

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA**  
**ELÉTRICA**

**SISTEMA MICROCOMPUTADORIZADO PARA A**  
**AValiação DE DESEMPENHO DE**  
**VENTILADORES PULMONARES**

Dissertação submetida à  
Universidade Federal de Santa Catarina  
como parte dos requisitos para a  
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

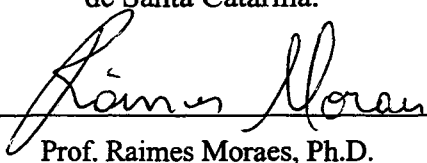
**HUMBERTO PEREIRA DA SILVA**

Florianópolis, julho de 2001.

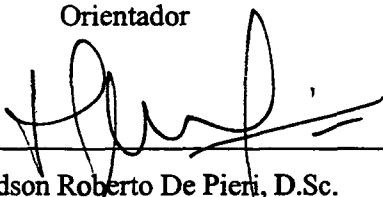
# SISTEMA MICROCOMPUTADORIZADO PARA A AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DE VENTILADORES PULMONARES

HUMBERTO PEREIRA DA SILVA

‘Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.’

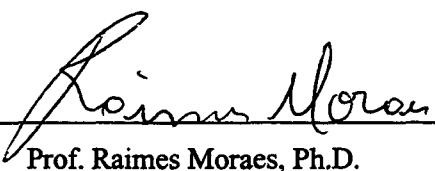
  
Prof. Raimes Moraes, Ph.D.

Orientador

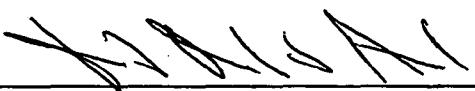
  
Prof. Edson Roberto De Pieri, D.Sc.

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:

  
Prof. Raimes Moraes, Ph.D.

Presidente

  
Prof. Fernando Mendes de Azevedo, D.Sc.

  
Prof. Hari Bruno Mohr, Dr.

**Aos meus pais Francisco e Josefina, pelo apoio em todos os momentos da minha vida.**

# Agradecimentos

A Deus pela vida.

Ao Professor Raimes Moraes, pela amizade e orientação durante a realização deste trabalho.

Aos Professores do GPEB, pela oportunidade.

A todos os amigos do GPEB, pela amizade e apoio durante a realização deste trabalho.

Ao amigo Paulo Pizarro, pela enorme ajuda no desenvolvimento do software deste trabalho. Ao bolsista Samir pela colaboração durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao técnico Joel Martins pela ajuda durante a realização dos ensaios com o ventilador pulmonar.

Aos Eng.<sup>a</sup> Carlos Garcia e Marcelo Gallina da empresa TAKAOKA, pela doação de dois transdutores de pressão.

Ao CNPq, pelo suporte financeiro.

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

# SISTEMA MICROCOMPUTADORIZADO PARA A AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DE VENTILADORES PULMONARES

HUMBERTO PEREIRA DA SILVA

Julho/2001

Orientador: Raimes Moraes

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Palavras-chave: Ventiladores Pulmonares, Avaliação de Ventiladores

Número de Páginas: 02.

Um sistema microcomputadorizado foi desenvolvido com o objetivo de realizar a avaliação do desempenho de ventiladores pulmonares segundo as exigências das Normas NBR 13763 da ABNT e F1100-90 da ASTM. Este sistema desenvolvido para microcomputador PC e sistema operacional Windows, é composto por software e hardware (circuito de amplificação, circuito de condicionamento do sinal, circuito de digitalização e interface para comunicação com o PC). O software escrito em linguagem *C++Builder* é responsável pelo gerenciamento da aquisição e análise dos sinais. O módulo de captação e amplificação é composto por: transdutores de pressão; amplificadores de instrumentação e filtros analógicos, responsáveis pela captação e condicionamento dos sinais respiratórios (pressão nas vias aéreas, pressão alveolar e fluxo) gerados pelo ventilador pulmonar quando este é submetido a impedância pulmonar (modelo pulmonar). O módulo de

aquisição é composto por: *sample-and-hold*; multiplexador; conversor analógico/digital (conversor A/D) e um dispositivo lógico programável (PLD); responsáveis pela amostragem e digitalização dos sinais condicionados e por sua transferência para o microcomputador. Após ser transferidos para o microcomputador, os sinais de pressão nas vias aéreas (Pva), de pressão alveolar (Pa) e de fluxo (Va) são mostrados na tela do microcomputador pelo software. O sinal de volume corrente é também apresentado, sendo que este é obtido pela integração do sinal de fluxo, ou diretamente através da pressão alveolar. A partir dos sinais adquiridos, parâmetros respiratórios como pressão máxima nas vias aéreas (MPva), pressão máxima alveolar (MPa), máximo fluxo inspiratório (MVo), máximo volume corrente inspiratório (MVc), volume minuto (Vm), frequência respiratória (f), tempo inspiratório (Ti), tempo expiratório (Te) e relação I:E são calculados pelo software. O sistema desenvolvido é útil na manutenção corretiva e preventiva de ventiladores pulmonares.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

## **MICRO-COMPUTERISE SYSTEM TO EVALUATION OF THE ACTION OF LUNG VENTILATORS**

**HUMBERTO PEREIRA DA SILVA**

July /2001

Advisor: Raimes Moraes

Area of Concentration: Biomedical Engineering

Keywords: Lung Ventilators, Evaluation of Ventilators

Number of Pages: 02.

A micro-computerised system was developed with the objective of accomplishing the evaluation of the acting of lung ventilators according to the demands of the Norms NBR 13763 of ABNT and F1100-90 of ASTM. This system developed for PC microcomputer and operating system Windows it is composed for software and hardware (amplification circuit of conditioning of the sign, digitalization circuit and interface for communication with the PC). The software written in languagem C++Builder is responsible for the management of the acquisition and analysis of the signs. The reception module and amplification is composed for: pressure sensors; instrumentation amplifiers and analogical filters, which are responsible for the registration and conditioning of the breathing signs (pressure in the aerial roads, alveolar pressure and flow) generated by the lung ventilator when it is submitted to the lung impedance (lung model). The acquisition modulo is arranged in: sample-hold; multiplexer; analogical/digital conversor (A/D conversor) and a programamable logical device (PLD); responsible for the sampling and digitalization of the conditioned signs and for your transfer to the microcomputer. After being transferred to the micrcomputer, the signs of pressure in the aerial roads ( $P_{va}$ ), of alveolar pressure ( $P_a$ ) and of flow ( $V_a$ ) are shown in the

screen of the microcomputer by software. The sign of average volume is also presented, and this obtained by the integration of the flow sign, or directly through the alveolar pressure. Starting from the signs acquired, breathing parameters as inhaled maximum pressure in the aerial roads (MPva), alveolar maximum pressure (MPa), inhaled fluxo maximum (MVo), inhaled average volume maximum (MVc), minute volume (Vm), breathing frequency (f), time inspiration (Ti), time expiration (Te) e relationship I:E are calculated by the software. The developed system is useful in the corective maintenance and preventive of lung ventilators.



# Sumário

Sumário	ix
Lista de Figuras	xii
Lista de Tabelas	xv
Lista de Símbolos	xvi
1. Introdução	2
1.1 Considerações Preliminares.....	2
1.2 Objetivos.....	3
1.3 Justificativas.....	4
1.4 Organização do Trabalho.....	4
2. O Sistema Respiratório	6
2.1 O Aparelho Respiratório.....	6
2.1.1 O Ato da Respiração.....	8
2.1.2 Espaço Morto e Ventilação Alveolar.....	10
2.1.3 Pressões Pulmonares.....	10
2.1.4 Volumes e Capacidades Pulmonares.....	11
2.1.5 Resistência das Vias Aéreas e Complacência Pulmonar.....	13
2.2 Difusão do Oxigênio e do Dióxido de Carbono através da Membrana Alveolar(Respiratória).....	14
2.2.1 Pressões Parciais.....	15
2.2.2 Composição do ar Alveolar.....	15
2.2.3 Difusão de Gases entre a Fase Gasosa Existente nos Alvéolos e a Fase Dissolvida Existente no Sangue Capilar Pulmonar.....	16
2.3 Transporte dos Gases no Sangue.....	18
2.3.1 Transporte de Oxigênio no Sangue.....	18

2.3.2 Transporte de Dióxido de Carbono no Sangue .....	19
2.4 Regulação da Respiração.....	20
2.4.1 O Grupo Respiratório Dorsal .....	21
2.4.2 O Grupo Respiratório Ventral.....	22
2.4.3 O Centro Pneumotáxico .....	22
2.5 Distúrbios Respiratórios .....	22
<b>3. Ventilador Pulmonar .....</b>	<b>25</b>
3.1 Diagrama Funcional do Ventilador Pulmonar .....	26
3.1.1 Fontes de Fornecimento de Gases.....	29
3.1.2 Seção de Entrada dos Gases .....	29
3.1.3 Misturador Ar/Oxigênio .....	30
3.1.4 Reservatório Interno da Mistura dos Gases .....	31
3.1.5 Dispositivo de Entrega de Fluxo .....	32
3.1.6 Dispositivo de Segurança do Ramo Inspiratório .....	33
3.1.7 Sistema de Nebulização da Medicação .....	34
3.1.8 Transdutores de Medição das Variáveis Respiratória.....	34
3.1.9 Sistema da Expiração.....	35
3.1.10 Painel de Comandos .....	35
3.1.11 Umidificador Aquecido .....	38
3.1.12 Sistema de Controle Interno .....	38
3.1.13 Circuito Respiratório do Paciente .....	39
3.2 Classificação dos Ventiladores Pulmonares .....	39
3.2.1 Variáveis de Controle.....	39
3.2.2 Variáveis de Fase .....	41
3.2.3 Variável Condicional .....	44
3.3 Modos de Ventilação.....	44
3.3.1 Ventilação Controlada – CMV .....	45
3.3.2 Ventilação Assistida / Controlada – AMV / CMV .....	45
3.3.3 Ventilação Mandatória Intermitente e Sincronizada – IMV / SIMV .....	45
3.3.4 Ventilação com Suporte Pressórico – PSV.....	46
3.3.5 Ventilação com Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas – CPAP.....	46
3.3.6 Ventilação com Relação Inversa – IRV.....	47
3.3.7 Ventilação com Suporte Pressórico e Volume Garantido – VAPSV .....	47
3.3.8 Ventilação com Liberação de Pressão nas Vias Aéreas – APRV .....	48
3.3.9 Ventilação Minuto Mandatório – MMV .....	48
3.4 Método para Avaliar o Desempenho de Ventiladores Pulmonares.....	48

4. O Sistema Desenvolvido	53
4.1 Diagrama Geral do Sistema Desenvolvido .....	54
4.2 Software.....	55
4.3 Módulo de Captação e Amplificação .....	59
4.3.1 Transdutores de Pressão.....	59
4.3.2 Amplificadores de Instrumentação e Filtros .....	60
4.4 Módulo de Aquisição.....	60
4.4.1 Porta Paralela do Microcomputador PC .....	61
4.4.2 Sample-Hold .....	63
4.4.3 Multiplexador .....	63
4.4.4 Conversor A/D .....	63
4.4.5 Dispositivo Lógico Programável (Programable Logic Device - PLD) .....	64
5. Testes e Resultados	71
5.1 Equipamentos Utilizados .....	72
5.1.1 Ventilador Pulmonar.....	72
5.1.2 Modelo Pulmonar .....	73
5.1.3 - Microcomputador .....	74
5.2 Metodologia dos Ensaios para Aquisição e Amostragem dos Sinais Respiratórios .....	75
5.3 Cálculo dos Parâmetros.....	77
6. Discussão e Conclusões	80
6.1 Sugestões para Trabalhos Futuros.....	82
ANEXO A - ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS .....	83
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	86

# Lista de Figuras

Figura 2.1 – Vias respiratórias (GUYTON, 1997) .....	7
Figura 2.2 – Unidade respiratória (GUYTON, 1997) .....	8
Figura 2.3 – Retração e expansão da caixa torácica durante a expiração e inspiração (GUYTON, 1997) .....	9
Figura 2.4 – Diagrama mostrando os volumes e capacidades pulmonares durante a ventilação normal e durante a inspiração máxima e expiração máxima (GUYTON, 1997).....	12
Figura 2.5 – Ultra-estrutura da membrana respiratória vista em corte transversal (GUYTON, 1997) .....	18
Figura 2.6 – Sistema de quimioceptores periféricos (localizados nos corpúsculos carotídeos e aórticos) e sua conexão ao centro respiratório (GUYTON, 1997)..	20
Figura 2.7 – Organização do centro respiratório (GUYTON, 1997) .....	21
Figura 3.1 – Representação do primeiro modelo de ventilador mecânico; “pulmão de aço” (GUYTON, 1997) .....	25
Figura 3.2 – Modelo de ventilador pulmonar microprocessado atualmente utilizado (TAKAOKA, 2000).....	27
Figura 3.3 – Diagrama funcional de um ventilador pulmonar (AULER JÚNIOR, 1995).....	28
Figura 3.4 – Seção de entrada dos gases (AULER JÚNIOR, 1995) .....	30
Figura 3.5 – Esquema funcional de um misturador ar / O <sub>2</sub> (AULER JÚNIOR, 1995).....	31
Figura 3.6 – Esquema da colocação de um reservatório interno de mistura dos gases nos ventiladores (AULER JÚNIOR, 1995) .....	32
Figura 3.7 – Diagrama do dispositivo de entrega de fluxo (AULER JÚNIOR, 1995).....	33
Figura 3.8 – Sistema de nebulização de medicação (AULER JÚNIOR, 1995).....	34
Figura 3.9 – Válvula expiratória (AULER JÚNIOR, 1995).....	35
Figura 3.10 – Analogia entre o modelo físico de um sistema respiratório e um modelo elétrico (Modificado de CHATBURN, 1995).....	40
Figura 3.11 – Formas de ondas das variáveis respiratória (CAJACURI, 1997) ....	42

Figura 3.12 – Variáveis de fase no ciclo respiratório.....	43
Figura 3.13 – Sugestão de modelo pulmonar (ABNT, 1996) .....	50
Figura 4.1 – Diagrama geral mostrando a relação entre a interface desenvolvida, o ventilador pulmonar, o modelo pulmonar e um microcomputador durante a avaliação de desempenho do ventilador .....	53
Figura 4.2 – Diagrama geral do sistema desenvolvido .....	54
Figura 4.3 – Fluxograma geral do software do sistema.....	55
Figura 4.4 – Tela inicial do software para a análise de ventiladores pulmonares .....	56
Figura 4.5 – Tela do programa responsável por apresentar ao usuário os gráficos dos sinais adquiridos simultaneamente do ventilador pulmonar pelo microcomputador .....	57
Figura 4.6 – Captação do sinal de fluxo utilizando um transdutor de pressão diferencial e um resistor pneumotacômetro (Modificado de CHATBURN,1995) .....	58
Figura 4.7 – Diagrama de blocos do módulo de aquisição, suas conexões com o módulo de captação e amplificação, e a porta paralela do microcomputador ...	61
Figura 4.8 – Diagrama de blocos dos principais componentes que compõe a programação do PLD e as conexões entre eles e os componentes que eles controlam (conversor A/D, multiplexador, sample-hold) e a porta paralela do microcomputador .....	65
Figura 4.9 – Ciclo de leitura dos sinais na saída do conversor A/D pelo componente FIFO do PLD.....	66
Figura 4.10 – Ciclo de comandos executados pelo componente HANDSHAKE do PLD e os registros de controle e status da porta paralela do microcomputador, afim de fazer a transferência dos sinais do módulo de aquisição para o microcomputador .....	69
Figura 5.1– Ilustração da montagem dos equipamentos para a realização dos testes. T1, T2, T3 são os transdutores de pressão (Seção 3.3.1), R é o resistor pneumotacômetro (utilizado na aquisição do sinal de fluxo) .....	71
Figura 5.2 – Tela inicial do software para a análise de ventiladores pulmonares (seção 4.1), preenchido com os dados do ventilador utilizado nos testes.....	72
Figura 5.3 – Modelo pulmonar utilizado durante os testes para analisar o desempenho do ventilador (DRAGER, 1984).....	74
Figura 5.4 – Tela gráfica onde são mostrados os sinais de pressão nas vias aéreas (cmH <sub>2</sub> O), pressão alveolar (cmH <sub>2</sub> O), fluxo (l/min) e volume (ml) em relação ao tempo (s) adquiridos pelo sistema desenvolvido, com o ventilador sujeito a uma complacência (C) de 50 ml/cmH <sub>2</sub> O e uma resistência (R) de 4 cmH <sub>2</sub> O/(l/s).....	76

- Figura 5.5 – Tela gráfica onde são mostrados os sinais de pressão nas vias aéreas (cmH<sub>2</sub>O), pressão alveolar (cmH<sub>2</sub>O), fluxo (l/min) e volume (ml) em relação ao tempo (s) adquiridos pelo sistema desenvolvido, com o ventilador sujeito a uma complacência (C) de 50 ml/cmH<sub>2</sub>O e uma resistência (R) de 16 cmH<sub>2</sub>O/(l/s)..... 77
- Figura 5.6 – Relatório gerado pelo software do sistema, contendo os dados do equipamento testado, os sinais adquiridos (a cada 100 amostras equivale a 2 segundos) para C = 50 ml/cmH<sub>2</sub>O R = 16 cmH<sub>2</sub>O/(l/s) e os parâmetros respiratórios (MPva, Pa, MVc, MVo, Vm, Ti, Te, relação I:E e f)..... 78

# Lista de Tabelas

Tabela 2.1 – – Relação entre variáveis e parâmetros pneumáticos e elétricos (CHATBURN, 1995).....	14
Tabela 2.2 – Pressões parciais dos gases respiratórios ao entrarem nos pulmões e saírem (ao nível do mar) (GUYTON, 1997) .....	16
Tabela 2.3 – Pressões Gasosas nos Alvéolos e no Sangue (GUYTON,1997).....	17
Tabela 3.1 – Valores de resistência e complacência exigidas pelas normas (ABNT, 1996; ASTM, 1990) .....	49
Tabela 3.2 – Procedimento para ensaio de desempenho de ventiladores pulmonares (ABNT, 1996; ASTM, 1990) .....	51
Tabela 4.1 – Relação dos pinos do conector D-Type 25 pinos da porta paralela.....	62
Tabela 5.1 – Resultado do teste realizado na avaliação do desempenho do ventilador SIEMENS SERVO 900C, onde são comparados os parâmetros do ventilador e os parâmetros medidos pelo sistema desenvolvido .....	79

# Lista de Símbolos

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
A/D	Analogico para Digital
AHDL	<i>Altera Hardware Description Language</i>
bpm	<i>Breaths from minute</i>
cmH <sub>2</sub> O	Centímetros de água
cpm	Ciclos por minuto
ECP	<i>Extended Capabilities Port</i>
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FIFO	<i>First in – First out</i>
FiO <sub>2</sub>	Fração inspirada de oxigênio
IBM	<i>International Business Machine</i>
I:E	Relação entre a inspiração(I) e a expiração(E)
l	litros
l/min	litros por minuto
ml	mililitros
PC	<i>Personal Computer</i>
PLD	<i>Programmable Logic Device</i>
s	Segundos
SAS	Secretaria de Assistência à Saúde
VHDL	<i>VHSIC Hardware Description Language</i>
VHSIC	<i>Very High Speed Integrated Circuits</i>



# 1. Introdução

## 1.1 Considerações Preliminares

A partir do final dos anos 60 e início dos anos 70, observou-se um dramático aumento na sofisticação, complexidade e proliferação da tecnologia médica em hospitais (SAS, 1995). Este avanço tecnológico possibilitou aos serviços de tratamento de saúde contarem com diversos instrumentos para serem utilizados rotineiramente na terapia, diagnóstico e tratamento de doenças (ESPERANÇA, 1996), proporcionando grandes benefícios aos pacientes.

Em contra partida, o amplo uso desses recursos aumentou a possibilidade de erros de procedimentos e do uso incorreto dos mesmo (SAS, 1995). Indícios de graves acidentes no ambiente hospitalar, causados por falhas em dispositivos elétricos e mecânicos, expuseram toda uma problemática envolvida com a utilização de equipamentos médicos (ESPERANÇA, 1996). Em 1989, o uso intensivo dos equipamentos médico-hospitalares nos Estados Unidos, resultou em aproximadamente 10.000 acidentes (1 a cada 52 minutos), com um saldo de 1.000 mortes (SAS, 1995). Na Suécia, durante os anos de 1984 e 1985, foram analisados 306 equipamentos defeituosos que causaram acidentes fatais ou com sérias conseqüências. Verificou-se que 21% destes acidentes estavam relacionados à manutenção incorreta, 26% com uso indevido do equipamento e 46% com problemas de desempenho (SAS, 1995).

No Brasil não se tem estatísticas, com relação a acidentes em hospitais provocados por equipamentos médico-hospitalares, mas sabe-se que existem.

Objetivando garantir uma melhor qualidade e segurança no emprego desses equipamentos, o Ministério da Saúde através do Departamento de Controle e Avaliação de Sistemas da Secretária de Assistência à Saúde (SAS), em parceria com a Associação Brasileira de Norma Técnicas (ABNT) e instituições de pesquisas de desenvolvimento tecnológico, iniciou a implementação de programas de ensaios de conformidade em equipamentos para a saúde, utilizando-se de normas técnicas, geralmente elaboradas com a participação de vendedores, fabricantes, usuários e pesquisadores. Assim, instrumentos para executar ensaios de equipamentos médicos, de acordo com as normas técnicas elaboradas, se tornam uma necessidade, tanto para os laboratórios de ensaios e manutenção, como para as empresas fabricantes destes equipamentos (GUEDES, 1999).

## 1.2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema (composto por hardware e software) que permite avaliar o desempenho de ventiladores pulmonares de acordo com as exigências das normas NBR 13763 da ABNT e F1100-90 da ASTM.

O teste de desempenho tem por objetivo registrar os seguintes sinais gerados pelo ventilador pulmonar: pressão nas vias aéreas ou pressão na boca, pressão alveolar, fluxo respiratório e volume corrente, e a partir destes sinais obter e avaliar os principais parâmetros respiratórios: frequência respiratória ( $f$ ); volume minuto ( $V_m$ ); máximo volume corrente inspiratório ( $MV_c$ ); pressão máxima nas vias aéreas ( $MP_{va}$ ); pressão máxima alveolar ( $MP_a$ ); máximo fluxo inspiratório ( $MV_o$ ); relação entre a inspiração e a expiração (relação I:E); tempo inspiratório ( $T_i$ ) e tempo expiratório ( $T_e$ ). Estes devem ser avaliados para diferentes valores de impedância pulmonar.

### 1.3 Justificativas

O auxílio à ventilação pulmonar faz parte integrante do suporte à vida e é prática corrente em todos os hospitais que prestam assistência a pacientes graves, em tratamento eletivo ou de urgência, esse auxílio é prestado por meios mecânicos, isto é, por aparelhos denominados ventiladores mecânicos (ou pulmonares) (AULER JUNIOR, 1995).

É imprescindível a boa performance dos ventiladores pulmonares tendo em vista sua importância vital para os pacientes que necessitam de assistência ventilatória (ABREU SILVA, 2000). No entanto, estudos utilizando várias combinações de complacência pulmonar e resistência das vias aéreas, visando simular o paciente, foram realizados para ventiladores de diferentes fabricantes. Estes estudos mostraram que houve uma discrepância de 19% entre os volumes ajustados e os volumes efetivamente produzidos pelos equipamentos testados. Alguns destes mesmos ventiladores apresentaram um fluxo até 42% inferior ao fluxo pré-ajustado. Funcionando desta maneira, prejudicam o tratamento e podem comprometer a vida de pacientes (SAS, 1995).

Estes estudos demonstram a importância de avaliações periódicas do funcionamento de ventiladores pulmonares. Estas observações é particularmente relevante para o Brasil, visto que encontram-se ainda em funcionamento na rotina clínica ventiladores projetados na década de 60, e que devem continuar em funcionamento por mais alguns anos (COELHO, 1995).

### 1.4 Organização do Trabalho

Este trabalho é composto por seis capítulos:

O Capítulo 1 compreende esta introdução, composta pelas considerações iniciais, objetivos, justificativas e organização do trabalho.

Os Capítulos 2 e 3 descrevem a fundamentação teórica do trabalho. O Capítulo 2 apresenta as principais estruturas do sistema respiratório e como ocorre a troca de gases (fornecimento de oxigênio e a remoção do dióxido de carbono) nos tecidos, através do sistema respiratório. O Capítulo 3 apresenta os princípios de

funcionamento dos ventiladores pulmonares, a classificação dos ventiladores de acordo com Chatburn (AULER JUNIOR, 1995; CHATBURN, 1995) e as principais modalidades de ventilação disponíveis nos ventiladores atualmente.

O Capítulo 4 aborda os aspectos construtivos do equipamento desenvolvido, onde os módulos que compõe o hardware estão representados em diagrama de blocos. São ainda comentados as principais características do software.

O Capítulo 5 apresenta os testes realizados com o sistema desenvolvido, onde os resultados obtidos na análise do ventilador pulmonar são apresentados.

Por fim o Capítulo 6 relata a discussão, conclusões e as propostas de trabalhos futuros.

