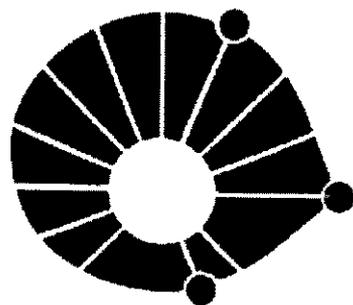


Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Engenharia Elétrica
Departamento de Engenharia Biomédica



Este exemplar corresponde à redação final da tese
defendida por CRISTIANE MARIA MENEZES
MOREIRA e aprovada pela Comissão
Julgadora em 12 / 04 / 1996.
Orientador 

SIMVEP - Simulador da Ventilação Pulmonar

Cristiane Maria Menezes Moreira

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa

Tese submetida ao Departamento de
Engenharia Biomédica como parte dos
requisitos para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Elétrica na
Universidade Estadual de Campinas.

Abril de 1996

9614076

UNIDADE BC
N. CHAMADA: UNICAMP
M813s
V E 01
T. FOLIO 28496
PROC. 667/96
C D
P. CO. R\$ 11,00
L. M. 11/09/96
N.º CFD

CM-00091639-9

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

M813s

Moreira, Cristiane Maria Menezes
SIMVEP - Simulador da ventilação pulmonar /
Cristiane Maria Menezes Moreira.--Campinas, SP:
[s.n.], 1996.

Orientador: Eduardo Tavares Costa.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual
de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica.

1. Simulação (Computadores digitais). 2.
Pulmão. 3. Pessoal da área médica - Treinamento.
I. Costa, Eduardo Tavares. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia
Elétrica. III. Título.

SIMVEP - Simulador da Ventilação Pulmonar

Autora: Cristiane Maria Menezes Moreira

Banca Examinadora

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa (Orientador)

Profa. Dra. Desanka Dragosavac

Prof. Dr. Antonio Giannella Neto

Dedico esta Tese aos meus pais, que sempre me apoiaram nas minhas decisões.

Agradecimentos

À Deus.

Muito especial, à minha irmã e admirável profissional, Tereza Cristina, por ter me mostrado a engenharia biomédica e ter sempre me dado tanto apoio.

Ao prof. Eduardo, pela orientação, confiança e desempenho dispensado neste trabalho.

À minha irmã M.do Socorro, por estar sempre ao meu lado e à minha irmã Cássia, por sua força à distância.

A todas minhas irmãs e meus cunhados, Regina e Roberto, Fátima e Ciro e Goreth e Paulo.

À Áurea Rubim e toda sua maravilhosa família.

Ao Alexandre, por todo seu apoio.

Aos companheiros do dia-a-dia Luciano e Fabiana.

Aos grandes amigos da Telemática Júnior, Nádia, Reinaldo, Sérgio Gaúcho.

Aos amigos da Biomédica Eliane Marie Apolinário, Sandro Ferraz, Uilson Ruas, Zeev Katz, João Carlos, Guilherme, Joaquim Maia, Maria Cláudia, Pedro Mikhail, Fernando, Eder, Eduardo, Ernesto, Sônia, Marden e todos os outros não citados aqui e que também me acompanharam no DEB.

Aos funcionários do CEB/DEB, especialmente à Val e à Eloísa.

Aos funcionários da CPG Émerson, Cristina e todos os demais.

Ao engenheiro Jorge Bonassa.

A todos os professores do DEB.

A todos os profissionais da UTI do HC-UNICAMP que participaram do treinamento utilizando o SIMVEP.

Abstract

It has been developed a computer program to simulate a patient pulmonary circuit under ventilatory support. The Pulmonary Ventilation Simulator (SIMVEP) runs under MS Windows and is a useful tool for training all the professionals linked to artificial ventilation (physicians, nurses and physiotherapists, amongst others) . The real time execution of SIMVEP allows its user to immediatly see the results of any change in the ventilation parameters. SIMVEP on screen results are pressure, volume and flow curves and the following calculated values: peak proximal pressure, peak alveolar pressure, work, inspiratory time, inspiratory/expiratory time relation and right and left pulmonary ventilation units time constants .

Resumo

Foi desenvolvido um programa para simular o circuito pulmonar de um paciente com suporte ventilatório. O Simulador da Ventilação Pulmonar (SIMVEP) é um programa para ser executado sob o ambiente operacional MS Windows e torna-se ferramenta para treinamento de profissionais ligados à ventilação pulmonar artificial (médicos, enfermeiros e fisioterapeutas entre outros). A execução do programa é em tempo real permitindo que a cada ação do usuário sob o sistema (por exemplo, alterando parâmetros do ventilador), resultados desta ação sejam apresentados na tela imediatamente. Estes resultados são gráficos com as curvas de pressão, fluxo e volume e os seguintes valores calculados: pressão proximal de pico, pressão alveolar de pico, trabalho, relação tempo inspiratório/tempo expiratório, constantes de tempo das unidades pulmonares esquerda e direita.

Sumário

	Página
Capítulo 1 Introdução	1
Capítulo 2 Ventilação Pulmonar	4
2.1 Anatomia do Sistema Respiratório	4
2.2 Fisiologia Respiratória	8
2.2.1 Mecânica Respiratória	9
2.2.2 Ventilação Alveolar	15
2.3 Insuficiência Respiratória	17
Capítulo 3 Ventilação Mecânica	21
3.1 Suporte Ventilatório	22
3.1.1 Ventilação Mecânica por Pressão Negativa	22
3.1.2 Ventilação Mecânica por Pressão Positiva	24
3.1.3 Técnicas Não-Convencionais de Ventilação Mecânica	24
3.2 Ventiladores Mecânicos	25
3.2.1 Circuito de Paciente e seus Acessórios	32
3.2.2 Controles de um Ventilador Mecânico Microprocessado	35
3.2.3 Modos de Ventilação	37
Capítulo 4 Modelagem do Sistema Respiratório	42
4.1 Análogo Elétrico do Sistema Pulmonar	43
4.2 Modelamento Matemático utilizado no SIMVEP	44
4.2.1 Inspiração com Pressão Constante (IPC)	49
4.2.2 Inspiração com Fluxo Constante (IFC)	51
4.2.3 Inspiração Espontânea	54
4.2.4 Pausa Inspiratória	55
4.2.5 Expiração	57
Capítulo 5 SIMVEP Simulador da Ventilação Pulmonar	58
5.1 Instrução Auxiliada por Computador	59
5.2 SIMVEP Simulador da Ventilação Pulmonar	60
5.3 Implementação do SIMVEP em Linguagem de Programação	68

5.4 Implementação dos Modos de Ventilação no SIMVEP	73
5.4.1 Modo Controlado	74
5.4.2 Modo Assistido/Controlado	75
5.4.3 Modo SIMV	76
5.4.4 Modo Pressão Controlada	77
5.4.5 Modo Pressão de Suporte	78
5.4.6 Modo VAPS	79
5.4.7 Movimento de Arco Pêndulo	80
Capítulo 6 Discussão e Conclusão	82
6.2 Resultados Obtidos	82
6.3 Discussão	84
6.4 Conclusão	85
Bibliografia	87
Apêndice A Listagem do código SIMVEP	

Figuras

	Página
Figura 2-1 As vias aéreas. (Modificado de Guyton, 1992)	5
Figura 2-2 Diagrama esquemático das vias aéreas. (Modificado de West, 1986)	7
Figura 2-3 Esquema das pleuras e mediastino, corte frontal. (Modificado de Dangelo e Fattini, 1988)	8
Figura 2-4 Movimentação da caixa torácica. (Modificado de Guyton, 1992)	10
Figura 2-5 Diagrama da variação do nível pressórico em uma respiração normal. (Modificado de Guyton, 1992)	11
Figura 2-6 Capacidades e volumes pulmonares. (Modificado de Guyton, 1992)	13
Figura 2-7 Diagrama esquemático da interface hematogosa. (Modificado de Guyton, 1992)	15
Figura 2-8 Diagrama pulmonar de pacientes com doença obstrutiva e restritiva.	17
Figura 3-1 Ventilador por pressão negativa com aplicador do tipo couraça.	23
Figura 3-2 Diagrama pneumático do Bird Mark-7. (Modificado de Dupuis, 1992)	27
Figura 3-3 Modificado do esquema pneumático do ventilador Bird 6400ST	29
Figura 3-4 Diagrama de um circuito de paciente e seus acessórios	33
Figura 4-1 Diagrama esquemático do sistema pulmonar (A) e seu análogo elétrico (B)	44
Figura 4-2 Circuito elétrico equivalente do análogo elétrico	46
Figura 5-1 Tela do ambiente Windows com a janela do SIMVEP	62
Figura 5-2 Tela principal do SIMVEP	63
Figura 5-3 Paciente com unidade pulmonar esquerda e direita diferentes	65
Figura 5-4 Diagrama esquemático de um programa em Visual Basic	69
Figura 5-5 Sub-rotina do Timer	72
Figura 5-6 Diagrama da operação de fila única no ambiente Windows	73

Figura 5-7	Representação do Modo Controlado	74
Figura 5-8	Representação do Modo Assistido/Controlado	75
Figura 5-9	Representação do Modo SIMV	76
Figura 5-10	Representação do Modo Pressão Controlada	77
Figura 5-11	Representação da Pressão de Suporte	78
Figura 5-12	Representação do VAPS	79
Figura 5-13	Representação do movimento de arco-pêndulo	80

Tabelas

	Página
Tabela 3-1 Modo de fornecimento do fluxo inspiratório no Bird 6400ST	30
Tabela 3-2 Classificação dos modos de operação de ventiladores mecânicos	41
Tabela 4-1 Relação entre elementos elétricos e pneumáticos	43
Tabela 5-1 Esquemático dos formulários e alguns objetos do SIMVEP	70
Tabela 5-2 Descrição das equações para cada modo de ventilação	82

Capítulo 1

Introdução

Nos últimos anos, os avanços tecnológicos e o advento dos ventiladores mecânicos microprocessados propiciaram o desenvolvimento de uma ampla variedade de novos modos de ventilação e sofisticaram a monitoração da ventilação mecânica. No decorrer desta evolução ficou claro que os intensivistas deveriam compreender não apenas a fisiopatologia das doenças respiratórias, mas também as características físicas e de bioengenharia dos sistemas de suporte ventilatório, que estão tornando-se cada vez mais complexos.

A evolução tecnológica tem atuado nos ventiladores mecânicos visando sempre promover um maior conforto aos pacientes e maior segurança aos médicos nas decisões quanto ao melhor procedimento a ser seguido no tratamento destes pacientes.

O conforto aos pacientes tem sido facilitado pela evolução do sistema de transdução de medidas e das válvulas que promovem o fluxo ou pressão ao

paciente, elementos estes existentes nos ventiladores mais modernos. O apoio aos profissionais ligados à ventilação mecânica tem sido aprimorado através de melhores sistemas de monitoração e do surgimento de novas opções de modos ventilatórios.

Um acessório que está cada vez mais presente nos equipamentos de ventilação mecânica é o monitor gráfico. Este acessório é utilizado para apresentar as curvas de diversos parâmetros medidos (pressão proximal, volume corrente, fluxo inspiratório e outros) durante o suporte ventilatório. O monitor tornou-se um acessório cada vez mais importante porque ele consegue fornecer ao médico curvas de monitoração que permitem uma avaliação instantânea do suporte ventilatório. Assim, o médico não avalia apenas que a pressão proximal de pico teve um certo valor mas avalia também como esta pressão chegou a este valor. O monitor gráfico conectado aos ventiladores mecânicos também auxilia bastante como apoio ao médico em utilizar novos modos de ventilação.

Visando auxiliar os médicos na interpretação das curvas representativas dos parâmetros fisiológicos mecânicos da ventilação mecânica, propõe-se com este trabalho uma metodologia auxiliar no treinamento de profissionais ligados à ventilação mecânica (médicos, enfermeiros, fisioterapeutas e outros). O treinamento auxiliar é feito através de um programa para computadores pessoais que simula o circuito pulmonar sob suporte ventilatório.

O programa desenvolvido é o *SIMVEP* - Simulador da Ventilação Pulmonar. O programa é executado sob o ambiente operacional MS Windows e é estruturalmente dividido em quatro blocos: uma janela na qual são ajustados os controles do respirador (frequência respiratória, fluxo inspiratório e outros descritos no Capítulo 5), uma janela para ajustar os parâmetros mecânicos do paciente (resistência de vias aéreas, resistência e complacência pulmonar e complacência da caixa torácica), uma janela com alguns valores monitorados (relação I:E, valor da pressão de pico e outros descritos no Capítulo 5) e as janelas com os gráficos de fluxo, volume e pressão. O *SIMVEP* utiliza o modelamento matemático proposto por CHATBURN e col. (1994).

Esta dissertação está dividida em seis capítulos, incluindo esta introdução. No Capítulo 2 é feita uma introdução ao sistema respiratório. Este capítulo tem como objetivo facilitar a leitura deste trabalho aos profissionais que não possuam conhecimentos sobre ventilação pulmonar. O Capítulo 3 apresenta uma descrição da evolução do sistema de suporte ventilatório e é feita uma caracterização do tipo de ventiladores mecânicos atualmente utilizados, desde o seu diagrama de blocos funcionais até os controles disponíveis neste tipo de equipamento.

