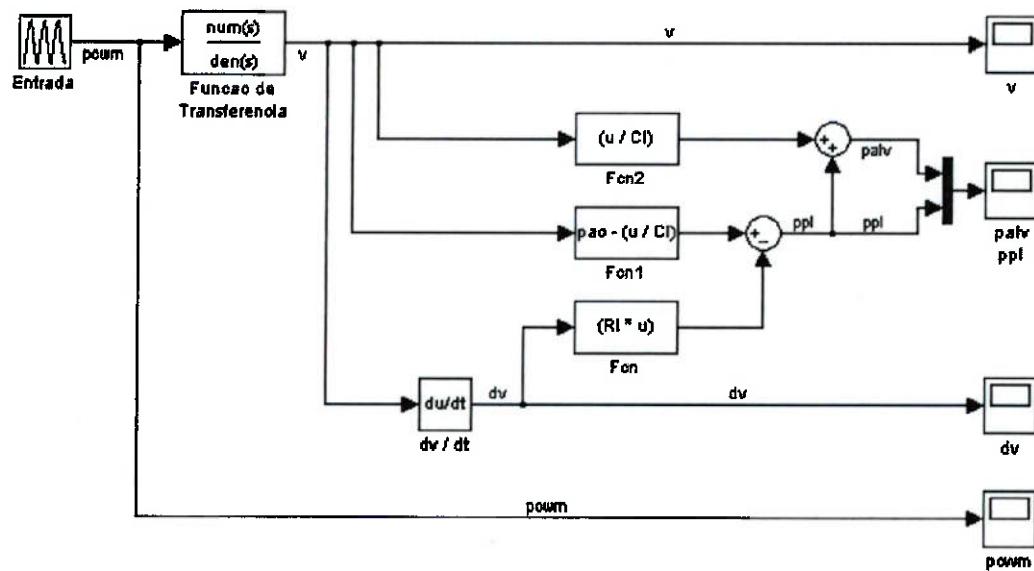


Figura 5-28 Malha para simulação do modelo de 1 GL. Os blocos intermediários realizam as operações algébricas com os resultados parciais

Foram feitas simulações para três conjuntos de parâmetros e condições iniciais. A Tabela 5-2 a seguir mostra estes valores. Os parâmetros da primeira simulação foram obtidos de Kaye, 1997 [22], sendo os demais variações individuais de algum parâmetro.

Tabela 5-2 Parâmetros e condições iniciais utilizados nas simulações

Parâmetro	Simulação 1	Simulação 2	Simulação 3
R_{CW}	0,3 $cmH_2O/L/s$	0,3 $cmH_2O/L/s$	0,3 $cmH_2O/L/s$
R_L	1,7 $cmH_2O/L/s$	0,2 $cmH_2O/L/s$	1,7 $cmH_2O/L/s$
C_{CW}	0,15 L/cmH_2O	0,15 L/cmH_2O	0,15 L/cmH_2O
C_L	0,5 L/cmH_2O	0,5 L/cmH_2O	0,15 L/cmH_2O
p_{BS}	0	0	0
p_{AO}	0	0	0

Um quarto tipo de simulação foi realizado utilizando-se p_{AO} e p_{BS} como entradas. Seus resultados, no entanto, não serão mostrados, pois seu efeito é idêntico ao de uma entrada de Δp_{CWM} , como pode ser visto na equação (5.36).

Resultados

Desta forma, temos como resultados para a primeira simulação os seguintes gráficos.

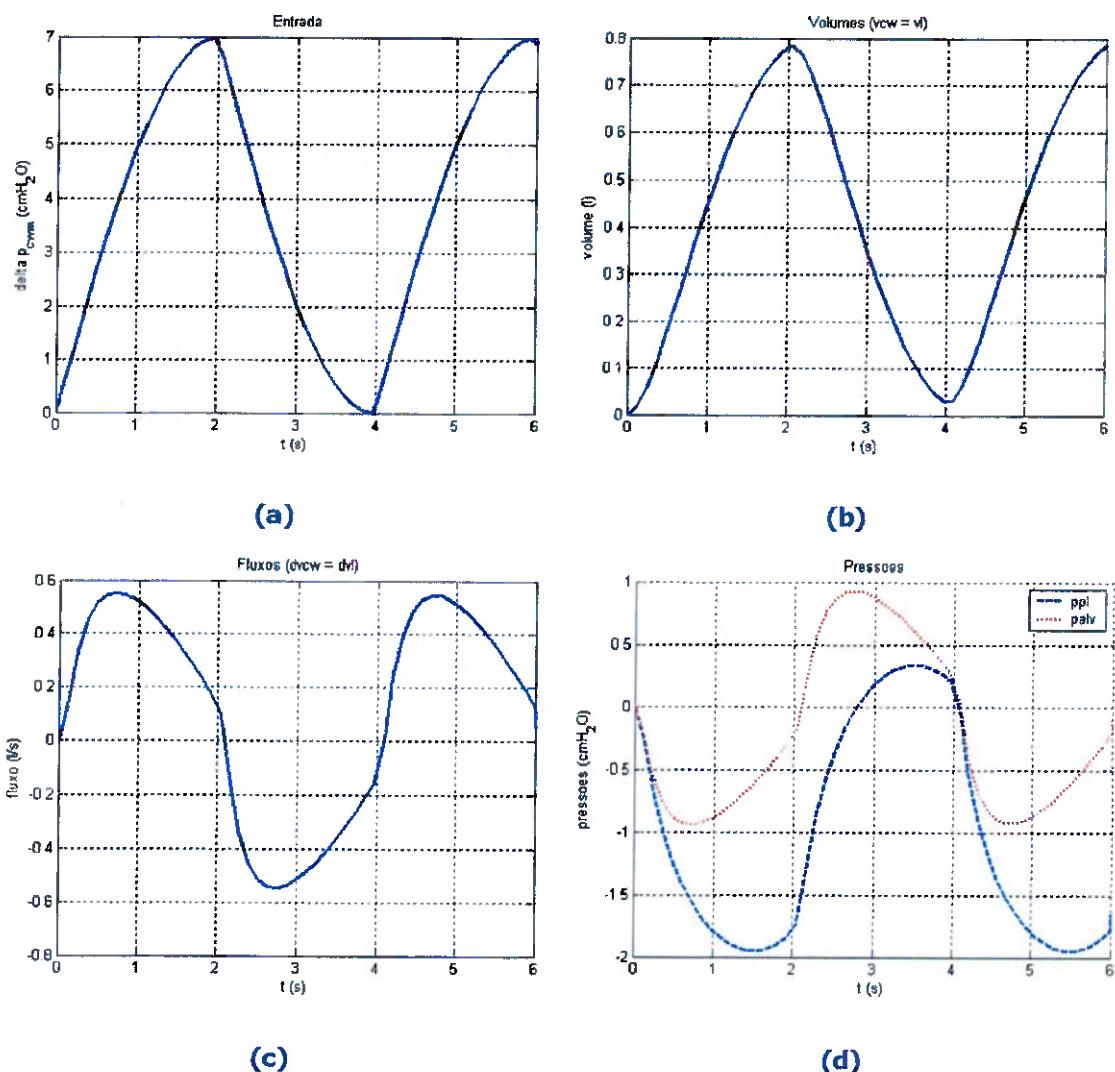


Figura 5-29 Resultados para a primeira simulação. (a) mostra a entrada utilizada; (b) mostra o volume na caixa torácica e no pulmão; (c) mostra o respectivo fluxo; (d) mostra as pressões pleural e alveolar

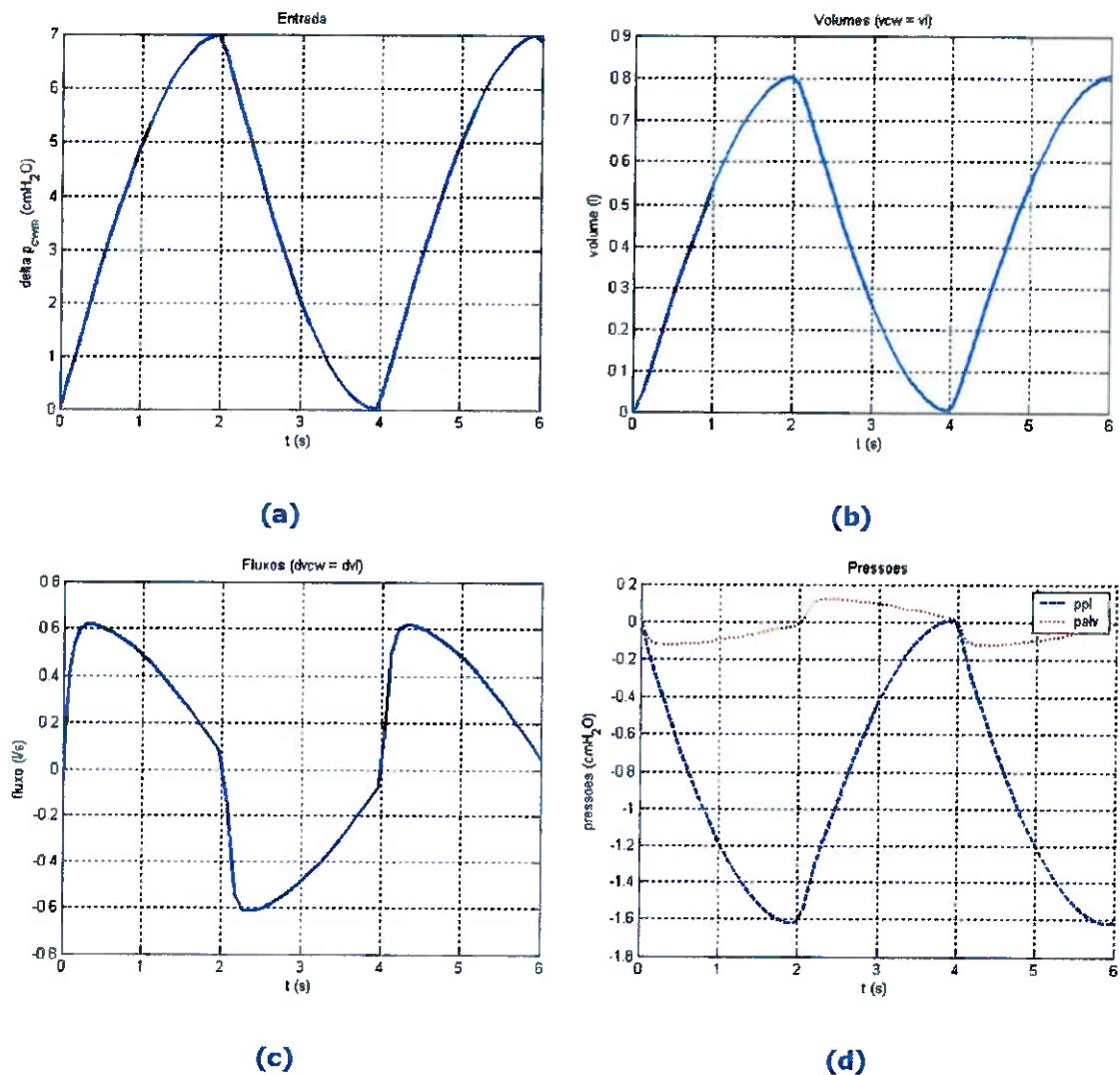


Figura 5-30 Resultados para a segunda simulação, de um paciente com resistência reduzida (em relação ao indivíduo saudável da primeira simulação). (a) mostra a entrada utilizada; (b) mostra o volume na caixa torácica e no pulmão; (c) mostra o respectivo fluxo; (d) mostra as pressões pleural e alveolar

Os gráficos da primeira simulação, Figura 5-29, mostram que o fluxo assume valores positivos e negativos, correspondentes à inspiração e à expiração, respectivamente. Estes deslocamentos de ar ocorrem devido ao gradiente de pressões que existe entre os pulmões e o meio externo. Pode-se perceber na Figura 5-29d que a pressão pleural é quase sempre negativa. Isto ocorre devido ao movimento da caixa torácica em relação pulmão – quando a primeira se desloca, o pulmão a segue para manter o volume intrapleural nulo, reduzindo a pressão neste espaço. A pressão pleural

fica positiva apenas no final da expiração, em que o espaço intrapleural acaba comprimido pela parede torácica e o pulmão. Percebe-se ainda em (d) que a pressão alveolar alterna-se entre positiva e negativa. Este é o fator responsável pela inspiração e expiração, pois é quem gera o gradiente necessário para produzir o fluxo que provoca a entrada e a saída de ar dos pulmões.

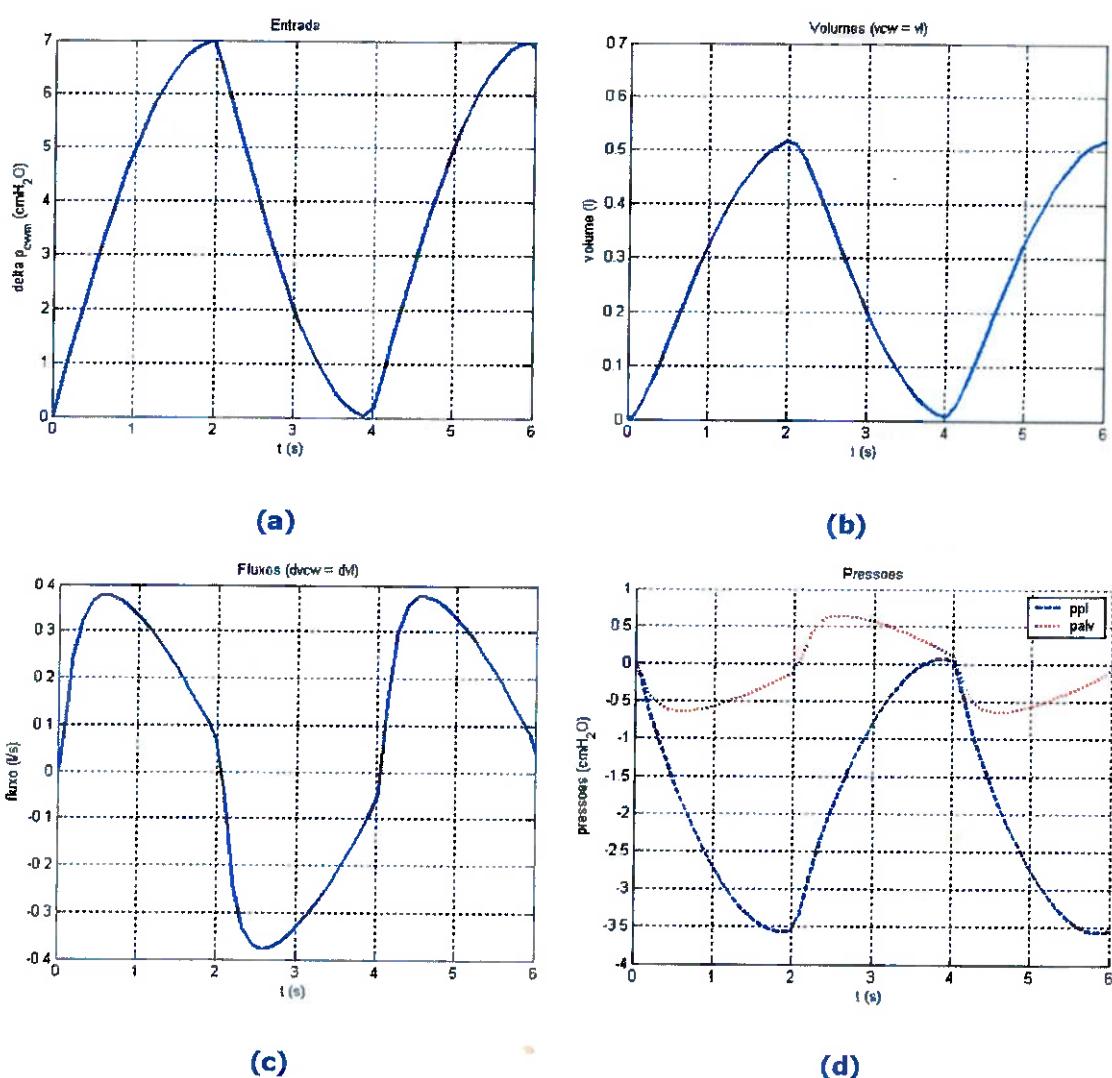


Figura 5-31. Resultados para a terceira simulação, de um paciente com complacência reduzida (em relação ao indivíduo saudável da primeira simulação). (a) mostra a entrada utilizada; (b) mostra o volume na caixa torácica e no pulmão; (c) mostra o respectivo fluxo; (d) mostra as pressões pleural e alveolar

Na segunda simulação, Figura 5-30, percebe-se que, para um paciente com resistência reduzida, o volume e o fluxo se mantêm quase inalterados, enquanto as

pressões, principalmente a alveolar, são bastante reduzidas. Isto ocorre porque há uma menor restrição à passagem do ar – o indivíduo executando igual esforço provoca um gradiente de pressões de menor intensidade, pois o ar passa mais facilmente por suas vias aéreas.

No caso de um paciente com complacência reduzida, correspondente à terceira simulação, mostrada na Figura 5-31, ocorre uma redução do volume de ar inspirado, bem como do fluxo correspondente. Isto é seguido por um grande aumento na intensidade da pressão pleural (ela fica mais negativa) e uma pequena redução na pressão alveolar. Com complacência reduzida, o pulmão fica mais rígido, exigindo maior esforço para deformá-lo. Como o esforço foi mantido constante, houve aumento da intensidade da pressão pleural, com consequentes reduções em fluxo e volume.

5.4.4 Modelo de Dois Graus de Liberdade

Em prosseguimento ao primeiro modelo, o trabalho de Kaye [22] apresenta a modelagem de um grau de liberdade adicional, correspondendo a um pneumotórax. Com a adição deste elemento, a igualdade de volumes é alterada, pois agora o volume da caixa torácica corresponde à soma dos volumes pulmonar e pleural.