## 2. O Sistema Respiratório

Este capítulo descreve o aparelho respiratório, o processo de trocas gasosas no pulmão, o processo de oxigenação dos tecidos, a regulação da respiração e os principais distúrbios respiratórios que podem gerar a necessidade de ventilação artificial.

### 2.1 O Aparelho Respiratório

A Figura 2.1 apresenta as principais estruturas do aparelho respiratório, mostrando principalmente as vias aéreas. Nariz (nariz externo e cavidade ou fossas nasais), glote, faringe, laringe, traquéia, brônquios e bronquíolos formam estrutura de condução desse sistema enquanto os pulmões e pleura formam a estrutura funcional do órgão (GUYTON, 1997).

O ar ao entrar em contato com as superfícies nasais é aquecido e umidificado; os pêlos localizados na entrada das narinas são importantes para reter partículas de grande porte. A remoção das partículas é também desempenhado pelos cornetos, o septo nasal e a parede da faringe. Cada vez que o ar se choca com um desses obstáculos, é obrigado a mudar sua direção. Como as partículas em suspensão possuem maior massa e momento do que o ar, não acompanham as mudanças de direção do ar, ficando aprisionadas na camada de muco. São posteriormente transportadas pelos cílios em direção à faringe onde são deglutidas.

A faringe divide-se posteriormente, na traquéia e no esôfago. Nessa região o alimento é separado do ar. O ar passando pela laringe (Figura 2.1) vai para a traquéia. Quando alimentos atingem a superfície da faringe, as cordas vocais fecham-se, ao mesmo tempo, a epiglote obtura a abertura da laringe. Assim os

alimentos são direcionados para o esôfago.

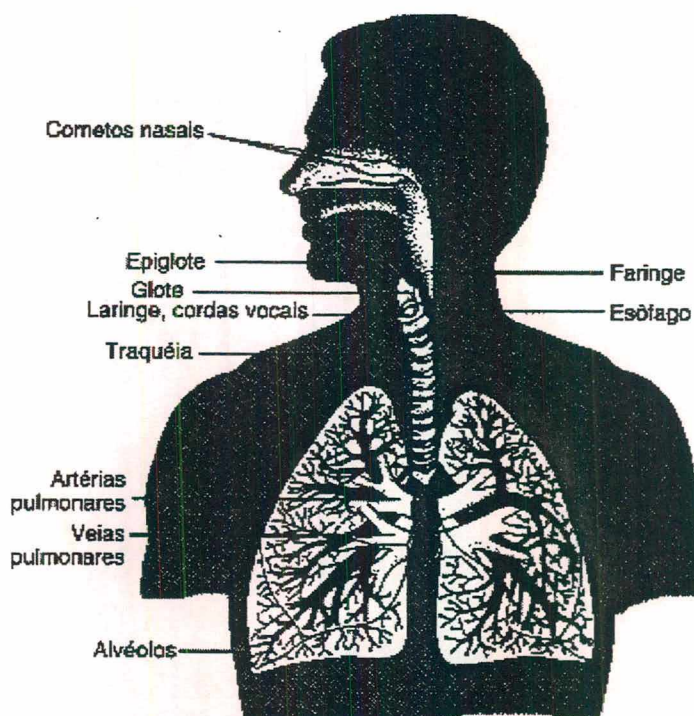


Figura 2.1 – Vias respiratórias (GUYTON,1997)

A traquéia ramifica-se em brônquios, que vão ramificando-se em estruturas menores até gerarem o bronquíolo terminal. A próxima estrutura é o ácino, formado por bronquíolos respiratórios, ductos alveolares, sacos alveolares e alvéolos, conhecido também como unidade respiratória (Figura 2.2). Nos alvéolos é onde se realizam as trocas gasosas propriamente ditas, sendo amplamente vascularizado pelos capilares alveolares (GUYTON, 1997).

O pulmão é um órgão em forma de um cone, cuja base está voltada para o diafragma, e o ápice para a abertura superior do tórax. Possui grande elasticidade sendo envolvido por duas membranas, a pleura visceral (reveste externamente os pulmões) e a pleura parietal (reveste a parede interna da cavidade torácica). Estas membranas não são conectadas estruturalmente uma a outra, existindo apenas uma pressão negativa que as mantém unidas. Há uma fina película de líquido pleural entre elas que serve de lubrificante para os movimentos dos pulmões dentro da

cavidade torácica. Assim, os dois pulmões aderem à parede torácica como se estivessem colados a ela, mas podem deslizar livremente, bem lubrificadas, quando a caixa torácica se expande e se retrai.

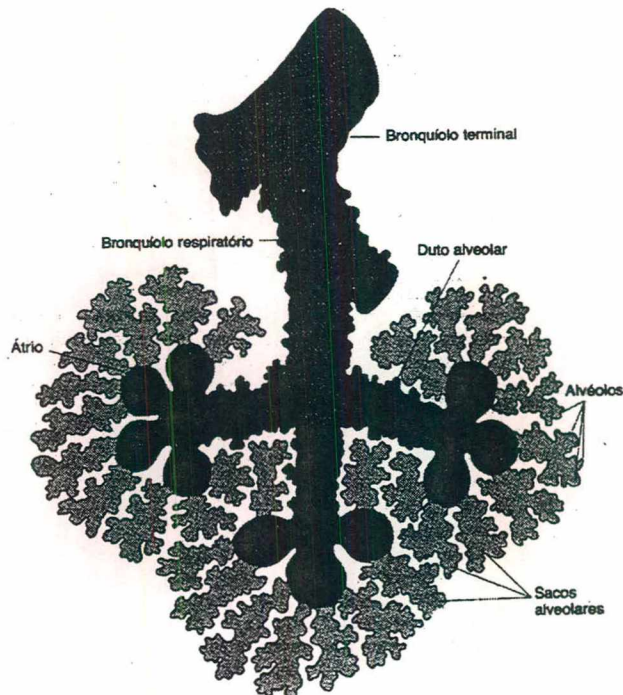


Figura 2.2 – Unidade respiratória (GUYTON,1997)

### 2.1.1 O Ato da Respiração

A respiração é um processo cíclico que envolve um certo trabalho mecânico por parte dos músculos respiratórios. O ciclo da respiração é dividido em duas fases (AULER JÚNIOR, 1995; GUYTON, 1997; ESPERANÇA, 1996):

1. Inspiração;
2. Expiração.

Durante a inspiração é necessário que a pressão alveolar seja inferior à atmosférica; na expiração, a pressão alveolar deve ser maior que a atmosférica. Tal diferença de pressão determina a direção do fluxo de ar.

A Figura 2.3 ilustra a participação de alguns músculos na respiração, bem como a forma que assume a caixa torácica na inspiração e na expiração.

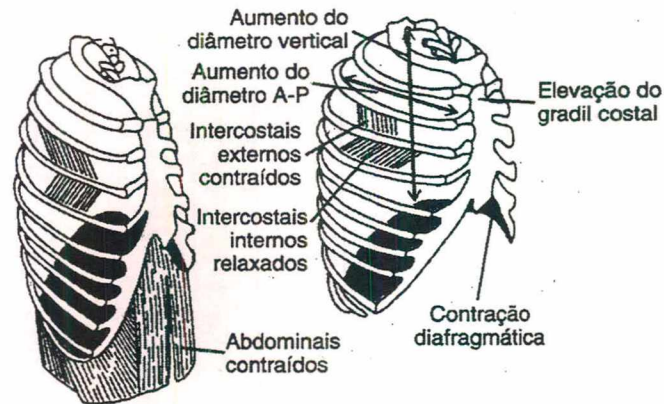


Figura 2.3 – Retração e expansão da caixa torácica durante a expiração e inspiração (GUYTON, 1997)

Os principais músculos da inspiração são o diafragma, os intercostais externos e diversos músculos do pescoço que tracionam para cima a parte anterior da caixa torácica. Os músculos inspiratórios se contraem deslocando para fora o tórax e o abdômen, aumentando o volume da caixa torácica. Este evento resulta na diminuição da pressão intrapleural, que é seguida pela diminuição da pressão alveolar. O gradiente de pressão, assim formado, é o responsável pela entrada de ar nos pulmões (AULER JUNIOR, 1995; GUYTON, 1997).

Os principais músculos da expiração são os abdominais e os intercostais internos. A expiração é comumente passiva, ocorre como um mecanismo de recolhimento elástico dos pulmões e da caixa torácica. Os músculos durante a expiração relaxam-se e, portanto, se alongam. Se for necessário a expiração forçada, o diafragma pode ser empurrado para cima pela contração ativa dos músculos abdominais. Assim, os principais músculos da expiração são essenciais para todo esforço que requeira alta pressão expulsiva e alta velocidade de fluxo de ar (AULER JUNIOR, 1995; GUYTON, 1997).



### 2.1.2 Espaço Morto e Ventilação Alveolar

Muito do ar que é inspirado através das passagens respiratórias, a cada respiração, nunca atinge os alvéolos. Pôr preencher as passagens (o nariz, a faringe e a traquéia, e os brônquios) esse ar não é útil para o processo de trocas gasosas. Assim, as passagens respiratórias, constituem o denominado espaço morto. O volume total desse espaço é normalmente de 150 ml. Portanto durante a inspiração, do volume corrente normal de 500 ml, apenas 350 ml de ar chegam aos alvéolos.

A medida mais importante da eficiência da respiração de uma pessoa é sua ventilação pulmonar, definida como a quantidade total de ar que chega aos alvéolos a cada minuto. Se a cada respiração, apenas 350 ml de ar inspirado entraram nos alvéolos para uma frequência respiratória de 12 inspirações por minuto, a ventilação alveolar tem valor médio de 4.200 ml/min.

Como ao término de cada expiração permanecem cerca de 2.300 ml de ar nos pulmões (CRF), os 350 ml de ar da última inspiração não possibilitam que todo ar alveolar remanescente das inspirações anteriores seja trocado a cada respiração, mas apenas cerca de 1/7 do volume total. Essa renovação lenta do ar nos alvéolos impede que as concentrações gasosas alveolares variem de forma acentuada, subindo ou descendo, a cada inspiração.

### 2.1.3 Pressões Pulmonares

A pressão alveolar é a pressão no interior dos alvéolos pulmonares. 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 (este valor, por convenção, é de 0 cmH<sub>2</sub>O). Para que haja fluxo de ar para os alvéolos durante a inspiração, a pressão no seu interior deve ser um valor ligeiramente inferior ao da pressão atmosférica. Na inspiração normal, a pressão alveolar diminui para aproximadamente -1 cmH<sub>2</sub>O. Essa pressão levemente negativa é suficiente para mover cerca de 0,5 litro de ar para dentro dos pulmões durante a inspiração (GUYTON, 1997).

Durante a expiração, ocorre fenômeno inverso: a pressão alveolar aumenta para, aproximadamente, +1 cmH<sub>2</sub>O. Isto faz com que o 0,5 litro de ar, previamente

inspirado, seja expelido dos pulmões na expiração (GUYTON, 1997).

Segundo a Lei de Laplace<sup>1</sup>, uma mesma pressão produz diferentes efeitos em compartimentos de diferentes dimensões. Compartimentos pequenos tem uma maior tendência ao colapso, reduzindo o seu volume; essa perda de volume dos compartimentos menores causa a expansão dos compartimentos maiores pois, estes são expostos a maior tensão superficial. Os alvéolos possuem diferentes dimensões aos quais se aplica uma igual pressão através dos condutos alveolares. Contudo, nestes não se observa o comportamento descrito pela Lei de Laplace e os alvéolos mantêm suas dimensões. Este fenômeno pode ser explicado pelo efeito da tensão superficial dos líquidos surfactantes no entorno dos alvéolos, que os mantêm dimensionalmente estabilizados (AULER JUNIOR, 1995; GUYTON, 1997).

A pressão pleural é a pressão do líquido existente entre a pleura visceral e a pleura parietal. No início da inspiração, a pressão pleural normal é de aproximadamente  $-5 \text{ cmH}_2\text{O}$ . Esta é a pressão necessária para manter os pulmões distendidos até sua posição de repouso. Durante o correr da inspiração normal, a expansão da caixa torácica traciona a superfície dos pulmões com força ainda maior e cria uma pressão ainda mais negativa, da ordem de  $-7,5 \text{ cmH}_2\text{O}$  em média. Durante a expiração, os eventos ocorrem de maneira oposta, isto é, no início da expiração a pressão pleural é da ordem de  $-7,5 \text{ cmH}_2\text{O}$  em média, e no fim da expiração a retração da caixa torácica faz com que a pressão pleural fique menos negativa, aproximadamente  $-5 \text{ cmH}_2\text{O}$  (GUYTON, 1997).

#### 2.1.4 Volumes e Capacidades Pulmonares

Os movimentos físicos de entrada e saída de ar dos pulmões constituem a ventilação. Esses movimentos cíclicos de inspiração-expiração ocorrem, no repouso, a um freqüência de 12 a 18 ciclos por minuto (AULER JUNIOR, 1995; GUYTON, 1997).

O volume de gás ventilado por minuto é o volume minuto ou ventilação global por minuto. Corresponde ao produto do volume pela freqüência.

<sup>1</sup>A pressão de colapso relaciona-se com o raio(R) e com a tensão superficial(T) da seguinte forma  $P = 2T/R$ .

A Figura 2.4 apresenta as variações sofridas pelo volume pulmonar em diferentes situações ventilatórias.

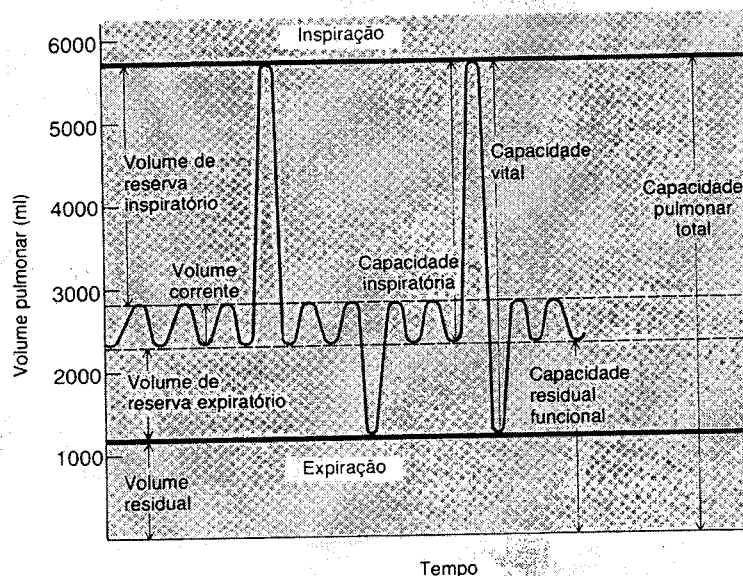


Figura 2.4 – Diagrama mostrando os volumes e capacidades pulmonares durante a ventilação normal e durante a inspiração máxima e expiração máxima (GUYTON, 1997).

Para facilitar a descrição dessas variações, a literatura define quatro volumes e quatro capacidades, conforme descrito a seguir:

- **O volume corrente (VC):** é o volume de ar inspirado e expirado em cada ciclo ventilatório normal; no homem jovem (18-35 anos), um valor médio de 500 ml, aproximadamente.
- **O volume de reserva inspiratória (VRI):** é o volume de ar que ainda pode ser inspirado ao final da inspiração do volume corrente normal; usualmente, um volume de 3.000 ml.
- **O volume de reserva expiratória (VRE):** é o volume de ar que por meio de uma expiração forçada, ainda pode ser exalada ao final da expiração do volume corrente normal; normalmente, um valor de 1.100 ml.
- **O volume residual (VR):** é o volume de ar que permanece nos pulmões mesmo ao fim da mais vigorosa das expirações. Esse volume é, em média, de aproximadamente 1.200 ml.
- **A capacidade inspiratória ( $CI = VC + VRI$ ):** é igual à soma do volume corrente

com o volume de reserva inspiratória. Essa quantidade de ar (cerca de 3.500 ml) é aquela que uma pessoa pode inspirar, partindo do nível expiratório basal e preenchendo ao máximo os pulmões.

- A capacidade residual funcional ( $CRF = VRE + VR$ ): é igual à soma do volume de reserva expiratória ao volume residual. Essa quantidade de ar (cerca de 2.300 ml) é a que permanece nos pulmões ao final da expiração normal.
- A capacidade vital ( $CV = VRE + VC + VRI$ ): é a soma de três volumes, a saber: o volume de reserva inspiratório, o volume corrente e o volume de reserva expiratório. Essa capacidade (cerca de 4.600 ml) é a maior quantidade de ar que uma pessoa pode expelir dos pulmões após tê-los preenchidos ao máximo e, em seguida, expirado completamente.
- A capacidade pulmonar total ( $CPT = CV + VR$ ): é o maior volume que os pulmões podem alcançar (cerca de 5.800 ml) ao final do maior esforço inspiratório possível: essa capacidade é a soma da capacidade vital com o volume residual.

Todos os volumes e as capacidades pulmonares são aproximadamente 20 a 25% menores nas mulheres do que nos homens (GUYTON, 1997).

### 2.1.5 Resistência das Vias Aéreas e Complacência Pulmonar

A resistência e a complacência são os dois parâmetros que caracterizam o sistema respiratório humano em relação ao seu comportamento quanto a mecânica dos gases (AULER JUNIOR, 1995; GUYTON, 1997).

A resistência do aparelho respiratório quantifica a dificuldade imposta pela vias aéreas à passagem do fluxo de gás. Quando existe alguma restrição, o valor da resistência aumenta e cria uma diferença de pressão proporcional ao fluxo existente (CHATBURN, 1995).

A complacência pulmonar quantifica a elasticidade dos pulmões. É expressa pela relação entre a pressão aplicada nos pulmões e a deformação (volume) obtida ( $\Delta V/\Delta P$ ). A complacência do pulmão é de cerca de 200 ml/cmH<sub>2</sub>O. A complacência aumenta com a idade e no enfisema (Seção 2.5). Nestas duas condições, a responsável pela elevação da complacência é a alteração do tecido elástico pulmonar.

Para gerar um mesmo volume, o paciente com fibrose (Seção 2.5) necessita de maior pressão do que o paciente normal e o enfisematoso. Conseqüentemente, o paciente com fibrose apresenta uma complacência menor do que o enfisematoso e o normal (AULER JUNIOR, 1995).

Pode-se analisar o sistema respiratório através de uma analogia elétrica, onde se leva em conta a relação estabelecida entre as variáveis pneumáticas (pressão, volume e fluxo) e as elétricas (tensão, carga e corrente) (Seção 3.2.1), conforme a Tabela 2.1 (CHATBURN, 1995).

Tabela 2.1 – Relação entre variáveis e parâmetros pneumáticos e elétricos (CHATBURN, 1995)

<i>Variáveis / Parâmetros Pneumáticos</i>	<i>Variáveis / Parâmetros Elétricos</i>
PRESSÃO (P)	TENSÃO (V)
FLUXO (F)	CORRENTE (I)
VOLUME (V)	CARGA (Q)
RESISTÊNCIA ( $R = \Delta P/F$ )	RESISTÊNCIA ( $R = \Delta V/I$ )
COMPLACÊNCIA ( $C = \Delta V/\Delta P$ )	CAPACITÂNCIA ( $C = \Delta Q/\Delta V$ )

## 2.2 Difusão do Oxigênio e do Dióxido de Carbono através da Membrana Alveolar (Respiratória)

Após a inspiração, a próxima etapa no processo da respiração é a difusão do oxigênio dos alvéolos para o sangue dos capilares pulmonares e do dióxido de carbono em sentido oposto.

O fenômeno da difusão decorre simplesmente da movimentação aleatória das moléculas, em ambos os sentidos, através da membrana alveolar. A causa deste movimento é sempre uma diferença de pressão entre o ar no interior dos alvéolos e o sangue nos capilares pulmonares.

### 2.2.1 Pressões Parciais

Pressão gasosa resulta do constante impacto de moléculas em movimentação contra uma superfície. Por isso, a pressão de um gás sobre a superfície das vias aéreas e dos alvéolos é proporcional ao somatório das forças de impacto de todas as moléculas que golpeiam a superfície em qualquer dado instante. Isso significa que a pressão total é diretamente proporcional à concentração das moléculas de gás.

Consideremos o ar, que tem composição aproximada de 79% de nitrogênio e 21% de oxigênio. Ao nível do mar, a pressão total desta mistura é, em média, de 760 mmHg. Cada gás contribui para a pressão total em proporção direta à sua concentração. Portanto, 79% dos 760 mmHg (cerca de 600 mmHg) pelo nitrogênio e 21% (cerca de 160 mmHg) pelo oxigênio. Assim, a “pressão parcial” do nitrogênio na mistura é de 600 mmHg e a “pressão parcial” do oxigênio é de 160 mmHg; a pressão total, de 760 mmHg, é a soma das pressões parciais individuais.

Assim, a pressão parcial de um gás mede a pressão que cada gás, isoladamente, exerce contra as paredes do recipiente onde se encontra. Como consequência, a difusão de um gás através de uma membrana (como a membrana respiratória) é diretamente proporcional a sua pressão parcial. Isto é, quanto maior for a pressão parcial desse gás na membrana respiratória, maior será sua tendência a atravessar essa membrana para atingir o sangue (GUYTON, 1997).

### 2.2.2 Composição do ar Alveolar

O ar alveolar não apresenta as mesmas concentrações gasosas que o ar atmosférico. A Tabela 2.2 compara a composição do ar alveolar (coluna 3) com a composição do ar atmosférico (coluna 1). Há várias razões para essas diferenças. Em primeiro lugar, a cada ciclo ventilatório, o ar alveolar é apenas parcialmente substituído pelo ar atmosférico. Em segundo lugar, o oxigênio está sendo constantemente absorvido do ar alveolar. Terceiro, o dióxido de carbono está constantemente se difundindo do sangue dos capilares para os alvéolos. E quarto, o ar atmosférico seco que entra nas vias aéreas é umidificado antes de chegar aos alvéolos. À temperatura normal do corpo (37 °C), a pressão parcial do vapor d'água é de 47 mmHg. É esta portanto, a pressão parcial do vapor d'água no ar alveolar.

Como em condições normais, a pressão total do ar alveolar não pode ser superior à pressão atmosférica (760 mmHg), o vapor d'água simplesmente dilui todos os outros gases existentes no ar inspirado. Na coluna 3 da Tabela 2.2, podemos ver que, ao nível do mar, a umidificação do ar reduz a pressão parcial de oxigênio de um valor médio de 159 mmHg no ar atmosférico para 149 mmHg no ar umidificado; além disso, reduz a pressão parcial de nitrogênio de 597 para 563 mmHg.

Tabela 2.2 – Pressões parciais dos gases respiratórios ao entrarem nos pulmões e saírem (ao nível do mar)(GUYTON,1997).

	<i>Ar Atmosférico</i> (mmHg)	<i>Ar Umidificado</i> (mmHg)	<i>Ar Alveolar</i> (mmHg)	<i>Ar Expirado</i> (mmHg)
N <sub>2</sub>	597,0 (78,62%)	563,4 (74,09%)	569,0 (74,9%)	566,0 (74,5%)
O <sub>2</sub>	159,0 (20,84%)	149,3 (19,67%)	104,0 (13,6%)	120,0 (15,7%)
CO <sub>2</sub>	0,3 (0,04%)	0,3 (0,04%)	40,0 (5,3%)	27,0 (3,6 %)
H <sub>2</sub> O	3,7 (0,50%)	47,0 (6,20%)	47,0 (6,20%)	47,0 (6,20%)
TOTAL	760,0 (100,0%)	760,0 (100,0%)	760,0 (100,0%)	760,0 (100,0%)

### 2.2.3 Difusão de Gases entre a Fase Gasosa Existente nos Alvéolos e a Fase Dissolvida Existente no Sangue Capilar Pulmonar

Os dados da Tabela 2.3 explicam por que o oxigênio difunde dos alvéolos para o sangue pulmonar. A pressão do oxigênio (PO<sub>2</sub>) do sangue “venoso” que entra nos pulmões é de apenas 40 mmHg, em comparação com a PO<sub>2</sub> do ar alveolar de 104 mmHg. A diferença de pressão é, portanto, de 64 mmHg, favorecendo a rápida difusão do oxigênio para o sangue. Durante o curto intervalo em que o sangue permanece nos capilares (da ordem de apenas 1 segundo), esse alcança um PO<sub>2</sub>, de quase 104 mmHg, que é o valor vigente nos próprios alvéolos.

O sangue areado pode então fluir dos pulmões para os capilares teciduais, onde o oxigênio difunde, através da membrana capilar e dos espaços teciduais, para

as células do tecido.

Tabela 2.3 – Pressões Gasosas nos Alvéolos e no Sangue (GUYTON,1997)

<i>Gás</i>	<i>Ar Alveolar (mmHg)</i>	<i>Sangue Venoso (mmHg)</i>	<i>Sangue Arterial (mmHg)</i>
O <sub>2</sub>	104	40	~104
CO <sub>2</sub>	40	45	40
N <sub>2</sub>	569	569	569

Quando o oxigênio é utilizado pelas células para seu metabolismo, é formado o dióxido de carbono.