O Capítulo 4 apresenta todo o modelamento matemático utilizado para a criação do SIMVEP e o Capítulo 5 descreve a metodologia de implementação deste modelamento matemático para o desenvolvimento do simulador da ventilação pulmonar

Finalmente, no Capítulo 6, é feita uma descrição da utilização do *SIMVEP* como ferramenta de treinamento e é feita uma discussão sobre a sua utilização no sistema de treinamento de profissionais que utilizaram em cursos realizados no Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP.

Capítulo 2

Ventilação Pulmonar

Neste capítulo são apresentadas a estrutura e as funções básicas do sistema respiratório e em seguida descreve-se a ventilação pulmonar. Também são resumidas algumas das patologias encontradas em pacientes que precisam de suporte ventilatório. As informações deste capítulo foram retiradas dos livros que tratam da anatomia e fisiologia respiratória (DANGELO e FATTINI,1988, GUYTON,1992 e WEST, 1986) e se destinam a fazer uma pequena introdução deste assunto a profissionais que não tenham a formação na área de saúde.

2.1 Anatomia do Sistema Respiratório

Funcionalmente, pode-se dividir a estrutura pulmonar em duas grandes porções: Zonas de Condução e Zona de Respiração. A Figura 2-1 ilustra a estrutura anatômica do sistema respiratório.

A *Zona de Condução* é caracterizada pela porção que não realiza trocas gasosas. O ar inspirado percorre o caminho externo com direção aos pulmões através dos seguintes órgãos: nariz, faringe, laringe, traquéia e brônquios principais.

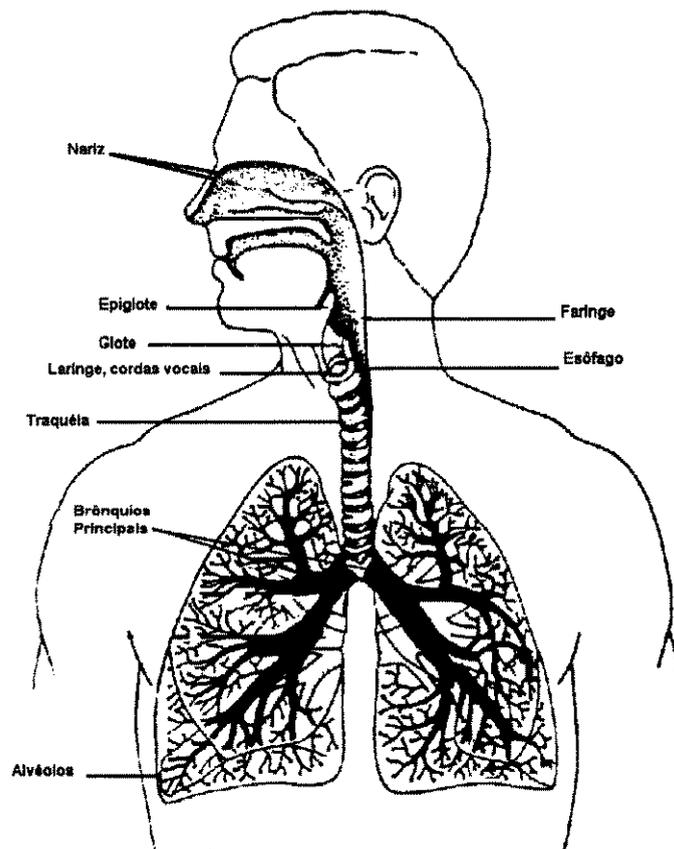


Figura 2-1 As vias aéreas. (Modificado de GUYTON, 1992)

O *nariz* situa-se no plano mediano da face. É composto de duas fendas, as *narinas*, que fazem a comunicação do meio externo com a *cavidade nasal*. A cavidade nasal é dividida em duas metades, as conchas nasais ou cornetos, pelo *septo nasal*. As *coanas* são os orifícios que fazem a ligação entre a cavidade nasal e a porção nasal da faringe. À medida que o ar passa pelas cavidades nasais, ele é aquecido, umidificado e filtrado.

A *faringe* é um tubo muscular associado aos sistemas digestivo e respiratório. Trata-se de um canal que é comum para a passagem do alimento ingerido e do ar inspirado/expirado.

A *laringe*, além de ser via aérea, é órgão de fonação. Durante a respiração ela permite a passagem do ar e durante a deglutição ela permanece fechada para que o alimento siga em direção ao esôfago.

A *traquéia* caracteriza-se por ser uma estrutura cilíndrica composta de uma série de anéis cartilagosos com a parede posterior, membrana traqueal, constituída de uma musculatura lisa. A traquéia é revestida internamente por tecido epitelial ciliado que promove, através de movimentos ciliares, a expulsão do muco (secreção gerada pelo revestimento epitelial das vias aéreas e, em parte, por pequenas glândulas submucosas. Além de umedecer as superfícies respiratórias, o muco também retira partículas do ar inspirado e impede que a maioria delas alcance os alvéolos).

A traquéia é então dividida em 2 *brônquios* principais, direito e esquerdo, que vão se dividindo em bronquíolos segmentares cada vez menores. Todas estas ramificações, em conjunto, formam a *árvore brônquica*. Os pulmões, portanto, contêm toda a árvore brônquica.

Na Figura 2-2 as 16 primeiras zonas (Z: 1-16) constituem as vias aéreas de condução ou *zona de condução*. Os elementos brônquios (BR), bronquíolos (BL) e bronquíolos terminais (BLT) participam apenas do processo de condução gasosa. As 7 últimas zonas (Z: 1-7) constituem a *zona respiratória*, região onde as trocas gasosas são efetuadas. As indicações (BLR), (DA) e (SA) representam os bronquíolos respiratórios, ductos alveolares e sacos alveolares, respectivamente.

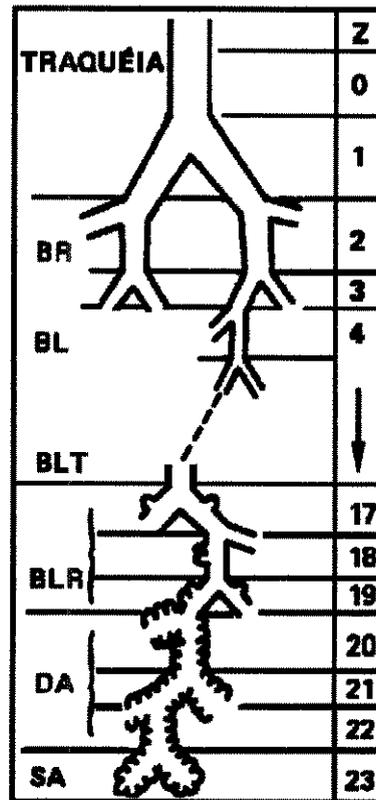


Figura 2-2 Diagrama esquemático das vias aéreas. (Modificado de WEST, 1986)

O *espaço morto anatômico* caracteriza a quantidade de volume que não participa das trocas gasosas por estar na Zona de Condução, ou seja, a região anatômica que não promove as trocas gasosas.

O *pulmão* é uma estrutura elástica revestida por uma superfície visceral, a pleura pulmonar, que se encontra imerso no líquido pleural, dentro da caixa torácica, que é revestida internamente pela pleura parietal (ver Figura 2-3).

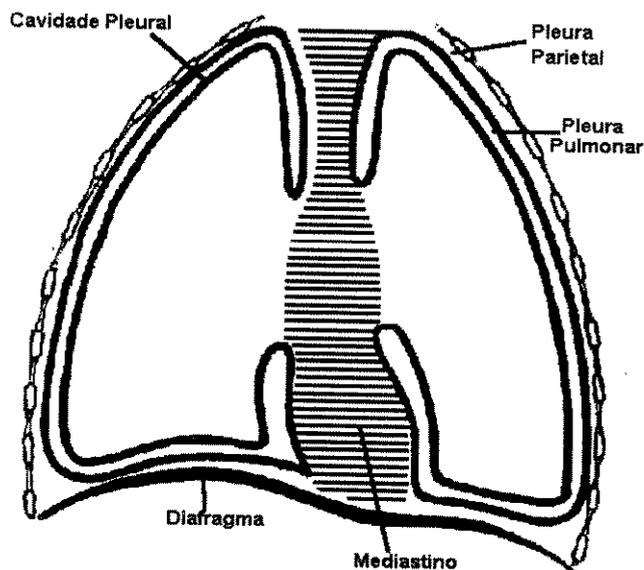


Figura 2-3 Esquema das pleuras e mediastino, corte frontal. (Modificado de DANGELO e FATTINI, 1988)

Os pulmões são órgãos de forma cônica, apresentando um ápice superior, uma base inferior e duas faces: costal (em relação com as costelas) e medial (voltada para o mediastino). A base descansa sobre o diafragma, músculo que separa, internamente, o tórax do abdome. Os pulmões se subdividem em lobos, geralmente, de três para o direito e dois para o esquerdo, no homem. Na sua face medial, cada um dos pulmões apresenta uma fenda, o *hilo do pulmão*, pelo qual atravessam os brônquios, vasos e nervos pulmonares, constituindo a raiz do pulmão.

2.2 Fisiologia Respiratória

A Ventilação Pulmonar tem como objetivo promover a respiração, que consiste, essencialmente, na absorção, pelo organismo, de oxigênio, e a eliminação do gás carbônico resultante de oxidações celulares. O processo de ventilação ocorre basicamente a partir do movimento de gases de e para os pulmões, processo que é controlado pelo sistema nervoso central com o objetivo de promover as trocas gasosas.

2.2.1 Mecânica Respiratória

Principais Músculos da Respiração

A respiração se divide em duas fases: a inspiração e a expiração. A **inspiração** é um processo ativo e o mais importante músculo a participar deste processo é o *diafragma*. Ele consiste de uma camada muscular em forma de cúpula, inserida nas últimas costelas e é enervado pelos frênicos. Quando se contrai, o conteúdo abdominal é forçado para baixo e para a frente, aumentando o diâmetro vertical da caixa torácica. Na respiração normal em repouso, o nível do diafragma se move cerca de 1 cm. Outro método para expandir os pulmões é efetuado pela elevação da caixa torácica. Esta expansão é efetuada pelos seguinte músculos: (1) os *intercostais externos*, os mais importantes; (2) os *esternocleidomastóides*, que elevam o esterno; (3) os *serráteis anteriores*, que elevam muitas das costelas; e (4) os *escalenos*, que elevam as duas primeiras costelas.

A **expiração** é um processo passivo. O pulmão e a parede torácica são elásticos e tendem a voltar à sua posição de equilíbrio depois de ativamente expandidos durante a inspiração. Durante o exercício e a hiperventilação voluntária a expiração se torna ativa. Os mais importantes músculos da expiração são os da parede abdominal, como os *retos abdominais*, *oblíquos internos* e *externos* e *transversos do abdome*. Quando estes músculos se contraem, eleva-se a pressão intra-abdominal, e o diafragma é empurrado para cima. Os músculos *intercostais internos* auxiliam a expiração ativa, puxando as costelas para baixo e para dentro (ação oposta à dos músculos intercostais externos). A Figura 2-4 apresenta a modificação no tamanho da caixa torácica decorrente da movimentação muscular.

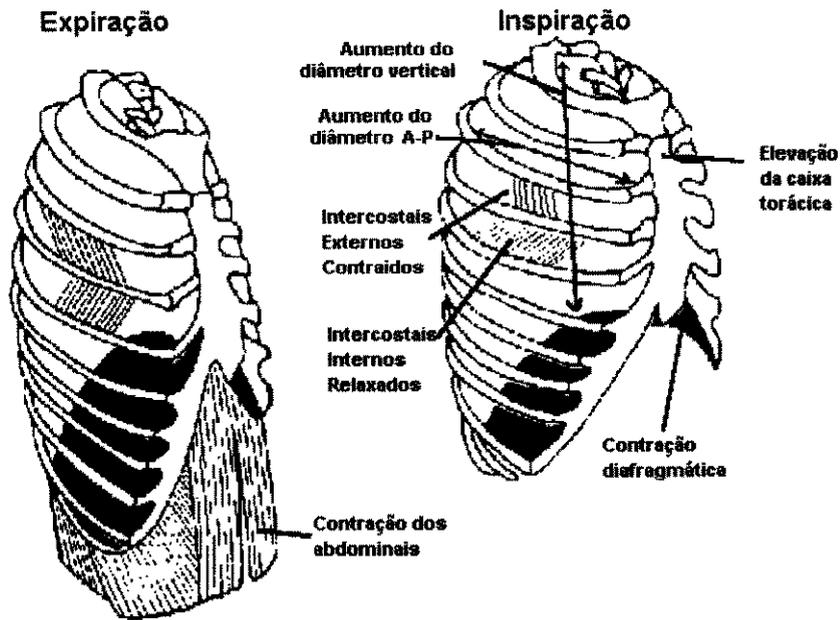


Figura 2-4 Movimentação da caixa torácica. (Modificado de GUYTON, 1992)

Pressões Pulmonares

O pulmão está imerso na caixa torácica, circundado por uma camada de líquido pleural, que lubrifica os movimentos dos pulmões no interior da cavidade. A partir desta estrutura, pode-se caracterizar alguns níveis pressóricos particulares:

- **Pressão Pleural:** é aquela existente no espaço entre a pleura pulmonar e a parietal. No início da inspiração, a pressão pleural normal fica em torno de $-5\text{cmH}_2\text{O}$, o nível mínimo para se manter os pulmões abertos durante o repouso. A pressão pleural atinge o seu valor de pico no final da inspiração, com um valor médio em torno de $-7,5\text{ cmH}_2\text{O}$.
- **Pressão Alveolar:** é a pressão existente dentro dos alvéolos pulmonares. Quando a glote está aberta, e não ocorre fluxo de ar para dentro ou para fora dos pulmões, as pressões em toda a estrutura pulmonar é a própria

pressão atmosférica. Para provocar a entrada de ar durante a inspiração, a pressão nos alvéolos deve cair para um valor ligeiramente inferior à pressão atmosférica. Durante a expiração, ocorre que a pressão alveolar eleva-se forçando a saída do ar.