A partir deste modelo as equações não serão reproduzidas, pois as mesmas não foram simuladas integralmente. Conforme será discutido mais adiante, o enfoque do trabalho de Kaye desvia-se da abordagem por nós escolhida – de um modelo para ventilação pulmonar. No entanto, os modelos serão apresentados, pois consideram aspectos bastante interessantes do acionamento da caixa torácica.

5.4.5 Modelo de Seis Graus de Liberdade

Em sequência, é apresentado o modelo de seis graus de liberdade, separando a parede torácica (*chest wall*) nos componentes: caixa torácica (*rib cage*), diafragma, abdômen, mediastino e junção comum (*common junction*). O abdômen é modelado como um fluido incompressível, de forma que o diafragma e o abdômen constituem um único grau de liberdade – assim, qualquer alteração no conteúdo abdominal irá provocar

alterações no diafragma. É considerada a possibilidade de pneumotórax bilateral, de onde resultam os seis graus de liberdade.

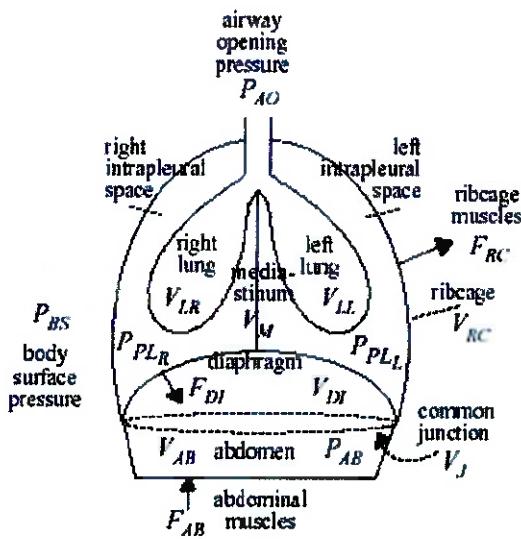


Figura 5-32 Algumas variáveis em um modelo de quatro graus de liberdade (sem pneumotórax)

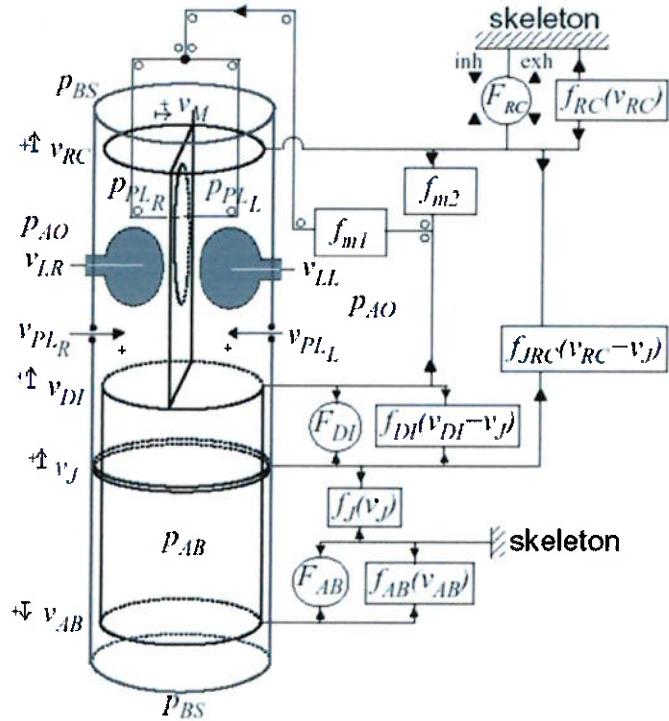


Figura 5-33 Modelo por analogia física com seis graus de liberdade

A Figura 5-32 mostra um esquema da caixa torácica e dos pulmões, com algumas variáveis e parâmetros utilizados no equacionamento. Note que não há a presença dos pneumotórax na figura, tornando esta representação em um modelo de quatro graus de liberdade apenas. A representação esquemática de discos e cilindros utilizadas por Kaye pode ser vista na Figura 5-33 – esta sim com os seis graus de liberdade [22].

5.4.6 Modelo de 11 Graus de Liberdade

O último modelo proposto é constituído de 11 graus de liberdade na caixa torácica. Ele inclui, além dos seis graus anteriores, movimentos individuais para os dois lados do diafragma, para os dois lados da junção comum, e para *flail chest*. A analogia física de discos e cilindros é apresentada na .

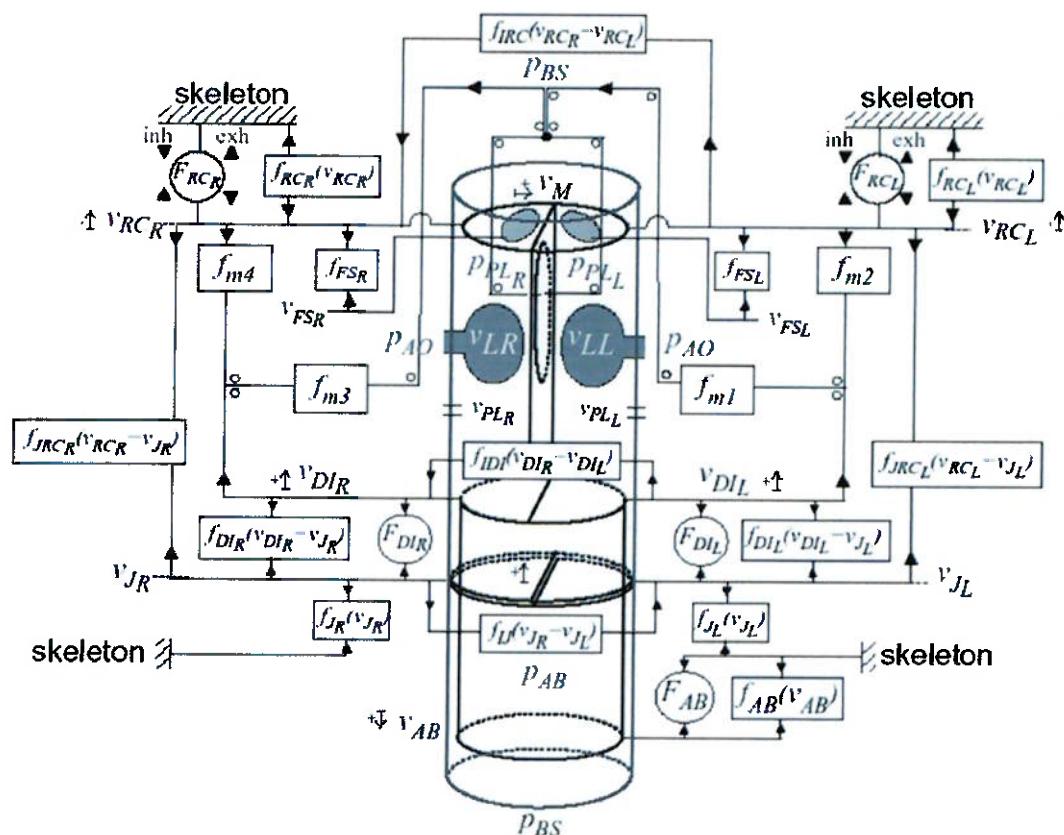


Figura 5-34 Analogia física para o modelo de 11 graus de liberdade

5.4.7 Comentários

Apesar de ainda não integralmente simulados em nosso trabalho, os modelos de Kaye, sobretudo o de 11 graus de liberdade, parecem bastante completos e realistas, pois, devido às suas considerações e hipóteses físicas, conseguem atingir excelente grau de aferição com o sistema respiratório real – a dissertação apresenta diversas evidências e resultados de simulações bastante interessantes para o último modelo. Com a simulação do primeiro modelo, mais simples, pudemos concluir que, apesar de todas estas vantagens, o modelo não é o mais adequado à ventilação artificial, pois a adição de mais graus de liberdade nos acionamentos da caixa torácica não acrescenta características interessantes para a ventilação. Isto ficará claro no decorrer deste relatório.

6

Simulação Gráfica – Um Modelo de Dois Compartimentos

Após o estudo dos diversos modelos e aspectos mais importantes da mecânica respiratória, optou-se por desenvolver um simulador didático simplificado para o estudo de características regionais de enchimento dos pulmões. Para tanto, desenvolvemos um modelo de dois compartimentos através da técnica de *Bond Graphs*, baseado no modelo de um compartimento mostrado anteriormente.

O simulador contempla aspectos de ventilação artificial (passiva, do ponto de vista do paciente) invasiva, contando com parâmetros do ventilador artificial e do tubo endotraqueal. Foi utilizado um único modo de ventilação (volume controlado), estando disponíveis ajustes de volume e fluxo (vazão) fornecidos ao paciente e freqüência de ciclos respiratórios iniciados pelo ventilador. O programa permite ainda o ajuste individual dos parâmetros de cada pulmão (resistência e complacência dos lados direito e esquerdo), bem como as resistências da traquéia e do tubo endotraqueal.

6.1 Modelo

Conforme mencionado, o modelo utilizado no simulador foi desenvolvido por analogia elétrica, utilizando a técnica de *Bond Graphs* e tendo como base o modelo proposto por Bonassa, 1996 [40].

6.1.1 Considerações e Hipóteses

Consideramos o sistema respiratório como uma estrutura viscoelástica, sendo os pulmões modelados com dois compartimentos caracterizados por resistência (R_1 e R_2) e complacência (C_1 e C_2) próprios, individuais – note que os índices 1 e 2 denotam respectivamente os pulmões direito e esquerdo. Estes valores de resistência correspondem a efeitos de viscosidade e turbulência que ocorrem nas vias aéreas terminais, desde os brônquios principais até os alvéolos. Além destes parâmetros, a parte fisiológica do modelo conta ainda com uma resistência para as vias aéreas, R_{VA} .

Na parte do modelo referente ao ventilador artificial, utilizamos basicamente os elementos presentes no modelo de Bonassa, porém com algumas simplificações. Aquele modelo destinava-se a estudos de um modo de ventilação mais complexo, para avaliação de trabalho respiratório. Aqui utilizaremos o modo de volume controlado, que consiste simplesmente no fornecimento de um volume pré-ajustado com uma vazão determinada e em uma freqüência de ciclos também selecionada. Desta forma, termos como *Pressão Suporte* e PEEP (*Positive End Expiratory Pressure*), bem como a resistência intrínseca do ventilador serão ignorados, conforme mostrado mais adiante – esforços espontâneos também serão ignorados no momento. Desta forma, teremos como parâmetros externos ao paciente a resistência do tubo endotraqueal, R_{TE} , a resistência do ramo inspiratório, R_{INS} , e a resistência do ramo expiratório, R_{EXP} , componentes do circuito de tubos e mangueiras que ligam o paciente ao ventilador. Além disso, conforme citado, temos também os ajustes do ventilador – volume, fluxo e freqüência.

6.1.2 Circuito Equivalente

O modelo por analogia elétrica se baseia no circuito elétrico mostrado a seguir, na Figura 6-1, ainda com alguns componentes do circuito anterior. Isto porque, para permitir futuras melhorias do simulador, os parâmetros simplificados serão apenas ajustados de forma a não interferir nas simulações, estando ainda presentes nas equações.

6.1.3 Equacionamento

A partir do esquema elétrico apresentado e utilizando as técnicas mostradas no Apêndice I, elaboramos o *Bond Graph* mostrado na Figura 6-2 a seguir.

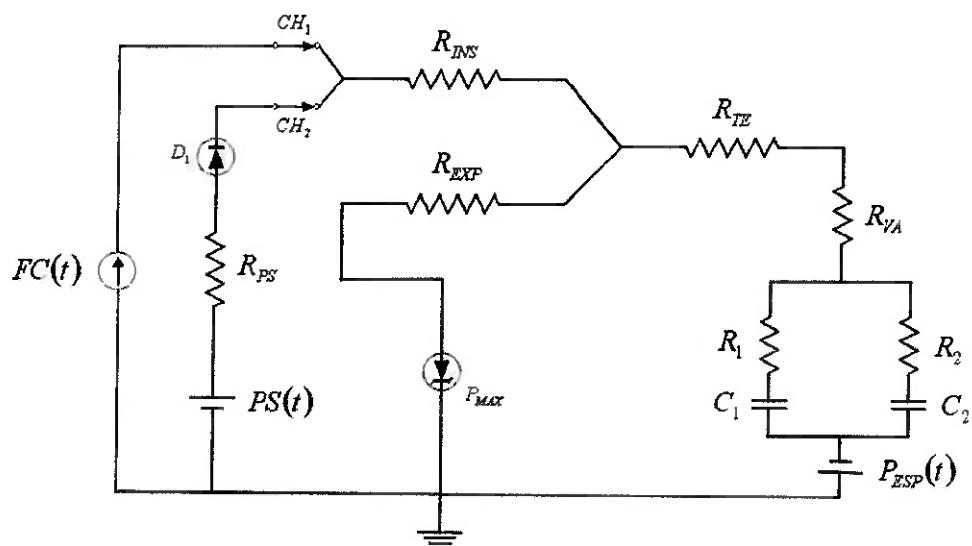


Figura 6-1 Circuito elétrico análogo ao sistema respiratório utilizado no modelo do simulador

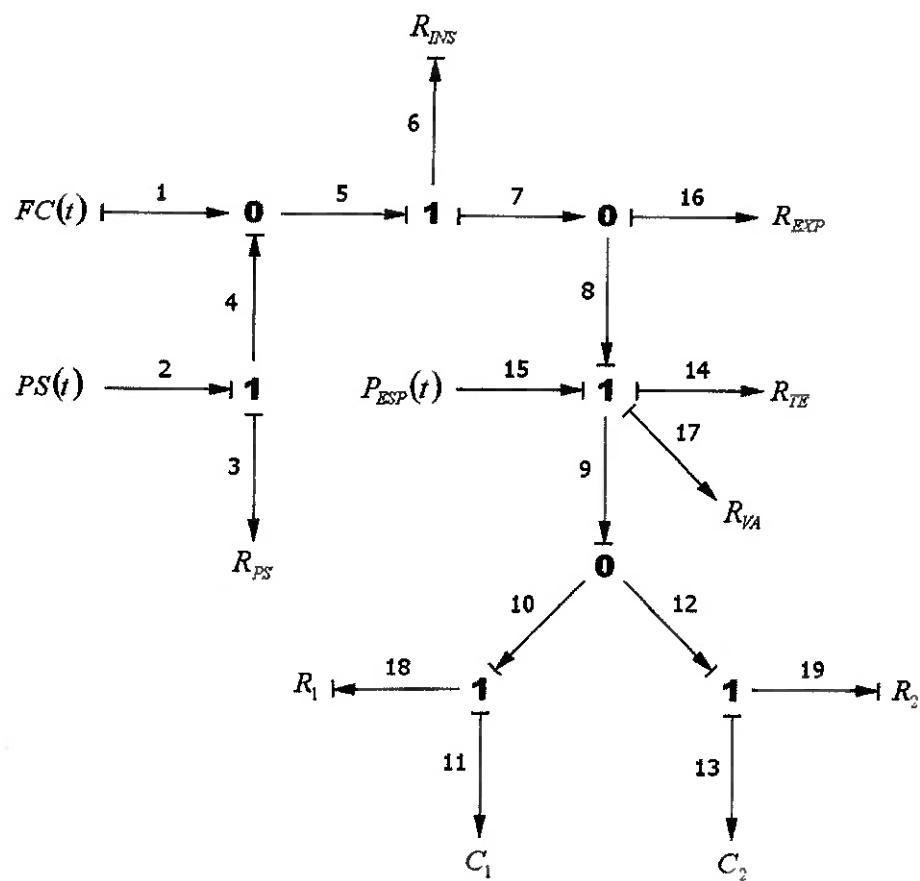


Figura 6-2 Bond Graph para o modelo de dois compartimentos utilizado no simulador

As variáveis de interesse são o volume e a pressão em cada pulmão, V_{11} e p_{11} para o pulmão direito e V_{13} e p_{13} para o esquerdo, o fluxo que vai para cada brônquio (consequentemente para cada pulmão), respectivamente \dot{V}_{18} e \dot{V}_{19} para direito e esquerdo, a pressão e a vazão que vão para ambos os compartimentos, p_9 e \dot{V}_9 , bem como algumas grandezas auxiliares.