A pressão do dióxido de carbono (PCO<sub>2</sub>) nas células pode atingir até 50 mmHg, produzindo uma diferença de pressão entre as células e o sangue capilar. Isso promove a difusão do dióxido de carbono para fora das células, passando para o líquido intersticial e dele, para o sangue capilar. A PCO<sub>2</sub> aumenta até 45 mmHg, à medida que esse sangue recebe o dióxido de carbono proveniente de outros tecidos. Como resultado, a PCO<sub>2</sub> do sangue que chega aos pulmões é, aproximadamente, 45 mmHg, enquanto que a PCO<sub>2</sub> do ar dos alvéolos é de 40 mmHg. Assim, existe diferença de pressão da ordem de 5 mmHg entre o sangue e o alvéolo, o que promove a difusão do dióxido de carbono do sangue para os alvéolos. Ainda mais, devido à grande solubilidade do dióxido de carbono na membrana respiratória, a PCO<sub>2</sub> do sangue pulmonar cai até quase um equilíbrio completo com a PCO<sub>2</sub> do ar alveolar; isto é, até 40 mmHg, antes de sair do capilar pulmonar.

A Figura 2.5 mostra as trocas gasosas entre os alvéolos e os sangue capilar através da membrana respiratória, sendo que, o sentido predominante de cada gás é indicado pelas setas.



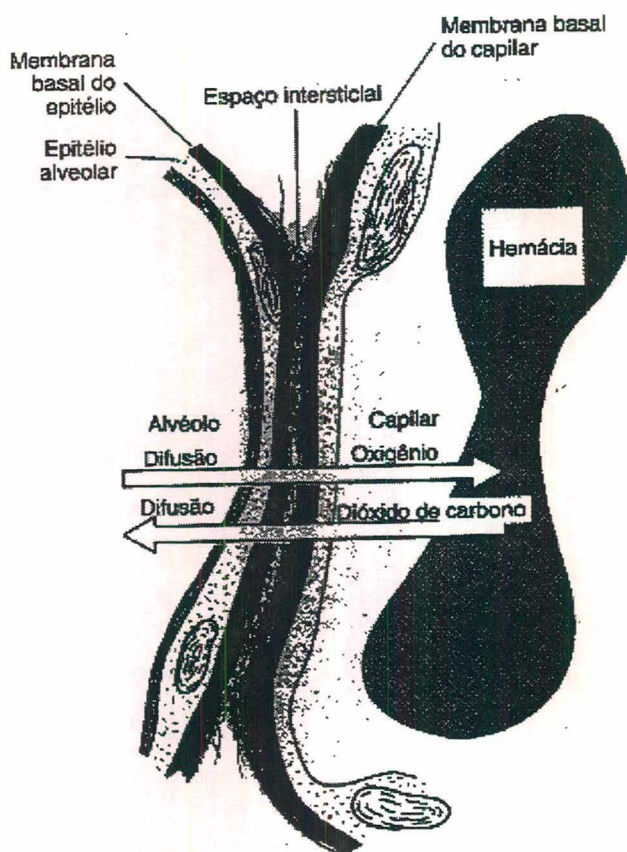


Figura 2.5 – Ultra-estrutura da membrana respirat3ria vista em corte transversal (GUYTON, 1997)

## 2.3 Transporte dos Gases no Sangue

Tendo difundindo-se dos alvéolos para o sangue capilar pulmonar, o oxigênio (em combinação com substâncias químicas) é transportado para os capilares dos tecidos, onde é liberado para o uso das células. Nas células teciduais, o oxigênio reage com diversas substâncias nutrientes, dando origem a grandes quantidades de dióxido de carbono. Da mesma forma que o oxigênio, o dióxido de carbono também se combina no sangue com substâncias químicas.

### 2.3.1 Transporte de Oxigênio no Sangue

Normalmente, cerca de 97% do oxigênio transportado dos pulmões para os tecidos são carreados em combinação química com a hemoglobina existente nas

hemácias. Os 3% restantes são carregados sob a forma de oxigênio dissolvido na água do plasma e das células. Assim em condições normais, o oxigênio é levado aos tecidos quase que inteiramente pela hemoglobina (GUYTON, 1997).

Quando o sangue passa pelos capilares dos tecidos, o oxigênio se separa da hemoglobina e difunde para as células.

### 2.3.2 Transporte de Dióxido de Carbono no Sangue

O sangue consegue transportar quantidades de dióxido de carbono muito superiores às de oxigênio. Por outro lado, a quantidade de dióxido de carbono no sangue é intimamente ligada ao equilíbrio ácido-base dos líquidos corporais.

Dando início ao processo de transporte, o dióxido de carbono difunde-se para fora das células dos tecidos, sob a forma de dióxido de carbono molecular dissolvido. Ao entrar no capilar, o dióxido de carbono dá início a uma série de reações químicas quase que instantâneas, tais reações são essenciais para o transporte de dióxido de carbono.

O dióxido de carbono é transportado no sangue sob três formas principais:

- Uma pequena parcela de dióxido de carbono, aproximadamente 7%, é transportado para os pulmões em forma dissolvida;
- A combinação reversível entre o dióxido de carbono e a água (formando íons de bicarbonato) que ocorre no interior das hemácias responde por cerca de 70% do dióxido de carbono transportado dos tecidos para os pulmões;
- Além de reagir com a água, o dióxido de carbono reage diretamente com os radicais amino existentes nas moléculas de hemoglobina, formando o composto denominado carbominoemoglobina ( $\text{CO}_2\text{Hgb}$ ). Esta combinação com a hemoglobina é responsável por cerca de 23% do dióxido de carbono transportado dos tecidos para os pulmões.

## 2.4 Regulação da Respiração

A finalidade da respiração é a manutenção das concentrações de oxigênio e de dióxido de carbono nos tecidos.

Normalmente, o sistema nervoso adapta a ventilação às necessidades do corpo. Assim as pressões parciais de oxigênio e de dióxido de carbono ( $PO_2$  e  $PCO_2$ ) no sangue arterial pouco se alteram, mesmo durante exercícios extenuantes (GUYTON, 1997).

O ritmo básico da respiração é gerado pelo centro respiratório. O excesso de dióxido de carbono nos tecidos estimula o centro respiratório diretamente, produzindo grande intensificação dos sinais inspiratórios e expiratórios enviados aos músculos respiratórios. Já a concentração de oxigênio nos tecidos não exerce um efeito direto sobre o centro respiratório. O oxigênio atua sobre quimioceptores periféricos localizados fora do cérebro nos corpúsculos carotídeos e aórticos. Os quimioceptores enviam sinais nervosos ao centro respiratório, ajudando a regular a atividade respiratória (Figura 2.6) (GUYTON, 1997).

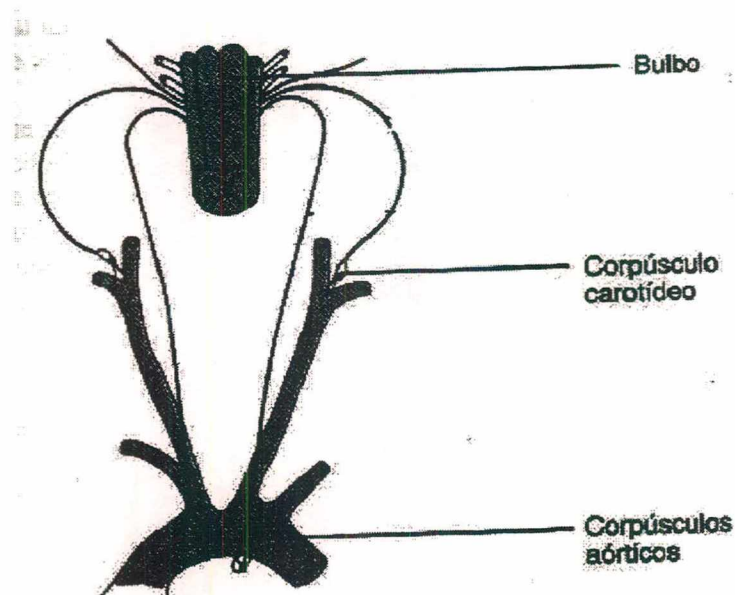


Figura 2.6 – Sistema de quimioceptores periféricos (localizados nos corpúsculos carotídeos e aórticos) e sua conexão ao centro respiratório (GUYTON, 1997).

O centro respiratório é composto por diversos grupos de neurônios localizados bilateralmente no bulbo e na ponte (Figura 2.7). Este centro pode ser dividido em três grandes grupos de neurônios (GUYTON, 1997):

1. O grupo respiratório dorsal, conhecido também como área inspiratória;
2. O grupo respiratório ventral;
3. O centro pneumotáxico.

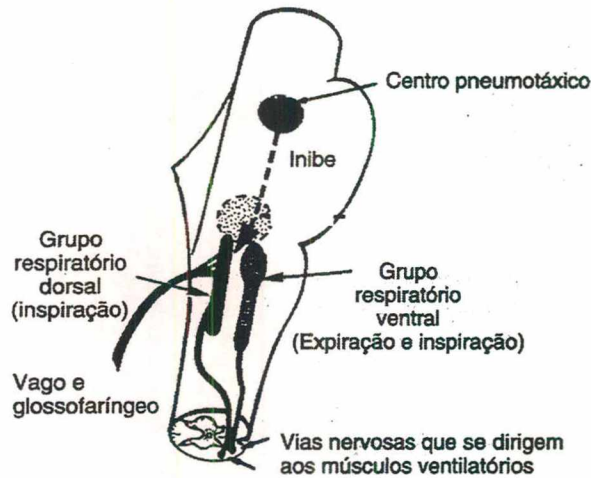


Figura 2.7 – Organização do centro respiratório(GUYTON,1997)

#### 2.4.1 O Grupo Respiratório Dorsal

O grupo dorsal de neurônios respiratórios estende-se ao longo da maior parte do comprimento do bulbo. Este grupo desempenha o papel mais importante no controle da ventilação.

Em repouso, a freqüências entre 12 a 18 ciclo por minuto, esta área gera potenciais de ação (espontaneamente gerados) que são transmitidos aos músculos inspiratórios, em especial para o diafragma. No início de cada ciclo de excitação, os sinais são de baixa intensidade, mas aumentam progressivamente durante os próximos 1 a 2 segundos. Isto faz com que os músculos inspiratórios contraíam com força crescente puxando ar para o interior dos pulmões. Em determinado instante, esses sinais inspiratórios cessam de modo abrupto. Isto causa o relaxamento súbito dos músculos inspiratórios, produzindo a retração elástica dos pulmões e da caixa

torácica (expiração). Assim, completa-se o ciclo respiratório. Após algum tempo, o centro inspiratório fica novamente excitado e o ciclo é repetido, o que ocorre por toda a vida do indivíduo.

#### 2.4.2 O Grupo Respiratório Ventral

Os neurônios desse grupo permanecem quase totalmente inativos durante a respiração em repouso.

Quando a frequência respiratória aumenta, principalmente devido a exercícios intensos, a área respiratória ventral passa, então, a dar também sua contribuição para o estímulo ventilatório.

Os neurônios do grupo ventral contribuem tanto para a inspiração como para a expiração. Mas são especialmente importantes durante a expiração enviando fortes sinais expiratórios aos músculos abdominais, que contraem, fazendo com que o diafragma seja empurrado para cima, provocado assim a contração da caixa torácica. Esta área opera, mais ou menos, como um mecanismo de reforço naquelas situações em que há necessidade de elevados níveis de ventilação pulmonar.

#### 2.4.3 O Centro Pneumotáxico

O centro pneumotáxico transmite sinais para a área inspiratória. O principal efeito destes sinais é controlar o ponto de “desligamento do sinal” inspiratório. Deste modo, controla a duração da fase de enchimento do ciclo pulmonar.

Portanto, a função do centro pneumotáxico é, basicamente, limitar a inspiração. Tal limitação tem o efeito secundário de aumentar a frequência ventilatória, pois a limitação da inspiração também encurta a expiração e a totalidade do ciclo ventilatório.

### 2.5 Distúrbios Respiratórios

A seguir são citados alguns dos principais distúrbios respiratórios que podem gerar a necessidade de ventilação artificial (ESPERANÇA, 1996; GUYTON, 1997):

1. Hipoxemia: Denominação de distúrbios relacionados a hipoventilação alveolar e distúrbios nos processo de difusão dos gases na membrana pulmonar. Produz diminuição da disponibilidade de oxigênio para o sangue e os tecidos.
2. Enfisema: É provocado principalmente pelo tabagismo de longa duração, o qual diminui a superfície total de troca gasosa; e provoca a fragilização dos tecidos pulmonares (devido a destruição de grandes áreas das paredes alveolares).
3. Pneumonia: É provocado por infecção do pulmão devido a bactérias ou vírus, fazendo com que a membrana pulmonar fique inflamada e altamente permeável. Nesta enfermidade, líquido e até mesmo hemácias passam do sangue para os alvéolos, dificultando a troca gasosa.
4. Edema Pulmonar: Ocorre devido à insuficiência do ventrículo esquerdo do coração em bombear o sangue da circulação pulmonar para a sistêmica, causando o aumento da pressão capilar e a retenção de sangue. Causa o acúmulo de líquido nos alvéolos, dificultando a troca de gases.
5. Atelectasia: É provocado por tumores, secreção e corpos estranhos, que causam obstrução das vias aéreas impedindo a adequada ventilação dos alvéolos; e também pela falta de surfactante no líquido que reveste os alvéolos, o que provoca o colapso de todo pulmão ou de parte dele.
6. Asma: Doença inflamatória crônica das vias aéreas. Causada pela hipersensibilidade dos bronquíolos à substâncias estranhas veiculadas pelo ar. Provoca a contração espástica do músculo liso dos bronquíolos, acarretando extrema dificuldade para respirar.
7. SARA: É a Síndrome da Angústia Respiratória Aguda, provocada pela falta de surfactante nos pulmões. Faz com que os pequenos sacos alveolares tenham a tendência de colapsarem o que pode vir a provocar hipoxemia acentuada e também contribui para a queda da complacência pulmonar.

8. Embolismo Pulmonar: Ocorre quando pequenos coágulos obstruem a circulação pulmonar, impedindo a troca de gases nos alvéolos que deixam de ser irrigados pelo sangue.
  
9. Trauma Cerebral: Situação em que uma contusão no crânio comprime o cérebro, afetando o centro respiratório, e assim, a regulação da respiração.

### 3. Ventilador Pulmonar

O ventilador pulmonar é um dispositivo projetado para aumentar ou prover a ventilação ao paciente (ABNT, 1996 e ASTM, 1998). Os ventiladores pulmonares realizam sua função aplicando o ar, com uma pressão positiva, nas vias aéreas do paciente (AULER JÚNIOR, 1995; CHATBURN, 1995).

Os primeiros ventiladores realmente funcionais apareceram nos anos 20 e 30 com os “pulmões de aço”, mostrado na Figura 3.1. São ventiladores externos, cujo princípio de funcionamento consiste na geração de uma pressão subatmosférica ao redor do tórax do paciente (ABNT, 1996 e AULER JUNIOR, 1995), tendo sido muito utilizados nas epidemias de poliomielite nas décadas de 40 e 50.

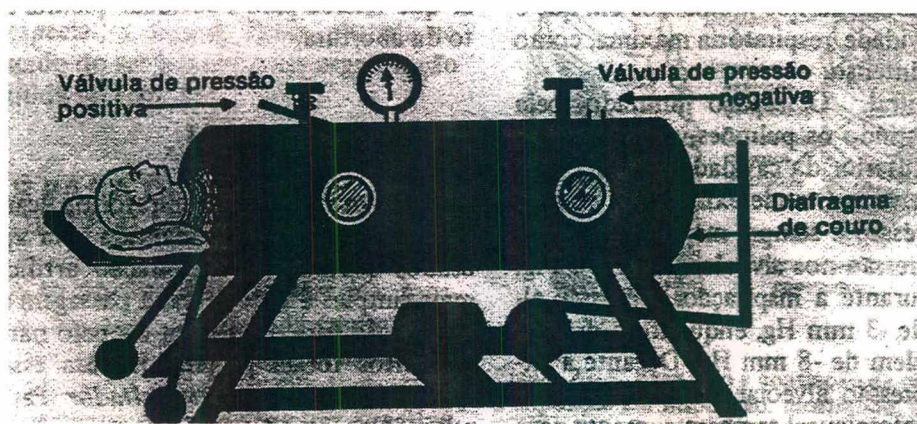


Figura 3.1 – Representação do primeiro modelo de ventilador mecânico; “pulmão de aço” (GUYTON, 1997).



A partir daí, os aparelhos de pressão positiva, através de fluxo contínuo e válvula de demanda, deram origem aos ventiladores automáticos ciclados por pressão, que correspondem à primeira geração de ventiladores pulmonares.

A segunda geração de ventiladores pulmonares foram introduzidos praticamente no início dos anos 70, com o surgimento dos ventiladores ciclados a volume, que além de controlar a ventilação pulmonar, eram sensíveis o suficiente para sob o comando do paciente, ampliar a inspiração até o volume previamente determinado (respiração assistida).

A nova era iniciou-se na década de 80 com os ventiladores pulmonares microprocessados, que permitiram uma melhor monitorização da ventilação mecânica ao mesmo tempo em que proporcionaram um maior conforto ao paciente. A Figura 3.2 mostra um ventilador pulmonar microprocessado, utilizado em terapia intensiva.

Atualmente, as pesquisas caminham com o intuito de se desenvolver um ventilador “inteligente”, ou seja, aquele que atenda automaticamente às demandas instantâneas do paciente (RATHON, 1997).

A seguir, discutiremos os princípios de funcionamento dos ventiladores pulmonares (ventilador mecânico a pressão positiva), que poderá ser referenciado apenas como ventilador ao longo do texto.

### 3.1 Diagrama Funcional do Ventilador Pulmonar

O diagrama da Figura 3.3 mostra os blocos funcionais internos que um ventilador geralmente possui. A quantidade de blocos existentes e a maneira como os mesmos desempenham sua função refletem diretamente o grau de sofisticação do equipamento. No entanto, a função primordial do ventilador de levar um volume de gás até os pulmões, permanece inalterada independentemente do grau de sofisticação do ventilador (AULER JUNIOR, 1995). Os blocos funcionais da Figura 3.3 são:

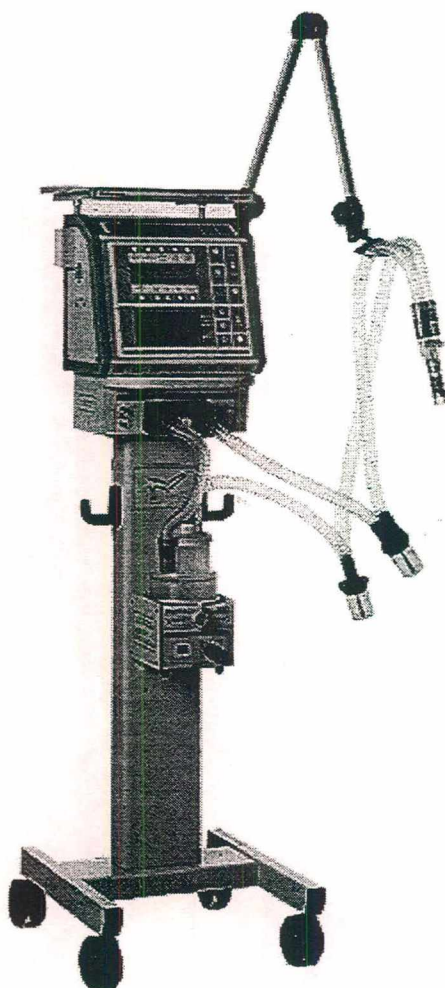


Figura 3.2 – Modelo de ventilador pulmonar microprocessado atualmente utilizado (TAKAOKA, 2000).

- Fontes de fornecimento de gases;
- Seção de entrada dos gases;
- Misturador ar/oxigênio;
- Reservatório interno da mistura de gases;
- Dispositivos de entrega de fluxo;
- Dispositivos de segurança do ramo inspiratório;
- Sistema de nebulização de medicação;
- Transdutores de medição das variáveis respiratórias;
- Sistema da expiração;
- Painel de comandos de programação
- Umidificador aquecido;

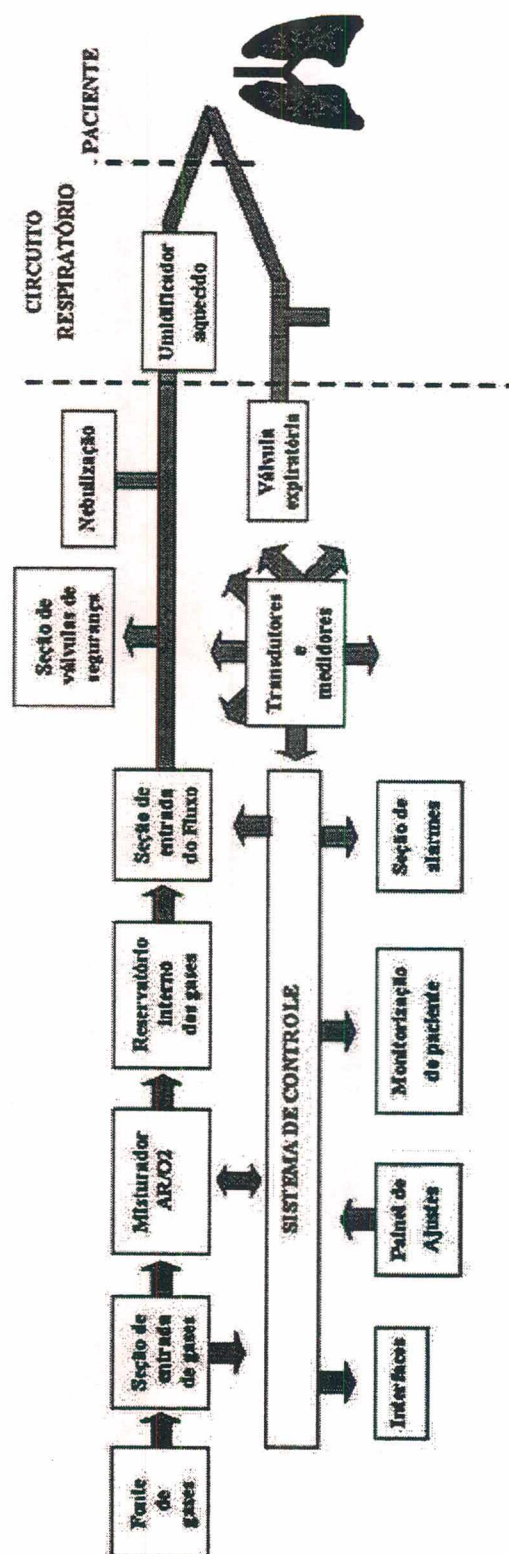


Figura 3.3 – Diagrama funcional de um ventilador pulmonar (AULER JUNIOR, 1995)

- Sistema de controle interno;
- Circuito respiratório do paciente.

A função de cada bloco e exemplos de como alguns deles podem ser executadas são descritos adiante.

### 3.1.1 Fontes de Fornecimento de Gases

As fontes de gases que alimentam os ventiladores podem ser provenientes de redes canalizadas de ar comprimido e oxigênio.

As fontes primárias de ar comprimido medicinal podem se originar de cilindros ou de compressores, preferencialmente. Os compressores não devem ser lubrificados a óleo e devem possuir um filtro e secador na sua conexão de saída.

O sistema de fornecimento de oxigênio canalizado origina-se de um ou mais reservatórios de oxigênio no estado líquido, recarregados periodicamente. Contém também, um conjunto de cilindros para situações de emergência. Alternativas a esta condição ideal, seria o conjunto de cilindros trabalhando como fonte principal ou cilindros isolados posicionados próximos aos ventiladores.

Algumas instituições fiscalizadoras, como a Food and Drug Administration (FDA) dos Estados Unidos, exigem que o nível de pureza de oxigênio medicinal seja de pelo menos 99% (AULER JUNIOR, 1995).

### 3.1.2 Seção de Entrada dos Gases

A principal função deste bloco é reduzir o nível de pressão que chega da fonte de alimentação, para um nível denominado de pressão de trabalho do ventilador. Diferentes ventiladores operam com diferentes pressões de trabalho (AULER JUNIOR, 1995).

A Figura 3.4 ilustra a seção de entrada dos gases de um ventilador microprocessado, onde o ar comprimido e oxigênio chegam inicialmente por filtros externos e internos (F1, F2, F3 e F4), e seguem para as chaves sensoras de pressão (PS1 e PS2) que monitoram a pressão das fontes de alimentação. Destas chaves os

gases passam por válvulas unidirecionais (CV1 e CV2) que impedem o retorno dos gases do ventilador para as fontes, os gases seguem então para as válvulas reguladoras (REG1 e REG2), onde têm suas pressões reduzidas ao nível de trabalho do ventilador.

Um compressor interno fica disponível para alimentar o ventilador, na eventualidade da queda de pressão da fonte de ar, ou quando a mesma não estiver presente.