- Pressão transpulmonar: caracteriza a diferença de pressão entre os alvéolos e as superfícies externas dos pulmões.

A Figura 2-5 ilustra graficamente os níveis pressóricos das pressões pulmonares.

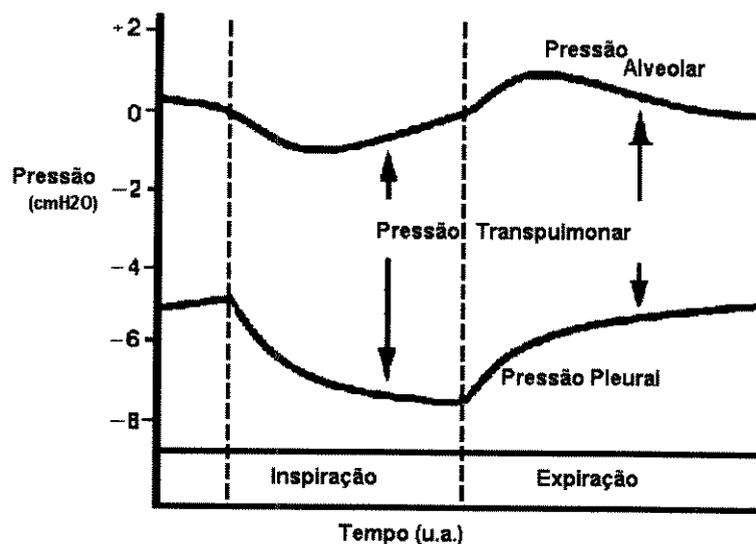


Figura 2-5 Diagrama da variação do nível pressórico em uma respiração normal. (Modificado de GUYTON, 1992)

Volumes Pulmonares

Os volumes e as capacidades pulmonares são valores estáticos que caracterizam o sistema respiratório. A Figura 2-6 apresenta um gráfico típico de volumes e capacidades pulmonares de um adulto do sexo masculino. Estes volumes e capacidades são definidos a seguir:

- Volume corrente: é o volume de ar inspirado ou expirado em cada respiração normal.
- Volume de reserva inspiratória: é a quantidade máxima de ar que pode ser inspirada a partir da posição final da inspiração normal.
- Volume de reserva expiratória: é o volume máximo que pode ser expirado a partir do nível final da expiração normal.
- Volume residual: é o volume de gás que permanece nos pulmões ao fim de uma expiração máxima.
- Capacidade vital: é o volume de gás máximo que pode ser expirado após uma inspiração máxima. É igual à soma dos volumes de reserva inspiratória e expiratória e o volume corrente.
- Capacidade pulmonar total: é o volume máximo de extensão dos pulmões com o maior esforço inspiratório possível. É igual à capacidade vital mais o volume residual.
- Capacidade inspiratória: é o volume máximo de gás que pode ser inspirado a partir de um nível expiratório de repouso. Equivale ao volume corrente mais o volume de reserva inspiratória.
- Capacidade residual funcional: é o volume que permanece nos pulmões ao nível da posição expiratória de repouso. É igual ao volume de reserva expiratória mais o volume residual.

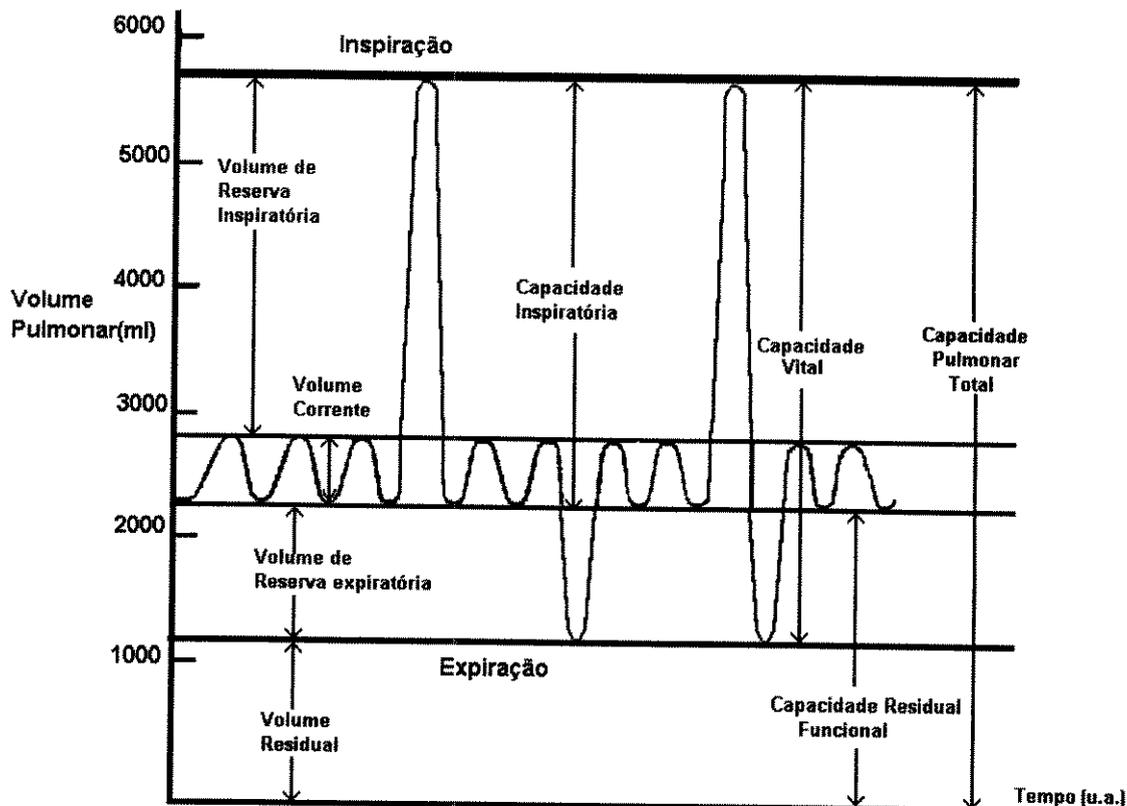


Figura 2-6 Capacidades e volumes pulmonares. (Modificado de GUYTON, 1992)

Propriedades Mecânicas do Sistema Respiratório

As características elásticas e resistivas do sistema respiratório definem o seu comportamento dinâmico.

Características Elásticas: A elasticidade é uma propriedade da matéria que permite ao corpo retornar à sua forma original após ter sido deformado por uma força sobre ele aplicada. Os componentes elásticos do sistema respiratório são:

1. Complacência Pulmonar: caracteriza o comportamento elástico dos pulmões. Define-se complacência pulmonar como sendo o grau de expansão dos pulmões em relação a cada unidade de aumento de pressão transpulmonar. No adulto médio, a complacência total normal de ambos os pulmões é de aproximadamente 200mL/cmH₂O (GONÇALVES, 1991).

2. Complacência da Caixa Torácica: A parede torácica inclui, além do tórax, o diafragma, a parede abdominal e o mediastino. Como o pulmão, a parede torácica também exibe propriedades elásticas. A complacência da caixa torácica representa cerca de 34% do valor da complacência pulmonar (KATZ e col,1981).

Características Resistivas: A pressão do sistema respiratório necessita vencer, além do componente elástico do sistema respiratório, o componente resistivo. Os elementos que caracterizam a resistividade so sistema respiratório, são:

1. Resistência das Vias Aéreas: é a diferença de pressão entre os alvéolos e a boca, por unidade de fluxo aéreo. Portanto, essa grandeza exprime a resistência das vias aéreas à passagem de fluxo. No adulto médio, a resistência das vias aéreas é de aproximadamente 10 cmH₂O/L/s.

2. Resistência Tecidual: Além da resistência causada pelo atrito das moléculas gasosas ao passar pelas vias aéreas, há também resistência pelo atrito durante o deslocamento dos tecidos pulmonares, da caixa torácica, do diafragma e do conteúdo abdominal, que é a resistência tecidual. Em pacientes jovens e normais, a resistência tissular corresponde a 20% da resistência pulmonar, sendo o restante dado pela resistência das vias aéreas (GONÇALVES,1991).

Trabalho Respiratório: O trabalho pode ser definido como força x distância ou pressão x volume e tem como objetivo principal ser um determinante primário de suporte ventilatório. O produto acumulativo de pressão e volume gasoso a cada instante é igual ao trabalho que matematicamente pode ser expresso pela integral da curva de pressão no volume: $W = \int P \cdot dV$. No sistema respiratório há três tipos de trabalho: resistivo, elástico e inercial. A inertância (I), característica que define o comportamento inercial dos pulmões, representa um trabalho desprezível durante a ventilação por pressão positiva convencional (GONÇALVES,1991).

1. Trabalho elástico: pode ser definido como $W_{el} = \int P_{el} \cdot dV$, onde P_{el} é a pressão elástica do sistema respiratório e V é o volume.

2. **Trabalho Resistivo:** é definido como $W_{res} = \int P_{res} \cdot dV$, onde P_{res} é a pressão resistiva do sistema respiratório.

2.2.2 Ventilação Alveolar

Interface Hematogásosa

É o local onde as trocas gasosas são efetuadas. O ar é transportado a um lado desta interface hematogásosa pelas vias aéreas e o sangue ao outro lado por vasos sanguíneos (Figura 2-7). Os elementos que compõem esta membrana são:

1. **A unidade respiratória:** consiste de bronquíolos respiratórios, dutos alveolares e alvéolos (cerca de 300 milhões de unidades e diâmetro médio de cada unidade de 0,2mm).

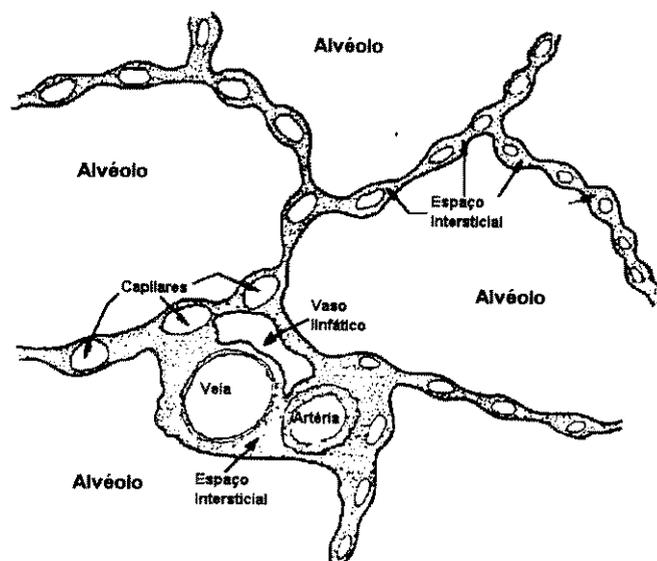


Figura 2-7 Diagrama esquemático da interface hematogásosa. (Modificado de GUYTON, 1992)

2. A membrana respiratória. Esta membrana possui diversas camadas:

- Uma camada de líquido revestindo o alvéolo e contendo surfactante (substância secretada por células epiteliais existentes nos alvéolos. O surfactante promove a redução da tensão superficial dos alvéolos impedindo o colapamento das unidades respiratórias);
- O epitélio alveolar constituído por células epiteliais;
- A membrana basal epitelial;
- O espaço intersticial muito fino entre o epitélio alveolar e a membrana capilar;
- A membrana basal capilar;
- A membrana endotelial do capilar.

A espessura global da membrana respiratória é de $0,5\mu\text{m}$, suficiente apenas para a passagem de uma hemácea.

Difusão

A difusão é um processo onde a movimentação de gases ocorre devido a uma diferença de pressão entre regiões. A difusão através dos tecidos é descrita pela lei de Fick (CHATBURN,1990). Esta diz que a velocidade de transporte de um gás através de uma camada de tecido é proporcional à área do tecido e à diferença de pressão parcial do gás entre os dois lados, e inversamente proporcional à espessura do tecido. Como a barreira hematogásica é extraordinariamente fina e tem uma área entre 70 e 100 m^2 , é bastante favorável ao intercâmbio gasoso.

A capacidade da membrana respiratória de trocar um gás entre os alvéolos e o sangue pulmonar pode ser expressa em termos quantitativos pela **capacidade de difusão**, definida como a quantidade de gás que se difunde através da membrana a cada minuto para uma diferença de pressão de 1 mmHg .

2.3 Insuficiência Respiratória

O objetivo desta seção é, principalmente, introduzir um pequeno conhecimento clínico das doenças respiratórias aos profissionais da área técnica. Também é objetivo a caracterização básica, com respeito à mecânica respiratória, do tipo de doença pulmonar: obstrutiva ou restritiva.