Fluxo nas Vias Aéreas

Calculemos inicialmente o fluxo nas vias aéreas, \dot{V}_9 . Temos que

$$\dot{V}_9 = \dot{V}_8 = \dot{V}_7 - \dot{V}_{16} \quad (6.1)$$

\dot{V}_7 pode ser obtido por

$$\dot{V}_7 = \frac{p_6}{R_{INS}} = \frac{p_5 - p_7}{R_{INS}} \quad (6.2)$$

por sua vez, temos p_5

$$p_5 = p_4 = p_2 - p_3 = PS(t) - R_{PS} \dot{V}_3 \quad (6.3)$$

pois

$$p_2 = PS(t) \quad (6.4)$$

$$p_3 = R_{PS} \dot{V}_3 \quad (6.5)$$

e ainda

$$\dot{V}_3 = \dot{V}_4 = \dot{V}_7 - \dot{V}_1 = \dot{V}_7 - FC(t) \quad (6.6)$$

Precisamos ainda determinar p_7 , que é dada por

$$p_7 = p_8 = p_9 + p_{14} + p_{17} - p_{15} \quad (6.7)$$

utilizando as relações a seguir

$$p_{15} = P_{ESP}(t) \quad (6.8)$$

$$p_{14} = R_{TE} \dot{V}_{14} = R_{TE} \dot{V}_9 \quad (6.9)$$

$$p_{17} = R_{VA} \dot{V}_{17} = R_{VA} \dot{V}_9 \quad (6.10)$$

$$p_9 = R_1 \dot{V}_{18} + \frac{V_{11}}{C_1} = R_2 \dot{V}_{19} + \frac{V_{13}}{C_2} \quad (6.11)$$

Substituindo as Equações de (6.3) a (6.11) em (6.2) e utilizando alguma manipulação algébrica, temos \dot{V}_7 em função de \dot{V}_9 e \dot{V}_{18} :

$$\dot{V}_7 = \frac{\left[PS(t) + R_{PS} FC(t) - \frac{V_{11}}{C_1} - R_1 \dot{V}_{18} - \dot{V}_9 (R_{TE} + R_{VA}) + P_{ESP}(t) \right]}{(R_{INS} + R_{PS})} \quad (6.12)$$

De forma análoga, temos \dot{V}_{16}

$$\dot{V}_{16} = \frac{P_{16}}{R_{EXP}} \quad (6.13)$$

sabendo que

$$p_{16} = p_8 = \frac{V_{11}}{C_1} + R_1 \dot{V}_{18} + \dot{V}_9 (R_{TE} + R_{VA}) - P_{ESP}(t) \quad (6.14)$$

Logo,

$$\dot{V}_{16} = \frac{\left[\frac{V_{11}}{C_1} + R_1 \dot{V}_{18} + \dot{V}_9 (R_{TE} + R_{VA}) - P_{ESP}(t) \right]}{R_{EXP}} \quad (6.15)$$

Assim, podemos determinar \dot{V}_9 em função de \dot{V}_{18} e de V_{11} , substituindo (6.12) e (6.15) em (6.1) e definindo R_{EQ} ,

$$R_{EQ} = \left(\frac{1}{R_{INS} + R_{PS}} + \frac{1}{R_{EXP}} \right) \quad (6.16)$$

o que resulta em

$$\dot{V}_9 = \frac{\left[\frac{PS(t)}{(R_{INS} + R_{PS})} + \frac{FC(t)}{1 + \frac{R_{INS}}{R_{PS}}} - R_{EQ} \cdot \left[\frac{V_{11}}{C_1} + R_1 \dot{V}_{18} - P_{ESP}(t) \right] \right]}{1 + R_{EQ} \cdot (R_{TE} + R_{VA})} \quad (6.17)$$

Fluxo nos Pulmões

O fluxo que vai para cada uma das duas ramificações bronquiais principais pode ser calculado a partir da relação

$$p_{10} = p_{12} \quad (= p_9) \quad (6.18)$$

e portanto,

$$p_{11} + p_{18} = p_{13} + p_{19} \quad (6.19)$$

que em função de fluxos e volumes fica

$$\frac{V_{11}}{C_1} + R_1 \dot{V}_{18} = \frac{V_{13}}{C_2} + R_2 \dot{V}_{19} \quad (6.20)$$

Sabendo que

$$\dot{V}_9 = \dot{V}_{18} + \dot{V}_{19} \quad (6.21)$$

teremos que (no caso, determinaremos primeiro \dot{V}_{18} e depois \dot{V}_{19})

$$R_1 \dot{V}_{18} + \frac{V_{11}}{C_1} = R_2 (\dot{V}_9 + \dot{V}_{18}) + \frac{V_{13}}{C_2} \quad (6.22)$$

Isolando \dot{V}_{18} na equação (6.22) e substituindo (6.17), utilizando ainda (6.16), determinamos a expressão seguinte expressão, que depende apenas dos volumes (V_{11} e V_{13})

$$\dot{V}_{18} = \frac{\left[\frac{V_{13}}{C_2} - \frac{V_{11}}{C_1} + R_2 \cdot \left[\frac{\frac{PS(t)}{(R_{INS} + R_{PS})} + \frac{FC(t)}{(1 + R_{INS}/R_{PS})} - R_{EQ} \cdot \left(\frac{V_{11}}{C_1} - P_{ESP}(t) \right)}{1 + R_{EQ} \cdot (R_{TE} + R_{VA})} \right] \right]}{R_1 + R_2 + R_1 R_2 \cdot \left(\frac{R_{EQ}}{1 + R_{EQ} \cdot (R_{TE} + R_{VA})} \right)} \quad (6.23)$$

Utilizando agora a equação (6.21), determinamos \dot{V}_{19} , em função de \dot{V}_{18} e \dot{V}_9

$$\dot{V}_{19} = \dot{V}_9 - \dot{V}_{18} \quad (6.24)$$

Pressões

As pressões a serem determinadas são e p_9 , pressão atuante sobre ambos os compartimentos, p_{11} no pulmão direito e p_{13} no pulmão esquerdo. Suas expressões já foram anteriormente citadas, mas serão retomadas aqui. As pressões sobre os pulmões são dadas, respectivamente, por:

$$p_{11} = \frac{V_{11}}{C_1} \quad (6.25)$$

$$p_{13} = \frac{V_{13}}{C_2} \quad (6.26)$$

A pressão p_9 pode ser determinada através de qualquer um dos dois compartimentos, visto que atua sobre ambos em paralelo.

$$p_9 = R_1 \dot{V}_{18} + \frac{V_{11}}{C_1} = R_2 \dot{V}_{19} + \frac{V_{13}}{C_2} \quad (6.27)$$

Devemos acrescentar ainda um equacionamento para a pressão na via aérea, denominada p_{VA} e definida como

$$p_{VA} = p_7 = p_9 + p_{14} + p_{17} - p_{15} \quad (6.28)$$

Os termos de (6.28) já foram definidos anteriormente nas Equações de (6.8) a (6.11), resultando em

$$p_{VA} = R_1 \dot{V}_{18} + \frac{V_{11}}{C_1} + (R_{TE} + R_{VA}) \cdot \dot{V}_9 - P_{ESP}(t) \quad (6.29)$$

Volumes

Os volumes nos pulmões, V_{11} e V_{13} , são determinados por integração dos respectivos fluxos (\dot{V}_{18} e \dot{V}_{19}) ao longo do tempo do ciclo:

$$V_{11} = \int_{t_0}^{t_1} \dot{V}_{18} \, dt \quad (6.30)$$

$$V_{13} = \int_{t_0}^{t_1} \dot{V}_{19} \, dt \quad (6.31)$$

Conforme será explicado mais adiante, no tópico que trata da implementação do programa de simulação, esta integração será feita como uma somatória, devido às características do software de programação utilizado.

O volume total, V , é definido simplesmente como a soma dos volumes em cada pulmão, ou seja,

$$V = V_{11} + V_{13} \quad (6.32)$$

6.2 Implementação

Este item explica como deverão ser implementadas as equações deste modelo no software de simulação, pois existem certos detalhes que podem resultar em erros. Dada a interdependência das equações do modelo – as pressões dependem dos fluxos, que são inter-relacionados (\dot{V}_9 e \dot{V}_{19} dependem de \dot{V}_{18}), e todos ainda dependem dos volumes em cada pulmão (V_{11} e V_{13}) – o mesmo deve ser simulado em um processo iterativo, com passos seqüenciais.

Desta forma, \dot{V}_{18} é calculado antes dos demais, utilizando condição inicial zero para os volumes. Isto possibilita o cálculo de \dot{V}_9 , e posteriormente \dot{V}_{19} , definido pela diferença entre os anteriores. A seguir são calculados os volumes, V_{11} e V_{13} , por meio de uma somatória. O cálculo será feito desta forma devido ao software utilizado – o Macromedia Flash MX – que não resolve equações diferenciais. Desta forma, a cada passo de simulação é somado ao total do volume uma parcela correspondente, ou seja, na inspiração, por exemplo, para o pulmão direito, teremos

$$V_{11} = \sum_{t_{ins}} \dot{V}_{18} \cdot \Delta t \quad (6.33)$$

sendo Δt o intervalo de tempo decorrido a cada passo de simulação. Note que na equação (6.33) a somatória é definida para o tempo inspiratório. De forma semelhante, determina-se o volume na expiração.

As pressões são determinadas então com base nestes valores, dentro do mesmo passo de simulação. No passo seguinte, são utilizados os valores determinados no passo anterior, de forma iterativa.

6.3 Simulador Didático

Conforme citado e indicado por toda a modelagem mostrada neste capítulo, nosso simulador foi desenvolvido para mostrar graficamente as influências dos parâmetros existentes no sistema respiratório. Foi utilizado para tanto um ventilador mecânico simplificado ligado ao paciente, capaz de fornecer-lhe volume, fluxo e freqüência pré-ajustados. Será comentada a seguir a linguagem de programação utilizada e os principais recursos e resultados fornecidos através do programa desenvolvido.

6.3.1 Ambiente de Programação

O ambiente de programação utilizado foi o Macromedia Flash MX, componente do pacote Macromedia Studio MX. O principal motivo da escolha deste software foi sua facilidade de desenvolvimento de aplicativos gráficos. Há uma grande integração entre

os elementos gráficos – comparáveis a um software de desenho e edição de imagens – e códigos de programação, o que elimina a necessidade de bibliotecas específicas. Além disso, a linguagem de programação (denominada pela Macromedia como *Actionscript*) é bastante semelhante à linguagem C, tornando o aprendizado bastante rápido.

A seguir, serão comentadas algumas características particulares deste software.

Integração entre Código e Elementos Gráficos

Uma das vantagens desta integração existente entre a parte gráfica e o código de programação é a possibilidade de se ter código anexado a um elemento gráfico, como um botão ou um elemento deformável (por exemplo, os pulmões, como será mostrado mais adiante). Isto torna o código bastante claro e organizado, facilitando seu entendimento – é verdade, no entanto, que isto pode dificultar a debugação do código. A Figura 6-3 a seguir mostra um exemplo deste recurso para o botão de ciclo manual.

Outro aspecto interessante é que o layout da tela é definido diretamente, arrastando os itens. Desta forma, pode-se organizar a disposição das coisas de acordo com o efeito final desejado. No nosso caso, de um software didático e interativo, este aspecto mostrou-se bastante útil.

Layers

Os elementos de um programa desenvolvido em Flash podem ser organizados em *layers*, ou camadas, cuja ordem define seu nível na tela (no caso de elementos gráficos). Mas o mais interessante é a possibilidade de separação de código entre diversas camadas, de maneira semelhante à utilização de diversos arquivos em C++. A Figura 6-4 a seguir mostra a utilização das layers.

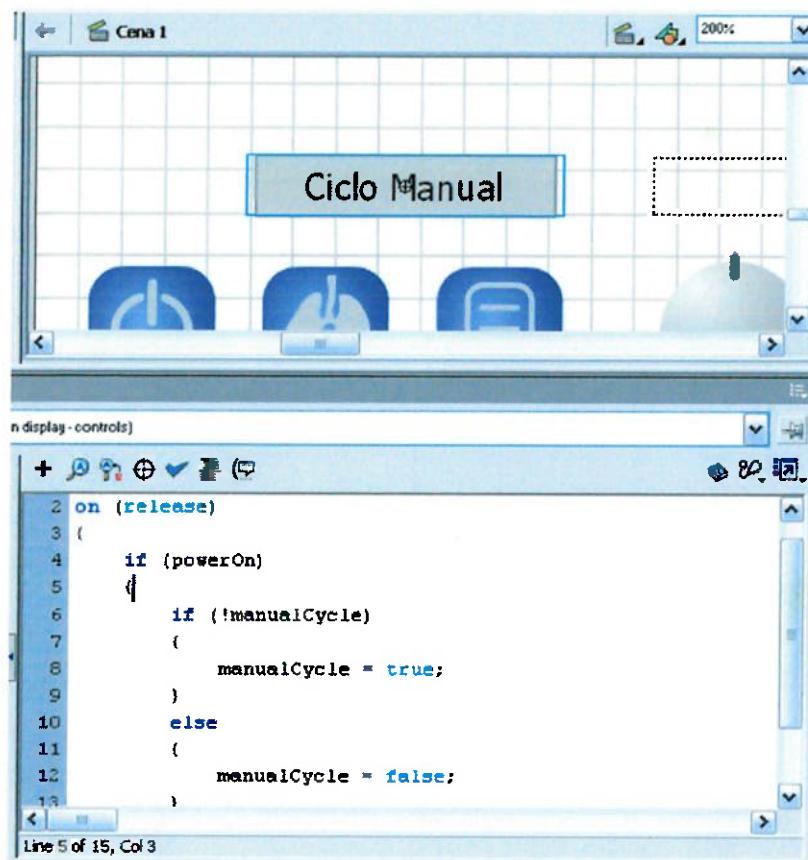


Figura 6-3 Exemplo de código anexo a um botão

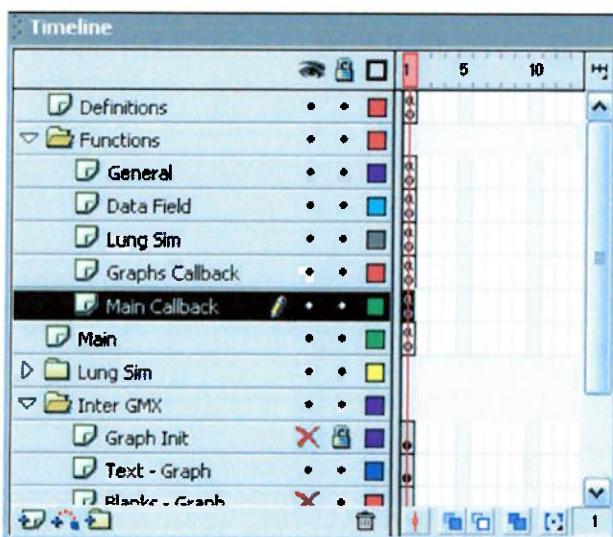


Figura 6-4 Organização do programa em layers. Os quadros (linha vertical vermelha) que possuem código apresentam um pequeno 'a' (de Actionscript) em seu interior

Taxa de Quadros

Como um software predominantemente voltado para a execução de “filmes” na tela, o Flash utiliza o parâmetro de taxa de quadros para controlar a velocidade com que um programa é rodado. Desta forma, todas as execuções que exigem *callback*¹¹ – em nosso caso a grande maioria do programa – são executadas no máximo na taxa de quadros ajustada.

Esta taxa de quadros pode atingir no máximo 120 quadros por segundo. Desta forma, o menor intervalo de tempo que pode ser considerado na atualização da tela é de aproximadamente oito milisegundos. O problema é que a elevação deste parâmetro exige uma maior carga computacional, limitando a velocidade de execução do programa.

6.3.2 O Simulador

O simulador desenvolvido apresenta uma tela de 800×500 pixels, onde são exibidos os botões de controle, os gráficos de volume, fluxo e pressão, uma janela de ajuste de parâmetros do paciente e uma janela de valores de pico. As duas últimas são móveis e podem ser fechadas pelo usuário. A Figura 6-5 mostra uma seção de exemplo do simulador em funcionamento.

A seguir serão discutidas as características individuais do simulador.

Implementação e Características de Simulação

A implementação do modelo no software desenvolvido em Flash foi feita da mesma forma citada anteriormente, no Item **Erro! A origem da referência não foi encontrada.**, referente à implementação em Excel. Desta forma, as equações são resolvidas em seqüência, utilizando como passo de simulação a taxa de quadros definida. Foi escolhida uma taxa de 24 quadros por segundo (ou *fps*), suficiente para não atrasar a simulação e não perder quadros, mas ainda com carga computacional relativamente baixa – o programa se comportou bem em testes realizados em

¹¹ Funções de *callback* são seqüências de código que devem ser executadas recorrentemente a cada intervalo de tempo definido, de maneira semelhante a uma interrupção utilizada em acionamento de hardware através do computador.

computadores com processadores entre 400 e 900 MHz, com um mínimo de 128 MB de memória RAM. Obviamente, uma taxa de quadros maior poderia fornecer resultados melhores, mas optou-se por reduzir as exigências computacionais para permitir uma utilização mais ampla do software, independente da configuração do computador.

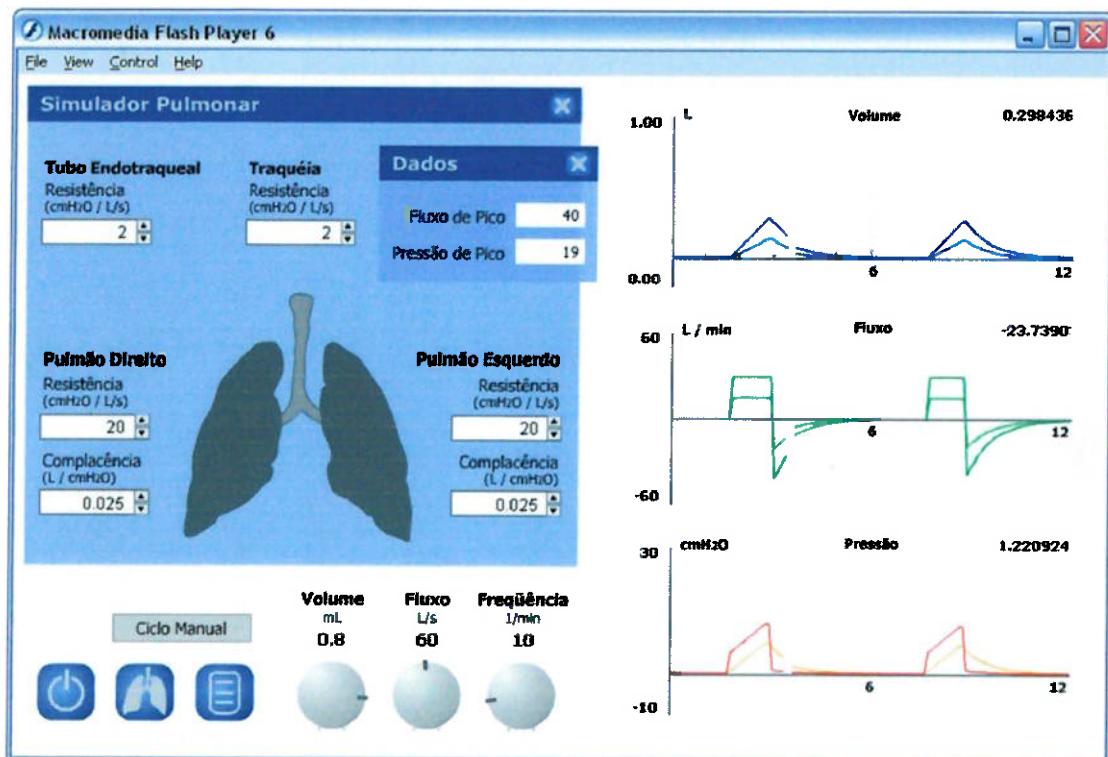


Figura 6-5 Seção de exemplo rodada no simulador

A seqüência das equações foi utilizada como anteriormente, ou seja, primeiro os fluxos (\dot{V}_{18} seguido por \dot{V}_9 e \dot{V}_{19}), depois os volumes (V_{11} , V_{13} e V , nesta ordem) e finalmente as pressões (seqüencialmente p_{11} , p_{13} , p_9 e p_{VA}). As explicações sobre a discretização do tempo em Flash tornam óbvios os motivos destes cálculos seqüenciais, bem como a necessidade de se transformar as integrais de fluxo em somatórias.