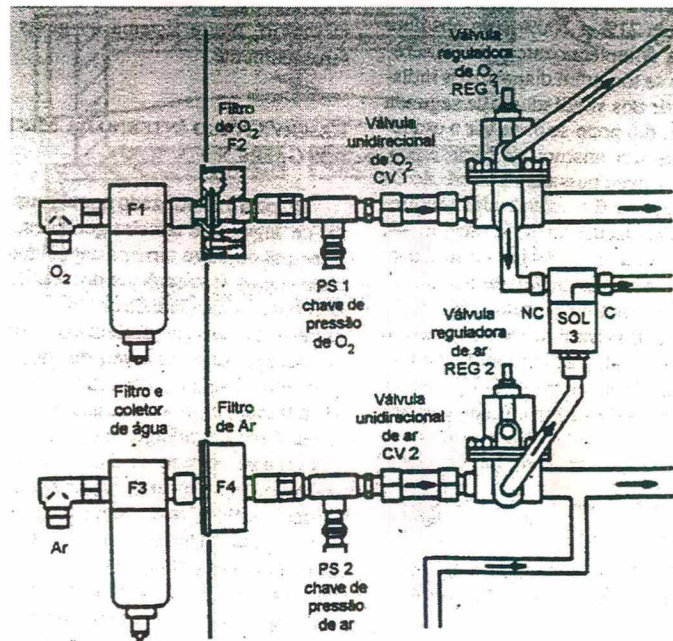


Figura 3.4 – Seção de entrada dos gases (AULER JÚNIOR, 1995)

### 3.1.3 Misturador Ar/Oxigênio

A função do misturador é regular a porcentagem de oxigênio na mistura de gases que será administrada ao paciente. Os percentuais possíveis situam-se entre 100% (oxigênio puro) e 21% (porcentagem de oxigênio existente no ar ambiente) (AULER JUNIOR, 1995; SIEMENS, 1983).

O misturador consiste em duas válvulas solenóides, um transdutor de pressão diferencial e um restritor de fluxo (Figura 3.5).

O princípio de operação do misturador baseia-se na medição da queda de pressão no restritor, sendo esta, diretamente proporcional ao fluxo de passagem. Um microprocessador calcula o tempo necessário de ativação de cada válvula solenóide, e

realiza a leitura de sensores para determinar a concentração de oxigênio desejada no interior do reservatório. Neste sistema os gases só fluem separadamente (AULER JUNIOR, 1995).

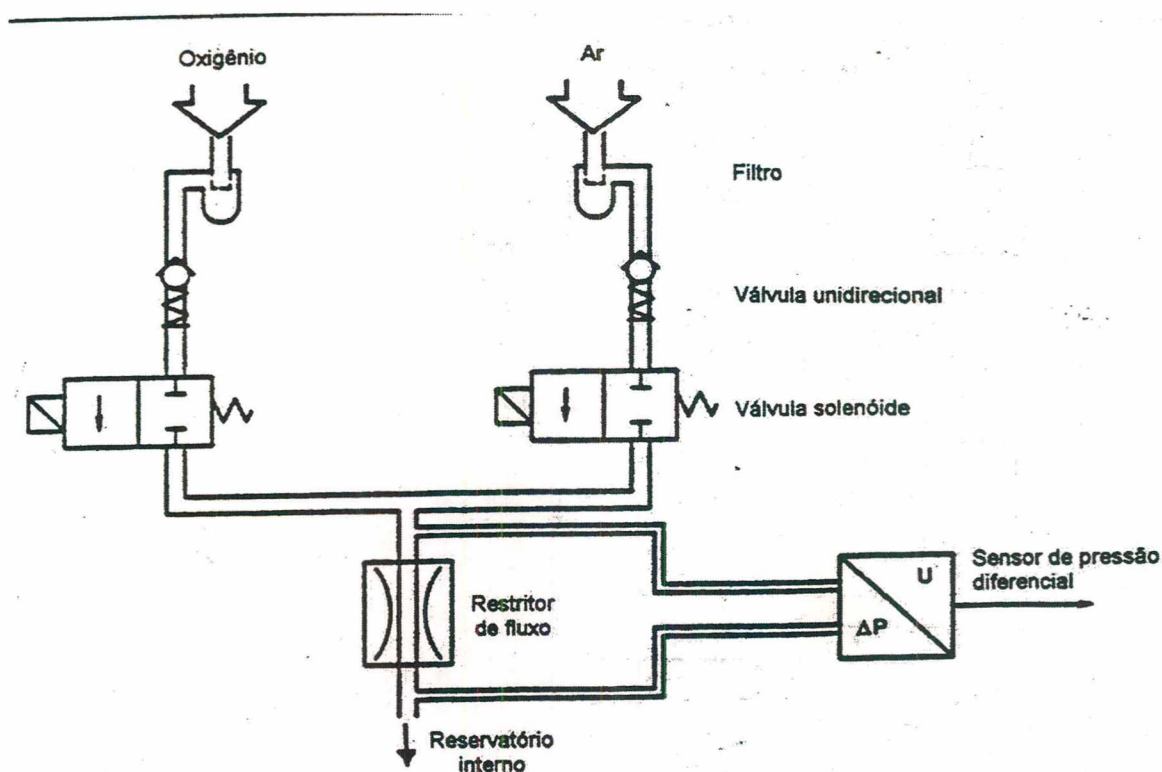


Figura 3.5 – Esquema funcional de um misturador ar / O<sub>2</sub> (AULER JÚNIOR, 1995)

### 3.1.4 Reservatório Interno da Mistura dos Gases

Utilizado por alguns ventiladores, tem como principal objetivo tornar a capacidade de gerar elevados fluxos inspiratórios (>75 lpm) (BIRD, 1995) do ventilador, independentemente da capacidade de fluxo das fontes de alimentação dos gases. Além disso, mantém uma melhor exatidão nos níveis da concentração de oxigênio desejada.

Ao permitir a geração de fluxos elevados, diminui o atraso existente entre a detecção de um esforço inspiratório espontâneo e a efetiva entrega do fluxo, minimizando o trabalho respiratório do paciente (AULER JÚNIOR, 1995; RATTON, 1997).

O reservatório interno consiste normalmente de uma câmara rígida que, pressurizada, armazena gases já misturados na proporção correta. Situa-se entre o

misturador e a válvula de entrega de fluxo.

Na Figura 3.6, encontra-se esquematizado a posição ocupado pelo reservatório interno dos gases em um ventilador pulmonar.

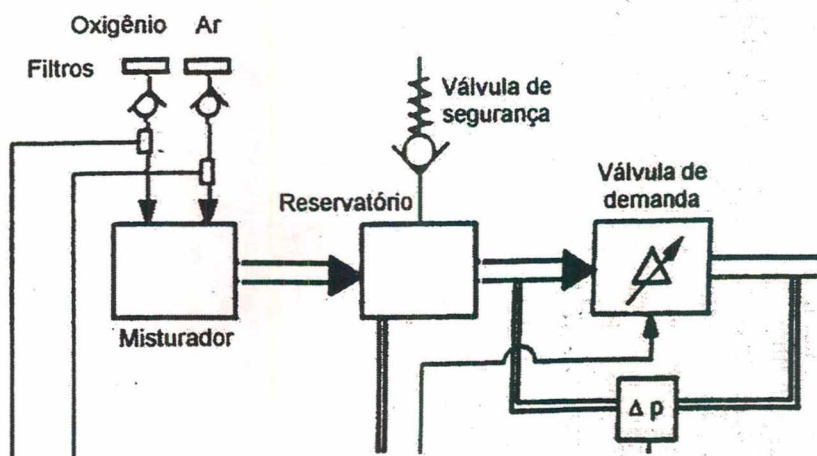


Figura 3.6 – Esquema da colocação de um reservatório interno de mistura dos gases nos ventiladores (AULER JÚNIOR, 1995).

### 3.1.5 Dispositivo de Entrega de Fluxo

A Figura 3.7 mostra um dispositivo para o controle automático de fluxo, a servoválvula, que é utilizada por alguns ventiladores microprocessados.

A servoválvula contém um cilindro com um orifício triangular bilateral que se movimenta no sentido vertical, pela ação de um motor eletrodinâmico controlado pelo microprocessador. O fluxo de passagem através da válvula é diretamente proporcional a área do triângulo, determinado pela altura do pistão.

Um transdutor de pressão diferencial mede a queda de pressão entre a entrada e saída da válvula, providenciando realimentação ao microprocessador, que controla a abertura da válvula. Este controle obedece à programação do usuário. Desta forma diversos padrões de fluxo inspiratório podem ser gerados, controlando-se o volume e o nível de pressão.

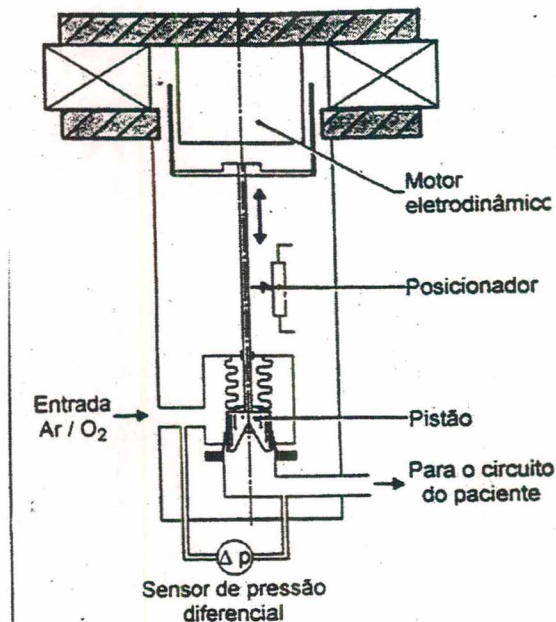


Figura 3.7 – Diagrama do dispositivo de entrega de fluxo (AULER JÚNIOR, 1995)

### 3.1.6 Dispositivo de Segurança do Ramo Inspiratório

Dois tipos de dispositivos de segurança devem sempre estar presentes no ramo inspiratório de todo ventilador: um dispositivo antiasfixia e um dispositivo de pressão máxima (AULER JUNIOR, 1995).

O dispositivo antiasfixia tem a função de permitir que o paciente respire ar ambiente em caso de falta da fonte propulsora do aparelho (elétrica ou pneumática). Este dispositivo possui uma válvula de três vias no ramo inspiratório do ventilador. Esta válvula conecta o paciente ao dispositivo de entrega de fluxo, quando acionada (funcionamento normal) ou ao meio ambiente, quando desativada (falta da fonte propulsora).

O dispositivo de pressão máxima protege o paciente contra aplicação de altos níveis de pressão em suas vias aéreas, evitando o risco de um barotrauma (lesão dos alvéolos). Nos ventiladores atualmente comercializados, esta função é desempenhada pelo microprocessador, que encerra a fase inspiratória ao registrar uma pressão no circuito respiratório acima do nível de segurança pré-programado. Geralmente, estes ventiladores possuem um segundo dispositivo pneumático para o caso de falha do sistema eletrônico.



### 3.1.7 Sistema de Nebulização da Medicação

Alguns ventiladores possibilitam o uso de nebulizadores, que permitem o transporte de medicação diretamente para os pulmões do paciente. Esta função é realizada através de uma entrada do nebulizador, de estreito calibre, que fornece fluxo durante a fase inspiratória ao paciente como mostra a Figura 3.8.

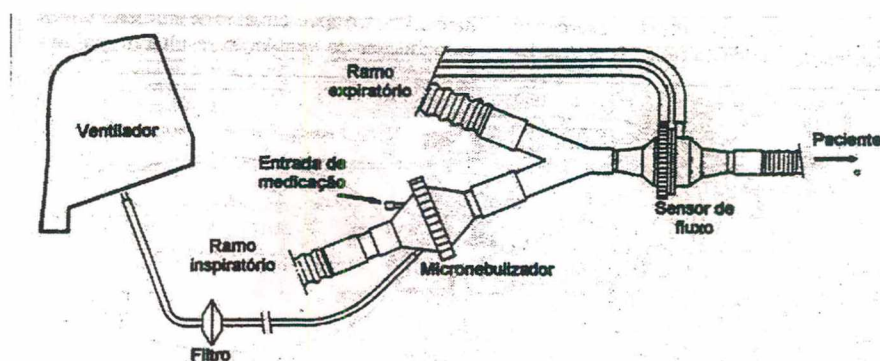


Figura 3.8 – Sistema de nebulização de medicação (AULER JÚNIOR, 1995)

### 3.1.8 Transdutores de Medição das Variáveis Respiratória

Os transdutores são, ao lado dos microprocessadores e dos dispositivos controladores de fluxo, os componentes que caracterizam e diferenciam os ventiladores de última geração dos demais (AULER JUNIOR, 1995).

Espalhados por várias seções internas dos ventiladores, os transdutores de fluxo e pressão podem, por exemplo, fornecer informações das pressões das fontes de alimentação, das vias aéreas, da pressão expiratória (PEEP), do valor máximo do fluxo inspiratório, do volume corrente, etc.

Alguns dispositivos medem fluxo pela medida diferencial de pressão e calculam volumes pela integração do valor do fluxo no tempo.

Foram os transdutores que possibilitaram o uso de realimentação nos sistemas atuais. Estes comparam os dados coletados pelos transdutores no circuito respiratório com aqueles que deveriam ser gerados de acordo com o programado pelo operador, corrigindo automaticamente os possíveis desvios encontrados. Os transdutores são utilizados ainda na monitorização do paciente e na geração de alarmes.

### 3.1.9 Sistema da Expiração

As funções deste sistema, geralmente constituído por uma única válvula, são: Impedir o escape do fluxo ao meio ambiente durante a fase inspiratória (o que pode causar a insuflação dos pulmões) e permitir que este escape ocorra durante a fase expiratória. Algumas válvulas expiratórias também são capazes de criar pressões positivas no fim da fase expiratória (PEEP).

A Figura 3.9 mostra uma sofisticada válvula expiratória, onde um motor desloca um pistão no sentido vertical. Durante a fase inspiratória, o motor, controlado pelo microprocessador, move o pistão para impedir o escape do fluxo. Durante a fase expiratória o motor é desativado, causando a retração do pistão. Isto permite que o paciente realize a expiração.

Para gerar PEEP, o motor é deslocado na exata proporção do nível de pressão que se deseja criar. O pistão fica posicionado numa altura intermediária e oferece resistência à passagem do fluxo.

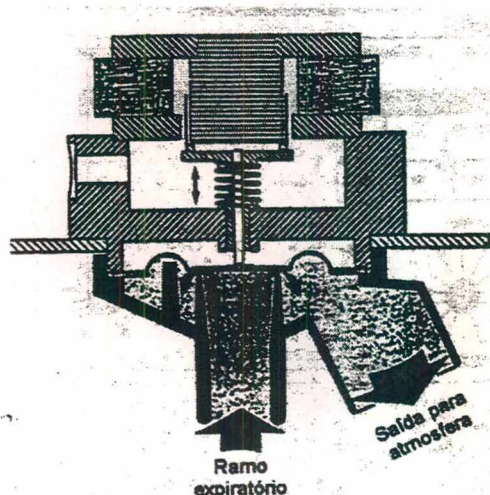


Figura 3.9 – Válvula expiratória (AULER JÚNIOR, 1995)

### 3.1.10 Painel de Comandos

O painel de comandos fica situado na parte frontal do ventilador e pode ser dividido em três seções:

- Seção de controles;

- Seção de monitorização;
- Seção de alarmes.

#### Seção de Controles (ou Painel de Ajuste)

Nesta seção, estão os controles que permitem configurar o modo de funcionamento do ventilador. Os controles mais comumente disponíveis pelos diferentes modelos são:

- A modalidade de ventilação (Seção 3.3);
- Ajuste do período da fase inspiratória (tempo inspiratório);
- Ajuste do período da fase expiratória (tempo expiratório);
- Ajuste da frequência dos ciclos respiratórios;
- Ajuste do fluxo máximo permitido durante a fase inspiratória;
- Ajuste do volume corrente (volume de gás, expressado em mililitros), entrando ou deixando o paciente; ou o modelo pulmonar (Seção 3.4) durante a fase inspiratória ou expiratória (ASTM, 1990; ABNT, 1996);
- Ajuste do volume minuto (volume de gás, expressado em litros por minuto), entrando ou deixando o paciente ou o modelo pulmonar (ASTM, 1990; ABNT, 1996);
- Ajuste da pressão máxima permitida durante o ciclo inspiratório;
- Ajuste da concentração de oxigênio no gás inspirado;
- Ajuste do valor da variável de gatilho, normalmente a pressão (Sensibilidade) (Seção 3.2.2);
- Ajuste das curvas de volume, fluxo e pressão ao longo do tempo;
- Ajuste da relação entre o tempo inspiratório (I) e o expiratório (E) (razão I:E).

#### Seção de Monitorização de Dados do Paciente

A função básica da monitorização é informar ao operador os valores das variáveis respiratórias, quando submetidas à programação por ele executada.

Graças aos transdutores de medição das variáveis respiratórias, a seção de monitorização tem se apresentado cada vez mais completa. A seguir, estão relacionadas algumas monitorizações disponíveis nos ventiladores:

- Número de ciclos respiratórios por minuto (cpm·bpm): Frequência respiratória;
- Intervalo de tempo entre o início do fluxo inspiratório até o início do fluxo expiratório: Tempo inspiratório;
- Intervalo de tempo entre o início do fluxo expiratório até o início do fluxo inspiratório: Tempo expiratório.
- Relação entre o tempo inspiratório e o tempo expiratório: Relação I:E;
- Fluxo máximo permitido durante a fase inspiratório: Fluxo inspiratório;
- Volume de gás entrando ou saindo do paciente: Volume corrente;
- Pressão máxima permitida durante a fase inspiratória: Pressão inspiratória;
- Auto-PEEP (seção 3.1.9);
- Concentração de oxigênio no gás inspirado: Fração inspirada de oxigênio ( $F_{iO_2}$ );
- Complacência pulmonar;
- Resistência respiratória.

### Seção de Alarmes

O conjunto de alarmes do ventilador informa (com sinais de áudio e/ou visuais) que uma ou mais condições anormais de operação estão ocorrendo. Algumas destas condições são determinadas pelo ajuste do operador. Outras obedecem a padrões idênticos em qualquer ventilador.

A seguir estão relacionados alguns tipos de alarmes encontrados nos ventiladores pulmonares (PURITAN-BENETT, 2000):

- Apnéia (Suspensão da respiração);
- Desconexão no circuito respiratório;
- Elevada frequência respiratória (10-110 bpm);
- Baixo volume corrente expirado (5-2500 ml);
- Elevado volume corrente expirado (50-3000 ml);
- Baixo volume minuto expirado (0,1-99,9 l/min);
- Elevado volume minuto expirado (0,01- 60 l/min);
- Baixa fração inspirada de oxigênio;

- Elevada fração inspirada de oxigênio;
- Máxima pressão inspiratória;
- Ventilador inoperante.

### 3.1.11 Umidificador Aquecido

Um ventilador pulmonar procura sempre se aproximar das condições encontradas na respiração espontânea. Assim é importante que o ar que penetra nas vias aéreas seja adequadamente aquecido e umidificado, para se evitar ressecamento de secreções e lesões na traquéia e brônquios.

A temperatura ideal é de 32°C a 34°C e a umidade relativa de 95% a 100% (RATTON, 1997).

### 3.1.12 Sistema de Controle Interno

Os sistemas de controle gerenciam e interligam as atividades de cada bloco funcional pertencente ao ventilador, com a finalidade de fazê-lo de forma coordenada.

Nos ventiladores de última geração, os sistemas de controle, são compostos por circuitos contendo um ou mais microprocessadores, que realizam as seguintes funções:

- Interpretação da programação do painel frontal;
- Comando do sistema gerador de fluxo de acordo com a programação efetuada;
- Análise das informações fornecidas pelos transdutores;
- Fornecer todos os valores de monitorização e alarmes;
- Ajustar as condições da ventilação baseado nas informações de realimentação do sistema;
- Providenciar saídas codificadas de informações para interfaces como computadores e impressoras;
- Executar uma auto checagem, detectando e indicando falhas internas de funcionamento.

### 3.1.13 Circuito Respiratório do Paciente

O circuito respiratório tem a função de interligar o ventilador ao paciente. O número de componentes do circuito varia de acordo com o tipo de ventilador. Equipamentos simples possuem circuitos compostos por um único tubo respiratório e uma válvula expiratória. Em ventiladores mais sofisticados, os circuitos podem ser formados por quatro ou mais tubos respiratórios, umidificador aquecido, filtros de bactérias, coletor de água, etc.

## 3.2 Classificação dos Ventiladores Pulmonares

Os sistemas mecânicos serão classificados segundo um novo sistema, introduzido por Chatburn (1995). Nesta, a classificação é subdividida em termos de variáveis de controle; variáveis de fase e variáveis condicionais.

### 3.2.1 Variáveis de Controle

A classificação dos ventiladores segundo as variáveis de controle identifica qual das variáveis do processo respiratório (pressão inspiratória, volume corrente ou fluxo inspiratório) está sendo controlada. O maior interesse é estabelecer a pressão necessária para proporcionar a entrada de fluxo de gás nas vias aéreas e aumentar o volume de gás nos pulmões.

Conceitualmente, o complexo sistema respiratório pode ser representado por um simples modelo gráfico (Figura 3.10). O modelo gráfico é equivalente a um circuito elétrico no qual a complacência é equivalente a capacitância, a resistência do fluxo é equivalente a resistência elétrica, e a pressão é equivalente a fonte de tensão (CHATBURN, 1995).

A similaridade do modelo elétrico e físico faz possível utilizar o modelo de circuitos elétricos, substituindo tensão, carga e corrente por pressão, volume e fluxo, respectivamente, como mostra a Figura 3.10.

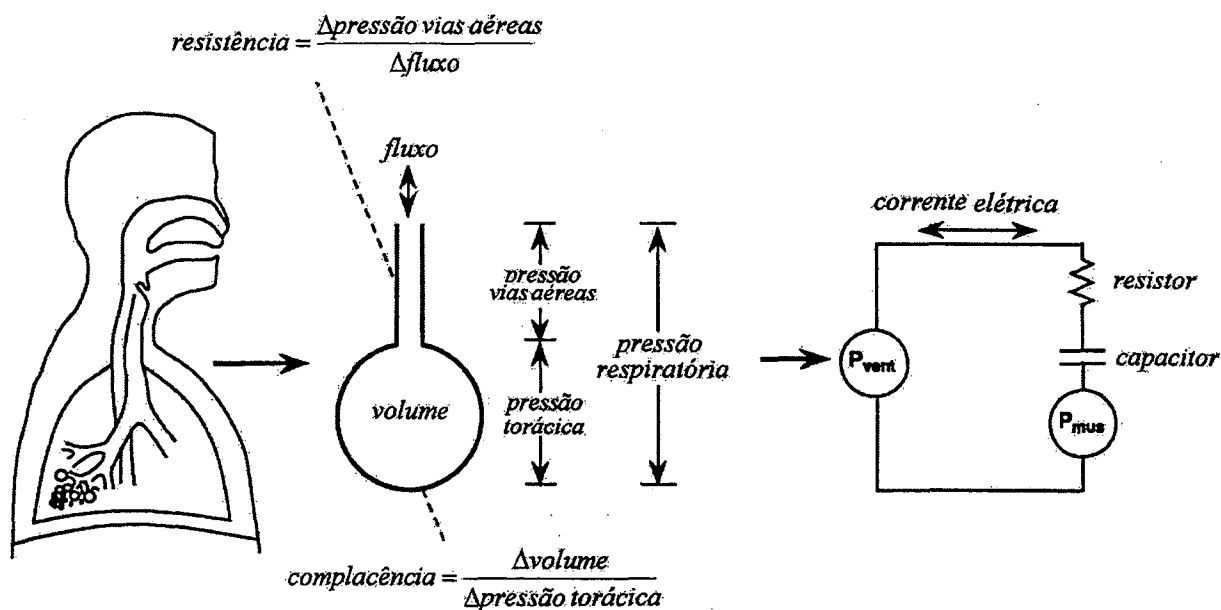


Figura 3.20 - Analogia entre o modelo físico de um sistema respiratório e um modelo elétrico (Modificado de CHATBURN, 1995).

O resultado é conhecido como a equação do movimento para o sistema respiratório.

$$P_{vent} + P_{musc} = \frac{\text{volume}}{\text{complacência}} + \text{resistência} * \text{fluxo} \quad (1)$$

Onde:  $P_{vent}$  é a pressão gerada pelo ventilador; e  $P_{musc}$  é a pressão gerada pelos músculos respiratórios, que é igual a zero, quando os pacientes não apresentam esforço inspiratório.

A Equação 1 impõe que o ventilador só seja capaz de controlar uma das variáveis respiratórias num determinado instante. Tal conceito, no entanto, não impede que um mesmo mecanismo possa controlar a pressão, durante uma modalidade de ventilação, fluxo durante uma segunda modalidade e, até mesmo mesclar estes dois controles em uma terceira modalidade (CHATBURN, 1995).

Para classificar um ventilador pulmonar segundo as variáveis de controle deve-se comparar o seu funcionamento em duas situações de teste. Nestas, a programação do mesmo deve permanecer inalterada enquanto os parâmetros

respiratórios (complacência e resistência) são modificados. Observa-se então, para estas duas situações, o comportamento das variáveis respiratórias (pressão, volume, fluxo e tempo) (AULER JUNIOR, 1995):

- O ventilador será classificado como um controlador de pressão, se os valores e a curva da pressão inspiratória permanecerem inalterados após a mudança dos parâmetros respiratórios.
- O ventilador será classificado como um controlador de volume, se os valores e a curva do volume corrente permanecerem inalterados após a mudança dos parâmetros respiratórios e se o volume corrente é medido por transdutores diretos de volume como pistão ou fole.
- O ventilador será classificado como um controlador de fluxo, se os valores e a curva do volume corrente permanecerem inalterados após a mudança dos parâmetros respiratórios e se o volume corrente é indiretamente medido através do sinal de fluxo.
- Caso ambas as formas de onda de pressão e volume sejam afetadas pela variação dos parâmetros respiratórios, o ventilador será classificado como um controlador de tempo. Neste caso, o ventilador controla a duração dos tempos inspiratórios e expiratórios.