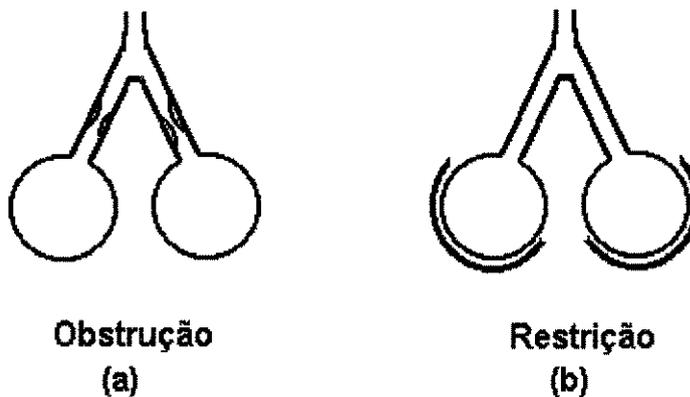


Figura 2-8 Diagrama pulmonar de pacientes com doença obstrutiva e restritiva.

As doenças obstrutivas ocorrem em pacientes com alta resistência de vias aéreas. Na Figura 2-8 (a) são representadas por uma maior dificuldade à passagem de fluxo gasoso. Os casos restritivos caracterizam pacientes com baixa complacência pulmonar, o que na Figura 2-8 (b) é representada por uma maior dificuldade em expansão pulmonar.

Algumas doenças da respiração resultam da ventilação inadequada, enquanto outras decorrem de anormalidades da difusão através da membrana pulmonar ou do transporte de oxigênio dos pulmões até os tecidos. Em seguida, são apresentadas algumas das fisiopatologias encontradas em pacientes com deficiência respiratória.

Asma

Caracteriza-se por mudanças severas na condução das vias aéreas brônquicas. A causa habitual reside na hiper-sensibilidade a substâncias estranhas presentes no ar. Os efeitos, geralmente proporcionados por uma reação alérgica, produzidos no organismo, consistem em produzir um acentuado aumento da resistência de vias aéreas (Caso obstrutivo).

A pessoa asmática geralmente pode inspirar de modo adequado, mas tem dificuldade em expirar. Clinicamente, pode-se constatar um caso de asma avaliando que o asmático possui uma redução na velocidade expiratória máxima e no volume expiratório. A capacidade residual funcional e o volume residual do pulmão ficam aumentados durante o ataque asmático, devido à dificuldade de expirar o ar dos pulmões.

Atelectasia

O termo atelectasia caracteriza o colapso alveolar. Pode ocorrer em área localizada de um pulmão, em todo um lobo ou em todo um pulmão. A atelectasia ocorre principalmente devido a obstruções nas vias aéreas ou à falta de surfactante nos alvéolos (Caso obstrutivo e restritivo).

Obstrução das vias aéreas crônicas. Descreve pacientes com excesso de muco na árvore brônquica, *bronquite crônica*, ou pacientes com obstrução de um brônquio principal, devido à presença de um grande tampão mucoso ou de algum corpo sólido, como o câncer. O ar aprisionado além do bloqueio é absorvido dentro de minutos a horas pelo sangue que flui nos capilares pulmonares. Se o tecido pulmonar for elástico o suficiente, isso resultará num colapso alveolar. No entanto, se o tecido pulmonar não puder sofrer colapso, a absorção do ar dos alvéolos criará pressões altamente negativas no interior dos alvéolos e removerá o líquido do interstício pulmonar para os alvéolos, determinando seu enchimento completo com líquido de edema, promovendo a atelectasia completa do pulmão ou *colapso maciço pulmonar* (Caso obstrutivo).

Ausência de Surfactante. O surfactante é uma substância secretada pelo epitélio alveolar nos líquidos que revestem os alvéolos. Essa substância diminui a tensão superficial e desempenha importante papel para impedir o colapso alveolar. Todavia, em diversas patologias diferentes, como a doença de *membrana hialina*, que quase sempre ocorre em prematuros, a quantidade de surfactante secretado pelos alvéolos está muito reduzida. Como consequência, a tensão superficial do líquido alveolar aumenta a ponto de provocar séria tendência dos pulmões desses bebês ao colapso (Caso obstructivo).

Enfisema Pulmonar

Descreve uma situação de excesso de ar nos pulmões. O enfisema pulmonar pode ser resultado de:

(1) Infecção crônica, causada pela inalação de gases tóxicos ou irritantes aos brônquios e bronquíolos. A principal razão para a infecção crônica é que o irritante altera seriamente os mecanismos normais protetores das vias aéreas, incluindo a paralisia parcial dos cílios do epitélio respiratório, estimulação excessiva do muco e inibição de macrófagos alveolares.

(2) Infecção aguda, o excesso de muco e o edema inflamatório do epitélio bronquiolar causam, em conjunto, obstrução crônica de muitas das vias aéreas menores.

(3) A obstrução das vias aéreas, além de dificultar a expiração, promove a hiperdistensão dos alvéolos que, associado à infecção pulmonar, provoca acentuada destruição das paredes alveolares.

Como efeito, o enfisema pulmonar pode promover algumas anormalidades:

(1) A obstrução bronquiolar provoca acentuado aumento da resistência de vias aéreas e, conseqüentemente, aumenta também o trabalho respiratório.

(2) A perda de parênquima pulmonar provoca grande redução da capacidade de difusão do pulmão, ou seja, de promover as trocas gasosas. A destruição do parênquima também promove o aumento da resistência vascular

dos capilares, causando hipertensão pulmonar e conseqüentemente, sobrecarregando o coração direito.

(3) O processo obstrutivo é irregular, o que promove relações de ventilação-perfusão extremamente anormais e desiguais.

Pneumonia

Caracteriza qualquer processo inflamatório nos pulmões. O tipo mais comum é a pneumonia bacteriana. Ao ser atingida pela bactéria, a membrana alveolar permite a passagem de líquidos e eritrócitos do sangue para os alvéolos. Como consequência, há uma redução na área total da superfície disponível da membrana respiratória e também uma redução na relação ventilação-perfusão. Ambos efeitos provocam uma diminuição na capacidade de difusão (Caso restritivo).

Tuberculose

Infecção pulmonar causada pelo bacilos tuberculosos. Provocam nos tecidos pulmonares a formação de lesões fibrosas e permitem a invasão da região infectada pelos macrófagos. Os efeitos maiores da tuberculose são:

(1) Redução da capacidade vital e respiratória, provocando um aumento no trabalho respiratório.

(2) Diminuição da capacidade de difusão pulmonar devido à redução da área total da superfície da membrana respiratória e aumento da espessura de membrana respiratória.

(3) Relação anormal de ventilação-perfusão nos pulmões.

Capítulo 3

Suporte Ventilatório

A ventilação mecânica artificial mostrou-se ao longo do tempo uma ferramenta essencial no tratamento de pacientes com deficiência respiratória. Neste capítulo será feita uma breve descrição dos ventiladores pulmonares e sua operacionalidade.

3.1 Suporte Ventilatório

A manutenção adequada das trocas gasosas pulmonares é um dos mais importantes problemas nas unidades de terapia intensiva. Quando a função respiratória do paciente falha, ele deverá ser ventilado artificialmente até que a causa primária pulmonar ou extrapulmonar seja eliminada ou controlada. O *suporte ventilatório* é diminuído progressivamente quando certas variáveis fisiológicas indicam que: (1) as causas que motivaram o suporte ventilatório mecânico começaram a desaparecer, e (2) o paciente pode respirar

espontaneamente sem nenhum suporte externo. A progressiva retirada da ventilação mecânica do paciente é conhecida por *desmame*.

Os ventiladores mecânicos são equipamentos que promovem um fluxo de ar aos pulmões e funcionam promovendo este fluxo utilizando uma pressão positiva ou negativa relativas à pressão atmosférica.

3.1.1 Ventilação Mecânica por Pressão Negativa

Ventiladores mecânicos por pressão negativa são equipamentos que aplicam uma pressão negativa na região torácica do paciente durante a inspiração. Esta pressão promove uma expansão da caixa torácica e uma conseqüente redução na pressão alveolar, o que a faz ficar menor que a pressão atmosférica e, portanto, o ar flui, por diferença de pressão, da atmosfera para os pulmões (WEBSTER, 1992). Após a inspiração, a pressão aplicada à região torácica é retirada ou é aplicada uma pressão positiva, alcançando o nível atmosférico ou um pouco maior, tendendo a diminuir o volume torácico e aumentando a pressão alveolar a níveis acima do atmosférico. Desta forma, é estabelecido um gradiente de pressão para a movimentação do ar dos pulmões para a atmosfera (CARLSON e GEHED, 1990).

Os ventiladores que usam pressão negativa possuem dois componentes principais, uma câmara na qual a pressão subatmosférica é aplicada ao paciente e uma bomba para gerar os níveis de pressão negativa (CARLSON e GEHED, 1990). O elemento que caracteriza os ventiladores com pressão negativa é o aplicador, e estes podem ser do tipo (KIRBY et al, 1985):

- Pulmão de aço: ou respirador do tipo tanque, são equipamentos onde todo o corpo paciente fica imerso em um tanque, exceto a sua cabeça. O primeiro pulmão de aço utilizado em aplicação clínica foi o equipamento desenvolvido por Drinker em 1928. Durante a grande epidemia de poliomielite nos anos 30 e 40 os pulmões de aço foram largamente utilizados.

Couraça: é uma estrutura rígida que se mantém distanciada em alguns centímetros da superfície anterior do tórax, de forma que esta parte do tórax possa mover-se durante a inspiração. Estes equipamentos são conectados a uma bomba de pressão negativa através de um conduto de grande diâmetro no centro do dispositivo. A Figura 3-1 ilustra este tipo de aplicador.

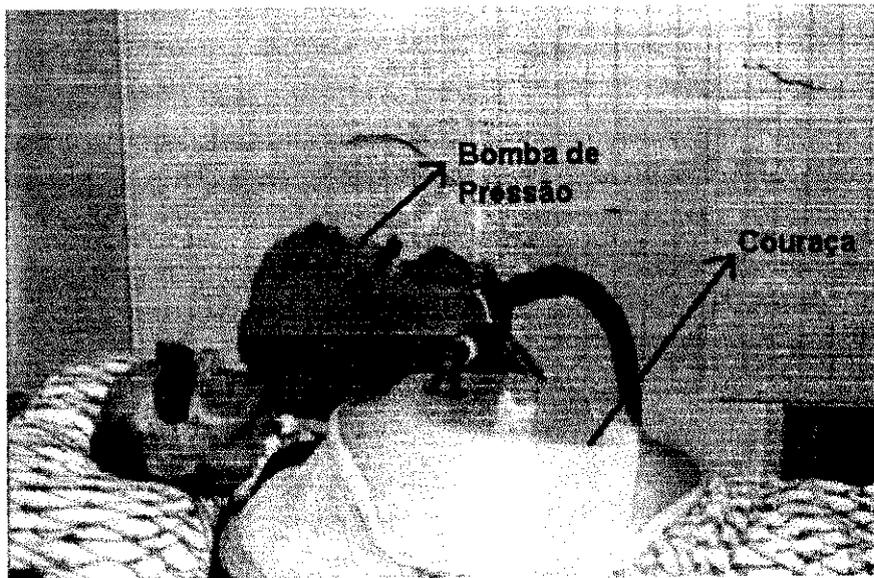


Figura 3-1 Ventilador por pressão negativa com aplicador do tipo couraça.

A ventilação por pressão negativa acontece em três modos diferentes:

- **Pressão Negativa Cíclica:** O respirador gera uma pressão negativa na superfície anterior do tórax para iniciar ou auxiliar a inspiração. Durante a expiração, nenhuma pressão é exercida pelo equipamento.
- **Pressão Negativa/Positiva:** O respirador gera pressão negativa durante a inspiração e gera uma pressão positiva durante a expiração.
- **Pressão Negativa Contínua:** Neste modo, a pressão subatmosférica circunda o paciente durante todo o ciclo respiratório.

A ventilação por pressão negativa é bastante fisiológica (WEBSTER, 1992), no entanto, hoje em dia, este tipo de suporte ventilatório não é quase utilizado. A principal desvantagem deste método de ventilação artificial é a dificuldade de

acesso ao paciente devido à estrutura física da couraça ou do pulmão de aço que o circunda (CARLSON e GEHED, 1990).

3.1.2 Ventilação Mecânica por Pressão Positiva

Ventiladores mecânicos por pressão positiva promovem o fluxo de ar para os pulmões aumentando a pressão na traquéia, o que provoca a expansão dos pulmões. A expiração é um processo passivo.

A ventilação por pressão positiva teve a sua utilização bastante difundida desde a criação dos primeiros ventiladores por pressão positiva e hoje em dia é o suporte ventilatório mais comumente utilizado em pacientes com deficiência respiratória. Na seção 3.2. o ventilador mecânico por pressão positiva será apresentado em maiores detalhes.

3.1.3 Técnicas Não-Convencionais de Ventilação Mecânica

Com o objetivo de prevenir problemas associados à ventilação mecânica convencional novas técnicas têm sido desenvolvidas e utilizadas visando um suporte ventilatório alternativo ao proporcionado pelos ventiladores mecânicos convencionais (CARLSON e GEHED, 1990), dentre elas:

- Ventilação de alta frequência (HFV): (Do inglês, *High Frequency Ventilation*). Representa a técnica de ventilação na qual se utiliza frequência ventilatória substancialmente elevada (60 a 2.000 respirações/minuto) e volumes correntes baixos (1 a 5 mL/Kg). Dentre as diversas variações de ventilação de alta frequência, tem-se a *Ventilação a Jato de Alta Frequência*. O ventilador que exerce este tipo de ventilação consiste numa fonte de fluxo que pode ser interrompida intermitentemente. O gás é fornecido a alta pressão (15 a 50 psi) através de uma pequena cânula. São fornecidos pequenos volumes de gás (2 a 5 mL/Kg) nas vias respiratórias do paciente, com frequência variando entre 100 a 600 respirações por minuto.