Para a execução das somatórias e para os cálculos de alguns valores auxiliares, foi necessária a determinação dos intervalos de tempo, nomeado dt no aplicativo. Isto foi feito medindo-se o tempo entre o início e o término de cada ciclo, bem como dos tempos parciais, de inspiração e de expiração.

Para a seleção de valores de parâmetros característicos destas duas fases – inspiração e expiração – foi utilizada uma variável de controle que indica em qual delas o programa se encontra. Desta forma, o controle de início e término das etapas é feito através desta variável. As diferenças de código entre estas fases são predominantemente a variação de R_{INS} e R_{EXP} e a verificação de condições de parada.

Estas duas resistências são controladas de modo que, na inspiração, R_{INS} tenha seu valor real e R_{EXP} tenda ao infinito¹², representando o fechamento do ramo expiratório. Na expiração é feito o contrário, ou seja, é o ramo inspiratório que deve ser fechado, com R_{INS} indo para infinito. Os valores que anteriormente foram citados como sendo desnecessários no modo simulado foram ajustados da seguinte forma: $PS(t)$, $P_{ESP}(t)$ e $PEEP$ são nulos e sem botões de ajuste; R_{PS} foi ajustado como infinito, para impedir a passagem de ar para o ramo inspiratório. Desta forma, os valores de volume, fluxo e pressão são calculados automaticamente para as duas fases da respiração, sendo o ciclo invertido quando são satisfeitas as condições de parada – volume pré-ajustado atingido no caso da inspiração e fluxo quase nulo na expiração.

Botões de Controle

Os botões de controle são os responsáveis por ligar o simulador, por abrir as janelas do paciente e de dados, e controlar os parâmetros da ventilação. A Figura 6-6 a seguir mostra estes botões.

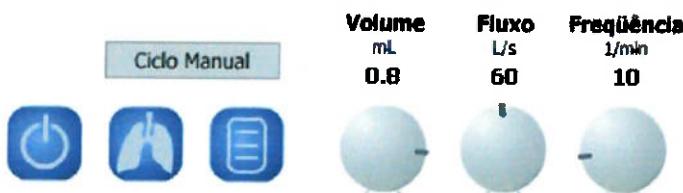


Figura 6-6 Botões de controle do simulador

¹² O valor de infinito utilizado foi de 10^6 , muito maior que os demais, e suficiente para simular o fechamento das válvulas.

O primeiro botão à esquerda liga (ou desliga) o simulador, dando início (ou fim) a seu funcionamento. O próximo botão abre a janela de ajuste de parâmetros do paciente, caso ela ainda não esteja aberta. O botão seguinte abre a janela de dados de pico (que aparece fechada no início da execução do programa). Os três botões à direita são do tipo rotativo, e correspondem, respectivamente, aos ajustes de volume, fluxo e freqüência respiratória.

Por fim, temos o botão de Ciclo Manual, utilizado para iniciar forçadamente um ciclo diferente dos respectivos à freqüência ajustada. Após o seu acionamento, é esperado o tempo de um ciclo completo antes de um novo ciclo ser iniciado, defasando os gráficos em relação à janela.

Janela de Parâmetros do Paciente

A janela de parâmetros do paciente, chamada de *Simulador Pulmonar* em sua barra de título, permite a visualização dos pulmões em funcionamento e o ajuste dos parâmetros do paciente e do tubo endotraqueal.

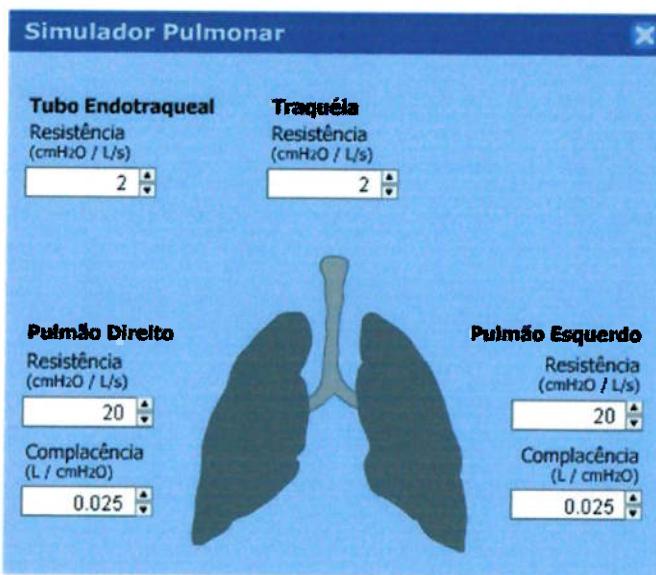


Figura 6-7 Janela de ajuste de parâmetros do paciente, *Simulador Pulmonar*

Cada um dos ajustes encontra-se devidamente identificado e com as respectivas unidades. No caso dos pulmões, os ajustes estão próximos ao respectivo compartimento,

e podem ser ajustados de forma independente. Os valores extremos foram obtidos em [1] e em [37]. A Figura 6-7 mostra a janela com os pulmões no início da fase expiratória.

Os pulmões mostrados na janela se deformam de acordo com o volume inspirado. Isto foi feito aplicando-se fatores de escala adequados à variação de volume.

Há ainda um botão no canto superior direito da janela para permitir seu fechamento. Clicar e arrastar a barra de título arrasta a janela por inteiro, que possui seu fundo transparente para permitir a sobreposição de itens gráficos sem perda de visualização das informações.

Janela de Valores de Pico

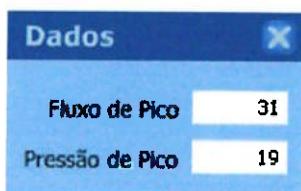


Figura 6-8 Janela de valores de pico ocorridos durante a ventilação, *Dados*

Esta janela, mostrada na Figura 6-8, tem comportamento idêntico à anterior (abertura e fechamento, transparência e arraste). É chamada de *Dados* em sua barra de título, e exibe os valores de pico de fluxo e pressão – importantes na prevenção de lesões indesejáveis como resultado de uma ventilação mal conduzida. Em implementações futuras, esta janela deverá acomodar uma maior quantidade de dados.

Gráficos

A região dos gráficos pode ser considerada a mais importante do simulador, pois é onde são efetivamente exibidos os resultados quantitativos da simulação. Seu aspecto geral é mostrado na Figura 6-9 a seguir.

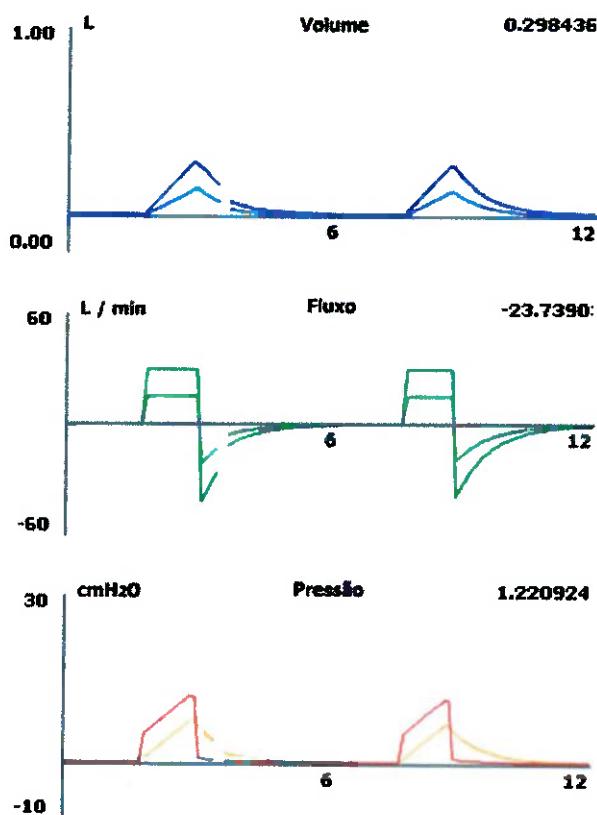


Figura 6-9 Janela de gráficos em uma seção de exemplo do simulador

Nos três gráficos (volume, fluxo e pressão) a linha mais escura representa o valor total, para os dois compartimentos em conjunto, de cada tipo de dados. No caso de fluxo e volume, as linhas claras representam respectivamente fluxo e volume em cada compartimento, enquanto a linha escura corresponde à soma destes valores. No gráfico de pressão, a linha escura corresponde à pressão sobre ambos os compartimentos em paralelo, sendo as linhas claras relativas às pressões de cada pulmão (apenas componente elástica).

A Figura 6-10 a seguir mostra um exemplo, para o gráfico de volume, explicando cada componente da janela de gráfico – note que isto se repete de forma idêntica para os demais gráficos.

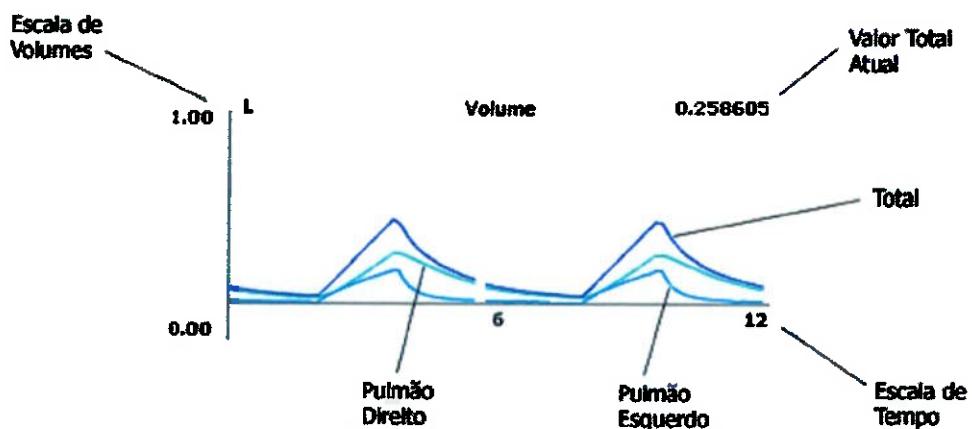


Figura 6-10 Gráfico de volume exemplificando as características presentes em cada gráfico

A implementação da parte dos gráficos foi feita utilizando-se comandos para desenho de linhas do Flash MX. Devido às características da linguagem, foram utilizadas três camadas superpostas: a primeira contendo a linha atual que está sendo desenhada; a última contendo a linha desenhada na tela anterior; finalmente entre elas, há uma camada com em branco deslocando-se com velocidade um pouco maior que a atual. Desta forma, surge uma linha que varre continuamente o gráfico da esquerda para a direita, atualizando-o gradativamente.

6.3.3 Execuções de Teste

A seguir são mostradas algumas simulações rodadas em nosso simulador didático. Elas mostram alterações de parâmetros individuais e dos ajustes do ventilador. As figuras mostram telas completas, de modo a se visualizarem os parâmetros utilizados em cada execução.

A primeira, Figura 6-11, apresenta uma execução, para comparação, com os ajustes iniciais que são utilizados quando o simulador é ligado. A seguinte, Figura 6-12, mostra o uso do botão de acionamento de ciclo manual.

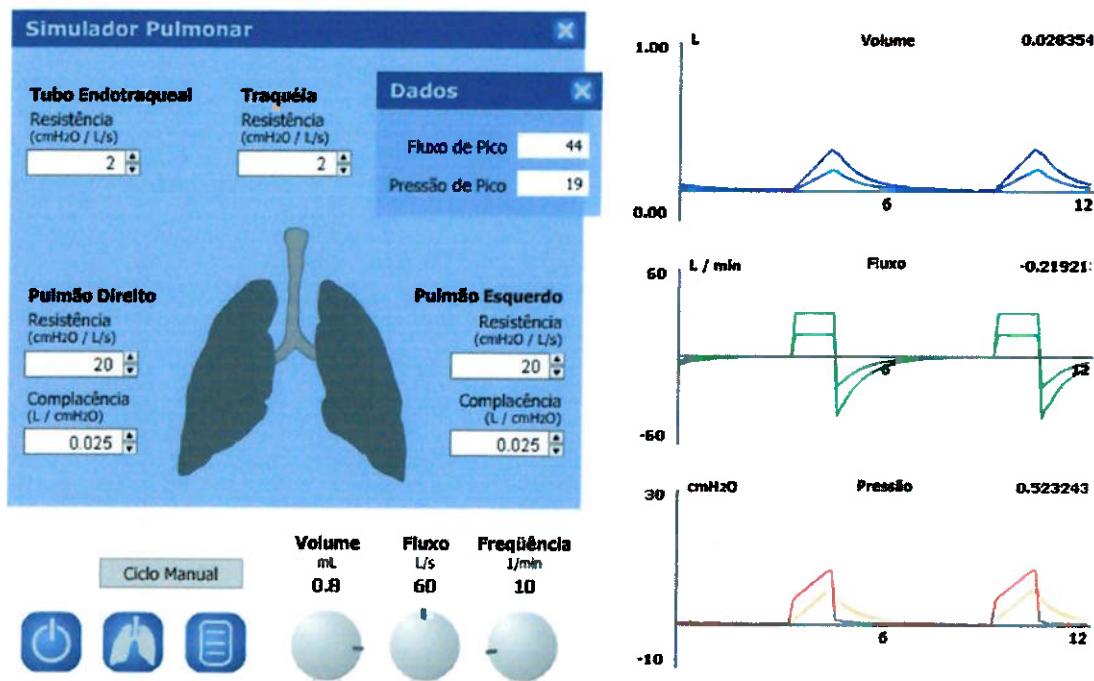


Figura 6-11 Execução padrão do simulador, com os ajustes para um paciente sadio

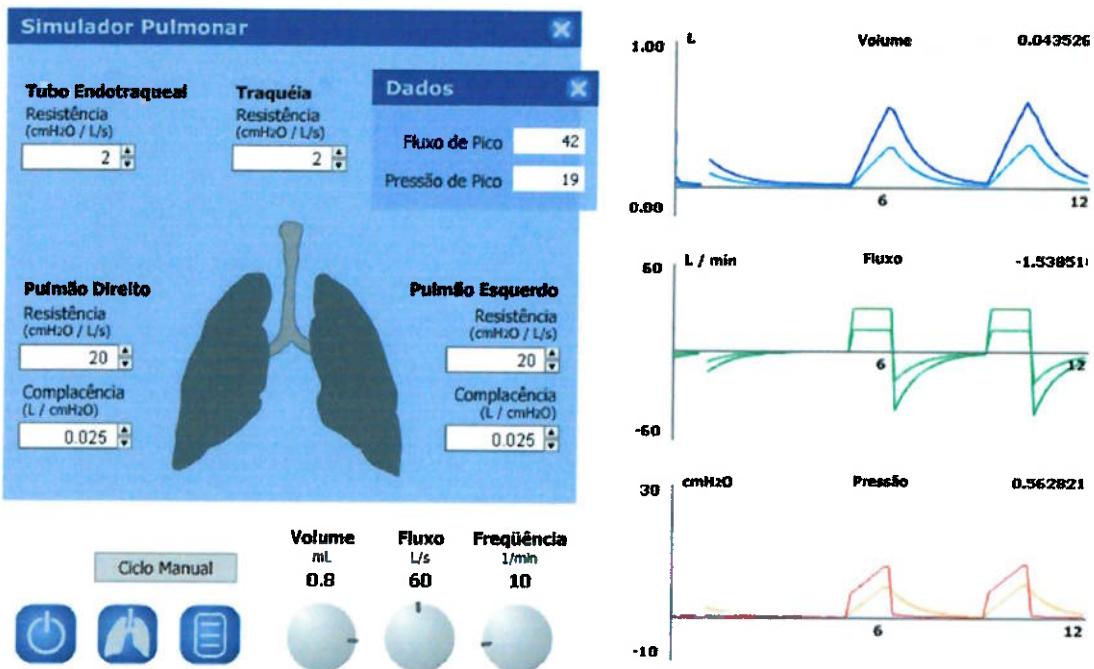


Figura 6-12 Execução padrão com o acionamento de um ciclo manual. Note que, com a mesma freqüência, o ventilador executa um ciclo próximo ao outro

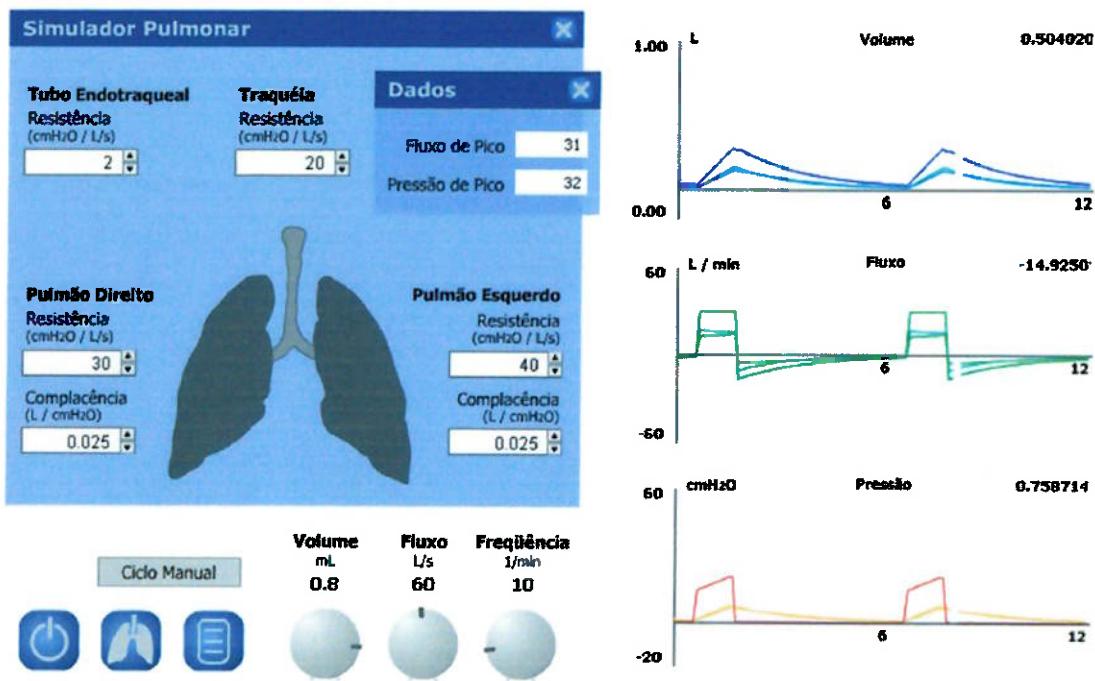


Figura 6-13 Paciente com resistência aumentada em geral. Note os valores de resistência da traquéia e dos pulmões direito e esquerdo

A Figura 6-13 mostra um paciente com resistência aumentada em geral, ou seja, a traquéia e ambos os pulmões têm resistência maior que o normal (embora diferentes entre si). Percebe-se nos gráficos que há um aumento na pressão total, bem como tempos de expiração mais prolongados. Isto ocorre pois há uma maior resistência à passagem do ar, tornando sua expulsão mais dificultada.