A Figura 3.11 apresentada um exemplo de formas de ondas utilizadas para cada uma das variáveis de controle e o comportamento das demais variáveis, de acordo com a Equação 1. Na primeira coluna têm-se as formas de ondas das variáveis de controle (Pressão, Volume, Fluxo), as demais colunas apresentam o comportamento dos sinais (Pressão nas vias aéreas, Pressão alveolar, Volume pulmonar (corrente) e Fluxo respectivamente) para a variável de controle escolhida.

### 3.2.2 Variáveis de Fase

A atividade respiratória é uma função periódica e como tal, apresenta ciclos respiratórios com fases definidas que se repetem a determinada frequência.



O ciclo respiratório compõe-se de quatro fases distintas (AULER JUNIOR, 1995):

- Fase inspiratória;
- Mudança de fase inspiratória para a fase expiratória;
- Fase expiratória;
- Mudança de fase expiratória para a fase inspiratória.

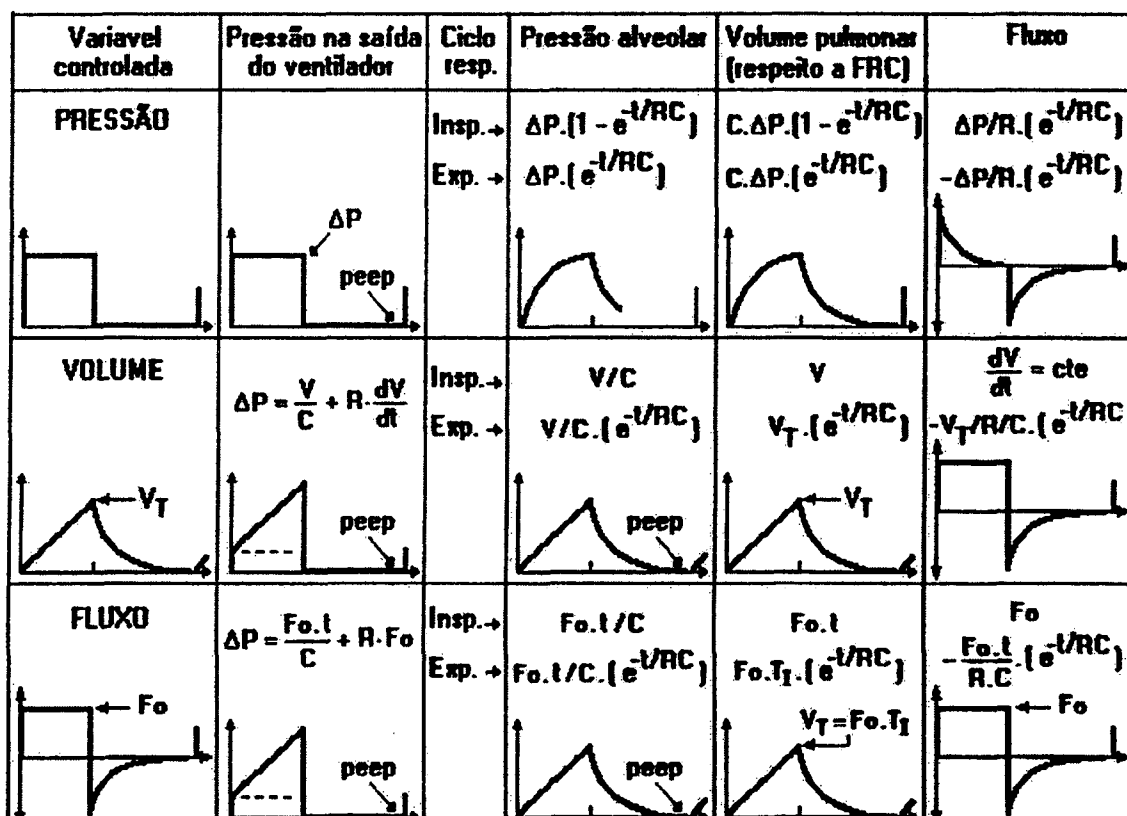


Figura 3.31 – Formas de ondas das variáveis respiratória (CAJACURI, 1997)

Esta convenção é útil para examinar como o ventilador inicia, mantém e encerra uma fase inspiratória e como se comporta durante a fase expiratória. Subdividem-se as variáveis de fase em (AULER JUNIOR, 1995):

- Variável de disparo;
- Variável de limite;
- Variável de ciclagem;
- Variável de linha de base.

A Figura 3.12 apresenta as variáveis de fase para uma curva típica do ciclo respiratório.

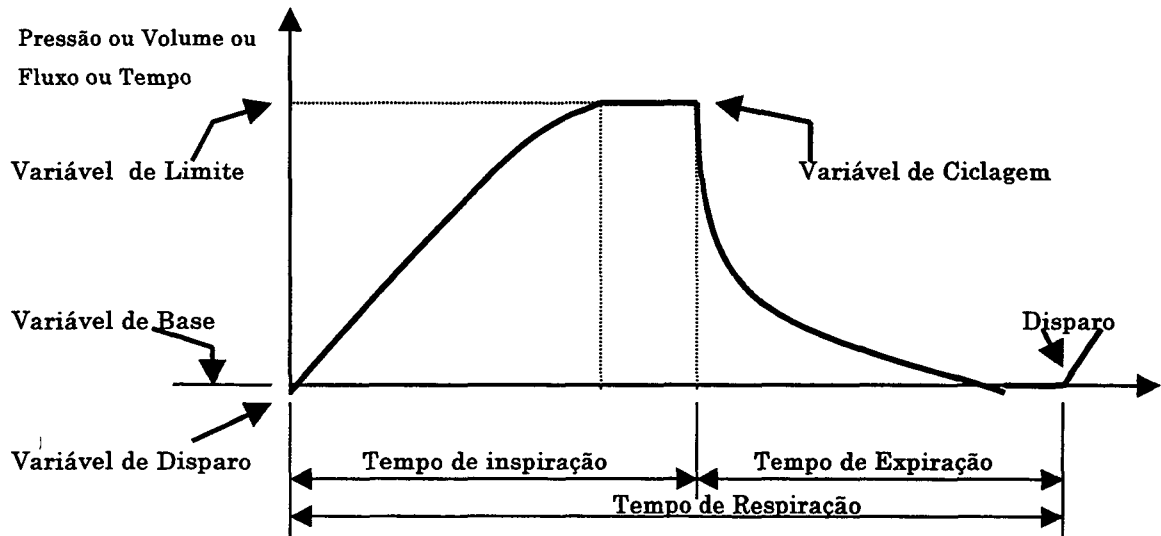


Figura 3.12 – Variáveis de fase no ciclo respiratório

### Variável de Disparo

Em um ciclo respiratório, uma das variáveis respiratórias é pré-ajustada pelo operador, para definir quando o ventilador pulmonar deve encerrar a fase expiratória e iniciar a fase inspiratória seguinte. A esta variável denomina-se variável de disparo. Os exemplos mais comuns de variáveis de disparo são o tempo, quando o ventilador inicia a inspiração de acordo com a frequência respiratória ajustada, e a pressão, quando uma queda de pressão causada pelo esforço do paciente inicia a fase inspiratória.

### Variável de Limite

Dentro de um ciclo respiratório, durante a fase inspiratória, pressão, volume e fluxo aumentam seus valores em relação ao final da fase expiratória. Se uma (ou mais) destas variáveis for programada pelo operador para não ultrapassar determinado valor, esta será denominada variável de limite. Não finaliza a fase inspiratória.

### Variável de Ciclagem

A fase inspiratória sempre se encerra quando uma das variáveis do processo respiratório atinge um valor pré-determinado pelo operador. Esta variável, continuamente mensurada pelo sistema, é utilizada para terminar a fase inspiratória, é denominada variável de ciclagem.

### Variável de Linha de Base

A variável controlada pelo ventilador durante a fase expiratória configura-se como a variável de linha de base que, em praticamente todos os ventiladores, é a pressão, dando origem a Pressão Positiva no Final da Expiração (PEEP).

### 3.2.3 Variável Condicional

A variável condicional é aquela que, pré-determinada pelo operador, indica ao ventilador que conjunto de características terá o próximo ciclo respiratório. Um exemplo, são os ventiladores que possuem o modo respiratório de suspiro (imitação do suspiro natural), que é ajustado para ocorrer de certo em certo tempo (variável condicional = tempo).

## 3.3 Modos de Ventilação

Entre os casos de pessoas normais que não necessitam de ventiladores artificiais (a pressão gerada pelo ventilador inexistente), e pacientes que não possuem esforço inspiratórios espontâneo (a pressão gerada pelos músculos respiratórios inexistente), encontram-se diversas possibilidades de suporte ventilatório parcial, o que explica o grande número de modalidades de ventilação disponíveis nos equipamentos atuais.

O modo de ventilação é um arranjo particular de variáveis de controle, de fase e condicional, representando um conjunto de características de interesse clínico. Desta forma, os tipos de variáveis descritos são utilizados para definir o comportamento dos diversos ciclos respiratórios dos ventiladores pulmonares (ESPERANÇA, 1996).

Outro aspecto importante é a característica entre dois termos: respiração mandatória e respiração espontânea. Numa respiração espontânea o paciente é responsável por iniciar e finalizar o ciclo respiratório, caso contrário, a respiração é dita mandatória.

Nesta seção serão comentados os modos de ventilação mais usuais dos ventiladores pulmonares.

### 3.3.1 Ventilação Controlada – CMV

Modo de ventilação em que o ventilador fornece um número preestabelecido de incursões a intervalos predeterminados independentemente do esforço do paciente, ou seja, a respiração é disparada pela máquina e todo o trabalho respiratório é realizado pelo ventilador (RATTON, 1997).

### 3.3.2 Ventilação Assistida / Controlada – AMV / CMV

Um modo combinado de ventilação em que o ventilador gera uma respiração por pressão positiva com um volume programado em resposta ao esforço inspiratório do paciente (assistido). Simultaneamente, se nenhum esforço ocorrer dentro de um período de tempo preestabelecido, o ventilador liberará respirações com frequência respiratória programada (controlada) (RATTON, 1997).

A diferença entre a ventilação controlada e a assistida / controlada é que, na última, o ventilador é sensível e responde ao esforço inspiratório espontâneo do paciente. Assim sendo, o ajuste da sensibilidade determina o esforço que o paciente deverá fazer para que o ventilador libere uma respiração mecânica.

### 3.3.3 Ventilação Mandatória Intermitente e Sincronizada – IMV / SIMV

A ventilação mandatória intermitente (IMV) é um modo de ventilação em que o ventilador oferece respirações mandatórias com frequência respiratória e volume corrente preestabelecidos, enquanto um sistema paralelo permite ao paciente fazer incursões espontâneas de uma fonte de oxigênio, no intervalo das respirações mandatórias.

O volume das incursões espontâneas é dependente do esforço muscular respiratório que o paciente for capaz de gerar.

A IMV difere da ventilação assistida (AMV), pois na última, o ventilador fornece uma ventilação a pressão positiva a cada esforço do paciente. Na IMV, além de receber uma quantidade predeterminada de ventilação a pressão positiva, o paciente pode respirar espontaneamente entre as ventilações realizadas pelo aparelho.

A ventilação mandatória intermitente sincronizada (SIMV) incorpora uma válvula de demanda ativada pelo paciente a cada respiração espontânea, permitindo que a ventilação mecânica seja realizada sincronicamente ao esforço do paciente, evitando a ventilação “empilhada”. Na maioria dos ventiladores a abertura da válvula é desencadeada por uma queda da pressão (Sensibilidade de pressão) (RATTON, 1997).

### **3.3.4 Ventilação com Suporte Pressórico – PSV**

É um modo de ventilação assistido a pressão e ciclado a fluxo, em que cada ventilação deve ser disparada pelo paciente.

No início da inspiração, um alto fluxo decrescente é liberado levando a um rápido aumento da pressão nas vias aéreas até atingir um platô que se mantém durante a inspiração.

O término da inspiração acontece quando se atinge uma queda limiar no fluxo inspiratório, que varia de acordo com o ventilador utilizado.

Nesse modo o paciente tem controle sobre sua frequência respiratória, fluxo inspiratório, tempo inspiratório e padrão respiratório. (RATTON, 1997; AULER JUNIOR, 1995)

### **3.3.5 Ventilação com Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas – CPAP**

Modo que se propõe a manter uma pressão positiva nas vias aéreas (CPAP) em níveis acima da atmosfera, para aumentar o volume pulmonar e a oxigenação.

Pode ser usada nos paciente intubados em ventilação mecânica, ou através da ventilação não invasiva com máscaras nasais faciais.

A CPAP oferece os benefícios da PEEP aos pacientes respirando

espontaneamente.

Com a adição da pressão positiva no final da expiração (PEEP), é possível garantir uma boa oxigenação com uma menor  $FiO_2$  (fração inspirada de oxigênio), reduzindo, assim, o risco de toxicidade ao oxigênio.

O nível de pressão aplicada varia de acordo com cada caso, mas geralmente fica ao redor de 5 a 15  $cmH_2O$  (RATTON, 1997).

### 3.3.6 Ventilação com Relação Inversa – IRV

Ventilação com relação inversa (IRV) é o uso de uma relação I:E maior que 1:1 durante uma ventilação controlada.

O princípio básico do uso da IRV é a aplicação de uma pressão positiva prolongada durante a inspiração, permitindo a abertura e melhora da ventilação das unidades alveolares, com constantes de tempo mais longas.

O efeito fisiológico da IRV em melhorar a oxigenação é secundário ao aprisionamento de ar, que aparece devido ao tempo expiratório muito curto, levando à elevação da pressão média nas vias aéreas e à auto-PEEP (RATTON, 1997).

### 3.3.7 Ventilação com Suporte Pressórico e Volume Garantido – VAPSV

VAPSV é um dos mais recentes e promissores modos de ventilação mecânica, caracterizada por um misto de pressão de suporte (PSV), com ventilação ciclada a volume em um mesmo ciclo respiratório, que traz como principal vantagem a garantia de um volume corrente adequado e constante (RATTON, 1997).

Quando se utiliza a PSV o volume corrente pode ser variável. O VAPSV garante um volume corrente constante através da liberação de ventilações assisto-controladas para o paciente, caso o volume corrente mínimo preestabelecido não seja atingido durante a PSV.

É uma forma mais homogênea de se garantir uma ventilação alveolar mínima, proporcionando ao mesmo tempo um maior repouso muscular (RATTON, 1997).

### 3.3.8 Ventilação com Liberação de Pressão nas Vias Aéreas – APRV

É um método que aplica pressão positiva constante nas vias aéreas (CPAP), e que durante a expiração uma válvula se abre, intermitentemente, liberando volume e reduzindo essa pressão, que pode chegar até o valor da pressão atmosférica ou manter-se em um nível de CPAP mais baixo. Após a alteração da pressão, o nível de CPAP é restaurado (RATTON, 1997).

Nesse modo, o paciente pode respirar espontaneamente entre os ciclos do equipamento.

O objetivo do modo é limitar a pressão de pico nas vias aéreas, melhorando a ventilação alveolar.

Os parâmetros a serem programados são: níveis de pressão (CPAP) superior e inferior, frequência de liberação da pressão e tempo de liberação da pressão.

### 3.3.9 Ventilação Minuto Mandatório – MMV

É um modo de suporte ventilatório de uso recente e que usa um sistema feedback com o ventilador para controlar o volume minuto do paciente (RATTON, 1997).

O volume minuto deverá ser atingido espontaneamente ou através do ventilador, mediante a programação de um nível mínimo preestabelecido. Assim, se o paciente não atingir esse valor, o ventilador o fará.

A MMV é geralmente associada à SIMV ou PSV.

## 3.4 Método para Avaliar o Desempenho de Ventiladores Pulmonares

As normas técnicas NBR 13763 - Ventiladores Pulmonares para Uso Medicinal da ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas) e ASTM F1100-90 – *Standard Specification for Ventilators Intended for Use in Critical Care* – prescrevem requisitos mínimos de performance e segurança, que devem ser verificados pelos fabricantes de ventiladores pulmonares brasileiros e americanos

respectivamente (ABNT, 1996; ASTM, 1990).

De acordo com as normas, para que os ventiladores sejam avaliados adequadamente, é necessário que sejam apresentadas cargas à saída destes ventiladores durante os testes. Estas cargas são os modelos pulmonares, projetados para simular as impedâncias impostas ao ventilador, similares àquelas encontradas em pulmões normais e doentes. As impedâncias a que o ventilador é submetido são a complacência do pulmão e resistência ao fluxo de ar (ABNT, 1996). Os valores de resistências e complacências exigidos pelas normas que um modelo pulmonar deva possuir, são mostradas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Valores de resistência e complacência exigidas pelas normas (ABNT,1996 ; ASTM,1990)

Resistências (cmH <sub>2</sub> O/L/s)	Complacência (mL/cmH <sub>2</sub> O)
5 (R5)	50 (C50)
20 (R20)	20 (C20)
50 (R50)	10 (C10)
200 (R200)	3 (C3)
500 (R500)	1 (C1)
1000 (R1000)	

A Figura 3.13 mostra uma sugestão de modelo pulmonar proposto pela norma NBR 13763 da ABNT (1996), indicando também os pontos de obtenção das pressões, fluxo e volume gerados pelo ventilador.



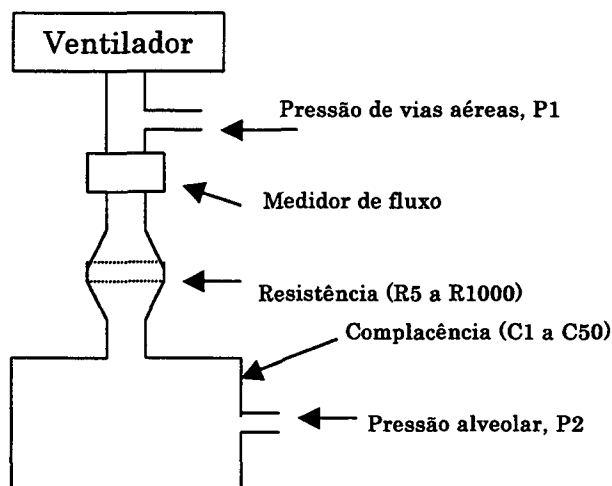


Figura 3.13 – Sugestão de modelo pulmonar (ABNT, 1996).

O ventilador deve ser conectado seqüencialmente a cada uma das combinações de complacência apropriadas ao uso correspondente (isto é, adulto, pediátrico, neonatal), na ordem mostrada na Tabela 3.2.

No início do ensaio, os controles do ventilador devem ser ajustados para obter a frequência e o volume corrente desejados a uma relação inspiratória/expiratória (relação I:E) que esteja tão próxima de 1:2 quanto possível.

Os ajustes do ventilador exigidos para obter estas condições devem ser registrados. Se for necessário reajustar os controles do ventilador para adequá-lo ao novo conjunto de condições, isto deve ser observado nos resultados. Neste caso os registros devem ser obtidos antes e depois de reajustar os controles do ventilador.

O ventilador deve ser sempre reajustado às condições padronizadas a um volume corrente dado (conforme indicado na Tabela 3.2) antes de cada ensaio subsequente.

Todos os ensaios devem ser efetuados sem uma fase subatmosférica, a não ser que esta seja uma característica integral do mecanismo do ventilador.

Tabela 3.2 – Procedimento para ensaio de desempenho de ventiladores pulmonares (ABNT,1996; ASTM,1990)

Número do ensaio	Classificação		Volume corrente (ml)	Frequência (cpm)
	Complacência	Resistência		
<b>Adultos</b>				
1	C50	R5	500	20
2	C50	R20	500	20
3	C20	R5	500	20
4	C20	R20	500	20
<b>Pediátricos</b>				
1	C20	R20	300	20
2	C20	R50	300	20
3	C10	R20	300	20
4	C10	R50	300	20
5	C3	R20	50	30
6	C3	R50	50	30
7	C3	R200	50	30
<b>Neonatais</b>				
1	C3	R50	30	30
2	C3	R200	30	30
3	C1	R50	30	30
4	C1	R200	30	30
5	C1	R500	30	30
6	C1	R1000	30	30
7	C1	R200	15	60

As curvas descritas a seguir devem ser registradas simultaneamente durante os ensaios e mostradas na seguinte ordem:

1. Pressão na extremidade de conexão do paciente aos tubos do ventilador (P1 na Figura 3.13);
2. Pressão na câmara (= pressão alveolar, P2 na Figura 3.13);
3. Fluxo;
4. Volume.

A partir dos sinais registrados devem ser obtidos os valores dos seguintes parâmetros ventilatórios, os quais são baseados nas normas ABNT (1996) e ASTM (1990): Máximo volume corrente inspiratório (MVc), Frequência respiratória (f), Máximo fluxo inspiratório (Vo), Tempo inspiratório (Ti), Tempo expiratório (Te), Relação inspiração-expiração (I:E), Volume minuto (Vm), Pressão máxima nas vias aéreas (MPva) e Pressão máxima alveolar (MPa).

Os valores medidos de pressões, fluxos e volumes devem se limitar a uma variação de  $\pm 2,5\%$  do ajustado, permitindo-se uma tolerância adicional de  $\pm 2,5\%$  de fundo de escala de acordo com a norma ABNT. Já para a norma ASTM, em geral são consideradas significativas as variações acima de 10%.

## 4. O Sistema Desenvolvido

A abordagem proposta neste trabalho é o desenvolvimento de uma interface (composta de hardware e software) entre ventilador pulmonar, modelo pulmonar e um microcomputador, para que os parâmetros respiratórios (Seção 3.4) possam ser calculados. Tal abordagem visa também redução de custo, visto que a interface desenvolvida pode ser utilizada para a aquisição de sinais de outros equipamentos. A Figura 4.1 apresenta um diagrama geral da relação entre a interface desenvolvida, o ventilador que está sendo avaliado, o modelo pulmonar utilizado como carga para o ventilador e um microcomputador.

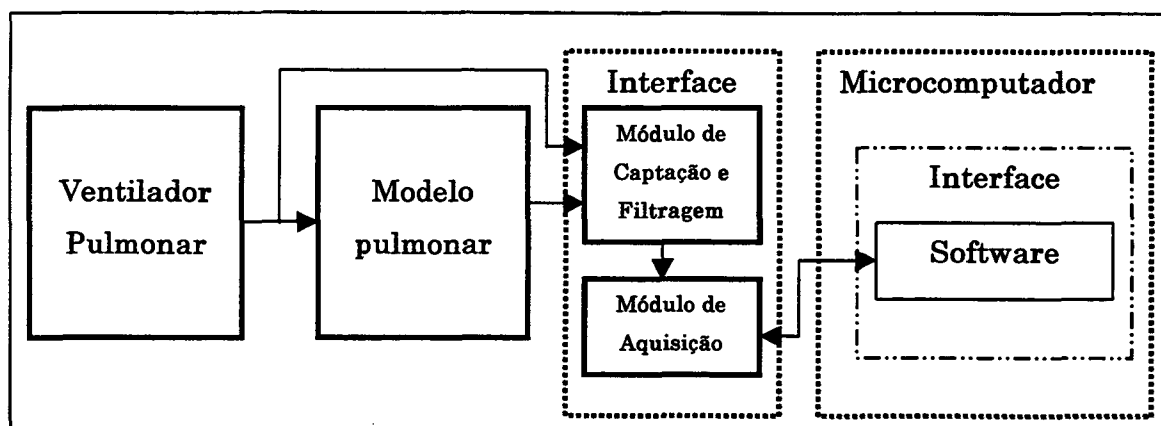


Figura 4.1 – Diagrama geral mostrando a relação entre a interface desenvolvida, o ventilador pulmonar, o modelo pulmonar e um microcomputador durante a avaliação de desempenho do ventilador.

Neste capítulo são abordados os aspectos construtivos do equipamento desenvolvido, onde o software e o hardware (que compõem o sistema desenvolvido) são apresentados em diagramas de blocos e cada bloco é comentado separadamente.

#### 4.1 Diagrama Geral do Sistema Desenvolvido

O sistema desenvolvido é composto por:

Software;

Módulo de captação e amplificação;

Módulo de aquisição;

O software é responsável pelo gerenciamento da aquisição e análise dos sinais. Os parâmetros calculados a partir do processamento dos sinais amostrados são apresentados na tela do microcomputador.

O módulo de captação e amplificação é responsável pelo registro e condicionamento dos sinais de pressão e fluxo gerados pelo ventilador pulmonar.

O módulo de aquisição é responsável pela amostragem dos sinais condicionados e sua transferência para o microcomputador.

A Figura 4.2 apresenta um diagrama geral do sistema de avaliação desenvolvido.