- Oxigenação extracorpórea por membrana (ECMO): (Do inglês, *Extracorporeal Membrane Oxygenation*). Este método consiste em fazer um

acesso vascular montando uma linha de drenagem sangüínea. O sangue venoso é conduzido por uma bomba de rolete através dos oxigenadores de membrana de silicone espiralado retornando para a circulação sistêmica. Todo o débito cardíaco deve passar através do circuito de ECMO. A ECMO é indicada quando se quer tratar uma lesão pulmonar sem desativar a função respiratória.

- Ventilação a pressão positiva de baixa freqüência associada à remoção extracorpórea de CO₂ (LFPPV-ECCO₂R): (Do inglês, *Low Frequency Positive Pressure Ventilation with Extracorporeal CO₂ Removal*) . Esta técnica consiste na remoção de CO₂ através do circuito extracorpóreo utilizando um oxigenador de membrana, concomitante à insuflação de oxigênio a 100% no interior da traquéia.

3.2 Ventiladores Mecânicos

Os ventiladores mecânicos são equipamentos que fornecem um fluxo de ar a uma determinada velocidade e intensidade com o objetivo de propiciar a ventilação alveolar do paciente. O termo **Ventilador(es) Mecânico(s)** será aplicado, nesse texto, para indicar equipamentos que funcionam por pressão positiva e ventilam adultos. Se necessário, será feito o esclarecimento de algum outro tipo.

De acordo com o tipo de aplicação a ser empregado, o respirador, é classificado, segundo a *American Society for Testing and Materials (ASTM)*, como:

- Ventiladores para cuidado intensivo: São os ventiladores utilizados nas Unidades de Terapia Intensiva.
- Ventiladores para anestesia: São os equipamentos utilizados durante cirurgias e configuram os *Aparelhos* ou *Carrinhos de Anestesia*.
- Ventiladores para uso doméstico: São equipamentos mais simples que os ventiladores para cuidado intensivo e são utilizados em residência por pacientes que dependem de um suporte ventilatório para manter a função

respiratória. Eventualmente também podem ser utilizados para transporte e em tratamento de longa duração de pacientes em ambiente hospitalar.

- Ventiladores para uso em transporte: São os respiradores que se encontram geralmente em ambulâncias. Servem para ventilar pacientes com insuficiência respiratória durante o transporte do mesmo.

Os ventiladores mecânicos hoje utilizados partiram de uma evolução que teve início na década de 50 Ray Bennett desenvolveu a “Válvula Bennett (BenX-2)” que permitia a liberação intermitente de oxigênio sob pressão durante a inspiração (KIRBY,1985). Esta válvula foi o elemento precursor da família de respiradores Bennett existentes hoje no mercado. Os respiradores ciclados a pressão (da série Bird Mark) surgiram nesta época e se tornaram os respiradores mais populares nos centros médicos. Este tipo de equipamento é totalmente pneumático.

A fonte de energia necessária para operação dos ventiladores mecânicos pode ser gerada por gás comprimido, eletricidade ou ambas. O sistema de controle do equipamento pode ser pneumático, eletrônico ou fluídico, ou uma combinação dos três. Assim, pode-se caracterizar os equipamentos como (KIRBY,1985):

Ventiladores Pneumáticos: necessitam apenas de alguma fonte de gás comprimido para gerar a ventilação por pressão positiva. O gás pode ser o ar comprimido em combinação com o oxigênio. Internamente ao equipamento a pressão do gás é reduzida através de válvula redutora, válvula do tipo agulha de alta resistência ou por mecanismos de Venturi (por exemplo, no equipamento Bird Mark-7). A Figura 3-2 mostra um ventilador pneumático.

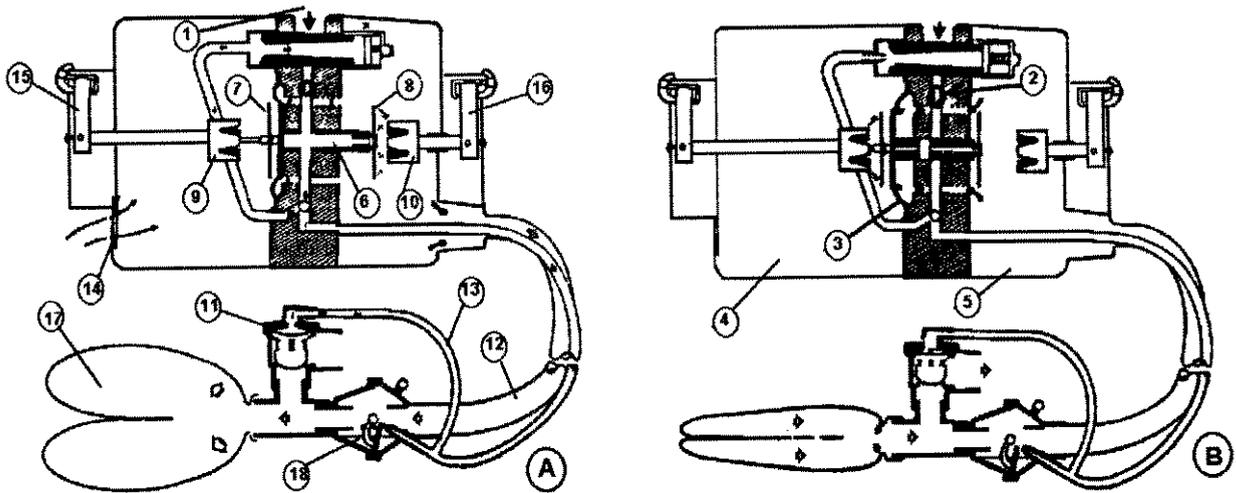


Figura 3-2 Diagrama pneumático do Bird Mark-7. (Modificado de DUPUIS,1992) .

A, Fase Inspiratória; B, Fase Expiratória; 1, Entrada de Gás ; 2, Válvula de Controle de Fluxo; 3, Diafragma; 4,Compartimento Ambiente; 5,Compartimento de Pressão; 6, Cerâmica; 7,Disco Metálico do Compartimento Ambiente; 8, Disco Metálico do Compartimento de Pressão; 9, Ímã do Compartimento Ambiente; 10, Ímã do Compartimento de Pressão; 11,Válvula de Exalação; 12, Circuito de Paciente; 13, Linha de Controle de Pressão, 14, Filtro de Ar; 15, Haste para Controle de Sensibilidade; 16, Haste para Controle de Pressão; 17, Pulmão de Teste e 18, Micronebulizador.

Este ventilador consiste de uma compartimento ambiente (4) e um compartimento de pressão (5), separados por um grande diafragma(3). Conectado no centro do diafragma existe uma válvula deslizante, geralmente feita de material cerâmico e conhecida apenas por cerâmica (6). Os lados opostos da cerâmica estão conectados a discos metálicos (7,8). Diretamente alinhado ao disco metálico do compartimento de ambiente (7) existe um ímã (9) para controle de sensibilidade, e também alinhado ao disco metálico do compartimento de pressão (8) existe o ímã (10) que regula o nível de pressão de controle. As posições dos ímãs do compartimento ambiente e de pressão são ajustadas através das hastes (15 e 16), respectivamente.

A cerâmica possui um canal de abertura para a passagem de gás para os vários componentes pneumáticos do respirador. Durante a fase inspiratória (A) a cerâmica permite a passagem de fluxo para o compartimento de pressão enquanto a força de atração magnética entre o ímã (10) e o disco (8) do

compartimento de pressão for menor que a força de atração magnética entre o ímã (9) e o disco (7) do compartimento ambiente. No momento em que a força de atração magnética do compartimento pressórico é maior que a do compartimento ambiente a cerâmica é deslocada de tal forma que não mais é permitida a passagem de fluxo. Desta forma, na linha de controle pressórico (13) também não mais existe fluxo, o que faz com que a válvula de exalação (11) seja aberta e o paciente exale através dela.

A entrada de gás (1) é do tipo padrão para oxigênio, a uma pressão de 50PSI (3.5Kg/cm^2), e a o ar atmosférico entra no equipamento passando pelo filtro de ar (14). A válvula de fluxo (2) controla a mistura dos gases. Esta válvula é do tipo agulha, e quanto mais aberta ela estiver maior será o fluxo e menor a concentração de oxigênio. À medida em que a válvula é fechada, menor será o fluxo e maior a concentração de oxigênio. Na Figura 3-2 o pulmão de teste (17) é colocado para representar o pulmão de um paciente e o circuito de paciente (12) e o micronebulizador (18) serão descritos no item 3.2.1 .

Ventiladores Eletrônicos: são equipamentos em que todo o seu funcionamento é controlado por sistemas eletrônicos. O oxigênio é utilizado como forma de terapia auxiliar e não como fonte de energia primária. Assim, se acontecer alguma falha no sistema de fornecimento de oxigênio, o equipamento continuará a funcionar, fornecendo apenas gás atmosférico (concentração de O_2 igual a 21%). Este tipo de respirador pode utilizar um motor elétrico para mover um pistão promovendo uma pressão inspiratória positiva ao paciente (por exemplo, o equipamento Emerson 3-P). No caso do respirador Bennett MA-1, um compressor elétrico promove a pressão positiva necessária.

Hoje em dia, os equipamentos mais utilizados são os combinados, ou seja, utilizam fonte externa de gás em combinação com um controle eletrônico. Os gases medicinais da rede hospitalar ou os cilindros contendo gases sob pressão são utilizados como fonte de gás externa. O controle eletrônico é feito por um microprocessador. A Figura 3-3 apresenta o diagrama esquemático de um respirador pulmonar microprocessado.

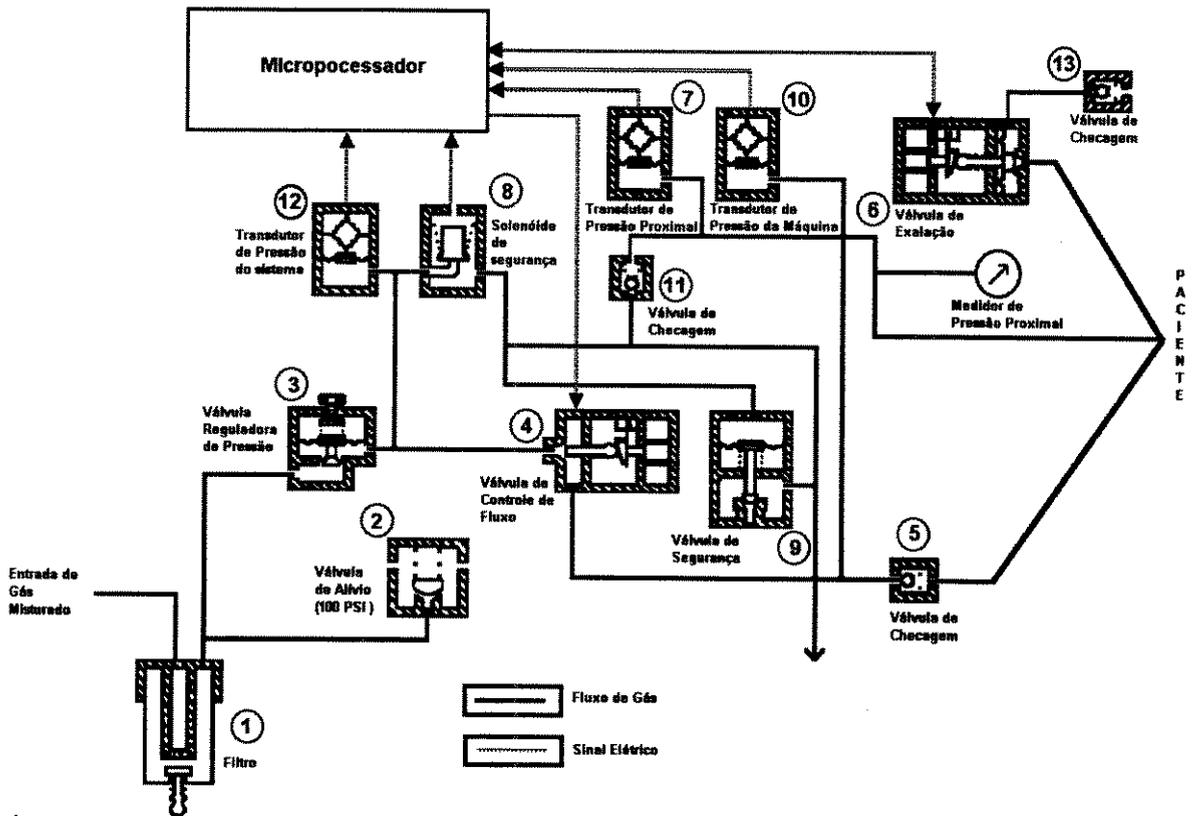


Figura 3-3 Modificado do esquema pneumático do ventilador Bird 6400ST.

O sistema pneumático é baseado em duas válvulas eletro-mecânicas, a válvula de controle de fluxo (4) e a válvula de exalação(6). Todo o gás fornecido ao paciente é controlado pela válvula de controle de fluxo enquanto que todo o fluxo exalado pelo paciente é controlado pela válvula de exalação.