Na próxima execução, Figura 6-14, mostramos um paciente com resistências bastante desiguais entre os dois pulmões. Nas curvas de volume, fluxo e pressão, é possível notar que o pulmão direito, com baixa resistência, é esvaziado com grande facilidade, em oposição ao esquerdo. Isto é evidenciado através de um aumento do fluxo total, mostrado no gráfico e no valor de pico, muito maior que nas execuções anteriores. Esta facilidade de esvaziamento dos pulmões ocorre devido à baixa restrição que existe à passagem do ar pelo ramo brônquico direito. A curva de menor pressão corresponde a este pulmão.

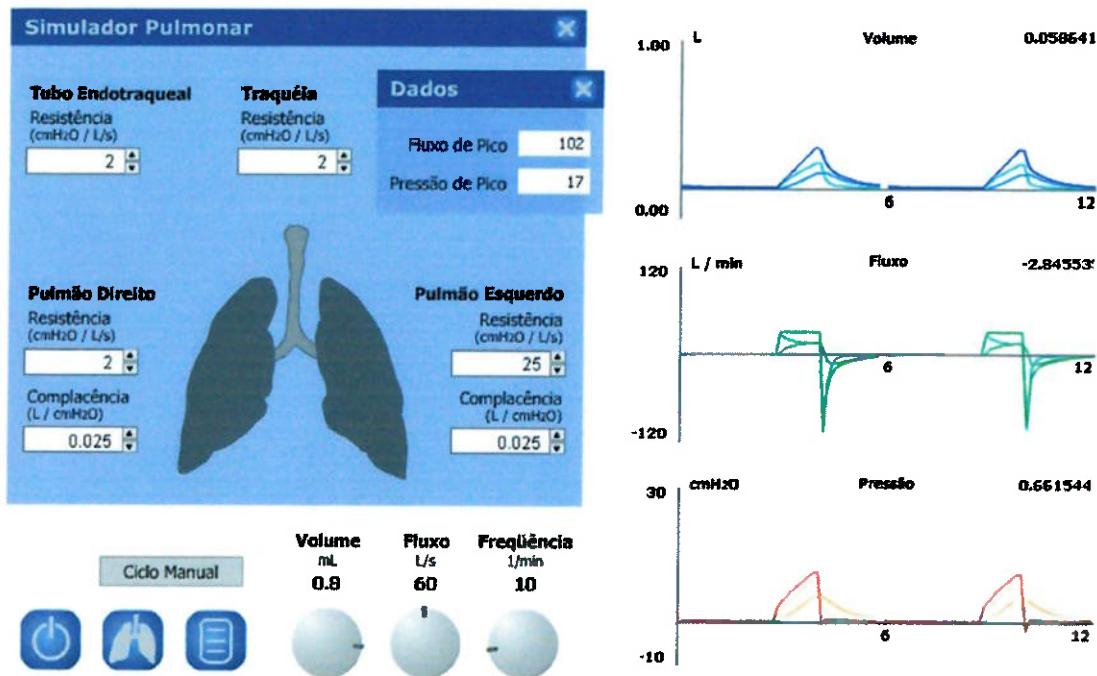


Figura 6-14 Execução para paciente com resistências desiguais entre os pulmões

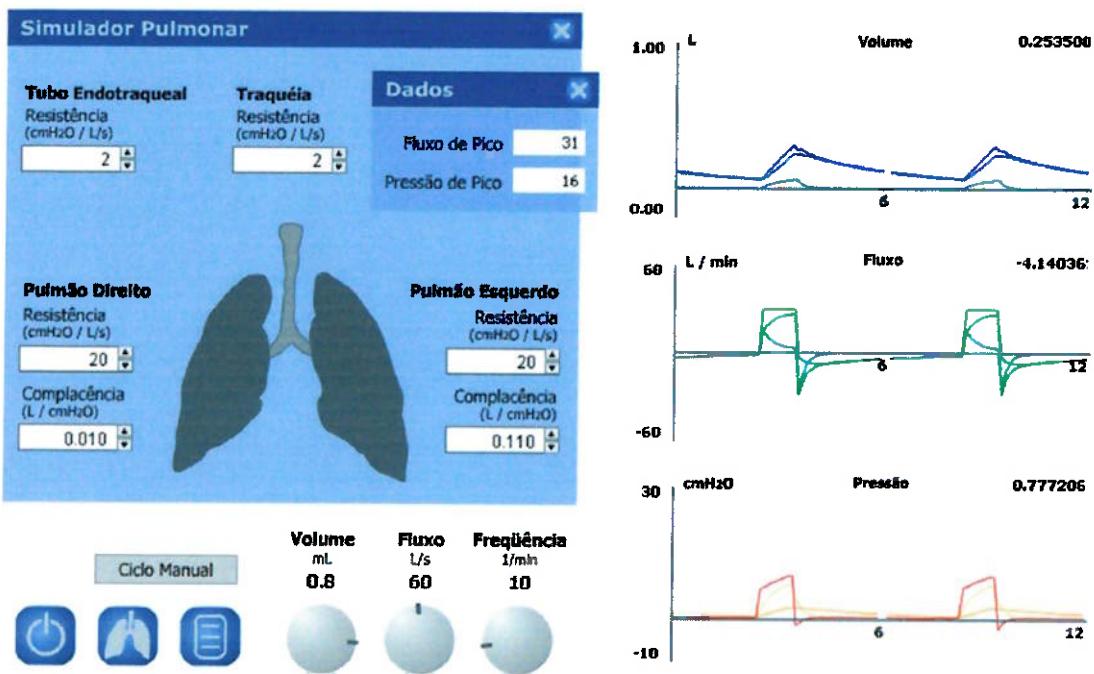


Figura 6-15 Paciente com complacências desiguais entre os pulmões

A Figura 6-15 mostra uma simulação para paciente com complacências desiguais entre os pulmões direito e esquerdo. Percebe-se agora, que o pulmão de alta complacência (o esquerdo), menos rígido, é cheio com muito mais facilidade, esvaziando-se, porém, com grande dificuldade – note o longo tempo de expiração. Contrariamente a isto, temos o pulmão direito, de baixa complacência (e mais rígido), que se enche muito pouco (observe o pequeno volume) e esvazia-se rapidamente. Devido a este pulmão mais rígido ocorre um aumento da pressão total, que acaba compensada, nesta simulação, pelo pulmão mais complacente.

A Figura 6-16 a seguir mostra uma simulação para o paciente padrão com ajustes do ventilador alterados. Foi aumentado o volume fornecido ao paciente (note a escala do gráfico de volumes), o fluxo de fornecimento de ar (mais uma vez, observe a escala do gráfico correspondente) e ainda, a frequência de ciclos por minuto, que foi dobrada, resultando, obviamente, em um tempo menos entre cada ciclo.

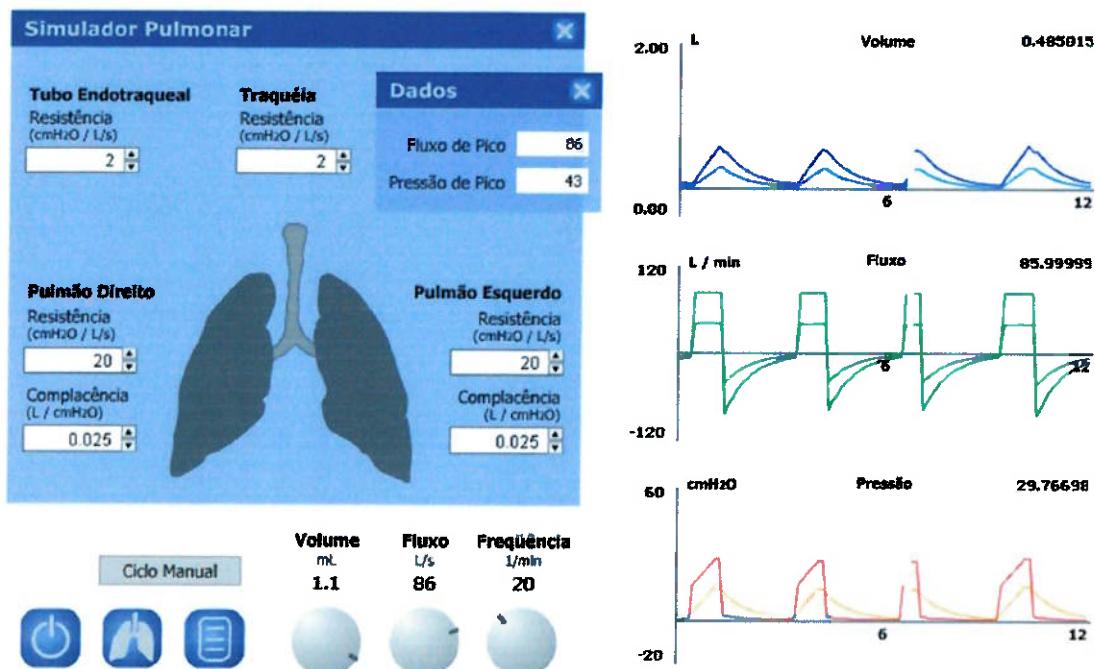


Figura 6-16 Execução para ajustes alternativos do ventilador (para o paciente padrão)

7 Conclusões

Após o estudo dos diversos modelos e aspectos mais importantes da mecânica respiratória, percebemos existir uma grande variedade de aspectos e características importantes para a ventilação e para a respiração em geral. Além disso, conforme já foi comentado, existem alguns modelos bastante complexos, específicos para o estudo de alguns fenômenos e comportamentos particulares do sistema.

O sistema respiratório é bastante complexo, envolvendo aspectos de diferentes naturezas – sejam elas mecânicas, químicas ou nervosas – e até de outros sistemas – os modelos mais abrangentes encontrados na literatura consideram interações entre o sistema respiratório e o sistema cardiovascular [22], [41]. O desenvolvimento de um modelo mais completo, seja ele para ventilação artificial ou para qualquer outra aplicação, deverá considerar mais de um sistema e/ou natureza, a fim de contemplar maior realismo e acurácia. A implementação deste tipo de integração entre sistemas fica muito além de do escopo definido, e ainda, exige um tempo muito maior que o disponível para um trabalho executado na graduação.

Estes foram os motivos básicos que impulsionaram nosso enfoque para um modelo mais simples, porém capaz de auxiliar mais amplamente a compreensão dos principais parâmetros ventilatórios – através de um aplicativo interativo onde se pode verificar em tempo real as alterações de estado do paciente. Aliado a isto, temos a motivação inicial de trabalhar com a ventilação mecânica artificial, auxiliando o entendimento e a previsão de certas estratégias de ventilação.

Entendemos então que a pequena alteração dos objetivos iniciais é válida e bastante bem-vinda. Além disso, apresentamos aqui um estudo bastante completo dos aspectos envolvidos no sistema respiratório, levantados na literatura disponível sobre fisiologia e anatomia, bem como sobre biomecânica e engenharia biomédica. Os modelos existentes estudados detalham os aspectos de maior importância, que deverão ser considerados na confecção de um modelo mais complexo. Além disso, sugerem técnicas e abordagens até então impossíveis ou não propostas, plausíveis agora devido

ao desenvolvimento de novas tecnologias e procedimentos – como por exemplo, para a determinação de parâmetros inacessíveis através dos métodos tradicionais *in vivo* através de imagens de ressonância magnética ou tomografia computadorizada [23], entre outros.

Este trabalho pode fornecer a estudantes de engenharia (principalmente mecânica) um passo inicial no desenvolvimento de novos trabalhos, visto o crescimento da bioengenharia como área de pesquisa e desenvolvimento de tecnologia.

8 Sugestões para Atividades Futuras

À luz dos comentários feitos no capítulo anterior, de conclusões, podemos sugerir algumas atividades derivadas deste trabalho.

A primeira delas seria dar continuidade ao simulador desenvolvido, acrescentando novos modos de ventilação e, talvez, mais compartimentos nos pulmões – dois ou três em cada lado. Seria também interessante a utilização de algoritmos que indicassem evoluções e melhorias no estado do paciente, indicando se os procedimentos utilizados estão surtindo os efeitos desejados.

Outra sugestão seria a implementação dos modelos apresentados mas não simulados, como os modelos mais complexos de Kaye ou o modelo de Ricci. Talvez estes modelos possam ser associados com outros, fornecendo novas abordagens e metodologias – como a utilização de MRI em modelos convencionais, ou a utilização de malhas de elementos finitos para visualizações tridimensionais. Além disso, parece bastante importante a inclusão de efeitos cardiovasculares e de trocas gasosas, de forma a avaliar a *respiração* como um todo.

Uma sugestão um pouco diferente, mas que pode aproveitar os conceitos de anatomia, principalmente, aqui apresentados, consiste no desenvolvimento de um modelo (possivelmente de impedâncias) para utilização em tomografia. Um modelo deste tipo poderia fornecer melhores imagens e possibilitar reconstruções mais realistas dos órgãos da região peitoral – não apenas do sistema respiratório.

9 Referências Bibliográficas

- [1] BONASSA, J. Princípios básicos dos ventiladores artificiais. In: CARVALHO, C.R.R. (Ed.) **Ventilação Mecânica**, Volume 1 – Básico. Clínicas Brasileiras de Medicina Intensiva, ano 5, Volume 8. São Paulo: Editora Atheneu.
- [2] OTIS, A.B. et al. Mechanical factors in distribution of pulmonary ventilation. *Journal of Applied Physiology*, 8: 427-443, 1956.
- [3] MILIC-ELMILI, J.; PENGELLY, L.D. Ventilatory effects of mechanical loading. In: CAMPBELL, E.J.M.; AGOSTONI, E.; NEWSON-DAVIS, J. (Eds.) **The Respiratory Muscles**. London: Lloyd Luke, 1970. p.271-190.
- [4] BATES, J.H.T. **Understanding lung tissue mechanics in terms of mathematical models**. 1993.
- [5] BATES, J.H.T. **A nonstatistical approach to estimating confidence intervals about model parameters: application to respiratory mechanics**. 1992.
- [6] COSTEIRA, O. **Termos e expressões da prática médica**. FQM Divisão Médica, 2001.
- [7] ZIN, W. A. **Novos Métodos para o Estudo da Mecânica Respiratória Ativa e Passiva e do Controle Ventilatório**. Rio de Janeiro, 1984. Tese (Doutorado) – Biofísica, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Orientador: Costa, Ayres da Fonseca.
- [8] MELLO NETO, V. **Construção de um modelo mecânico pulmonar para teste de ventiladores**. Rio de Janeiro, 1992. Dissertação (Mestrado) – Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- [9] ROCCO, P. R. M. **Modelagem matemática do inspirograma frente à adição de tubos traqueais às vias aéreas de seres humanos anestesiados**. Rio de Janeiro, 1992. Dissertação (Mestrado) – Ciências Biológicas, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Orientador: Walter Araújo Zin.
- [10] ROCCO, P. R. M. **Modelagem matemática do inspirograma em presença de cargas elásticas e/ou resistivas adicionadas**. Rio de Janeiro, 1995. Tese (Doutorado) – Biofísica, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Orientador: Walter Araújo Zin.
- [11] DONADIO, L. C. G. **O Emprego Seguro de Ventiladores Pulmonares**. Rio de Janeiro, 1996. Dissertação (Mestrado) – Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Orientador: Antonio Giannella Neto.
- [12] PINO, A. V. **Identificação da Mecânica Respiratória e Controle da PEEP durante Ventilação Mecânica: Simulação**. Rio de Janeiro, 1996. Dissertação

- (Mestrado) – Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Orientador: Antonio Giannella Neto.
- [13] QUELHAS, A. D. **Medição de Resistência e Complacência do Sistema Respiratório em Indivíduos Normais Respirando Espontaneamente**. Rio de Janeiro, 1997. Dissertação (Mestrado) – Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Orientador: Antonio Giannella Neto.
- [14] GUIMARÃES, F. S. **Medição de parâmetros de mecânica ventilatória em modelos mecânicos de pulmão**. Rio de Janeiro, 1998. Dissertação (Mestrado) – Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- [15] DIAS, A. P. M. **Medição de parâmetros da mecânica respiratória em pacientes sob ventilação controlada**. Rio de Janeiro, 2000. Dissertação (Mestrado) – Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Orientador: Antonio Giannella Neto.
- [16] SILVA, C. R. B. **Mecânica Ventilatória de Pacientes sob Ventilação Assistida**. Rio de Janeiro, 2001. Dissertação (Mestrado) – Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Orientador: Antonio Giannella Neto.
- [17] GIANNELLA NETO, A.; WERNECK, M. M.; MELO, P. L. **Análise da Resposta em Freqüência de Sistemas de Medidas de Pressão Empregados na Área de Fisiologia Respiratória**. In: III FÓRUM NACIONAL DE C&T EM SAÚDE, Campos do Jordão, SP, 1996. *Anais*, Vol. 1, p. 231-232.
- [18] GIANNELLA NETO, A.; VASCONCELOS, C. F. M. **Avaliação Técnica de um Simulador Mecânico Pulmonar**. In: III FÓRUM NACIONAL DE C&T EM SAÚDE, Campos do Jordão, SP, 1996. *Anais*, Vol. 1, p. 131-132.
- [19] GIANNELLA NETO, A.; PINO, A. V. **Mínimos Quadrados Aplicados à Identificação de Parâmetros da Mecânica Respiratória**. In: III FÓRUM NACIONAL DE C&T EM SAÚDE, Campos do Jordão, SP, 1996. *Anais*, Vol. 2, p. 639-640.
- [20] GIANNELLA NETO, A.; QUELHAS, A. D. **Novo Método para Medição de Resistência e Complacência do Sistema Respiratório: Análise de Sensibilidade**. In: III FÓRUM NACIONAL DE C&T EM SAÚDE, Campos do Jordão, SP, 1996. *Anais*, Vol. 2, p. 637-638.
- [21] GIANNELLA NETO, A. et al. **Projeto e Calibração de Pneumotacógrafos Unicapilares**. In: III FÓRUM NACIONAL DE C&T EM SAÚDE, Campos do Jordão, SP, 1996. *Anais*, Vol. 1, p. 233-234.
- [22] KAYE, J.M. **TrauMAP: The Design of a 3D Virtual Environment for Modeling Cardiopulmonary Interactions**, 1997, 206p. Tese (Doutorado) – Computer and Information Science, University of Pennsylvania. Pennsylvania.