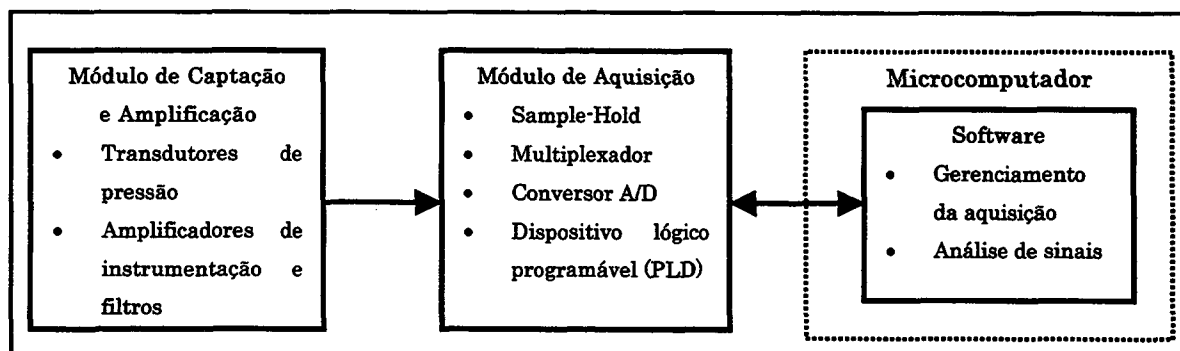


Figura 4.2 – Diagrama geral do sistema desenvolvido

## 4.2 Software

O software para análise e processamento dos sinais foi desenvolvido em linguagem “C++Builder” para Windows (REISDORPH, 1997). A utilização desse ambiente possibilita uma interface mais amigável entre o usuário e o software.

A Figura 4.3 apresenta um fluxograma do software do sistema.

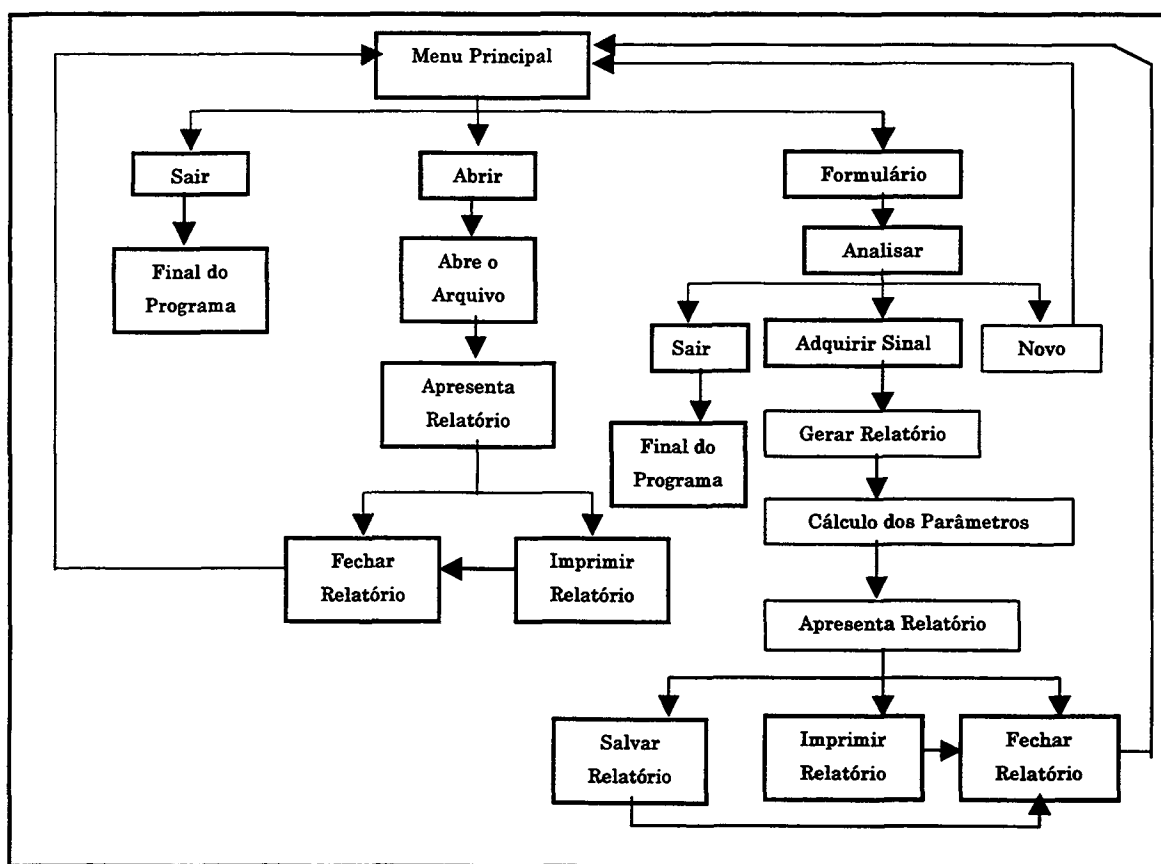


Figura 4.3 – Fluxograma geral do software do sistema.

Ao ser executado, o programa apresenta ao usuário uma tela que pode ser observada na Figura 4.4.

A tela mostra as opções Abrir, Analisar, um Formulário para o preenchimento dos dados do equipamento que será analisado e a opção Sair no menu Arquivo.

A opção Abrir permite que o usuário abra um arquivo que contém o relatório de um equipamento já analisado. Com o relatório aberto, o usuário terá a opção Imprimir, caso queira imprimir o relatório e a opção Fechar, que fecha o relatório e faz com que o programa retorne a tela da Figura 4.4.

SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DE VENTILADORES PULMONARES

Arquivo Cadastro

Abrir Analisar

DADOS DO EQUIPAMENTO

HOSPITAL(\*)

SETOR

FABRICANTE(\*)

MODELO(\*) Nº de SERIE(\*)

PATRIMÔNIO Cód. CELEC

(\*) O preenchimento destes campos são obrigatórios

Figura 4.4 – Tela inicial do software para a análise de ventiladores pulmonares

Ao ser selecionado a opção Analisar, uma segunda tela é apresentada ao usuário, desde que os campos obrigatórios do Formulário (\* Figura 4.4) tenham sido preenchidos. A segunda tela do software pode ser observada na Figura 4.5.

Esta tela inicialmente apresenta a opção Novo, que faz com que o programa volte a tela da Figura 4.4 para que se faça uma nova análise; a opção Sair, que encerrará o programa e a opção Adquirir.

A opção Adquirir inicia o processo de aquisição dos sinais provenientes do ventilador pelo microcomputador, e apresenta os gráficos destes sinais em relação ao tempo na tela do computador.

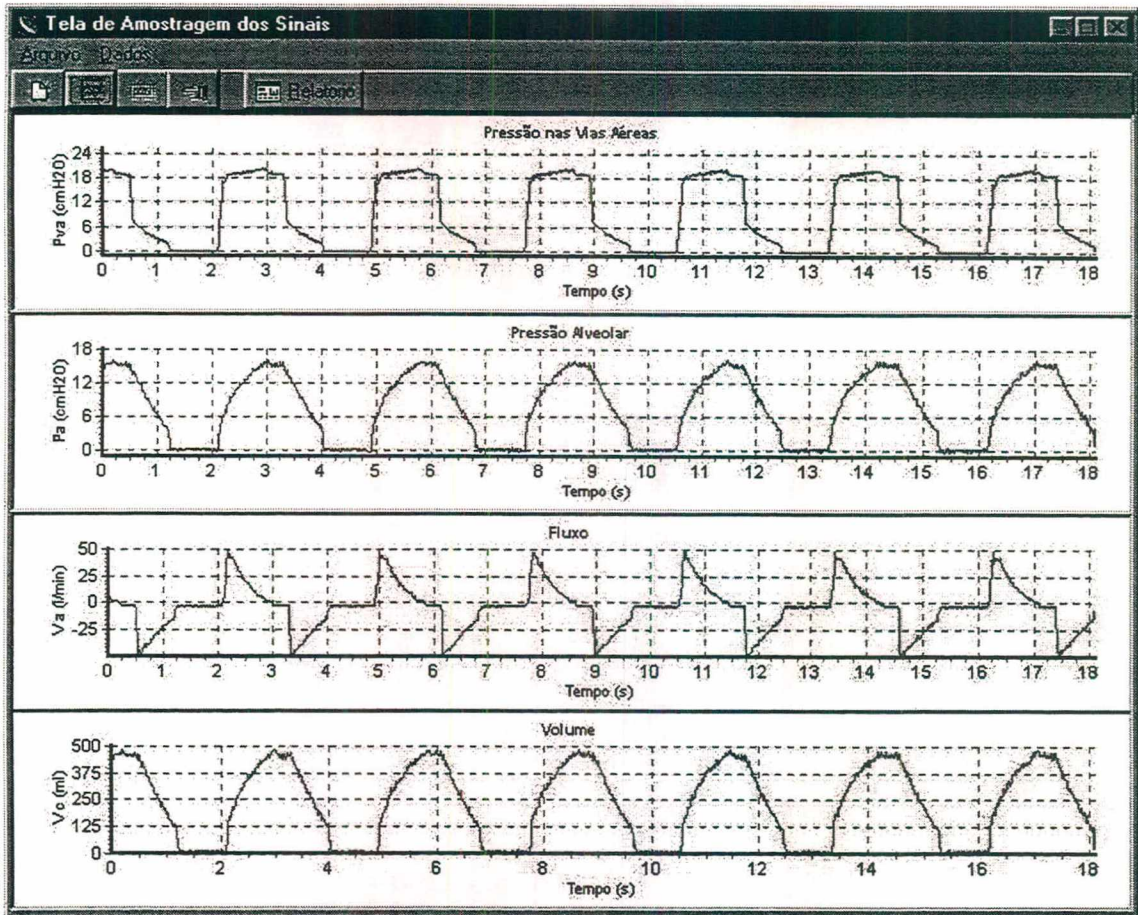


Figura 4.5 – Tela do programa responsável por apresentar ao usuário os gráficos dos sinais adquiridos simultaneamente do ventilador pulmonar pelo microcomputador.

Os gráficos são registrados simultaneamente e mostrados na seguinte ordem:

1. Pressão nas vias aéreas (pressão na extremidade de conexão do paciente (ou pulmão artificial) aos tubos do ventilador) – Pva;
2. Pressão na câmara (pressão alveolar) – Pa;
3. Fluxo – Va;
4. Volume – Vc.

A aquisição do sinal de fluxo foi realizado usando um transdutor de pressão diferencial e um resistor pneumotacômetro, que fica na conexão do paciente (ou pulmão artificial) aos tubos do ventilador.

Na Figura 4.6 pode-se observar como medir fluxo utilizando um transdutor de pressão diferencial.



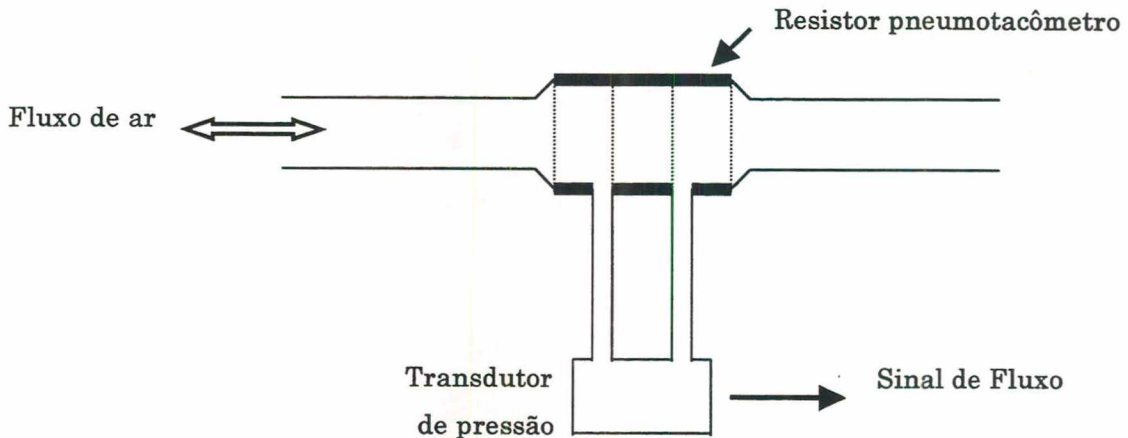


Figura 4.6 – Captação do sinal de fluxo utilizando um transdutor de pressão diferencial e um resistor pneumotacômetro (Modificado de CHATBURN, 1995).

O transdutor de pressão mede a diferença de pressão criada pela passagem de fluxo de ar através do resistor. O fluxo pode ser calculado pela razão entre a diferença de pressão criada pelo fluxo e o valor do resistor pneumotacômetro (Lei de Poiseuille) (CHATBURN, 1995).

$$Va = \frac{\Delta P}{R} \quad (2)$$

onde:

$Va$  = fluxo medido;

$\Delta P$  = diferença de pressão medida através do resistor pneumotacômetro;

$R$  = valor do resistor pneumotacômetro.

O sinal do volume não é coletado diretamente pelo módulo de aquisição. No entanto, a norma NBR 13763 (ABNT, 1996) exige que os quatro sinais ( $Pva$ ,  $Pa$ ,  $Va$  e  $Vc$ ) sejam registrados e que todos sejam mostrados simultaneamente. O sinal de volume pode ser calculado a partir da integração numérica do sinal de fluxo ou através do sinal da pressão alveolar ( $Vc = Ct$  (complacência total do modelo pulmonar) \*  $Pa$  (pressão alveolar)).

O fim da aquisição dos sinais é feito escolhendo a opção Parar Aquisição, que fica disponível para o usuário após o início da aquisição.

Ao final da aquisição, a opção Relatório será apresentada ao usuário.

Selecionada esta opção, os cálculos dos seguintes parâmetros são realizados: pressão máxima nas vias aéreas (MPva); pressão máxima alveolar (MPa), tempo inspiratório (Ti), tempo expiratório (Te), relação I:E, frequência respiratória (f), máximo volume corrente inspiratório (MVc), máximo fluxo inspiratório (MVo), volume minuto (Vm).

O software realiza os cálculos dos parâmetros a partir dos sinais coletados. Para a MPva, MPa, MVc e o MVo, o software determina-os para todos os ciclos respiratórios dos sinais adquiridos, apresentando o valor médio destes parâmetros no relatório. Para os outros parâmetros, exceto o Vm que é calculado pelo produto entre MVc e a frequência respiratória ( $MVc \cdot f$ ), o software identifica um único ciclo respiratório de um dos sinais e calcula a duração das fases (inspiratória e expiratória) da respiração, obtendo assim o tempo inspiratório (Ti) e o tempo expiratório (Te). A relação I:E é calculada pela razão entre Te e Ti. Com os valores de Te e Ti calcula-se a frequência respiratória ( $f = 60/(Te+Ti)$ ).

Após calcular os parâmetros, o software gera um relatório com os dados do equipamento preenchidos no Formulário da Figura 4.4, contendo também as formas de ondas de Pva, Pa, Va, Vc e os parâmetros calculados. O relatório apresentará as opções Salvar, Imprimir e Fechar.

A opção Salvar é responsável por armazenar em arquivo as informações contidas no relatório; o usuário terá ainda a opção de Imprimir o relatório e Fechar o relatório, fazendo com que o programa retorne à tela da Figura 4.4.

### 4.3 Módulo de Captação e Amplificação

O módulo de captação e amplificação é formado por transdutores de pressão (responsáveis pelo registro dos sinais gerados pelo ventilador pulmonar) e por amplificadores de instrumentações e filtros (responsáveis pelo condicionamento destes sinais).

### 4.3.1 Transdutores de Pressão

Transdutor é um dispositivo que tem como entrada a grandeza que se quer medir (neste caso a pressão) e apresenta na sua saída um sinal elétrico proporcional a esta grandeza (HELFRICK, 1994).

Foram utilizados dois transdutores da marca Data Instruments, modelo DCXL30DN, para registrar a pressão nas vias aéreas (Pva) e a pressão alveolar (Pa), com 76 cmH<sub>2</sub>O de fundo de escala, cuja saída varia de 0 a 20 mV, dependendo da pressão aplicada em sua entrada (DATA INSTRUMENTS, 1997).

Para obter o sinal de fluxo foi utilizado um transdutor de pressão diferencial da marca Omega, modelo PX138-001D5V, com  $\pm 70.31$  cmH<sub>2</sub>O de fundo de escala, cuja saída pode variar de 1 a 5 V dependendo da diferença de pressão aplicada em suas entradas (OMEGA ENGINEERING, 1996).

### 4.3.2 Amplificadores de Instrumentação e Filtros

Os transdutores de pressão Data Instruments, têm suas saídas conectadas a um circuito de amplificação, constituído por amplificadores de instrumentação.

Os amplificadores de instrumentação utilizados foi o modelo INA103KP da Burr-Brown, por apresentar baixo ruído, baixa distorção do sinal e um alto índice de rejeição de modo comum (CMRR), possibilitando uma melhor exatidão na aquisição dos sinais (BURR-BROWN, 1998).

Os amplificadores foram ajustados para um ganho igual a 500. Assim, sinais que variavam de 0 a 20 mV na saída dos transdutores, passam a variar de 0 a 10 V na saída dos amplificadores de instrumentação.

O transdutor de pressão diferencial utilizado para captar o sinal do fluxo não necessitou de um circuito amplificador, pois já apresenta o sinal condicionado na sua saída.

Na saída dos amplificadores de instrumentação e do transdutor de pressão diferencial utilizou-se filtros Bessel passa-baixa de segunda ordem com frequência de corte de 21 Hz, afim de eliminar interferência de alta frequência no sinal e para evitar "aliasing" na cadeia de conversão A/D.

#### 4.4 Módulo de Aquisição

O módulo de aquisição é responsável pela amostragem dos sinais de pressão pelo microcomputador. Esta aquisição ocorre via porta paralela do microcomputador.

Este módulo foi projetado com 3 canais de aquisição, tornando possível amostrar no mesmo instante 3 sinais provenientes do módulo de captação e amplificação.

Os componentes utilizados no desenvolvimento do módulo de aquisição são:

1. Sample-Hold;
2. Multiplexador;
3. Conversor analógico/digital (Conversor A/D);
4. Dispositivo lógico programável (PLD);
5. Componentes passivos necessários para configuração dos circuitos.

A Figura 4.7 mostra um diagrama de bloco com os principais componentes do módulo de aquisição, em seguida é descrito cada um destes blocos.

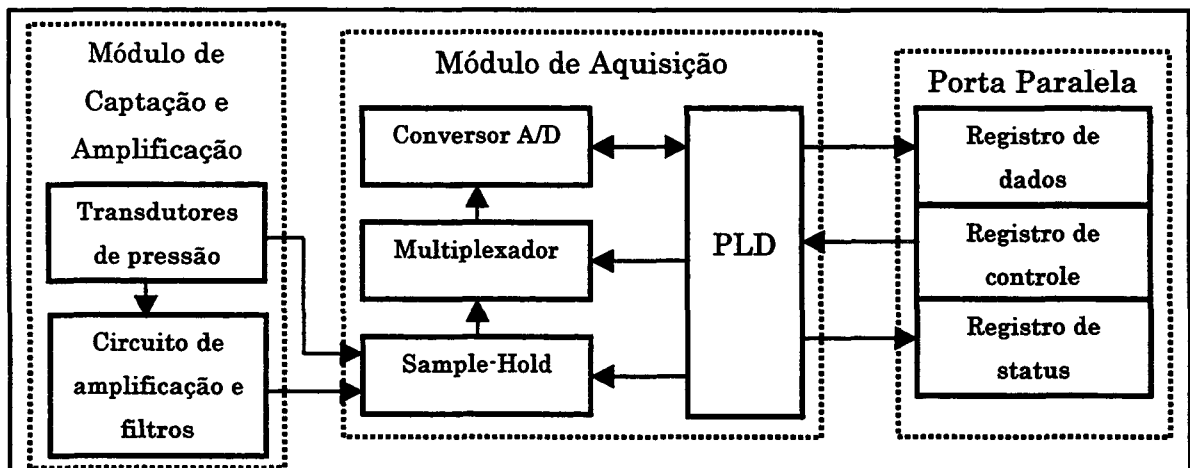


Figura 4.7 – Diagrama de blocos do módulo de aquisição, suas conexões com o módulo de captação e amplificação, e a porta paralela do microcomputador.

#### 4.4.1 Porta Paralela do Microcomputador PC

Os usos típicos para portas utilizados pelo microcomputador do tipo PC são comunicações com impressoras, modems, teclados, displays ou qualquer outro dispositivo com exceção a sistemas de memória. A maioria das portas de computadores são digitais, onde cada sinal, ou bit, assume valores '0' ou '1' (AXELSON, 1996).

A porta escolhida para a conexão do módulo de aquisição foi a porta paralela, devido a sua característica de transferência de até 8 bits de só uma vez, como está situada na parte externa do microcomputador, não há a necessidade de abrir o microcomputador para instalar o módulo de aquisição.

A porta paralela é composta de 4 linhas de controle (constituem o registro de controle), 5 linhas de status (compõe o registro de status) e 8 linhas de dados (compõe o registro de dados) e encontra-se normalmente na parte de trás do microcomputador como um conector fêmea D-Type 25. A Tabela 4.1 mostra a função de cada pino do conector da porta paralela.

Tabela 4.1 – Relação dos pinos do conector D-Type 25 pinos da porta paralela (AXELSON, 1996)

Pino	Registro	Direção
1	Controle (C0)	Saída
2 - 9	Dados (D0-D7)	Entrada/Saída
10	Status (S6)	Entrada
11	Status (S7)	Entrada
12	Status (S5)	Entrada
13	Status (S4)	Entrada
14	Controle (C1)	Saída
15	Status (S3)	Entrada
16	Controle (C2)	Saída
17	Controle (C3)	Saída
18 - 25	Terra	GND

Os registros de controle e status são responsáveis por estabelecer a comunicação entre o módulo de aquisição e o microcomputador (*handshake*), que permitirá que os sinais sejam transmitidos ao microcomputador pelo registro de dados.

A porta paralela pode operar em 5 modos diferentes (AXELSON, 1996):

1. Modo compatibilidade
2. Modo Nibble
3. Modo Byte
4. Modo EPP (Porta paralela aprimorada – *enhanced parallel port*)
5. Modo ECP (Modo com capacidade estendida – *extended parallel port*)

No processo de transferência dos sinais para o microcomputador, utilizou-se o modo ECP, por apresentar linhas de dados bidirecionais. Possibilitando assim, a transferência de dados no sentido periférico - microcomputador ou inverso, e o seu processo de *handshake* pode ser utilizado a baixas taxas de transmissão de dados, acomodando periféricos mais lentos.

#### 4.4.2 Sample-Hold

Os sinais de pressão e fluxo adquiridos do ventilador pulmonar pelo módulo de captação e amplificação devem ser amostrados no mesmo instante de tempo (ABNT, 1996). Por isso foi desenvolvido um módulo que faz a aquisição em 3 canais simultaneamente.

O componente *sample-hold* do módulo de aquisição é o responsável pela amostragem simultâneas destes canais. Foi utilizado um *sample-hold* da Analog Device, modelo SMP04E que possui 4 *sample-hold* independentes, dos quais 3 são utilizados no módulo de aquisição. A sua escolha se deu pelo fato de apresentar alta precisão (12 bits), razão de queda de tensão baixa (2 mV/s) (ANALOG DEVICE, 1992).

O controle para o *sample-hold* iniciar as amostragens fica a cargo do PLD.

#### 4.4.3 Multiplexador

Depois que os sinais são amostrados pelo sample-hold, eles irão para o multiplexador. A utilização do multiplexador torna possível que apenas um dos sinais amostrados seja enviado ao conversor A/D. Este processo é necessário pois o conversor A/D utilizado possui capacidade de converter apenas 1 sinal de cada vez.

O multiplexador utilizado foi o DG528CJ da MAXIM que possui 8 canais dos quais 3 são utilizados pelo módulo de aquisição (MAXIM, 1997). Optou-se por um multiplexador de 8 canais para permitir futuras utilizações do hardware para avaliar outros equipamentos médico-assistenciais.

O controle do multiplexador fica a cargo do PLD.

#### 4.4.4 Conversor A/D

O conversor A/D tem a função de converter os sinais analógicos provenientes do módulo de captação e amplificação em sinais digitais. Esta conversão é necessária, pois assim permitirá que os sinais sejam enviados através da porta paralela para o microcomputador, tornado assim possível o processamento desses sinais pelo software.

O conversor A/D utilizado foi o ADS774JP da Burr-Brown, que apresenta um tempo de conversão de 6  $\mu$ s para conversão em 8 bits e 8  $\mu$ s para 12 bits. No módulo de aquisição, utilizou-se a configuração para 12 bits por apresentar um menor erro na quantificação dos sinais (BURR-BROWN, 1995).

O controle do conversor A/D é efetuado pelo PLD, que controla o início da conversão e o processo de leitura dos sinais após a conversão.

#### 4.4.5 Dispositivo Lógico Programável (Programmable Logic Device - PLD)

O PLD é responsável pelo controle do módulo de aquisição, que vai desde o controle do processo de conversão digital dos sinais provenientes do módulo de captação e amplificação, ao controle da transferência destes sinais para o microcomputador.

Um PLD é um circuito integrado no qual é possível implementar combinações sucessivas de funções digitais que são definidas pelo projetista e programado dentro do dispositivo (CHEN, 1995; SALCIC, 1997).