O gás misturado, vindo do misturador externo, deve entrar no equipamento a uma pressão de 50 PSI passando pelo Filtro (1) com a finalidade de reduzir possíveis partículas líquidas e sólidas.

A Válvula de Alívio (2) redireciona o fluxo de gás para o ambiente caso a pressão de entrada de gases exceder 100 PSI. O objetivo desta válvula é proteger o sistema pneumático em caso de altas pressões.

A Válvula Reguladora (3) estabiliza uma pressão interna de trabalho de 20 PSI com o objetivo de fornecer um nível de pressão constante e preciso para a Válvula de Controle de Fluxo(4).

A Válvula de Controle de Fluxo (4) controla o gás enviado durante a inspiração do paciente. Esta válvula é um dispositivo eletro-mecânico. O movimento rotacional do motor eletro-mecânico é transformado em um deslocamento linear de uma agulha que permite a passagem de fluxo por um determinado orifício. A Tabela 3-1 descreve como o equipamento fornece o fluxo inspiratório ao paciente para cada tipo de respiração.

Tabela 3-1 Modo de fornecimento do fluxo inspiratório no Bird 6400ST.

Tipo de Respiração	Método de Fornecimento do Fluxo Inspiratório
Volume Controlado:	O microprocessador desloca a Válvula de Fluxo Inspiratório (4) de tal forma a garantir os ajustes de volume corrente, pico de fluxo e forma de onda.
Espontânea:	Usando o valor monitorado pelo Transdutor de Pressão Proximal (7), o microprocessador desloca a válvula de fluxo para fornecer o fluxo adequado para manter o nível de PEEP/CPAP ¹ estável.
Pressão de Suporte:	O equipamento age da mesma forma durante ciclos espontâneos, exceto que o fluxo é controlado com o objetivo de manter o nível de pressão de suporte ajustado.

As Válvulas de Checagem (5) e (13) garantem um caminho de único sentido quando o paciente está respirando espontaneamente. Também garantem que o paciente respire através da Válvula de Segurança (9) caso o ventilador esteja inoperante.

A Válvula de Exalação (6) controla todo o gás exalado pelo paciente. Esta é semelhante à válvula de fluxo inspiratório e tem como características de funcionamento:

¹ Ver item 3.2.2

1. Fechar o ramo expiratório do circuito de paciente durante todos os tipos de inspiração.
2. Abrir total e imediatamente ao início da exalação para promover uma resistência mínima ao fluxo expiratório.
3. Em conjunto com a válvula de controle de fluxo, o microprocessador, e o Transdutor de Fluxo Proximal , controla os níveis de PEEP/CPAP e Pressão de Suporte.

O Transdutor de Pressão Proximal (7) converte o valor de pressão de vias aéreas proximal em um sinal elétrico. Este sinal elétrico é usado pelo microprocessador a fim de executar as seguintes funções:

1. Controle do nível de pressão de suporte e PEEP/CPAP
2. Ativar o Alarme de Limite de Alta Pressão
3. Ativar o Alarme de Baixa Pressão de Pico
4. Ativar o Alarme de Apnéia

O sistema de segurança consiste do Solenóide de Segurança (8) , o qual ativa a Válvula de Segurança(9). Durante a operação normal o solenóide está aberto e deixando passar a pressão de 20 PSI do sistema à válvula de segurança, que permanece fechada. Em caso de falha do sistema elétrico o equipamento entra no estado inoperante e o solenóide é fechado e faz com que a válvula de segurança seja aberta para o ambiente. Desta forma, o paciente poderá inspirar espontaneamente o ar ambiente.

O Transdutor de Pressão da Máquina (10) monitora o nível pressórico de saída do respirador. Este transdutor é usado como um sistema de segurança para monitoração do transdutor de pressão proximal. Durante certas fases da inspiração, o microprocessador compara os dois sinais de pressão e a diferença entre eles deverá estar dentro de uma faixa de tolerância, já consideradas a

tolerância de cada transdutor e a queda de pressão no ramo inspiratório do paciente. Esta checagem tem como objetivo detectar eventual desconexão do circuito de paciente. Se este teste falhar, o respirador soará alarme.

O Transdutor de Pressão do Sistema (12) monitora continuamente o nível de pressão de operação de 20 PSI e converte esta medição em um sinal elétrico. O microprocessador compara este sinal com um valor dentro de uma certa tolerância e se ele estiver abaixo do valor admissível, o respirador irá ativar o Alarme de Baixa Pressão na Entrada de Gás. Se o valor da pressão de operação estiver muito abaixo do nível admissível, o respirador entrará no estado inoperante.

3.2.1 Circuito de paciente e seus acessórios

A mistura gasosa fornecida pelo respirador que é entregue ao paciente deve circular através de um circuito chamado de *circuito de paciente*. Este circuito é composto de cânulas (diâmetro interno de 4cm, aproximadamente, para um adulto) de material flexível (por exemplo, silicone). Além das cânulas para condução do gás, o circuito de paciente poderá possuir: umidificador, nebulizador, termômetro e filtro de bactérias. Entre outros acessórios relacionados com a ventilação mecânica estão o blender e válvulas reguladoras de pressão.

A Figura 3-4 ilustra um circuito de paciente conectado com os diversos acessórios e com o ventilador mecânico.

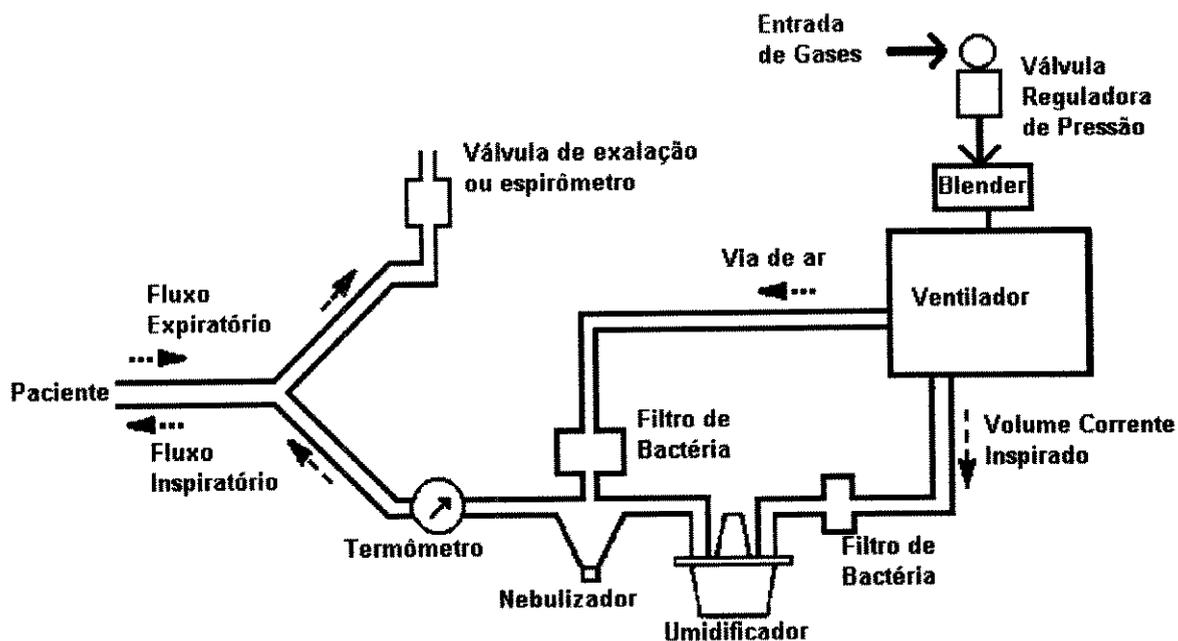


Figura 3-4 Diagrama de um circuito de paciente e acessórios.

Os principais elementos que estão conectados entre o paciente e o respirador junto ao circuito de paciente são:

Umidificador. A ventilação do paciente por períodos prolongados com ar comprimido ou gases de cilindro e em salas com ar-condicionado, geram secreções brônquicas e alveolares mais secas que o normal. A diminuição da umidade da mucosa aumenta a viscosidade desta camada, diminuindo o seu movimento e reduzindo a ação ciliar. A formação de secreções solidificadas pode afetar significativamente a resistência das vias aéreas. Para evitar estas complicações, um umidificador é usualmente acoplado à saída do ventilador para acrescentar vapor d'água ao gás inspirado pelo paciente. O umidificador também possui controle de temperatura deste vapor.

Nebulizador. Umidificadores, exceto os do tipo ultra-sônico, são projetados basicamente para produzir uma quantidade máxima de vapor d'água com uma quantidade mínima de partículas de água. Isto está em contraste com os nebulizadores, que são projetados para produzir uma saída máxima de partículas

de medicamentos em uma faixa desejada. Os nebulizadores são muito usados na aplicação de medicamentos e drogas como broncodilatadores na forma aerossol.

Termômetro. São utilizados para monitorar a temperatura do gás inspirado pelo paciente. O controle da temperatura do ar inspirado é feita pelo umidificador. O tipo mais comumente utilizado é o de coluna de mercúrio.

Misturador. Ou blender, em inglês, são equipamentos que estão acoplados à entrada de ar do respiradores. Eles têm a função de fazer a mistura adequada de ar atmosférico e oxigênio, com uma variação de concentração de oxigênio entre 21% , que é o valor atmosférico, até um máximo de 100%. O misturador também pode estar localizado internamente ao equipamento.

Válvulas reguladoras de pressão. Estas válvulas fazem a regulação da pressão de entrada no respirador, geralmente a um valor de 50psi.

Espirômetro. O espirômetro pode ser usado no circuito de exalação do paciente para avaliar o volume exalado durante um ciclo respiratório. Nos ventiladores mais modernos (por exemplo, Dräger Evita 2 e Bird 8400ST) não é necessária a conexão deste equipamento para esta verificação pois o próprio respirador já pode fornecer este dado a partir de dados medidos por seus transdutores de fluxo que monitoram o fluxo expiratório do paciente.

Filtro de bactérias. Os filtros de bactérias são elementos com o princípio funcional equivalente ao de um filtro fluídico comum e tem como objetivo evitar contaminação bacteriológica do paciente.

O Paciente da figura pode ser real ou pode ser um *pulmão de teste*. Os *pulmões de testes* são equipamentos mecânicos que simulam as condições elásticas e resistivas de um sistema pulmonar real e são usados principalmente para testar o ventilador antes de colocá-lo em uso. O *pulmão de teste* também é utilizado para ser conectado a ventiladores com o objetivo de treinar profissionais.

3.2.2 Controles de um Ventilador Mecânico Microprocessado

Os ventiladores mecânicos possuem diversos controles que promovem a operação do equipamento. No painel frontal do equipamento encontram-se os controles de ajuste geral do ventilador, ajuste do sistema de alarme e monitoração de algumas grandezas.

Os controles operacionais variam muito de acordo com o equipamento e os mais comumente encontrados são:

Controle do Modo de Ventilação. Na seção seguinte (3.3.3) serão apresentados alguns dos modos de ventilação disponíveis nos ventiladores mecânicos atuais.

Volume Corrente. Ajusta o nível de volume a ser enviado ao paciente, geralmente apresentado em mililitros (ml).

Fluxo Inspiratório. Ajusta o valor de pico de fluxo a ser enviado pelo equipamento, geralmente apresentado em litro por minuto (lpm). Em alguns equipamentos também pode-se escolher a forma de onda de fluxo a ser enviada (por exemplo, senoidal, rampa, quadrada e outras).

PEEP. Do inglês, Positive End Expiratory Pressure. Este controle ajusta um nível pressórico ao final da expiração. A unidade mais utilizada é centímetros de água (cmH₂O).

CPAP. Do inglês, Continuous Positive Airway Pressure. Este controle geralmente é o mesmo do PEEP, o que os diferencia é o fato do CPAP ser um controle ativo nas respirações espontâneas e o PEEP nas respirações controladas ou assistidas. A unidade utilizada é centímetros de água (cmH₂O).

Pausa Inspiratória. Pode ser encontrado em unidade de tempo, segundos (s), ou em percentual do tempo inspiratório. Este controle fecha as válvulas de inspiração e expiração o que faz com o fluxo seja nulo.

Tempo Inspiratório. Controla o tempo disponível para inspiração, medido em segundos.

Tempo Expiratório. Determina o tempo de expiração, medido em segundos.

Frequência Respiratória. Determina a quantidade de respirações geradas pelo equipamento por minuto.

Sensibilidade. Este controle determina o nível de esforço que o paciente deve fazer para disparar um ciclo respiratório. O equipamento pode ser sensível a um nível de pressão, medido em centímetros de água (cmH₂O) ou a um nível de fluxo, medido em litros por minuto (lpm).

Pressão de Suporte. Ajusta o nível de pressão de suporte. A unidade geralmente utilizada é centímetros de água (cmH₂O).

O sistema de alarme possui controles (sonoro e/ou audível) que disparam alarmes quando são alcançados valores acima daqueles ajustados. Alguns dos alarmes existentes nos ventiladores mecânicos, são:

Limite de Pressão Máxima. Ajusta o valor máximo de pressão que o paciente poderá receber. Valor em centímetros de água (cmH₂O).

Baixo Pico de Fluxo. Ajusta o nível mínimo de fluxo, em litros por minuto (lpm), a ser enviado ao paciente.

Baixo Volume Minuto. Ajusta o volume minuto mínimo a ser enviado ao paciente, em litros por minuto (lpm).