- [23] RICCI, S.B., et al. Mechanical Model of the Inspiratory Pump. *Journal of Biomechanics*, v. 35, n. 1, 2002. Disponível em www.jbiomech.com.
- [24] TARCZY-HORNOCH, P., et al. Gravitational Effects on Volume Distribution in a Model of Partial and Total Liquid Ventilation. *Journal of Respiration Physiology*, n.120, 2000. Disponível em www.elsevier.com/locate/resphysiol.
- [25] NUCCI, G., et al. **On-line Estimation of Respiratory Parameters of Lung Mechanics in Different Pathologies**, Verona, 1997. In: 19th International Conference – IEEE/EMBS, Chicago, EUA, 1997. **Proceedings**.
- [26] LOPES, J.A. **Modelagem, Simulação e Controle da Glicemia em Pacientes Diabéticos Hospitalizados**. 2002, 260p. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo.
- [27] COBELLI, C.; SPARACINO, G. **Modelli Compartmentali**. In: COBELLI, C.; BONADONNA, R. **Bioingegneria dei Sistemi Metabolici**. Bologna: Pàtron Editore, 1998. p.207-225.
- [28] GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica**, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.
- [29] SACCOMANI, M.P., et al. **Identificabilità a Priori di Modelli Compartmentali: il software GLOBI2**. In: COBELLI, C.; BONADONNA, R. **Bioingegneria dei Sistemi Metabolici**. Bologna: Pàtron Editore, 1998. p.263-276.
- [30] FOSTER, D.M., et al. **Modellistica e Identificazione di Sistemi Biologici: il software SAAM II**. In: COBELLI, C.; BONADONNA, R. **Bioingegneria dei Sistemi Metabolici**. Bologna: Pàtron Editore, 1998. p.277-290.
- [31] MASKREY, M. 1999. **Respiratory System 1 – Airways & Lungs**. Disponível em www.healthsci.utas.edu.au/weller/+docs/respire1.htm.
- [32] MASKREY, M. 1999. **Respiratory System 2 – Mechanics of Breathing**. Disponível em www.healthsci.utas.edu.au/weller/+docs/respire2.htm.
- [33] MASKREY, M. 1999. **Respiratory System 3 – Pulmonary Ventilation**. Disponível em www.healthsci.utas.edu.au/weller/+docs/respire3.htm.
- [34] MASKREY, M. **Pulmonary Lecture I: Mechanics of Breathing**. Disponível em www.healthsci.utas.edu.au/maskrey/heartlungy2/lungy2/lung1y2.htm.
- [35] WEBBER, C.L. Chicago. **Mechanics of Breathing – Part 2**. Loyola University. Disponível em www.meddean.luc.edu/lumen/MedEd/medicine/pulmonar/physio/pf2.htm.
- [36] MCGILLIARD, K. Illinois. 1998. **Lung Volumes and Capacities**. Eastern Illinois University. Disponível em www.ux1.eiu.edu/~cfklm/zoo3100/lung31.html.

- [37] PETERS, R.M.. **The Mechanical Basis of Respiration**. Boston: Little, Brown and Co., 1969.
- [38] WILSON, T.A., et al. Muscle Kinematics for Minimal Work of Breathing. **Journal of Applied Physiology**, 87 (2): 554-560, 1999. Disponível em www.jap.org.
- [39] KAYE, J.; PRIMIANO Jr., F. P.; METAXAS, D. **Anatomical and Physiological Simulation for Respiratory Mechanics**, Philadelphia, 1995. In: Second Annual Conference on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS-95) – Baltimore, 1995.
- [40] BONASSA, J. **Trabalho Respiratório durante a Ventilação Volumétrica Assistida com Pressão Suporte – VAPS**. São Paulo, 1996. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de São Paulo – Escola Paulista de Medicina. Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Shigueomi Beppu.
- [41] TIMISCHL, S. **A Global Model for the Cardiovascular and Respiratory System**, 1998, 109p. Tese (Doutorado) – Faculty for Natural Sciences, Karl-Franzens University of Graz, Graz, Austria.

Apêndice I

Bond Graphs

I.1 Método

A técnica dos *Bond Graphs* consiste em uma ferramenta de engenharia normalmente utilizada no desenvolvimento de modelos para sistemas dinâmicos complexos. Trata-se de um método de modelagem altamente intuitivo, baseado na representação gráfica da estrutura energética dos sistemas. Suas ferramentas proporcionam não apenas a possibilidade de se desenvolver sistemas de equações que descrevam um sistema de forma concisa, mas também de se visualizar o comportamento do sistema como um todo, considerando aspectos de controlabilidade, observabilidade, etc.

O conceito básico dos *Bond Graphs* está na representação dos sistemas em termos de grafos de energia, conectando os elementos do sistema físico às chamadas estruturas de junção, as quais são representações das restrições do sistema. Desta maneira, um sistema físico pode ser representado por símbolos e linhas, identificando a trajetória dos fluxos de energia. Os parâmetros representativos de resistência, capacidade e inércia são interconectados, de forma em que se mantenha a conservação de energia, através de grafos e junções, resultando numa estrutura em rede.

Baseada na representação gráfica do *Bond Graph*, a derivação do sistema de equações é tão sistemática que pode ser realizada através de algoritmos pré-definidos. Todo o processo de modelagem e simulação do sistema pode ser realizado por algum dos seguintes softwares: ENPORT, Camp-G, SYMBOLS, COSMO, LordSim etc. Porém, por sua simplicidade, a simulação de tais modelos pode ser processada até mesmo em planilhas de cálculo, tais quais as fornecidas pelo aplicativo Microsoft Excel.

I.2 Parâmetros e Variáveis

A linguagem dos *Bond Graphs* tem por intenção expressar sistemas físicos em geral através das interações de energia que ocorrem nos mesmos. As componentes de energia, tais quais esforço e fluxo possuem diferentes interpretações em diferentes

domínios físicos, como por exemplo, em sistemas elétricos, hidráulicos, pneumáticos, químicos, térmicos, magnéticos ou puramente mecânicos.

A Tabela I-1 a seguir mostra as variáveis de energia para *Bond Graphs* convenientes ao tipo de modelo proposto neste trabalho.

Tabela I-1 Variáveis de Energia

Esforço (e)	Fluxo (f)
Pressão (P)	Fluxo (dV/dt)

Além das variáveis representando a energia do sistema, também é possível definir alguns elementos passivos, isto é, que não possuem fonte de energia. A Tabela I-2 a seguir mostra os elementos passivos básicos para *Bond Graphs* convenientes ao tipo de modelo proposto neste trabalho.

Tabela I-2 Elementos Passivos

Elemento	Relação
Resistência (R)	$e = R \cdot f$
Complacência (C)	$e = \frac{1}{C} \int f dT$

Apêndice II**Identificação e Validação de Modelos Fisiológicos****II.1 Identificação**

Um passo importante após a construção de um modelo matemático é o que se chama de processo de *identificação*. Nesta fase, escolhe-se o tipo de modelo que irá aproximar o sistema em estudo, definindo-se as hipóteses razoáveis e seu domínio de validade. O modelo pode ser do tipo entrada-saída (ou seja, uma expressão matemática que relate somente as medidas acessíveis ou estimadas às entradas impostas ao sistema, como na Figura II-1), ou um modelo do tipo estrutural (definido por um conjunto de equações que devem aproximar as interações do sistema, como um modelo compartmental). Decidida a estrutura do modelo, completa-se a fase de identificação com o processo de *estimação* dos parâmetros que definem o modelo escolhido. A Figura II-2 mostra um esquema geral do processo de identificação.

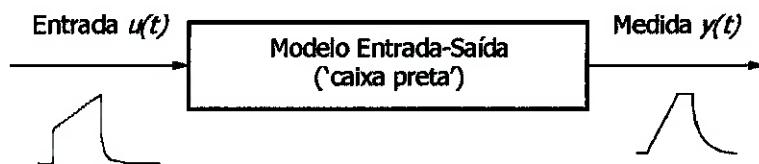


Figura II-1 Modelo entrada-saída

Quando se fala em associação de um modelo estrutural (por exemplo, do tipo compartmental) a um determinado sistema, precisa-se determinar se ele pode ser identificado. Esta característica é chamada *identificabilidade a priori*, e define a possibilidade de se estimar todos os parâmetros do modelo ao menos no caso ideal em que não se têm erros no modelo e nem nas medidas do sistema (Lopes, 2002) [26]. Se a estrutura for identificável a priori, deve-se projetar um experimento que possibilite o acesso a todos os parâmetros desejados, considerando que existam compartimentos inacessíveis às medidas, estando ainda as medidas disponíveis sujeitas a ruído. O projeto deste experimento deve visar a minimização do número de medições acessadas, seja pela

característica de invasividade, seja pelo desconforto causado ao paciente pelas condições do teste.

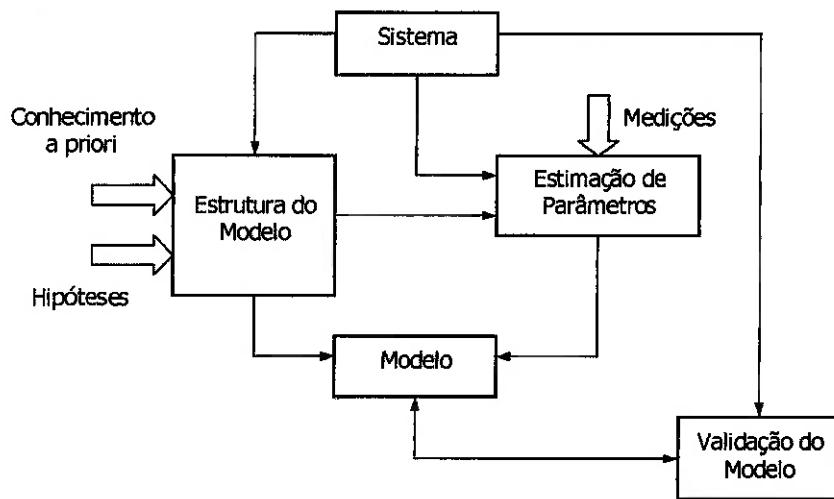


Figura II-2 Processo de identificação (Lopes, 2002)

Partindo-se de um modelo compartimental (modelo estrutural) e sabendo que este é identificável a priori, é necessária a utilização de um procedimento de estimação de parâmetros, para adaptar os parâmetros do modelo às medições realizadas no sistema. Como exemplo de estratégias de estimação paramétrica, temos a estimativa por mínimos quadrados, a estimativa por mínimos quadrados não-lineares e a estimativa de máxima verossimilhança (Lopes, 2002) [26].

No caso de se desejar construir um modelo detalhado, com a inclusão de características regionais, é importante não só um modelo *temporal*, mas também um modelo *espacial*, que considere as heterogeneidades do sistema. Neste caso, pode-se utilizar técnicas de diagnóstico por imagem, não-invasivas, como a tomografia computadorizada ou a ressonância magnética, de modo a determinarem-se grandezas relevantes associadas ao funcionamento do sistema em estudo.

II.2 Validação

As fases de identificação e validação são muito próximas, com alto grau de interação, sendo que aspectos de uma fase devem ser considerados na outra, bem como resultados inadequados.

A fase de validação de um modelo consiste na verificação se ele é realmente adequado para representar o sistema em questão, considerando as finalidades inicialmente propostas. O modelo deve ter consistência, sem contradições lógico-matemáticas. Deve ser verificada a validade externa do modelo, a partir de princípios *empíricos* (verificar se o modelo está de acordo com outros dados experimentais disponíveis), *teóricos* (verificar se o modelo não está em desacordo com outras teorias já aceitas), *pragmáticos* (verificar se o domínio de validade é realmente aceitável para sua finalidade) e *heurísticos* (conferir se o modelo permite a verificação das hipóteses sobre o sistema) (Lopes, 2002) [26].

Apêndice III Software

III.1 Modelagem e Simulação

III.1.1 SAAM II

O software SAAM II (*Simulation, Analysis and Modeling Software II*) é uma ferramenta de pesquisa que auxilia o projeto de experimentos e a análise de dados. É um programa de modelagem compartmental e numérica desenvolvido para auxiliar na criação de modelos, no projeto e simulação de experimentos e na análise de dados experimentais. Modelos compartmentais são construídos graficamente através da criação de uma representação visual do modelo. Modelos numéricos são construídos através da entrada de equações algébricas diretamente.

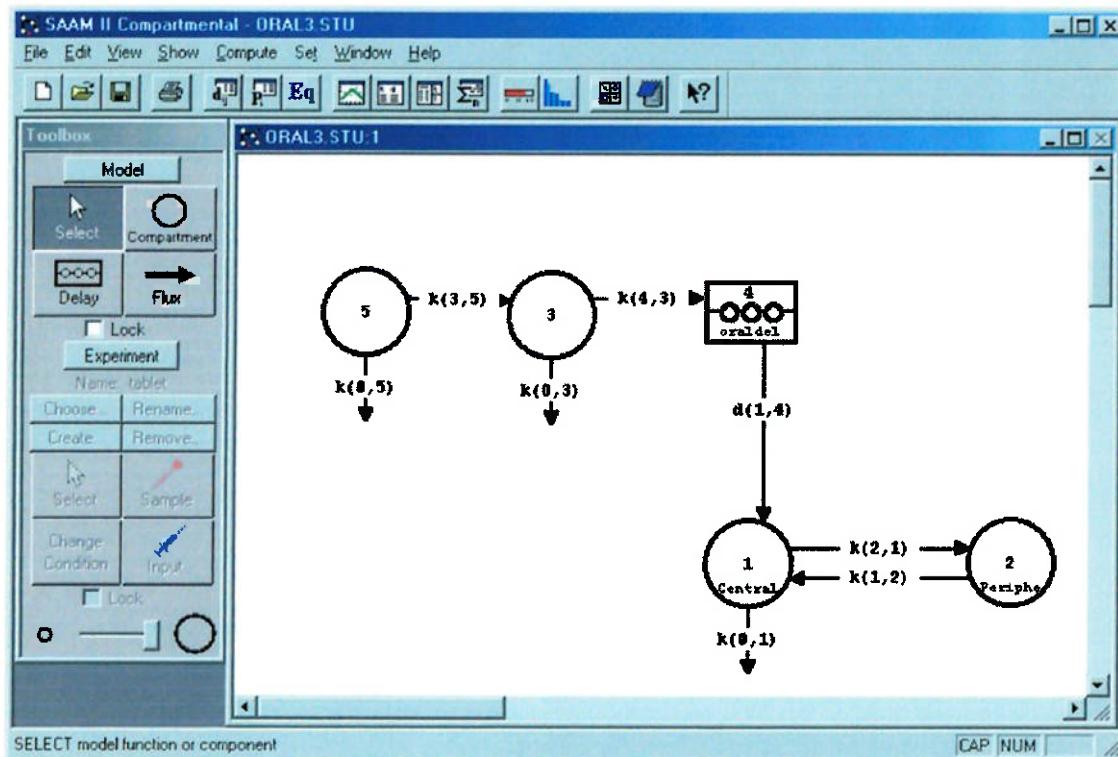


Figura III-1 Módulo Compartmental do SAAM II

O módulo compartmental (Figura III-1) fornece ao usuário uma *toolbox* para a criação do modelo e do experimento dentro das mesmas formulações discutidas no Item

4.3 (Modelos Compartimentais). Desenhado o modelo e especificadas as entradas e saídas, o software determina automaticamente a formulação do sistema de equações diferenciais associado à estrutura do modelo. No módulo numérico, o usuário especifica o modelo diretamente através de equações algébricas ou seleciona um dentre os modelos predefinidos no programa (polinomial, exponencial, gaussiano, entre outros) – vide Figura III-2. O software apresenta resultados em forma de gráficos ou tabelas, em ambos os módulos [30].