A grande vantagem do uso do PLD está no fato que se tenha uma maior flexibilidade no projeto. Pode-se mudar o projeto sem que isso requeira uma mudança física na placa de circuito impresso. Um exemplo disto, seria o acréscimo de um quarto canal no módulo de aquisição. A única mudança necessária a fazer é na programação interna do PLD. Outras vantagens do PLD são a redução da complexidade e tamanho da placa de circuito impresso do módulo de aquisição, além de apresentar uma maior velocidade de execução.

O PLD utilizado no módulo de aquisição foi o EPF10K10LC84-4 do fabricante ALTERA, por apresentar baixo custo e por possuir capacidade de programação suficiente para o programa desenvolvido.

A Figura 4.8 mostra um diagrama dos blocos funcionais programados no PLD para desempenhar as atividades desejadas. Em seguida é descrito o papel que cada um deles exerce no controle do módulo de aquisição.

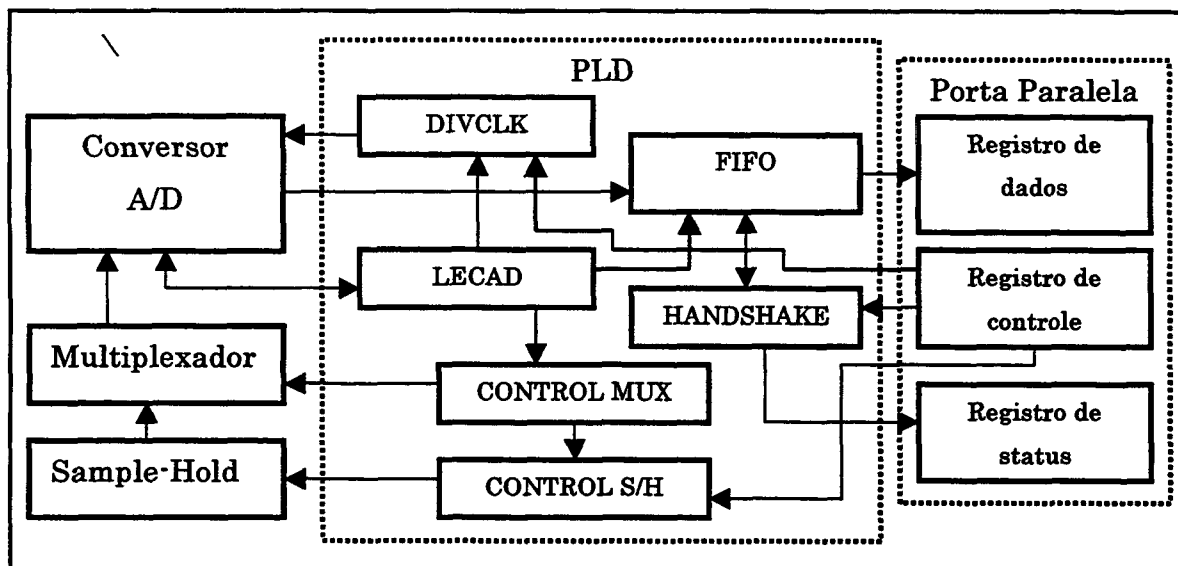


Figura 4.8- Diagrama de blocos dos principais componentes que compõem a programação do PLD e as conexões entre eles e os componentes que eles controlam (conversor A/D, multiplexador, sample-hold) e a porta paralela do microcomputador.



## DIVCLK

O circuito de clock do PLD utilizado no projeto tem uma frequência de 25 MHz. Afim de utilizar-se desse mesmo circuito de clock para obter a frequência de amostragem dos sinais pelo módulo de aquisição criou-se o componente DIVCLK a partir de flip-flops (disponível na biblioteca de software do fabricante). O DIVCLK reduz a frequência do circuito de clock do PLD para 48 Hz, sendo utilizado para estabelecer a taxa de amostragem pelo módulo de aquisição.

Para iniciar o processo de conversão A/D, o DIVCLK recebe comando através do registro de controle da porta paralela do PC.

## LECAD

O componente LECAD é o responsável pelo controle da leitura dos sinais na saída do conversor A/D e o preenchimento da memória FIFO do PLD.

A Figura 4.9 mostra o ciclo de leitura dos sinais pelo PLD, em seguida a sua descrição.

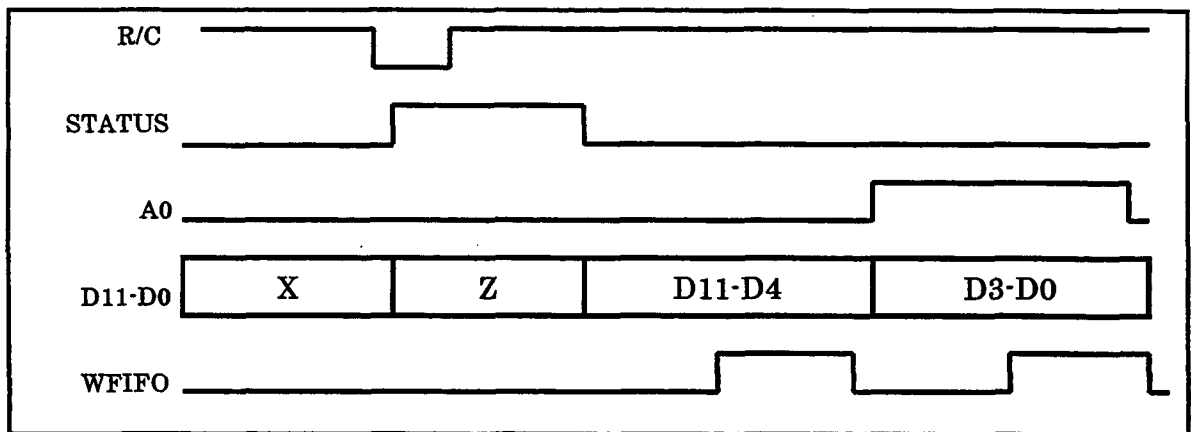


Figura 4.9– Ciclo de leitura dos sinais na saída do conversor A/D pelo componente FIFO do PLD.

O sinal R/C é proveniente do DIVCLK. Um nível lógico baixo neste sinal é o comando para que o conversor A/D inicie a conversão digital do sinal. Ao receber esse comando o conversor A/D faz com que o seu pino de STATUS vá para nível

lógico alto, informando ao LECAD que já inicializou a conversão do sinal, e faz com que seus pinos de saída (D11-D0) fique em alta impedância (Z). Quando a conversão termina, o pino de STATUS do conversor A/D passa para nível lógico baixo, informando ao LECAD que já terminou a conversão. No início da conversão, o LECAD mantém o pino de entrada A0 do conversor A/D em nível lógico baixo, para que a conversão seja efetuada em 12 bits. Ao final da conversão, o pino A0 continuará em nível lógico baixo, possibilitando a leitura dos 8 bits mais significativos (D11-D4) do conversor A/D, neste momento o LECAD faz com que estes dados sejam armazenados na FIFO do PLD, aplicando um nível lógico alto no clock de escrita da FIFO (WFIFO). Quando os 8 bits mais significativos de saída já foram armazenados pela FIFO, o LECAD faz com que o pino A0 vá para nível lógico alto, liberando assim os 4 bits menos significativos (D3-D0) da saída do conversor A/D, mais uma vez o LECAD aplica um nível lógico alto no clock de escrita da FIFO, armazenando agora os 4 bits menos significativos.

Não foi realizada a leitura dos 12 bits na saída do conversor de uma só vez, para facilitar a transferência dos sinais para o microcomputador uma vez que o registro de dados da porta paralela, por onde ocorre essa transferência, pode enviar no máximo 8 bits de cada vez. A função de anexar os 8 bits mais significativos com os 4 bits menos significativos lidos separadamente é do software sendo executado no PC, que o faz após a transferência destes dados para o microcomputador.

Este ciclo se repete durante todo o processo de aquisição dos sinais.

O componente LECAD foi desenvolvido em linguagem VHDL.

## CONTROL SH

O componente CONTROL SH é o responsável pelo controle do *sample-hold* no módulo de aquisição.

O PLD através do seu componente CONTROL SH faz com que o *sample-hold* efetue a amostragem simultânea dos sinais provenientes do módulo de captação e amplificação.

O CONTROL SH apenas enviará um outro comando para o *sample-hold* efetuar uma nova amostragem, quando todos os sinais amostrados anteriormente forem convertidos em sinais digitais pelo conversor A/D. Isto será informando ao

## CONTROL SH pelo CONTROL MUX.

O componente CONTROL SH foi desenvolvido em linguagem VHDL (VHSIC (Very High Speed Integrated Circuits) Hardware Description Language) própria para programar dispositivos lógicos programáveis. Esta linguagem contém elementos usados para descrever o comportamento ou estrutura de sistemas digitais (ASHENDEN, 1990; BHASKER, 1999; SALCIC, 1997).

Alguns fabricantes de PLD, possuem sua própria linguagem de programação (ALTERA – AHDL), mas escolheu-se a linguagem VHDL, por ser adotada como linguagem padrão pelo Instituto de Engenharia Elétrica e Eletrônica(IEEE) (ASHENDEN, 1990; BHASKER, 1999; SALCIC, 1997). Assim, os fabricantes de PLDs além de utilizar uma linguagem própria, permite a utilização da linguagem VHDL. Com isto, caso no futuro se opte pelo uso de PLD de outro fabricante no módulo de aquisição, não haverá a necessidade de se escrever novo programa.

## CONTROL MUX

A função do CONTROL MUX é a de informar ao multiplexador quando e qual canal que contém os sinais amostrados pelo *sample-hold* deve ser disponibilizado em sua saída de modo a estar presente na entrada do conversor A/D.

Após a amostragem dos sinais, o multiplexador está programado para apresentar em sua saída a amostra do primeiro canal. Quando o conversor A/D faz a conversão do sinal que está neste canal e o sinal convertido for armazenado na FIFO, o LECAD informa ao CONTROL MUX para instruir o multiplexador que disponibilize o segundo canal. Quando todos os sinais amostrados forem convertidos, o CONTROL MUX faz com o CONTROL SH mande um novo comando para o *sample-hold* iniciar um novo processo de amostragem e faz com que o multiplexador volte a selecionar o primeiro canal.

O componente CONTROL MUX foi desenvolvido em linguagem VHDL.

## FIFO

O componente FIFO (memória *first in – first out*) é uma macrofunção disponível na biblioteca de software do fabricante para a programação do PLD.

Este componente armazena os sinais digitalizados pelo conversor A/D.

Juntamente com o componente HANDSHAKE é responsável pelo processo de transferência dos sinais para o microcomputador através da porta paralela do PC (será discutido em HANDSHAKE).

## HANDSHAKE

O componente HANDSHAKE, controlado pelo software, é o responsável pela transferência dos sinais armazenados na FIFO para o microcomputador através da porta paralela do microcomputador.

A Figura 4.10 mostra o ciclo de transferência de dados de um periférico para um microcomputador através da porta paralela.

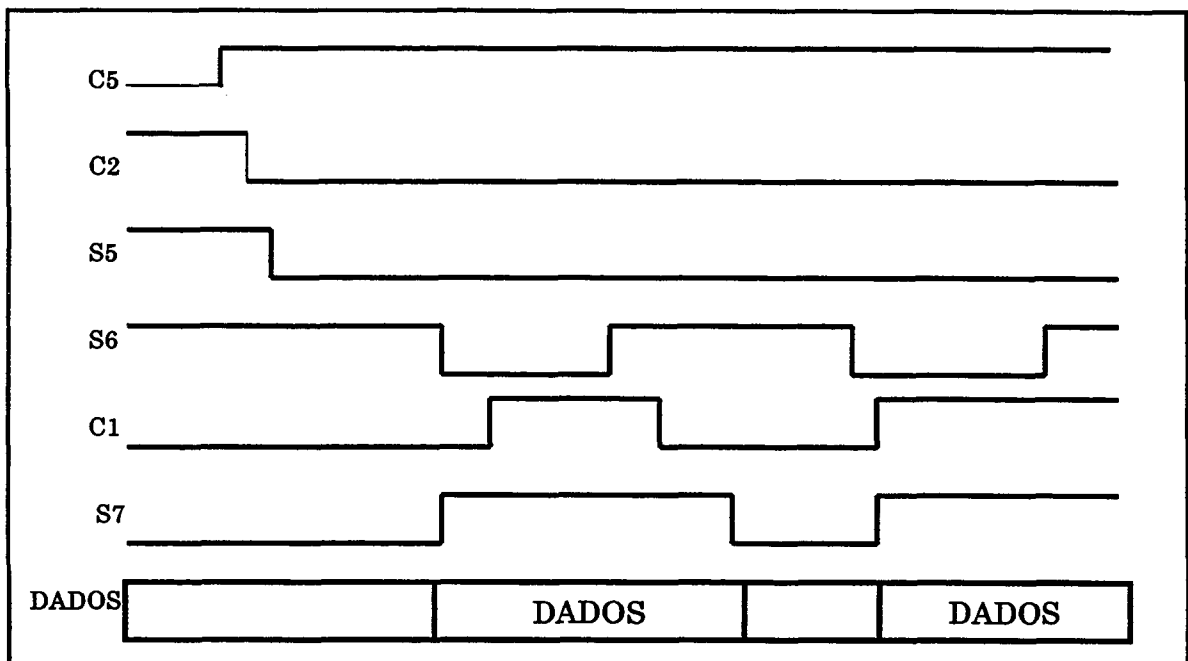


Figura 4.10– Ciclo de comandos executados pelo componente HANDSHAKE do PLD e os registros de controle e status da porta paralela do microcomputador, afim de se fazer a transferência dos sinais do módulo de aquisição para o microcomputador.

O software faz com que C5 (Seção 4.4.1) bit interno do registro de controle, fique em nível lógico alto, desabilitando assim a saída de dados pelo registro de dados. Logo em seguida o pino C2 (Seção 4.4.1) do registro de controle fica em nível lógico baixo, informando ao módulo de aquisição que o microcomputador está pronto

para a recepção de dados. De imediato, o módulo de aquisição (através do componente HANDSHAKE do PLD) faz com que o pino S5 do registro de status (Seção 4.4.1) fique em nível lógico baixo, informando ao microcomputador que a aquisição dos sinais está sendo executada.

Quando o PLD faz a leitura dos sinais e os armazena no componente FIFO, este informa ao componente HANDSHAKE que já existem dados disponíveis para enviar ao microcomputador. Ao receber esta informação, o HANDSHAKE faz com que o pino S6 (Seção 4.4.1) do registro de status passe para nível lógico baixo, informando ao microcomputador que há dados para serem lidos pela porta paralela. Neste momento o microcomputador leva o pino C1 (Seção 4.4.1) do registro de controle para nível lógico alto, informando ao HANDSHAKE que está fazendo a leitura dos dados. O HANDSHAKE faz com que o pino S6 volte a ficar em nível lógico alto, esperando o microcomputador terminar a leitura dos dados. Quando isso acontece, o pino C1 volta a ficar em nível lógico baixo. Se a FIFO do PLD ainda tiver dados armazenados, o componente HANDSHAKE coloca o pino S6 em nível lógico baixo, informando ao microcomputador que o módulo de aquisição colocou mais dados no registro de dados da porta paralela. Desta forma, o ciclo de comandos S6 do HANDSHAKE e C1 do microcomputador continuará até que o módulo de aquisição receba um comando do software para terminar com o processo de aquisição. Este comando faz com que os pinos C5 e C2 do registro de controle fique em nível lógico baixo, desabilitando assim a entrada de dados pelo registro de dados da porta paralela.

O componente HANDSHAKE foi desenvolvido em linguagem VHDL.

## 5. Testes e Resultados

Este capítulo apresenta os testes realizados e os resultados obtidos para o sistema desenvolvido para avaliar o desempenho de ventiladores pulmonares. Para tal, um ventilador pulmonar foi acoplado a um sistema comercial que simula os pulmões (modelo pulmonar) na realização dos ensaios. Os transdutores de pressão (Seção 4.3.1) são conectados na câmara do modelo pulmonar (para obter o sinal da pressão alveolar (Pa)) e na conexão entre o ventilador e o modelo pulmonar (para obter o sinal da pressão nas vias aéreas (ou na boca) (Pva) e o sinal de fluxo (Va)). A Figura 5.1 mostra uma ilustração da montagem dos equipamentos para a realização dos testes.

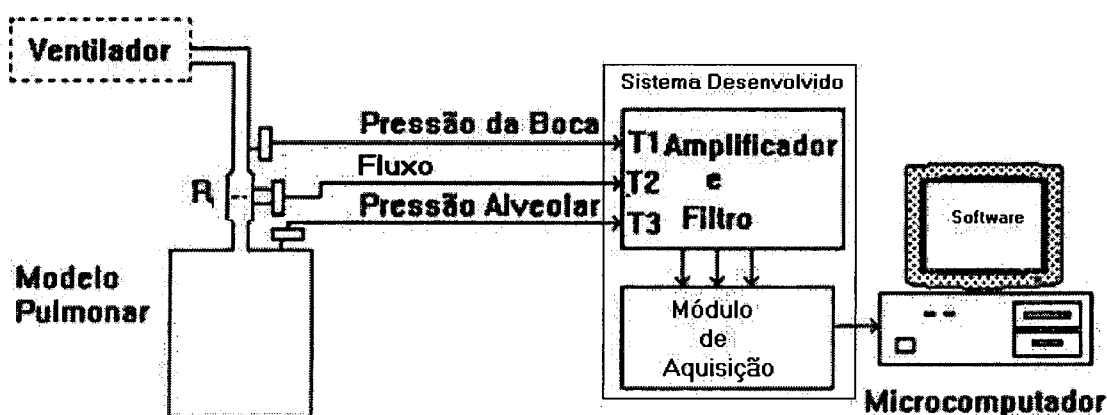


Figura 5.1 – Ilustração da montagem dos equipamentos para a realização dos testes. T1, T2, T3 são os transdutores de pressão (Seção 3.3.1); R é o resistor pneumotacômetro (utilizado na aquisição do sinal de fluxo).

## 5.1 Equipamentos Utilizados

### 5.1.1 Ventilador Pulmonar

Um ventilador modelo “SIEMENS SERVO 900C” para adultos foi utilizado nos testes. Os dados de identificação deste equipamento são mostrados na Figura 5.2.

DADOS DO EQUIPAMENTO	
HOSPITAL(*)	Hospital Regional de São José
SETOR	UTI
FABRICANTE(*)	SIEMENS
MODELO(*)	SERVO 900C
Nº de SERIE(*)	172109 511
PATRIMÔNIO	51387
Cód. CELEC	VTP004

(\*) O preenchimento destes campos são obrigatórios

Figura 5.2 – Tela inicial do software para a análise de ventiladores pulmonares (seção 4.1), preenchido com os dados do ventilador utilizado nos testes.

O ventilador SIEMENS SERVO 900C pode operar nos seguintes modos: Ventilação Controlada (Seção 3.3.1): Volume Controlado, Volume Controlado + Suspiro ou Pressão Controlada; Ventilação Assistida: SIMV (Seção 3.3.3), PSV (Seção 3.3.4) ou SIMV + PSV (modo combinado de ventilação, igual a SIMV exceto que as respirações espontâneas são controladas pela pressão); Ventilação Espontânea: CPAP (Seção 3.3.5) (CHATBURN, 1995; SIEMENS, 1983).

Os controles deste ventilador são (SIEMENS ,1983):

“*Preset Insp. Min. Vol. (l/min)*” – Ajuste do volume minuto inspiratório (0-40 l/min);

“*Breaths/min*” – Ajuste para determinar a frequência respiratória (5 a 120 respirações por minuto);

“*Insp. Time (%)*” – Ajuste do tempo de inspiração em porcentagem (20, 25, 33, 50, 67 e 80% do ciclo respiratório);

“*Pause Time (%)*” – Ajuste do tempo de pausa inspiratório em porcentagem (0, 5, 10, 20 e 30% do ciclo respiratório);

“*PEEP*” – Ajuste de uma pressão positiva no final da expiração (0-50 cmH<sub>2</sub>O);

“*Insp. Press. Level*” – Permite ajustar a pressão inspiratória das vias aéreas com relação ao ajuste do PEEP (0-100 cmH<sub>2</sub>O);

“*Trig. Sensitivity*” – Controla o nível de esforço respiratório necessário para o paciente iniciar a inspiração (-20 – 0 cmH<sub>2</sub>O).

### 5.1.2 Modelo Pulmonar

Como carga para o ventilador foi utilizado o modelo pulmonar (Seção 3.4) “Drager LS800”, mostrado na Figura 5.3, que apresenta as seguintes características (DRAGER, 1984):

- Máximo volume tidal (ou corrente) (Seção 3.1.10) por compartimento: 1.5 litros;
- Ajuste de complacência por compartimento: 10, 20, 30, 50 e 100 ml/cmH<sub>2</sub>O;
- Ajuste de resistência por compartimento: 2, 4, 8, 16, 32, 64 e 128 cmH<sub>2</sub>O/(l/s).



Este modelo pulmonar apresenta valores de complacência de acordo com os exigidos pelas normas NBR 13763 da ABNT (1996) e a F1100-90 da ASTM (1990). Os valores das resistências, porém, não estão de acordo com as normas (Tabela 3.1). Contudo, este foi o modelo utilizado nos ensaios, pois era o único disponível.

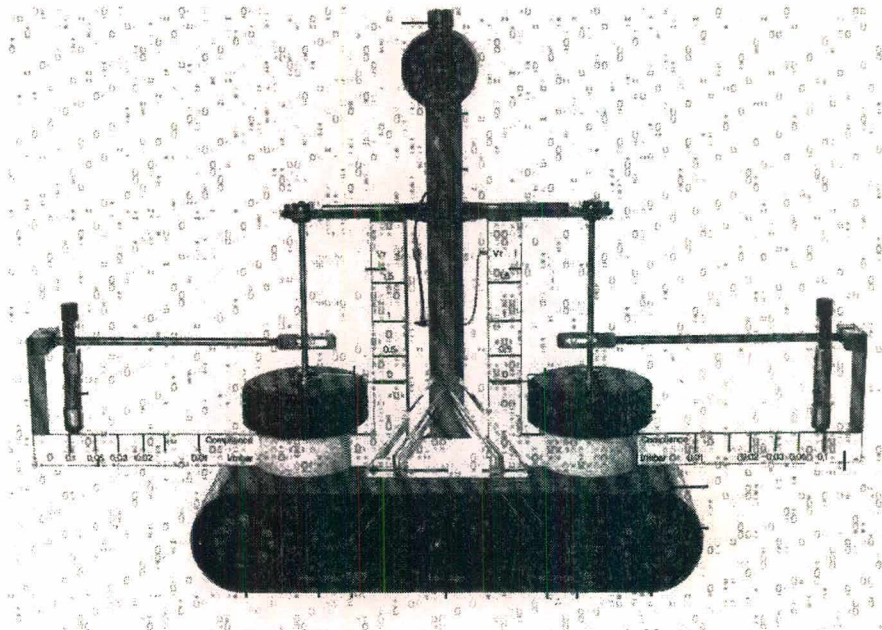


Figura 5.3 – Modelo pulmonar utilizado durante os testes para analisar o desempenho do ventilador (DRAGER,1984).

### 5.1.3 - Microcomputador

Utilizou-se um microcomputador do tipo IBM PC compatível, modelo Pentium II 233 MHz, com 64 MB de memória RAM, com sistema operacional Windows.

## 5.2 Metodologia dos Ensaios para Aquisição e Amostragem dos Sinais Respiratórios

Para realizar a aquisição dos sinais respiratórios de acordo com o estabelecido pelas normas (Tabela 3.2 (Seção 3.4)), os controles do ventilador foram ajustados da seguinte forma:

O modo de ventilação escolhido foi o de Volume Controlado, uma vez que a Tabela 3.2 exige que para um Volume corrente (ou tidal) fique inalterado, no caso de um ventilador adulto (500 ml).

*Breaths/min* (Frequência respiratória) = 20 bpm (respirações por minuto);

*Preset Insp. Min. Vol.* (Volume minuto) = 10 l/min; Este valor de volume minuto faz com que o volume corrente (ou tidal) seja igual a 500 ml, uma vez que:

$$\text{Volume corrente (Vc)} = \frac{\text{Volume minuto (Vm)}}{\text{Frequência respiratória (f)}} \quad (3)$$

*Insp. Time* (Tempo inspiratório) = 33 % do tempo do ciclo respiratório e *Pause Time* (Tempo de pausa inspiratória) = 0 %. Isto faz com que a relação I:E (relação entre a soma do tempo inspiratório e o tempo de pausa inspiratória pelo tempo expiratório) fique o mais próximo possível de 1:2 como exige as normas;

*PEEP* (pressão no final da expiração) = 0 cmH<sub>2</sub>O.

O modelo pulmonar foi ajustado com complacência de 50 ml/cmH<sub>2</sub>O e resistência de 4 cmH<sub>2</sub>O/(l/s) na primeira aquisição dos sinais. Uma segunda aquisição foi realizada com uma complacência de 50 ml/cmH<sub>2</sub>O e uma resistência de 16 cmH<sub>2</sub>O/(l/s).

A Figura 5.4 mostra os sinais coletados na primeira aquisição (C=50 ml/cmH<sub>2</sub>O e R=4 cmH<sub>2</sub>O/(l/s)) e a Figura 5.5 mostra os sinais coletados na segunda aquisição (C=50 ml/cmH<sub>2</sub>O e R=16 cmH<sub>2</sub>O/(l/s)).