Apnéia. É disparado quando o paciente fica sem respirar por um tempo maior que um certo valor. Este valor pode ser fixo e pré-ajustado de fábrica ou ajustado pelo operador do equipamento.

Também no painel frontal do equipamento encontra-se o sistema de monitoração da ventilação mecânica. Alguns dos elementos de monitoração disponíveis, são:

Manômetro . É o dispositivo que apresenta o nível de pressão medido no circuito de paciente. O tipo mais encontrado nos equipamentos é analógico e com escala de fundo em centímetros de água (cmH₂O) e KiloPascal (KPa).

Mostrador do esforço do paciente. Qualquer tipo de mostrador (por exemplo, diodo emissor de luz) que é modificado quando o paciente faz um esforço.

Pressão Média nas vias aéreas. O sistema microprocessado apresenta o cálculo da pressão média nas vias aéreas do paciente.

Monitor Gráfico. Este monitor apresenta alguns valores medidos em forma gráfica, por exemplo, gráfico da pressão, fluxo ou volume no tempo. Este tipo de monitor pode já estar embutido em alguns respiradores, como é o caso do Dräger Evita 2. No próximo capítulo, serão apresentadas várias vantagens em se utilizar a monitoração gráfica durante a ventilação mecânica.

3.2.3 Modos de Ventilação

Baseado no consenso americano sobre ventilação mecânica, organizado pela *American Association for Respiratory Care* e publicado pela revista americana *Respiratory Care* (BRANSON e CHATBURN,1992) , o modo de ventilação descreve a operação de um ventilador mecânico e este deve ser classificado baseando-se nas variáveis de controle, de fase e condicional.

Ao final desta seção será apresentada a Tabela 3-2 contendo um resumo geral com respeito aos modos de ventilação.

- Variável de Controle. É a variável (pressão, volume, fluxo ou tempo) que o ventilador manipula para promover a inspiração. A variável de controle caracteriza-se por ser aquela que se mantém constante, independentemente das condições do paciente ou do sistema variarem.

- Variável de Fase . É a variável que é medida e usada para iniciar uma fase no ciclo ventilatório. Podem ser de três tipos:

Disparo, ou trigger em inglês. Esta variável causa o início da inspiração. A inspiração pode ser disparada por um esforço espontâneo do paciente. Este esforço pode ser medido por uma das três grandezas: volume, fluxo ou pressão. Este tipo de disparo caracteriza modos disparados pelo paciente. Se a inspiração é disparada por tempo, então diz-se que a inspiração é disparada pela máquina.

Limite. A variável limite (pressão, volume ou fluxo) possui um valor máximo limitante, ou seja, mesmo que a inspiração não tenha terminado, se uma variável limite tiver atingido seu valor máximo, ela deverá permanecer com este valor até que a inspiração termine.

Ciclo. A variável de ciclo, quando atingida, provoca o término da inspiração.

- Variável Condicional. Este tipo de variável é sempre examinada pelo controle lógico do ventilador. O estado da variável condicional determina o tipo de respiração acionada pelo equipamento, podendo haver mais de um tipo em uma mesma fase.

Outro importante fator a ser diferenciado para caracterização do modo de ventilação é o tipo de ventilação:

Ventilação ciclada pela máquina

Ventilação Mandatória: tipo de respiração disparada, limitada e ciclada pelo ventilador mecânico.

Ventilação Assistida: tipo de ventilação disparada pelo paciente e limitada e ciclada pelo ventilador.

Ventilação ciclada pelo paciente

Ventilação com Suporte: tipo de ventilação onde o paciente determina o início e o fim do ciclo respiratório e é limitada pelo ventilador.

Ventilação Espontânea: neste tipo de ventilação o paciente controla todas as variáveis do equipamento: disparo, limite e ciclo.

Os modos de ventilação encontrados nos ventiladores mecânicos, são:

- Ventilação Mecânica Controlada (CMV, do inglês, Controlled Mechanical Ventilation). É o modo de ventilação onde a ventilação é totalmente controlada pelo ventilador mecânico a partir dos valores ajustados de frequência, volume ou pressão, e fluxo inspiratório. O paciente não poderá disparar o equipamento.

- Ventilação Assistida/Controlada (A/C V, do inglês, Assisted/Controlled Ventilation). O ventilador opera no modo mandatório, como no modo CMV, no entanto, o paciente poderá disparar o equipamento, desde que sua frequência respiratória seja maior que aquela ajustada no ventilador.

- Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada (SIMV, do inglês, Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation). É o modo onde o ventilador gera ciclos mandatórios a uma frequência, volume e pressão ajustados. Entre os ciclos mandatórios o paciente pode respirar espontaneamente.

- Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas (CPAP, do inglês, Continuous Positive Airway Pressure). Caracteriza-se por manter uma pressão positiva nas vias aéreas do paciente enquanto ele respira espontaneamente.

- Ventilação com Pressão Controlada (PCV, do inglês, Pressure-Controlled Ventilation). É um modo controlado onde todos ciclos respiratórios são limitados a pressão e ciclados a tempo. O paciente não poderá disparar o equipamento.

- Ventilação com liberação das Vias Aéreas (APRV, do inglês, Airway Pressure Release Ventilation). APRV é geralmente descrita como sendo um CPAP com dois níveis pressóricos aplicados em períodos de tempo ajustados.

- Ventilação com Pressão de Suporte (PSV, do inglês, Pressure Support Ventilation). É um modo de ventilação onde o ventilador mecânico assiste ao esforço do paciente enviando a ele um fluxo de tal forma que a pressão se mantenha constante no valor ajustado. A sensibilidade do disparo pode ser por

fluxo ou por pressão. A inspiração termina quando o fluxo atinge um percentual do valor do fluxo inicial. Isto permite que o paciente determine sua frequência respiratória, tempo inspiratório e volume corrente.

- Ventilação Minuto Mandatória (MMV, do inglês, Mandatory Minute Ventilation). Neste modo o ventilador permite que o paciente respire espontaneamente e garante um nível mínimo de volume corrente a cada minuto. Este modo pode ser combinado com um nível de pressão de suporte ou com ciclos mandatórios.

- Pressão de Suporte com Volume Garantido (VAPS, do inglês, Volume - Assured Pressure Support). Este modo permite que o paciente seja ventilado com um nível de pressão de suporte e garante um volume corrente mínimo por respiração através de um fluxo constante caso durante o suporte pressórico o valor de volume não tenha sido atingido. Neste modo de ventilação a variável condicional volume corrente é examinada ciclo-a-ciclo.

Encerrando este Capítulo, na Tabela 3-2 é apresentado um resumo dos modos de operação de ventiladores mecânicos.

Tabela 3-2 Classificação dos modos de operação de ventiladores mecânicos.
(BRANSON e CHATBURN, 1992)

Modo	Respiração Mandatória			Respiração Espontânea	Lógica de Controle	
	Controle	Disparo	Ciclo	Suporte	Variável Condicional	Ação
CMV	Pressão, Volume ou fluxo	Máquina	Máquina	Não Associado	-	-
A/C	Pressão, Volume ou fluxo	Máquina	Máquina	Não Associado	Tempo ou esforço do paciente	Disparo máquina ou paciente
SIMV	Pressão, Volume ou fluxo	Máquina	Máquina	Não Associado	Tempo ou esforço do paciente	Disparo máquina ou paciente
CPAP	-	-	-	Não	-	-
PCV	Pressão	Máquina	Máquina	Não Associado	-	-
APRV	Pressão	Máquina	Máquina	Não		
PSV	-	-	-	Sim		
MMV	Pressão, Volume ou fluxo	-	Máquina ou Paciente	Sim (opcional)	Ventilação minuto e tempo	Disparo máquina ou paciente
VAPS	-	-	-	Sim	Volume Corrente	Disparo paciente ou máquina

Capítulo 4

Modelagem do Sistema Respiratório

O modelamento do sistema respiratório vem sendo utilizado em aplicações diversas: pesquisas científicas, ensino, sistemas consultores e outras (MARINI e CROOKE, 1993).

4.1 Análogo Elétrico do Sistema Pulmonar

Nunn (NUNN, 1957) tratou da analogia entre o sistema pneumático pulmonar e um circuito elétrico capacitivo e resistivo. De um modo geral, as grandezas físicas dos sistemas elétricos e pneumáticos estão relacionadas como mostra a Tabela 4-1.

Tabela 4-1 Relação entre elementos elétricos e pneumáticos.

Elemento Elétrico	Elemento Pneumático
Tensão (Volt)	Pressão (cmH ₂ O)
Corrente Elétrica (Ampére)	Fluxo de gás (l/s)
Resistência Elétrica (Ohm)	Resistência das vias aéreas e tecidual (cmH ₂ O/l/s)
Capacitância (Farad)	Complacência (l/cmH ₂ O)
Carga Elétrica (Coulomb)	Volume (l)

Um sistema análogo é uma forma de transformar constantes de um sistema em outras equivalentes. Uma proposta pioneira para se fazer o modelamento do sistema respiratório foi feita por Campbell e Brown (CAMPBELL e BROWN, 1963) por meio de um circuito elétrico análogo ao pulmão humano. A intenção de Campbell era auxiliar os médicos no ajuste ótimo do ventilador mecânico durante o suporte ventilatório.

Um sistema elétrico análogo mostra-se conveniente, como mostrado no trabalho de Campbell devido a:

- 1 - Facilidade de fazer medições no próprio sistema elétrico;
- 2 - Medição de valores através de instrumentos de medição eletrônica (osciloscópio);
- 3 - Facilidade em alterar os elementos elétricos;
- 4 - Facilidade da disponibilidade destes elementos elétricos.

4.2 Modelamento matemático utilizado no SIMVEP

No próximo capítulo será descrito mais detalhadamente o programa desenvolvido, SIMVEP. Nesta seção apresenta-se o modelamento matemático utilizado para o seu desenvolvimento.

Os ventiladores mecânicos mais modernos promovem a ventilação artificial controlando a pressão inspiratória ou o fluxo inspiratório. A opção deste controle é feita quando se escolhe o modo de ventilação no equipamento.

O modelo apresentado por Chatburn (CHATBURN et al,1994) é utilizado para implementar o SIMVEP. Este trabalho descreve um modelo de dois compartimentos e utiliza uma análise de circuitos elétricos para equacionar o sistema.

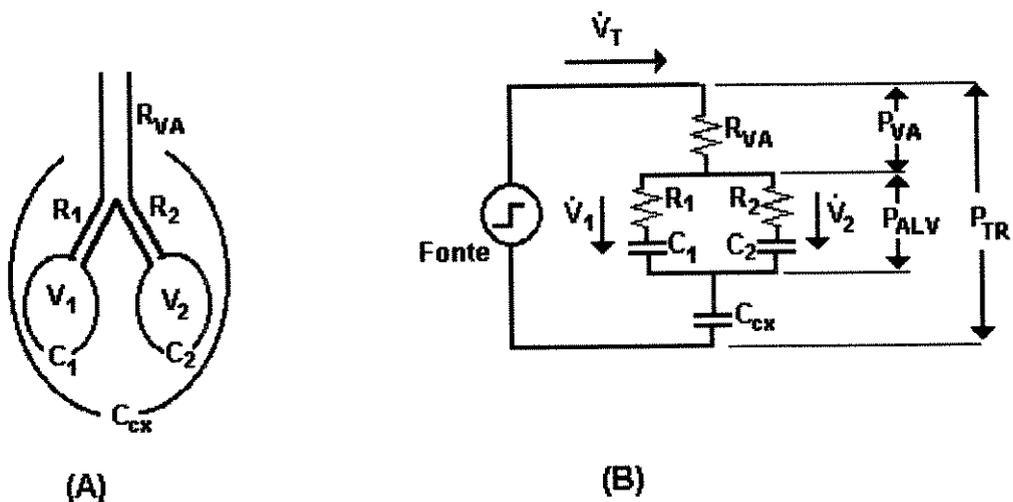


Figura 4-1 Diagrama esquemático do sistema pulmonar (A) e seu análogo elétrico (B)

A Figura 4-1 ilustra o modelo utilizado. São apresentadas duas unidades pulmonares, direita (1) e esquerda (2), para representar o pulmão. Cada unidade pulmonar possui sua complacência individual (C_1 e C_2) conectada, em série, com a resistência (R_1 e R_2). As unidades pulmonares estão em série com a complacência da caixa torácica, C_{cx} , e a resistência das vias aéreas, R_{VA} . Esta resistência corresponde à soma das resistências de vias aéreas, tubo

endotraqueal, umidificador, ou qualquer outro elemento resistivo conectado ao circuito do paciente.

A fonte de alimentação do circuito pode ser uma fonte de tensão constante ou de corrente constante e é o elemento que define o tipo de ventilação utilizada. Se durante a inspiração o fluxo é constante, a fonte é de corrente e se durante a inspiração a pressão é constante, a fonte é de tensão.

A equação que relaciona pressão, volume e fluxo (variáveis em função do tempo) para o sistema respiratório é chamada de equação do movimento e é descrita abaixo (CHATBURN e LOUGH, 1990):

$$\text{Inspiração: } P_{\text{esf}} + P_{TR} = \frac{V}{C_{SR}} + R_{SR} \cdot \dot{V} \quad [4-1]$$

$$\text{Expiração: } \frac{1}{C_{SR}} \cdot V = -R_{SR} \cdot \dot{V} \quad [4-2]$$

P_{esf} : Pressão de esforço inspiratório, é a pressão gerada pelos músculos respiratórios (esforço do paciente).