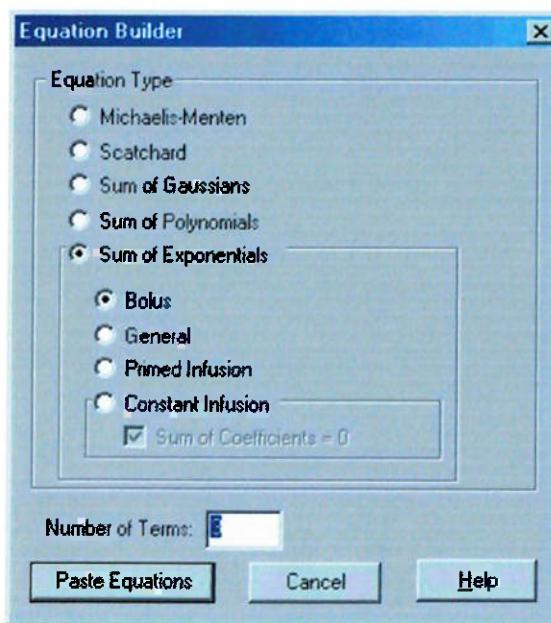


Figura III-2 Módulo numérico (construtor de equações)

Há ainda um módulo de geração de estimativas e plotagem de resultados, o primeiro deles mais voltado para processos metabólicos.

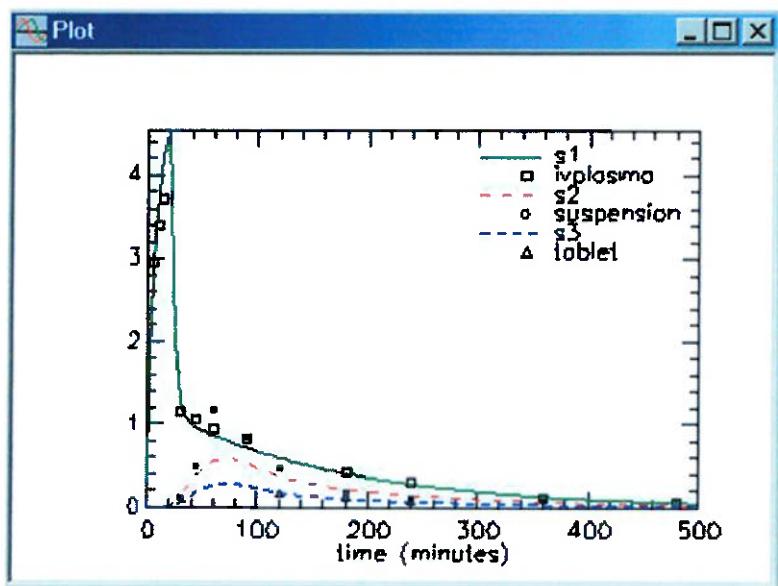


Figura III-3 Janela de plotagem do SAAM II

III.2 Identificação e Validação

III.2.1 GLOBI 2

O GLOBI 2 (GLOBal Identifiability) é um software bastante utilizado na identificação a priori de modelos compartmentais lineares. A classe de modelos considerados é a dos modelos compartmentais lineares, porém o método utilizado pode ser empregado em modelos mais genéricos. O software apresenta um domínio de validade bastante extenso, sendo bastante eficiente para modelos de dimensões relativamente elevadas, com configurações experimentais a múltiplas entradas e múltiplas saídas, com condições iniciais com parâmetros incógnitos e vínculos lineares ou não. O programa apresenta uma interface gráfica que permite ao usuário a fácil inserção de dados e leitura de resultados [29].

Apêndice IV Listagem do Código do Simulador

A listagem do código fonte do simulador será apresentada com divisões em itens correspondentes às *layers* utilizadas no Macromedia Flash MX.

IV.1 Layer Definições

```
// ----- Definição de variáveis internas -----
// Power
var powerOn = false; // modelo ligado

// Variáveis de controle
var ins = true; // flag para inspiração

var pressure = 0; // pressão e auxiliares
var auxPressure = 0;
var press11 = 0;
var press13 = 0;
var press9 = 0;
var press14 = 0;
var press17 = 0;

var flow = 0; // fluxo e auxiliares
var flowAW = 0;
var flow9 = 0;
var flow18 = 0;
var flow19 = 0;
var fa = 0;
var fb = 0;
var fc = 0;
var fd = 0;
var flowAWLPM = 0;

var volume = 0; // volume e auxiliares
var vol11 = 0;
var vol13 = 0;

// Resistências
var Rps = 0; // ventilador
var Rexp = 0; // ramo expiratório
var Rins = 0; // ramo inspiratório

var Rte = 2; // tubo endotraqueal
var Raw = 2; // vias aéreas
var Raw1 = 20; // brônquios direitos
var Raw2 = 20; // brônquios esquerdos

// Complacências
var Cwl1 = 0.025; // pulmão direito
var Cwl2 = 0.025; // pulmão esquerdo
```

```

var Pesp = 0;                                // esforço do paciente
var pressSup = 0;                             // pressão suporte

// Tempo
var currentTimeInit = var Date ();
var currentTime = currentTimeInit.getTime();
var cycleTime = 6;                            // cycleTime = (60000 * (1 / respRate));
var cycleStart = currentTime;
var cycleEnd = currentTime + cycleTime;
var lastTime = 0;
var dt = 0;                                    // incremento de tempo
var t = 0;                                     // tempo
var tpause = 0;
var tins = 0;                                   // tempo inspiratório
    var tinsc = 2;
var texp = 0;                                   // tempo expiratório
    var texpc = 4;
var tcycle = 6;                                // tempo do ciclo

// Controles
var manualCycle = false;

// Parâmetros do ventilador
var initVolInspTime = 56;                      // volume fornecido
var volInspTime = initVolInspTime; // dividir sempre por 100 !!!
    var auxVolInspTime = initVolInspTime;

var initFlowPContr = 31;                        // fluxo fornecido
var flowPContr = initFlowPContr;
    var auxFlowPContr = initFlowPContr;

var initRespRate = 10;                          // freqüência fornecida
var respRate = initRespRate;
    var auxRespRate = initRespRate;

// Display Variables
var volDisplay = 0.80;                         // volume inicial
var flowDisplay = 60;                           // fluxo inicial
var freqDisplay = 10;                           // freqüência inicial

```

IV.2 Callback Principal

```

// Main Callback
// Simula os ciclos de ventilação
function mainCallback()
{
    currentTimeLoc = var Date ();
    currentTime = currentTimeLoc.getTime();
    dt = (currentTime - lastTime) / 1000;
    t += dt;

```

```
cycleTime = (60000 * (1 / respRate));
lastTime = currentTimeLoc.getTime();

// Parâmetros do simulador
if (rright == undefined || rleft == undefined)
{
    Raw = rtraqueaeaux;
    Rte = rtubeaux;
    Raw1 = rrightaux;
    Cwl1 = crightaux;
    Raw2 = rleftaux;
    Cwl2 = cleftaux;
}
else
{
    Raw = rtraqueae;
    Rte = rtube;
    Raw1 = rright;
    Cwl1 = cright;
    Raw2 = rleft;
    Cwl2 = cleft;
}

// Valores de pico
if (volume > v_peak)
{
    v_peak = volume;
}
if (Math.abs(flowAWLPM) > f_peakp)
{
    f_peakp = Math.abs(flowAWLPM);
}
if (pressure > p_peakp)
{
    p_peakp = pressure;
}

// Ciclo I/E
if (powerOn)
{
    // Volume Controlado (Quadrado) & Assistido / Controlado
    // inspiração
    if (ins)
    {
        flow = flowPContr / 60;

        // resistências
        Rps = 1000000000;
        Rins = 0.5;
        Rexp = 1000000000;

        // flowAW
        fa = ( 1 / (Rins + Rps)) + (1 / Rexp) );
        fb = ( fa / (1 + ((Rte + Raw) * fa)) );
    }
}
```

```
    fc = ( (pressSup / (Rins+Rps)) +
           (flow / (1 + (Rins/Rps))) );
    fd = ( fc / (1 + ((Rte + Raw) * fa)) ) -
          ( ((vol11 / Cwl1) - Pesp) * fb );
    flow18 = ( (1 / (Raw1 + Raw2 + (Raw1*Raw2*fb))) *
               ((vol13 / Cwl2) - (vol11 / Cwl1) + (Raw2 * fd)) )
    );
    flow9 = ( ( fc / (1 + ((Rte + Raw) * fa)) ) -
               (((vol11 / Cwl1) + (Raw1 * flow18) - Pesp) *
               fb));
    flow19 = flow9 - flow18;
    flowAW = flow9;

    if (flowAW >= 0)
    {
        tins += dt;
        if (volume < (volInspTime / 100))
        {
            vol11 += (flow18 * dt);
            vol13 += (flow19 * dt);
            volume = vol11 + vol13;
        }
        else
        {
            volume = volInspTime / 100;
            ins = false;
            tinsc = tins;
            texp = 0;
        }
    }
    else
    {
        ins = false;
        tinsc = tins;
        texp = 0;
    }

    press11 = vol11 / Cwl1;
    press13 = vol13 / Cwl2;

    press9 = (Raw1 * flow18) + press11;
    press14 = Rte * flow9;
    press17 = Raw * flow9;
    pressure = press9 + press14 + press17;
}
// expiração
else
{
    flow = flowPContr / 60;

    Rps = 1000000000;
    Rins = 1000000000;
    Rexp = 2;
```

```
// flowAW
fa = ( 1 / (Rins + Rps) ) + (1 / Rexp) ;
fb = ( fa / (1 + ((Rte + Raw) * fa)) ) ;
fc = ( pressSup / (Rins+Rps) ) +
      (flow / (1 + (Rins/Rps))) ) ;
fd = ( fc / (1 + ((Rte + Raw) * fa)) ) -
      ( (vol11 / Cwl1) - Pesp) * fb ) ;
flow18 = ( (1 / (Raw1 + Raw2 + (Raw1*Raw2*fb))) * 
            ((vol13 / Cwl2) - (vol11 / Cwl1) + (Raw2 * fd)) )
      ;
flow9 = ( ( fc / (1 + ((Rte + Raw) * fa)) ) -
            ((vol11 / Cwl1) + (Raw1 * flow18) - Pesp) * 
            fb ) ;
flow19 = flow9 - flow18;
flowAW = flow9;
flowAWLPM = flowAW * 60;

texp += dt;
vol11 += flow18 * dt;
vol13 += flow19 * dt;
volume = vol11 + vol13;

if ((currentTime > cycleEnd) || (manualCycle))
{
    manualCycle = false;

    ins = true;
    texpc = texp;
    cycleStart = currentTime;
    cycleEnd = currentTime + cycleTime;
    tins = 0;

    DataField.PeakFlow.text = Math.round(f_peakp);
    DataField.PeakPress.text = Math.round(p_peakp);
    v_peak = 0;
    f_peakp = 0;
    f_peakm = 0;
    p_peakp = 0;
}

press11 = vol11 / Cwl1;
press13 = vol13 / Cwl2;

press9 = (Raw1 * flow18) + press11;
press14 = Rte * flow9;
press17 = Raw * flow9;
pressure = press9 /*+ press14 */+ press17;
}

setInterval (mainCallback, 50);
```

IV.3 Callback de Gráficos

```

var tLoc = 0; // tempo local para os gráficos
var line = 1; // seleção da linha de gráfico
var switchLine = false; // troca de linhas
var firstRun = true; // primeira execução
var graphWidth = 592; // largura do eixo x

// Volume
var v_xStart = 0; // zero em x
var v_xEnd = 592; // fim em x
var v_yStart = -40; // zero em y
var v_yEnd = -250; // fim em y
var v_vLoc = 0; // volume local total
var v_vLoc1 = 0; // volume local 1
var v_vLoc2 = 0; // volume local 2
var v_scale = 1; // escala de volumes
var v_scaleSup = "1.00"; // escala superior
var v_scaleInf = "0.00"; // escala inferior
var v_peak = 0; // pico de volume

// Line 1
graphVolume.createEmptyMovieClip ("lineVolume11", 35);
graphVolume.lineVolume11.moveTo (v_xStart, v_yStart);
graphVolume.createEmptyMovieClip ("lineVolume21", 36);
graphVolume.lineVolume21.moveTo (v_xStart, v_yStart);
graphVolume.createEmptyMovieClip ("lineVolumeT1", 37);
graphVolume.lineVolumeT1.moveTo (v_xStart, v_yStart);
// Line 2
graphVolume.createEmptyMovieClip ("lineVolume12", 31);
graphVolume.lineVolume12.moveTo (v_xStart, v_yStart);
graphVolume.createEmptyMovieClip ("lineVolume22", 32);
graphVolume.lineVolume22.moveTo (v_xStart, v_yStart);
graphVolume.createEmptyMovieClip ("lineVolumeT2", 33);
graphVolume.lineVolumeT2.moveTo (v_xStart, v_yStart);
// Volume Blank
graphVolume.Vol_Bank.swapDepths (34);
graphVolume.Vol_eixoX.swapDepths (38);
graphVolume.Vol_eixoY.swapDepths (39);

// Fluxo
var f_xStart = 0; // zero em x
var f_xEnd = 592; // fim em x
var f_yStart = -125; // zero em y
var f_yEnd = -249; // fim em y
var f_vLoc = 0; // fluxo local total
var f_vLoc1 = 0; // fluxo local 1
var f_vLoc2 = 0; // fluxo local 2
var f_scale = 1; // escala de fluxos
var f_scaleSup = "60"; // escala superior
var f_scaleInf = "-60"; // escala inferior
var f_peakp = 0; // pico de fluxo positivo
var f_peakm = 0; // pico de fluxo negativo