Comparando-se as Figuras 5.4 e 5.5, pode-se observar que a principal alteração nas formas de onda, devido ao aumento da resistência do modelo

pulmonar, ocorreu no sinal da pressão nas vias aéreas. Os sinais de vazão, de pressão alveolar e de volume, no período inspiratório, permaneceram praticamente inalterados. Isto aconteceu porque o modo de ventilação utilizado foi de volume controlado. Neste modo mantêm-se inalterado o volume no período inspiratório e, conseqüentemente, o fluxo e a pressão alveolar. Com o aumento da resistência, para se manter o volume inspiratório inalterado, é necessário que o ventilador aumente a pressão nas vias aéreas.

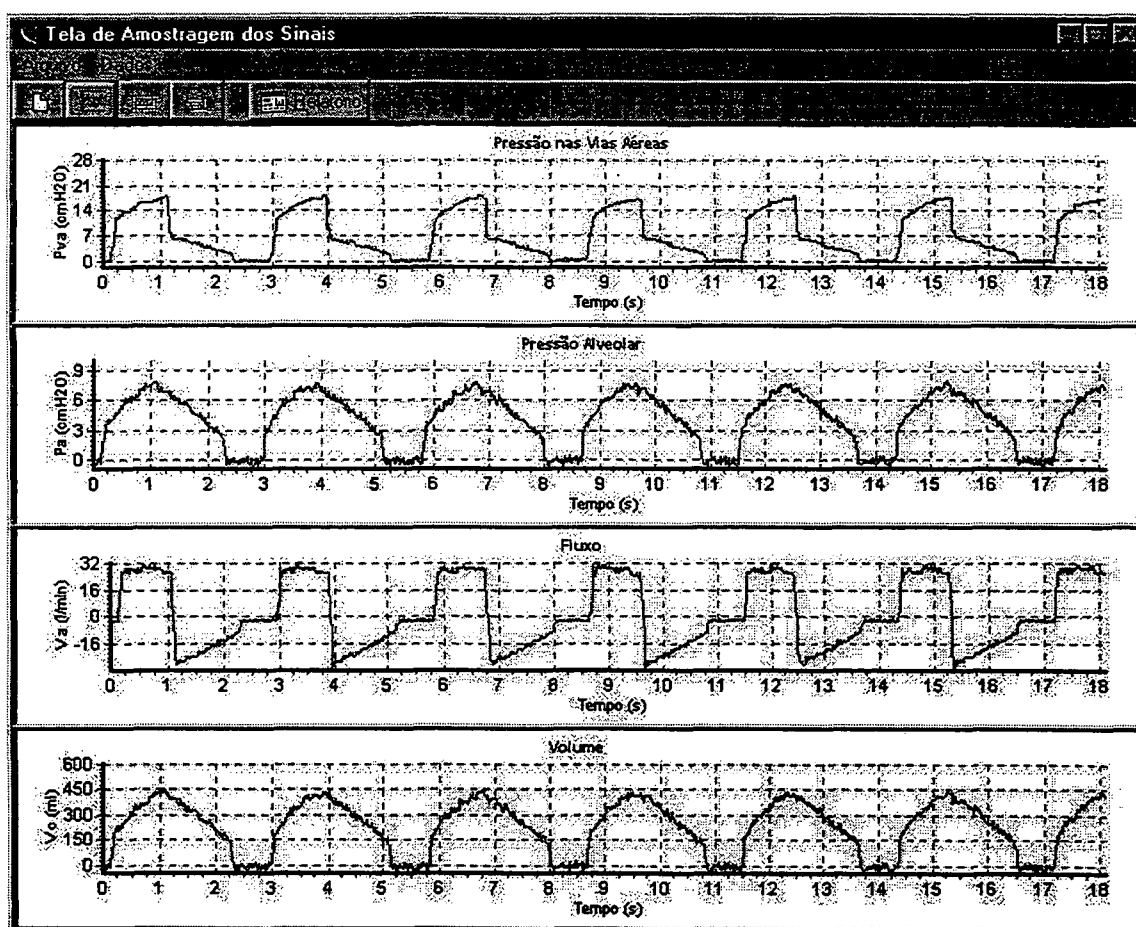


Figura 5.4 – Tela gráfica onde são mostrados os sinais de pressão nas vias aéreas (cmH<sub>2</sub>O), pressão alveolar (cmH<sub>2</sub>O), fluxo (l/min) e volume (ml) em relação ao tempo (s) adquiridos pelo sistema desenvolvido, com o ventilador sujeito a uma complacência (C) de 50 ml/cmH<sub>2</sub>O e uma resistência (R) de 4 cmH<sub>2</sub>O/(l/s)

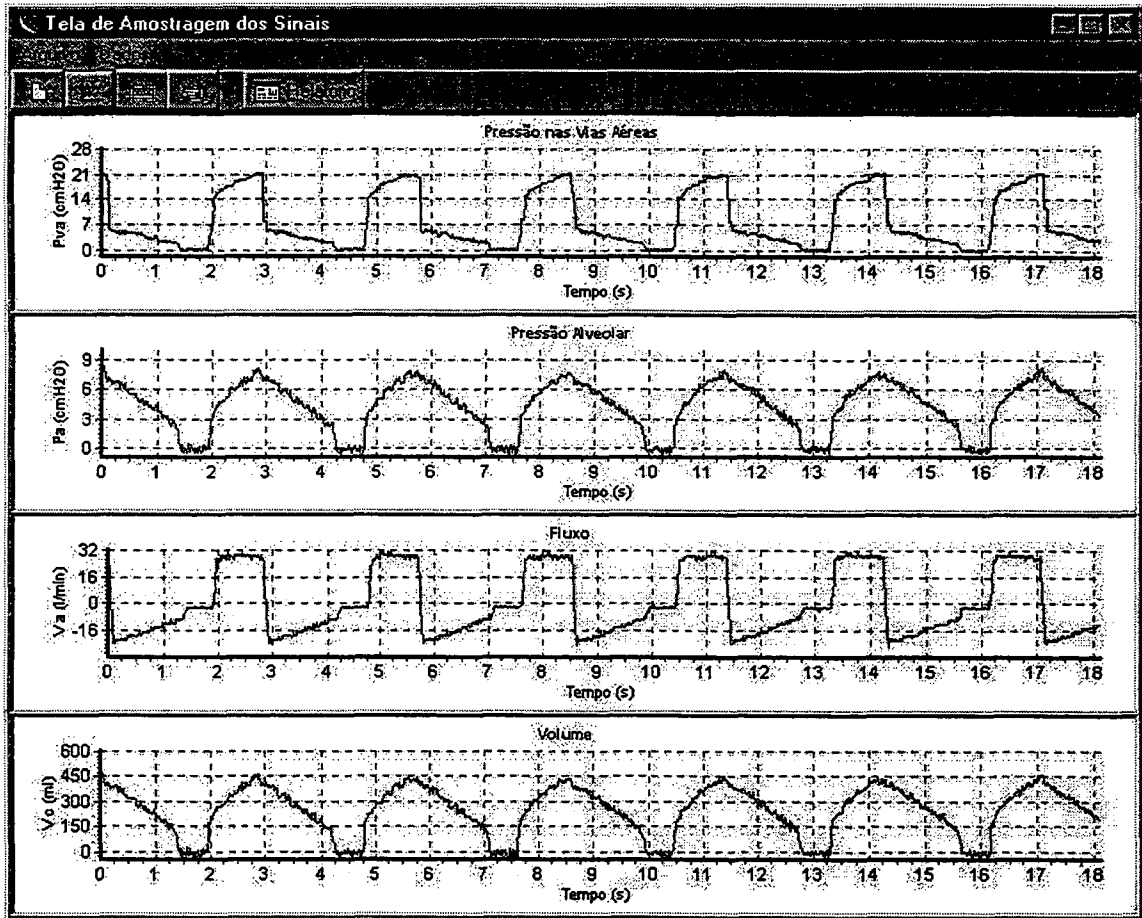


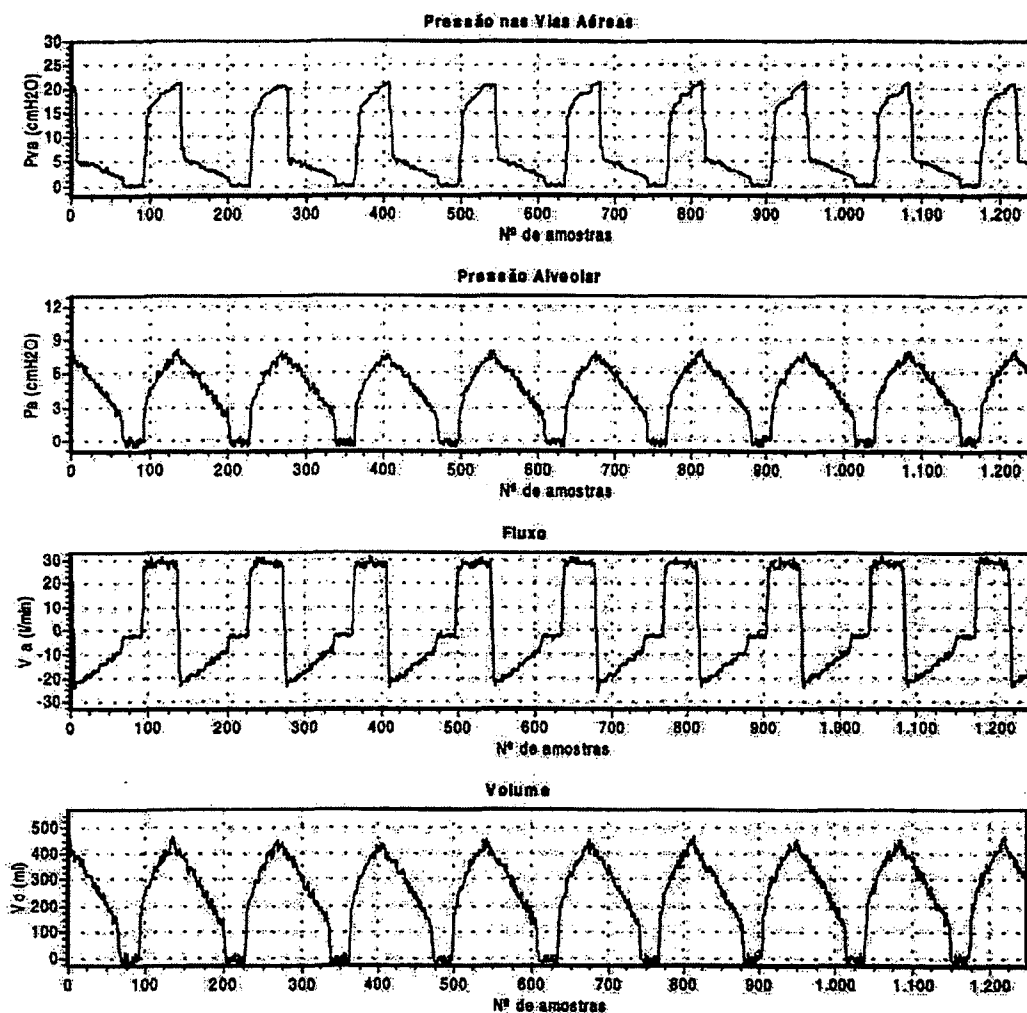
Figura 5.5 – Tela gráfica onde são mostrados os sinais de pressão nas vias aéreas (cmH<sub>2</sub>O), pressão alveolar (cmH<sub>2</sub>O), fluxo (l/min) e volume (ml) em relação ao tempo (s) adquiridos pelo sistema desenvolvido, com o ventilador sujeito a uma complacência (C) e de 50 ml/cmH<sub>2</sub>O e uma resistência (R) de 16 cmH<sub>2</sub>O/(l/s).

### 5.3 Cálculo dos Parâmetros

Após a aquisição dos sinais o usuário terá a opção de gerar um relatório, que apresentará amostra dos sinais utilizados nos cálculos dos parâmetros respiratórios já mencionados anteriormente e os valores dos parâmetros. A Figura 5.6 mostra o relatório gerado pelo software do sistema.

## Relatório da Avaliação de Ventiladores Pulmonares

Hospital: HOSPITAL REGIONAL DE SÃO JOSÉ Setor: UTI  
 Fabricante: SIEMENS Modelo: SERVO 900C  
 Nº de Série: 172109 S11 Patrimônio: 51387 Cód. Colec: VTP004



### PARÂMETROS

MPva = 21,100 cmH2O	Ti = 1,020 s
MPa = 7,770 cmH2O	Te = 1,810 s
MVo = 29,000 l/min	I:E = 1:1,780
MVc = 443,000 ml	f = 21,200 rpm
Vm = 9,370 l/min	

Figura 5.6 – Relatório gerado pelo software do sistema, contendo os dados do equipamento testado, os sinais adquiridos (a cada 100 amostras equivale a 2 segundos) para  $C = 50$  ml/cmH2O  $R = 16$  cmH2O/(l/s) e os parâmetros respiratórios calculados (MPva, Pa, MVc, MVo, Vm, Ti, Te, relação I:E e f).

A Tabela 5.1 apresenta os valores dos parâmetros verificados no SIEMENS SERVO 900C (f – frequência respiratória; Vm – volume minuto; MVc – máximo volume corrente inspiratório; MPva – pressão máxima nas vias aéreas; relação I:E – relação entre a inspiração e a expiração; Ti – tempo inspiratório e Te – tempo expiratório) utilizado no teste e os compara com parâmetros calculados pelo sistema. Os parâmetros MVo (máximo fluxo inspiratório) e a MPa (pressão máxima alveolar) não são apresentados pelo ventilador.

Tabela 5.1 – Resultado do teste realizado na avaliação do desempenho do ventilador SIEMENS SERVO 900C, onde são comparados os parâmetros do ventilador e os parâmetros medidos pelo sistema desenvolvido.

Parâmetro (unidade)	SIEMENS SERVO 900C	Sistema desenvolvido	Erro (%)
f (bpm)	20	21,20	6
Vm (l/min)	10	9,37	6,3
MVc (ml)	500	443,00	11,4
MPva (cmH <sub>2</sub> O)	22	21,10	4,1
Relação I:E	1:2	1 : 1,78	11
Ti (s)	1	1,02	2
Te (s)	2	1,81	9,5
MVo (l/min)	*	29,00	-----
MPa(cmH <sub>2</sub> O)	*	7,77	-----

## 6. Discussão e Conclusões

De acordo com os objetivos iniciais deste trabalho, desenvolveu-se um sistema, composto de hardware e software, com capacidade para avaliar o desempenho de ventiladores pulmonares segundo as exigências das Normas NBR 13763 da ABNT e F1100-90 da ASTM.

A norma da ABNT (1996) exige que os valores medidos dos parâmetros devem se limitar a uma variação de  $\pm 5,0$  %. Nos parâmetros calculados (Tabela 5.1), verificou-se que apenas a pressão máxima nas vias aéreas (MPva) e o tempo inspiratório (Ti) estariam dentro deste limite. Já para norma da ASTM (1990), cujos valores medidos apresenta uma variação de até  $\pm 10,0$  %, os parâmetros que estariam fora do limite seria a relação I:E e o máximo volume corrente inspiratório (MVc). Porém, deve-se ressaltar que o equipamento desenvolvido não foi aferido.

A ausência de um padrão local para aferir o sistema desenvolvido e o modelo pulmonar utilizado nos testes, não permitiu caracterizar a performance do sistema. Assim, os testes apresentados no Capítulo 5 tiveram como objetivo mostrar a viabilidade de utilização do sistema.

A aferição do sistema aqui apresentado permitirá identificar se há necessidade de ajustes no circuito de condicionamento do sinal e dos algoritmos utilizados nos cálculos de parâmetros.

Não existem especificações nas normas de como os parâmetros devem ser calculados, se para um único ciclo respiratório ou para certo número de

ciclos. Em posse de um padrão local de aferição poderá se investigar o número de ciclos adequado para o cálculo dos parâmetros.

Devido às suas características de monitoração e coleta dos sinais de pressão nas vias aéreas, pressão alveolar e fluxo, o sistema também pode ser utilizado para a verificação de outros aspectos relacionados ao funcionamento do ventilador. Estes aspectos incluem a avaliação da sensibilidade do ventilador com relação a variações da fonte de energia; a avaliação de níveis corretos de alarmes e de limites de pressão, de tempo, de fluxo e de volume.

O software desenvolvido possui uma interface gráfica amigável, devendo ser executado em um microcomputador da linha IBM PC ou compatível, com os seguintes requisitos mínimos: PENTIUM II 266 MHz e 32 MB de memória.

O software pode ser facilmente modificado para adequar-se às necessidades de cada laboratório de ensaio, possibilitando, ainda, o armazenamento das informações em arquivo.

Uma das vantagens do sistema desenvolvido é a flexibilidade de se incorporar novas características ao software, permitindo investigar aspectos funcionais e clínicos observados na prática clínica.

O sistema desenvolvido mostrou-se capaz para executar a tarefa de avaliação de ventiladores pulmonares. No entanto, para que possa ser aperfeiçoado e ter seu horizonte de aplicação ampliado, deve ser testado também para outros tipos de ventiladores, mais complexos do que aquele usado nos testes aqui apresentado.

Não se anexou neste trabalho a listagem da programação do software, da programação do PLD (dispositivo lógico programável) e o *layout* do hardware, devido a sua extensão. Os mesmos estarão disponíveis em um relatório técnico na biblioteca do GPEB.



## 6.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

O sistema pode ser estendido para avaliar outros equipamentos médico-hospitalares através do desenvolvimento de um módulo de captação e amplificação, o qual deve condicionar o sinal de acordo com o tipo de equipamento desejado e modificações no software desenvolvido e na programação do PLD (dispositivo lógico programável) do módulo de aquisição.

O sistema desenvolvido pode ser melhorado em alguns aspectos: um acréscimo de um quarto canal no módulo de aquisição, o qual se usaria um sensor de oxigênio, afim de obter a fração inspirada de oxigênio ( $FiO_2$ ) fornecida pelo ventilador; aperfeiçoamento do software, tornando-o capaz de calcular mais parâmetros do ventilador, como pressão máxima de trabalho, pressão positiva no final da expiração (PEEP), a impedância (complacência (C) e resistência (R)) a qual o ventilador está sendo submetido e outros.

## ANEXO A - ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS

### A.1 Especificações do Sistema Desenvolvido

Tensão de alimentação	5 V $\pm$ 10 V
Resolução	0.025 cmH <sub>2</sub> O
Frequência de aquisição	48 Hz
Temperatura de operação	0 a 70 °C
Pressão máxima	76.2 cmH <sub>2</sub> O

### A.2 Especificações do Conversor A/D (ADS774JP)

Tensão de alimentação	5 V
Tensão de entrada	0 a 10 V
Tempo de conversão	8 $\mu$ s
Temperatura de operação	0 a 70 °C
Potência dissipada	120 mW
Erro linearidade	$\frac{1}{2}$ LSB

### A.3 Especificações do Sample – Hold (SMP04E)

Tensão de alimentação	$\pm$ 10 V
Tempo de Aquisição	9 $\mu$ s
Precisão	12 bits
Temperatura de operação	0 a 70 °C

#### A.4 Especificações do Multiplexador (DG508CJ)

Tensão de alimentação	$\pm 10 \text{ V}$
Tensão de saída	$\pm 8 \text{ V}$
Resolução	12 bits
Potência dissipada	130 mW
Temperatura de operação	0 a 70 °C

#### A.5 Especificações do Sensor DCXL30DN

Tensão de alimentação	10 V
Pressão máxima	76,2 cmH <sub>2</sub> O
Sensibilidade	219 $\mu\text{V}/\text{cmH}_2\text{O}$
Impedância de entrada	12 k $\Omega$
Temperatura de operação	-25 à +85 °C

#### A.6 Especificações do Sensor PX138-001D5V

Tensão de alimentação	10 V
Limite de Pressão	$\pm 70,31 \text{ cmH}_2\text{O}$
Sensibilidade	44,5 mV/cmH <sub>2</sub> O
Saída	1,25 à 7,5 V
Temperatura de operação	-25 à +85 °C

### A.7 Especificações do Amplificador de Instrumentação (INA103KP)

Tensão de alimentação	$\pm 10$ V
Ganho	1 – 1000 V/V
Impedância de entrada	60 M $\Omega$
Rejeição de modo comum	125 dB
Slew rate	15 V/ $\mu$ s
Temperatura de operação	-40 à +85 °C

### A.8 Especificações do PLD (EPF10K10LC84-4)

Tensão de alimentação	5 V
Elementos lógicos (LEs)	576
Total de bits RAM	6.144
Blocos de array lógicos (LABs)	72
Clock	25,175 MHz
Total de pinos	84
Total de pinos de I/O	59
Temperatura de operação	0 à +85 °C

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABREU SILVA, Regina F., Gewehr, Pedro M.; 2000. Avaliação de Ventiladores Pulmonares Através de Parâmetros de Normas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA (Set. 2000: Florianópolis, Santa Catarina). Anais. Florianópolis. p. 337-340.
- ALTERA; 2000. Programmable Logic Devices (PLD). California: Altera Corporation.
- AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM); 1990. Standard Specification for Ventilators intended for Use in Critical Care , F1100-90. Philadelphia.
- ANALOG DEVICES; 1992. Data Converter Reference Manual. Arlington.
- ARNUSH, Craig; 1996. Teach Yourself Borland C++ 5 in 21 Days. 3. ed. Indianapolis: SAMS.
- ASHENDEN, Peter J.; 1990. The VHDL Cook Book. Adelaide.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT); 1996. Ventiladores Pulmonares para Uso Medicina, NBR 13763. Rio de Janeiro.
- AULER JÚNIOR, José O. C., Amaral, Ruy V. G.; 1995. Assistência Ventilatória Mecânica. São Paulo: Atheneu.
- AXELSON, Jan; 1996. Parallel Port Complete. Madison: Lakeview Research.

BHASKER, J.; 1999. A VHDL Primer. 3. Ed. New Jersey: Prentice Hall PTR.

BIRD CORP.; 1995. 8400ST & 8400Sti Volume Ventilator. Service Manual, Palm Springs.

BURR-BROWN; 1998. Data Conversion Products. Data Book, New York.

BURR-BROWN; 1995. Integrated Circuits. Data Book, New York.

CAJACURI, Luís A. V.; 1997. Sistema Simulador e de Treinamento da Ventilação Mecânica Usando o Ventilador Pulmonar. Florianópolis. Dissertação (Mestre em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

CHATBURN, Robert L. Branson, Richard, Hess, Dean R.; 1995. Respiratory Care Equipment. Philadelphia: Lippincott.

CHEN, Way-Kay; 1995. The Circuits and Filters. Flórida: CRC Press.

COELHO, R. B. A., Giannella-Neto, A.; 1995. Sistema de Avaliação de Ventiladores Pulmonares. In: Revista Brasileira de Engenharia (RBE), Caderno de Engenharia Biomédica. Rio de Janeiro: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 11. p. 17-39.

DATA INSTRUMENTS; 2000. Micromachined Silicon Pressure Sensors. Freeport: Honeywell Inc.

DRAGER; 1984. LS 800 Lung Simulator. Technical Document, Germany: Dragerwerk AG.

ESPERANÇA, Carlos G.; 1996. Estudo de Metodologias para Gerenciamento de Ventiladores Pulmonares. Florianópolis. Dissertação (Mestre em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

GARRET, Patrick H.; 1994. Advanced Instrumentation and Computer I/O Design. New York: IEEE Press.

- GUEDES, José R.; 1999. Sistema Microcomputadorizado para a Análise de Desfibriladores, Cardioversores e Esfigmomanômetros. Florianópolis. Dissertação (Mestre em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.
- GUYTON, Arthur C., Hall, John E.; 1997. Tratado de Fisiologia Médica. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara.
- HELFRICK, Alberto D.; 1994. Transdutores na Instrumentação de Sistemas de Medições. In: \_\_\_\_\_. Instrumentação Eletrônica Moderna. Rio de Janeiro: Prentice Hall do Brasil. P. 251-287.
- MAXIM; 1998. Catalog of Products, Data Book. New York.
- OMEGA; 1996. PX 138 Series Pressure Sensors. Stamford.
- PURITAN-BENETT CORP.; 2000. Ventilador 840. Manual de Serviço, São Paulo.
- RATTON, José L. A.; 1997. Monitorização Respiratória e Técnicas de Assistência Ventilatória. In: \_\_\_\_\_. Medicina Intensiva. 2. ed. São Paulo: Atheneu.
- REISDORPH, Kent, Henderson, Ken; 1997. Teach Yourself Borland C++ Builder in 21 Days. 3. ed. Indianapolis: SAMS.
- SALCIC, Zoran, Smailagic, Assim; 1997. Digital Systems Design and Prototyping Using Field Programmable Logic. Massachusetts: Kluwer Academic Publishers.
- SECRETARIA DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE (SAS); 1995. Segurança no Ambiente Hospitalar. Brasília: Ministério da Saúde.
- SIEMENS; 1983. Servo Ventilador 900C. Manual de instrucciones. 1st spanish edition.
- TAKAOKA; 2000, Servo Ventilador MONTEREY. Manual de Serviço. São Paulo