```

```
// Line 1
graphFlow.createEmptyMovieClip ("lineFlow11", 45);
graphFlow.lineFlow11.moveTo (f_xStart, f_yStart);
graphFlow.createEmptyMovieClip ("lineFlow21", 46);
graphFlow.lineFlow21.moveTo (f_xStart, f_yStart);
graphFlow.createEmptyMovieClip ("lineFlowT1", 47);
graphFlow.lineFlowT1.moveTo (f_xStart, f_yStart);
// Line 2
graphFlow.createEmptyMovieClip ("lineFlow12", 41);
graphFlow.lineFlow12.moveTo (f_xStart, f_yStart);
graphFlow.createEmptyMovieClip ("lineFlow22", 42);
graphFlow.lineFlow22.moveTo (f_xStart, f_yStart);
graphFlow.createEmptyMovieClip ("lineFlowT2", 43);
graphFlow.lineFlowT2.moveTo (f_xStart, f_yStart);
// Flow Blank
graphFlow.Flow_Bank.swapDepths (44);
graphFlow.Flow_eixoX.swapDepths (48);
graphFlow.Flow_eixoY.swapDepths (49);

// Pressão
var p_xStart = 0; // zero em x
var p_xEnd = 592; // fim em x
var p_yStart = -60; // zero em y
var p_yEnd = -249; // fim em y
var p_vLoc = 0; // pressão local total
var p_vLoc1 = 0; // pressão local 1
var p_vLoc2 = 0; // pressão local 2
var p_scale = 4; // escala de pressão
var p_scaleSup = "30"; // escala superior
var p_scaleInf = "-10"; // escala inferior
var p_peakp = 0; // pico de pressão positivo
var p_peakm = 0; // pico de pressão negativo

// Line 1
graphPress.createEmptyMovieClip ("linePress11", 55);
graphPress.linePress11.moveTo (xStart, yStart);
graphPress.createEmptyMovieClip ("linePress21", 56);
graphPress.linePress21.moveTo (xStart, yStart);
graphPress.createEmptyMovieClip ("linePressT1", 57);
graphPress.linePressT1.moveTo (xStart, yStart);
// Line 2
graphPress.createEmptyMovieClip ("linePress12", 51);
graphPress.linePress12.moveTo (xStart, yStart);
graphPress.createEmptyMovieClip ("linePress22", 52);
graphPress.linePress22.moveTo (xStart, yStart);
graphPress.createEmptyMovieClip ("linePressT2", 53);
graphPress.linePressT2.moveTo (xStart, yStart);
// Press_Bank
graphPress.Press_Bank.swapDepths (54);
graphPress.Press_eixoX.swapDepths (58);
graphPress.Press_eixoY.swapDepths (59);

// Callback Function
```

```
function graphs ()
{
    if (powerOn)
    {
        if (firstRun)
        {
            GraphInitWindow._visible = true;
            GraphInitWindow.GraphInitText._visible = true;
            GraphInitWindow.GraphInitProgress.setPercentComplete
                ((tloc/graphWidth)*100);
        }
        else
        {
            GraphInitWindow._visible = false;
        }
    }

    tLoc = t * 50;

    // Volume
    graphVolume.lineVolume11.lineStyle (1, 0x00CC99, 100);
    graphVolume.lineVolume12.lineStyle (1, 0x00CC99, 100);
    graphVolume.lineVolume21.lineStyle (1, 0x0099FF, 100);
    graphVolume.lineVolume22.lineStyle (1, 0x0099FF, 100);
    graphVolume.lineVolumeT1.lineStyle (2, 0x3300CC, 100);
    graphVolume.lineVolumeT2.lineStyle (2, 0x3300CC, 100);
    graphVolume.Vol_Bank._xscale = (100 * tLoc) + 1000;
    v_vLoc = (volume * 100) * v_scale;
    v_vLoc1 = (vol11 * 100) * v_scale;
    v_vLoc2 = (vol13 * 100) * v_scale;

    // Fluxo
    graphFlow.lineFlow11.lineStyle (1, 0x00CC99, 100);
    graphFlow.lineFlow12.lineStyle (1, 0x00CC99, 100);
    graphFlow.lineFlow21.lineStyle (1, 0x00FF00, 100);
    graphFlow.lineFlow22.lineStyle (1, 0x00FF00, 100);
    graphFlow.lineFlowT1.lineStyle (2, 0x009900, 100);
    graphFlow.lineFlowT2.lineStyle (2, 0x009900, 100);
    graphFlow.Flow_Bank._xscale = (100 * tLoc) + 1000;
    f_vLoc = flowAWLPM * f_scale;
    f_vLoc1 = flow18 * 60 * f_scale;
    f_vLoc2 = flow19 * 60 * f_scale;

    // Pressão
    graphPress.linePress11.lineStyle (1, 0xFFCC66, 100);
    graphPress.linePress12.lineStyle (1, 0xFFCC66, 100);
    graphPress.linePress21.lineStyle (1, 0xFF9900, 100);
    graphPress.linePress22.lineStyle (1, 0xFF9900, 100);
    graphPress.linePressT1.lineStyle (2, 0xFF0000, 100);
    graphPress.linePressT2.lineStyle (2, 0xFF0000, 100);
    graphPress.Press_Bank._xscale = (100 * tLoc) + 1000;
    p_vLoc = pressure * p_scale;
    p_vLoc1 = press11 * p_scale;
    p_vLoc2 = press13 * p_scale;
```

```
if (tLoc > graphWidth)
{
    t = 0;
    switchLine = true;

    if (line == 1)
    {
        line = 2;
    }
    else
    {
        line = 1;
    }

    // Line
    graphVolume["lineVolume1"+line].clear();
    graphVolume["lineVolume1"+line].moveTo
        (v_xStart, - (v_vLoc1 - v_yStart));
    graphVolume["lineVolume2"+line].clear();
    graphVolume["lineVolume2"+line].moveTo
        (v_xStart, - (v_vLoc2 - v_yStart));
    graphVolume["lineVolumeT"+line].clear();
    graphVolume["lineVolumeT"+line].moveTo
        (v_xStart, - (v_vLoc - v_yStart));

    graphFlow["lineFlow1"+line].clear();
    graphFlow["lineFlow1"+line].moveTo
        (f_xStart, - (f_vLoc1 - f_yStart));
    graphFlow["lineFlow2"+line].clear();
    graphFlow["lineFlow2"+line].moveTo
        (f_xStart, - (f_vLoc2 - f_yStart));
    graphFlow["lineFlowT"+line].clear();
    graphFlow["lineFlowT"+line].moveTo
        (f_xStart, - (f_vLoc - f_yStart));

    graphPress["linePress1"+line].clear();
    graphPress["linePress1"+line].moveTo
        (p_xStart, - (p_vLoc1 - p_yStart));
    graphPress["linePress2"+line].clear();
    graphPress["linePress2"+line].moveTo
        (p_xStart, - (p_vLoc2 - p_yStart));
    graphPress["linePressT"+line].clear();
    graphPress["linePressT"+line].moveTo
        (p_xStart, - (p_vLoc - p_yStart));

    // Volume Auto-scale
    if (v_peak < 0.2)
    {
        v_scale = 5;
        v_scaleSup = "0.20";
        v_scaleInf = "0.00";
    }
    else if (v_peak < 0.5)
    {
```

```
    v_scale = 2;
    v_scaleSup = "0.50";
    v_scaleInf = "0.00";
}
else if (v_peak < 1)
{
    v_scale = 1;
    v_scaleSup = "1.00";
    v_scaleInf = "0.00";
}
else
{
    v_scale = 0.5;
    v_scaleSup = "2.00";
    v_scaleInf = "0.00";
}

// Flow Auto-scale
if (f_peakp < 50)
{
    f_scale = 2;
    f_scaleSup = "60";
    f_scaleInf = "-60";
}
else if (f_peakp < 110)
{
    f_scale = 1;
    f_scaleSup = "120";
    f_scaleInf = "-120";
}
else
{
    f_scale = 0.5;
    f_scaleSup = "240";
    f_scaleInf = "-240";
}

// Pressure Auto-scale
if (p_peakp < 30)
{
    p_scale = 4;
    p_scaleSup = "30";
    p_scaleInf = "-10";
}
else if (p_peakp < 60)
{
    p_scale = 2;
    p_scaleSup = "60";
    p_scaleInf = "-20";
}
else
{
    p_scale = 1;
    p_scaleSup = "120";
}
```

```
        p_scaleInf = "-30";
    }

    firstRun = false;
}
else
{
    if (switchLine)
    {
        if (line == 1)
        {
            graphVolume.lineVolume12.swapDepths
                (graphVolume.lineVolume11);
            graphVolume.lineVolume22.swapDepths
                (graphVolume.lineVolume21);
            graphVolume.lineVolumeT2.swapDepths
                (graphVolume.lineVolumeT1);

            graphFlow.lineFlow12.swapDepths
                (graphFlow.lineFlow11);
            graphFlow.lineFlow22.swapDepths
                (graphFlow.lineFlow21);
            graphFlow.lineFlowT2.swapDepths
                (graphFlow.lineFlowT1);

            graphPress.linePress12.swapDepths
                (graphPress.linePress11);
            graphPress.linePress22.swapDepths
                (graphPress.linePress21);
            graphPress.linePressT2.swapDepths
                (graphPress.linePressT1);

            switchLine = false;
        }
    else
    {
        graphVolume.lineVolume11.swapDepths
            (graphVolume.lineVolume12);
        graphVolume.lineVolume21.swapDepths
            (graphVolume.lineVolume22);
        graphVolume.lineVolumeT1.swapDepths
            (graphVolume.lineVolumeT2);

        graphFlow.lineFlow11.swapDepths
            (graphFlow.lineFlow12);
        graphFlow.lineFlow21.swapDepths
            (graphFlow.lineFlow22);
        graphFlow.lineFlowT1.swapDepths
            (graphFlow.lineFlowT2);

        graphPress.linePress11.swapDepths
            (graphPress.linePress12);
        graphPress.linePress21.swapDepths
            (graphPress.linePress22);
```

```
graphPress.linePressT1.swapDepths
    (graphPress.linePressT2);

    switchLine = false;
}
}

if (!firstRun)
{
    // Volume
    graphVolume["lineVolume1"+line].lineTo
        (tLoc + v_xStart, - (v_vLoc1 -
        v_yStart));
    graphVolume["lineVolume2"+line].lineTo
        (tLoc + v_xStart, - (v_vLoc2 -
        v_yStart));
    graphVolume["lineVolumeT"+line].lineTo
        (tLoc + v_xStart, - (v_vLoc - v_yStart));

    // Flow
    graphFlow["lineFlow1"+line].lineTo
        (tLoc + f_xStart, - (f_vLoc1 -
        f_yStart));
    graphFlow["lineFlow2"+line].lineTo
        (tLoc + f_xStart, - (f_vLoc2 -
        f_yStart));
    graphFlow["lineFlowT"+line].lineTo
        (tLoc + f_xStart, - (f_vLoc - f_yStart));

    // Pressure
    graphPress["linePress1"+line].lineTo
        (tLoc + p_xStart, - (p_vLoc1 -
        p_yStart));
    graphPress["linePress2"+line].lineTo
        (tLoc + p_xStart, - (p_vLoc2 -
        p_yStart));
    graphPress["linePressT"+line].lineTo
        (tLoc + p_xStart, - (p_vLoc - p_yStart));
}
}
else
{
    t = 0;
    tLoc = 0;

    v_vLoc = 0;
    v_vLoc1 = 0;
    v_vLoc2 = 0;

    f_vLoc = 0;
    f_vLoc1 = 0;
    f_vLoc2 = 0;
```

```
p_vLoc = 0;
p_vLoc1 = 0;
p_vLoc2 = 0;

line = 1;
switchLine = false;

// Volume
graphVolume.lineVolume11.clear();
graphVolume.lineVolume11.moveTo
    (v_xStart, - (v_vLoc1 - v_yStart));
graphVolume.lineVolume12.clear();
graphVolume.lineVolume12.moveTo
    (v_xStart, - (v_vLoc1 - v_yStart));
graphVolume.lineVolume21.clear();
graphVolume.lineVolume21.moveTo
    (v_xStart, - (v_vLoc2 - v_yStart));
graphVolume.lineVolume22.clear();
graphVolume.lineVolume22.moveTo
    (v_xStart, - (v_vLoc2 - v_yStart));
graphVolume.lineVolumeT1.clear();
graphVolume.lineVolumeT1.moveTo
    (v_xStart, - (v_vLoc - v_yStart));
graphVolume.lineVolumeT2.clear();
graphVolume.lineVolumeT2.moveTo
    (v_xStart, - (v_vLoc - v_yStart));

// Fluxo
graphFlow.lineFlow11.clear();
graphFlow.lineFlow11.moveTo
    (f_xStart, - (f_vLoc1 - f_yStart));
graphFlow.lineFlow12.clear();
graphFlow.lineFlow12.moveTo
    (f_xStart, - (f_vLoc1 - f_yStart));
graphFlow.lineFlow21.clear();
graphFlow.lineFlow21.moveTo
    (f_xStart, - (f_vLoc2 - f_yStart));
graphFlow.lineFlow22.clear();
graphFlow.lineFlow22.moveTo
    (f_xStart, - (f_vLoc2 - f_yStart));
graphFlow.lineFlowT1.clear();
graphFlow.lineFlowT1.moveTo
    (f_xStart, - (f_vLoc - f_yStart));
graphFlow.lineFlowT2.clear();
graphFlow.lineFlowT2.moveTo
    (f_xStart, - (f_vLoc - f_yStart));

// Pressão
graphPress.linePress11.clear();
graphPress.linePress11.moveTo
    (p_xStart, - (p_vLoc1 - p_yStart));
graphPress.linePress12.clear();
graphPress.linePress12.moveTo
    (p_xStart, - (p_vLoc1 - p_yStart));
```

```
graphPress.linePress21.clear();
graphPress.linePress21.moveTo
    (p_xStart, - (p_vLoc2 - p_yStart));
graphPress.linePress22.clear();
graphPress.linePress22.moveTo
    (p_xStart, - (p_vLoc2 - p_yStart));
graphPress.linePressT1.clear();
graphPress.linePressT1.moveTo
    (p_xStart, - (p_vLoc - p_yStart));
graphPress.linePressT2.clear();
graphPress.linePressT2.moveTo
    (p_xStart, - (p_vLoc - p_yStart));
}

setInterval (graphs, 50);
```

IV.4 Layer Main

```
function resetVar ()
{
    // Controls
    manualCycle = false;

    // Control variables
    var ins = true;

    var pressure = 0;
    var auxPressure = 0;
    var flow = 0;
    var flowAW = 0;
    var flowAWParc = 0;
    var flowAWLPM = 0;
    var volume = 0;
    var Pesp = 0;
    var Pel = 0;

    // Time
    var cycleTime = 0;          // cycleTime = (60000 * (1 / respRate))
    var cycleStart = 0;
    var cycleEnd = 0;
    var currentTime = 0;
    var lastTime = 0;
    var t = 0;
    var tpause = 0;
    var tins = 0;
    var tinsc = 2;
    var texp = 0;
    var texpc = 4;
    var tcycle = 6;
}
```

```
resetVar ();
GraphInitWindow.GraphInitText._visible = false;

// Power Button
PowerButton.onRelease = function ()
{
    if (!powerOn)
    {
        powerOn = true;
    }
    else
    {
        powerOn = false;
        resetVar ();
    }
};
```

Apêndice V Listagem do Código em Matlab

As listagens a seguir mostram o código fonte dos arquivos M do Matlab utilizados nas simulações dos modelos de Tarczy-Hornoch, et al, e de Kaye.

V.1 Modelo de Tarczy-Hornoch

```
% Simulacao de modelo publicado em
% Tarczy-Hornoch, P.; Hildebrandt, J.; Jackson, J. C.
% Gravitational Effects on Volume Distribution in a
% Model of Partial and Total Liquid Ventilation

clear all;

% Definicoes
n = input ('n: ');
Vtissue = 400;
Vtlc = 2700;
Vrv = 0.2 * Vtlc;
Vth0 = 2000;
Vinf = Vtlc;
beta = 2;
Pao = input ('Pao: ');
Ppeak_x = 30;
Ccw = input ('Ccw: ');
rho_tissue = 1;
rho_x = 0;

Vth = Vinf + Vtissue;
Vrvi = Vrv / n;
Ctot_x = (Vtlc - Vrv) / Ppeak_x;
C_x = Ctot_x / n;
A = pi * ((Vth / (2 * beta * pi))^(2/3));
htissue = (Vtissue / A) / n;

% para Pao = 0, calcula-se Ppl0 como
aux1 = 0;
for j = 1 : n
    aux1 = j - (1 / 2);
end
aux2 = (1/n) * ((Vtlc - Vrv)/Ppeak_x) * (htissue * rho_tissue) * aux1;
Ppl0 = (Ppeak_x/(Vtlc - Vrv)) * (Vrv - Vinf - aux2);

for i = 1 : n
    Ppl(i) = Ppl0 + (i * htissue * rho_tissue);
    if i == 1
        Pplm(i) = (Ppl0 + Ppl(i)) / 2;
    else
        Pplm(i) = (Ppl(i-1) + Ppl(i)) / 2;
    end
```

```

Pam(i) = Pao;
Ptp(i) = Pam(i) - Pplm(i);
V(i) = Vrvi + C_x * Ptp(i);
h(i) = V(i) / A;

Hparc = 0;
for j = 1 : (i-1)
    Hparc = Hparc + htissue + h(j);
end
H(i) = Hparc + ((htissue + h(i))/2);
end

% Compensacoes para Pao != 0
Htot = H(n) + ((h(n) + htissue)/2);
Hmid = Htot / 2;
for j = 1 : n
    Hmin(j) = H(j) - ((h(n) + htissue)/2);
    Hmax(j) = H(j) + ((h(n) + htissue)/2);
    if (Hmid > Hmin(j) & Hmid < Hmax(j))
        mid = j;
    end
end
Hx = (((Hmax(mid) - Hmin(mid))*Hmid) / Htot) + Hmin(mid);
alpha = Hx / Hmax(mid);
Ppl_alpha = Ppl(mid - 1) + alpha * (Ppl(mid) - Ppl(mid - 1));
Pplmid = Ppl_alpha;

Pplcw = (1 / Ccw) * (Vinf + Vtissue - Vth0);

offset = Pplcw - Pplmid;
Pam = Pam + offset;
Ppl = Ppl + offset;

% Plotagens
for j = 1 : 1: n
    auxH(j) = H(n+1-j);
end
% Pressoes
figure (1); clf;
hold on;
plot (Pam, auxH, 'r-', 'LineWidth', 2);
plot (Ppl, auxH, 'b-.', 'LineWidth', 2);
plot (Ptp, auxH, 'g--', 'LineWidth', 2);
hold off;
grid on;
title (['Pressoes para n = ' num2str(n, 3)
        ', Pao = ' num2str(Pao, 2) ', Ccw = ' num2str(Ccw, 3)]);
xlabel ('Pressao (cmH2O)');
ylabel ('Altura do Pulmao (cm)');
legend ('Alveolar', 'Pleural', 'Transpulmonar');

% Volumes

```

```

figure (2); clf;
    hold on;
    plot (V, auxH, 'o', 'LineWidth', 2);
    hold off;
    grid on;
    title (['Volumes para n = ' num2str(n, 3)
        ', Pao = ' num2str(Pao, 2) ', Ccw = ' num2str(Ccw, 3)]);
    xlabel ('Volume do i-esimo Compartimento (ml)');
    ylabel ('Altura do Pulmao (cm)');

% Salvar Graficos?
sgraf = input('Salvar Graficos? (s/n)', 's');

if sgraf == 's'
    filename1 = mat2str (['Graficos\Pressao n_' num2str(n, 3)
        ' Pao_' num2str(Pao, 2) ' Ccw_' num2str(Ccw, 3) '.jpg']);
    filename2 = mat2str (['Graficos\Volume n_' num2str(n, 3)
        ' Pao_' num2str(Pao, 2) ' Ccw_' num2str(Ccw, 3) '.jpg']);
    figure (1);
    saveas (gcf, filename1, 'jpg');
    figure (2);
    saveas (gcf, filename2, 'jpg');
end

```

V.2 Modelo de Kaye

V.2.1 Entrada

```

clear;

theta(1) = 0;
pcwm(1) = sin(theta(1));
for i = 2:100
    theta(i) = (i-1) * (pi / 200);
    pcwm(i) = sin(theta(i));
end
for i = 101:200
    pcwm(i) = 1 - sin(theta(i-100));
end
theta(200) = 0;
pcwm = 7 * pcwm;

tin(1) = 0;
for j = 2:200
    tin(j) = (j-1);
end
tin = tin*(4/200);

n = size(tin);
n = n(2);

```

V.2.2 Função de Transferência

Entrada;

```
Rcw = 0.3;
Raw = 1.7;
Rl = Raw;
Ccw = 0.15;
Cl = 0.15;
pbs = 0;
pao = 0;

num = [ 0 1];
den = [(Rcw+Rl) ((1/Ccw)+(1/Cl))];
```

V.2.3 Plotagem

```
figure(1);
plot (tempo, entrada, 'LineWidth', 2);
title ('Entrada');
ylabel ('delta p_c_w_m (cmH_2O)');
xlabel ('t (s)');
grid on;

figure (2);
plot(tempo, v, 'LineWidth', 2);
title('Volumes (vcw = vl)');
ylabel ('volume (l)');
xlabel ('t (s)');
grid on;

figure (3);
plot(tempo, dv, 'LineWidth', 2);
title('Fluxos (dvcw = dvl)');
ylabel ('fluxo (l/s)');
xlabel ('t (s)');
grid on;

figure (4);
hold on;
plot(tempo, ppl, 'b--', 'LineWidth', 2);
plot(tempo, palv, 'r:', 'LineWidth', 2);
title('Pressões');
legend('ppl', 'palv');
ylabel ('pressões (cmH_2O)');
xlabel ('t (s)');
grid on;
```