P_{TR} : Pressão transpulmonar, é a pressão gerada pelo ventilador mecânico a pressão expiratória final.

V : Volume corrente.

\dot{V} : Fluxo inspiratório.

C_{SR} : Complacência equivalente total do sistema respiratório.

R_{SR} : Resistência equivalente total do sistema respiratório.

Uma característica importante a ser lembrada é que este modelo considera os elementos resistivos e capacitivos como valores constantes. Este tipo de consideração implica numa relação linear entre as perdas de pressão dissipativa (resistência ao fluxo) e fluxo e entre as perdas de pressão elástica e o volume. A

não-consideração destas relações implica na solução de um sistema de equações diferenciais não-lineares.

A Figura 4-2 ilustra a simplificação do análogo elétrico do circuito pulmonar através de circuito equivalente. Cada resistência e complacência individuais possui seu próprio valor de impedância elétrica. No entanto, para simplificar a análise, estas impedâncias são combinadas. Primeiramente definem-se as duas impedâncias (Z_1 e Z_2) que representam as duas unidades pulmonares paralelas, e (Z_3) representando o valor combinado de R_{VA} e C_{cx} . Na última simplificação, agrupam-se todas as impedâncias em uma equivalente total (Z_T).

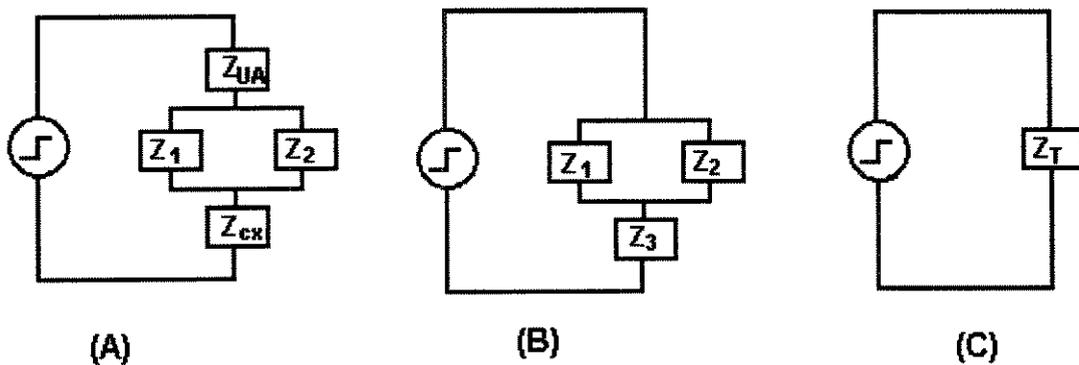


Figura 4-2 Circuito elétrico equivalente do análogo elétrico.

Cada uma das três impedâncias (Z_i), na figura acima, podem ser descritas matematicamente, como:

$$Z_i = R_i + \frac{1}{sC_i} = \frac{s\tau_i + 1}{sC_i} \tag{4-3}$$

onde $\tau_i = R_i.C_i$ representa a constante de tempo da unidade i e s é o operador de Laplace. O índice i pode ser 1,2 ou 3.

R_{VA} e C_{cx} são indicadas em todas as equações por R_3 e C_3 , respectivamente.

A impedância equivalente total (Figura 4-2 C) é dada pela simplificação, através de circuitos elétricos (DIRECTOR, 1980):

$$Z_T = \frac{Z_1 \cdot Z_2}{Z_1 + Z_2} + Z_3 \quad [4-4]$$

Substituindo o valor de cada impedância Z_i da equação [4-3] na equação [4-4], tem-se:

$$Z_T = \frac{s^2 A_1 + s A_2 + A_3}{s^2 A_4 + s A_5} \quad [4-5]$$

Os operadores de Laplace (s) que solucionam esta equação são:

$$s_1 = \frac{-A_2 + \sqrt{A_2^2 - 4 A_1 A_3}}{2 A_1}$$

$$s_2 = \frac{-A_2 - \sqrt{A_2^2 - 4 A_1 A_3}}{2 A_1}$$

onde A_{1-5} são as seguintes constantes:

$$A_1 = \tau_2 \tau_3 C_1 + \tau_1 \tau_3 C_2 + \tau_1 \tau_2 C_3$$

$$A_2 = (\tau_2 + \tau_3) C_1 + (\tau_1 + \tau_3) C_2 + (\tau_1 + \tau_2) C_3$$

$$A_3 = C_1 + C_2 + C_3$$

$$A_4 = C_3 (\tau_1 C_2 + \tau_2 C_1)$$

$$A_5 = C_3 (C_1 + C_2)$$

O modelo é definido em termos de impedância e a lei de Ohm é usada para relacionar a pressão e o fluxo:

$$P(t) = \dot{V}(t) \cdot Z(t) \quad [4-6]$$

Por definição, dois elementos paralelos possuem a mesma queda de pressão (equação[4-9]) e por dois elementos em série passa o mesmo fluxo (CHATBURN et al,1994). Assim, o modelo pode ser representado pelas seguintes equações matemáticas:

$$P(s) = V_{tot}(s) \cdot Z_{tot}(s) \quad [4-7]$$

$$V_{tot}(s) = V_1(s) + V_2(s) \quad [4-8]$$

$$V_1(s) \cdot Z_1(s) = V_2(s) \cdot Z_2(s) \quad [4-9]$$

A equação [4-7] nada mais é que a transformada de Laplace da equação [4-6]. A equação[4-8] traduz matematicamente que volume pulmonar total é a soma dos volumes pulmonares das duas unidades pulmonares.

As transformadas direta e indireta de Laplace são utilizadas para solucionar as equações[4-7],[4-8] e [4-9] e determinar as expressões de pressão, fluxo e volume no tempo ao ser aplicada uma pressão constante ou um fluxo constante na entrada do sistema.

O modelamento de todo o ciclo respiratório é dividido em duas fases, a inspiração e a expiração.

A fase inspiratória é modelada de três formas diferentes:

- Inspiração com Fluxo Constante (IFC)
- Inspiração com Pressão Constante (IPC)
- Inspiração Espontânea

Também durante a inspiração poderá ocorrer uma pausa inspiratória.

A fase expiratória é definida de uma mesma forma para qualquer modo de ventilação.

4.2.1 Inspiração com Pressão Constante (IPC)

Durante a ventilação com pressão controlada a pressão transpulmonar (P_{TR} =Pressão com vias aéreas abertas - Pressão na superfície do corpo) permanece constante durante a fase inspiratória. Se a complacência pulmonar diminuir ou a resistência de vias aéreas aumentar, a impedância total aumenta e o fluxo total e o volume corrente diminuem.

O Fluxo total pode ser encontrado a partir da equação [4-6].

$$\dot{V}_{TOT}(t) = \frac{\Delta P(t)}{Z_{TOT}(t)} \quad [4-10]$$

$\Delta P(t) = P_{TR} - PEEP$ é a diferença entre a pressão aplicada P_{TR} e a pressão final positiva, PEEP. $\Delta P(t)$ é constante e fazendo a transformada inversa de Laplace da resistência total (equação[4-5]) obtêm-se a expressão para o fluxo total, $\dot{V}_{TOT}(t)$ (equação[4-11]). O fluxo da unidade direita, $\dot{V}_1(t)$, é descrito pela equação[4-12] e o fluxo da unidade esquerda, $\dot{V}_2(t)$, é descrito pela equação [4-13]. A equação de fluxo de cada unidade é encontrada aplicando divisor de tensão (DIRECTOR,1980).

$$\dot{V}_{TOT}(t) = \frac{\Delta P}{A_1} (K_1 e^{s_1 t} + K_2 e^{s_2 t}) \quad [4-11]$$

$$\dot{V}_1(t) = \frac{C_1 C_3 \Delta P}{A_1} (K_3 e^{s_1 t} + K_4 e^{s_2 t}) \quad [4-12]$$

$$\dot{V}_2(t) = \frac{C_2 C_3 \Delta P}{A_1} (K_5 e^{s_1 t} + K_6 e^{s_2 t}) \quad [4-13]$$

Integrando as equações do fluxo total [4-11], do fluxo do compartimento direito [4-12] e do fluxo do compartimento esquerdo [4-13] encontram-se as respectivas expressões do volume total [4-14], volume do compartimento direito [4-15] e volume do compartimento esquerdo [4-16] :

$$V_{TOT}(t) = \frac{K_1 \Delta P}{A_1 s_1} (e^{s_1 t} - 1) + \frac{K_2 \Delta P}{A_1 s_2} (e^{s_2 t} - 1) \quad [4-14]$$

$$V_1(t) = \frac{C_1 C_3 K_3 \Delta P}{A_1 s_1} (e^{s_1 t} - 1) + \frac{C_1 C_3 K_4 \Delta P}{A_1 s_2} (e^{s_2 t} - 1) \quad [4-15]$$

$$V_2(t) = \frac{C_2 C_3 K_5 \Delta P}{A_1 s_1} (e^{s_1 t} - 1) + \frac{C_1 C_3 K_6 \Delta P}{A_1 s_2} (e^{s_2 t} - 1) \quad [4-16]$$

A determinação da pressão em cada compartimento é encontrada multiplicando-se o fluxo pela impedância correspondente. Assim, $P_{VA}(t)$ representa a pressão de queda das vias aéreas no tempo (equações [4-17] e [4-18]) e $P_{ALV}(t)$ representa a pressão dentro dos pulmões (equação [4-19]).

$$P_{VA}(t) = \dot{V}_{TOT}(t) \cdot R_3 \quad [4-17]$$

$$P_{VA}(t) = \frac{R_3 \Delta P}{A_1} (K_1 e^{s_1 t} + K_2 e^{s_2 t}) \quad [4-18]$$

$$P_{ALV}(t) = \frac{C_3 \Delta P}{A_1} (K_7 + K_8 e^{s_1 t} + K_9 e^{s_2 t}) \quad [4-19]$$

K_{1-9} , são as seguintes constantes:

$$K_1 = \frac{A_4 s_1 + A_5}{s_1 - s_2}$$

$$K_2 = \frac{A_4 s_2 + A_5}{s_2 - s_1}$$

$$K_3 = \frac{1 + s_1 \tau_2}{s_1 - s_2}$$

$$K_4 = \frac{1 + s_2 \tau_2}{s_2 - s_1}$$

$$K_5 = \frac{1 + s_1 \tau_1}{s_1 - s_2}$$

$$K_6 = \frac{1 + s_2 \tau_1}{s_2 - s_1}$$

$$K_7 = \frac{1}{s_1 s_2}$$

$$K_8 = \frac{\tau_1 \tau_2 s_1^2 + (\tau_1 + \tau_2) s_1 + 1}{s_1 (s_1 - s_2)}$$

$$K_9 = \frac{\tau_1 \tau_2 s_2^2 + (\tau_1 + \tau_2) s_2 + 1}{s_2 (s_2 - s_1)}$$

4.2.2 Inspiração com Fluxo Constante (IFC)

A ventilação com fluxo constante é geralmente encontrada nos modos de ventilação controlada volumétrica.

Se o fluxo total é $\dot{V}_{TOT}(t)$ e o fluxo no compartimento 1 é $\dot{V}_1(t)$, então o fluxo no compartimento 2 é $\dot{V}_{TOT}(t) - \dot{V}_1(t)$. O volume total é $V_{TOT}(t)$ e o volume no compartimento 1 é $V_1(t)$, então o volume no compartimento 2 é $V_{TOT}(t) - V_1(t)$.

A pressão no compartimento 1 é igual a do compartimento 2, portanto:

$$P_1(t) = P_2(t) \quad [4-20]$$

Como a equação de pressão de cada compartimento é descrita pela equação do movimento (equação [4-1]), tem-se que:

$$\frac{V_1(t)}{C_1} + \dot{V}_1(t) \cdot R_1 = \frac{[V_{TOT}(t) - V_1(t)]}{C_2} + [\dot{V}_{TOT}(t) - \dot{V}_1(t)] \cdot R_2 \quad [4-21]$$

$\Delta\dot{V}$ representa o valor de fluxo constante aplicado.

A solução desta equação determina o volume da unidade direita, $V_1(t)$:

$$V_1(t) = \left(\frac{C_1 \cdot \Delta\dot{V}}{C_1 + C_2}\right) \cdot t - D_1 \cdot \left(\frac{R_2 \cdot \Delta\dot{V}}{R_1 + R_2} - \frac{C_1 \cdot \Delta\dot{V}}{C_1 + C_2}\right) \cdot (e^{-\frac{t}{D_1}} - 1) \quad [4-22]$$

As constantes D_{1-7} são dadas após a equação [4-30].

A solução para $V_2(t)$, equação [4-23], é exatamente a mesma para $V_1(t)$ desde que os índices 1 e 2 sejam trocados, exceto para a expressão D_1 .

$$V_2(t) = \left(\frac{C_2 \cdot \Delta\dot{V}}{C_1 + C_2}\right) \cdot t - D_1 \cdot \left(\frac{R_1 \cdot \Delta\dot{V}}{R_1 + R_2} - \frac{C_2 \cdot \Delta\dot{V}}{C_1 + C_2}\right) \cdot (e^{-\frac{t}{D_1}} - 1) \quad [4-23]$$

A equação descreve o volume total enviado para as duas unidades pulmonares.

$$V_{TOT}(t) = \Delta\dot{V} \cdot t \quad [4-24]$$

As equações do fluxo são encontradas a partir da derivada das equações do volume. O fluxo total é $\Delta\dot{V}$ e o fluxo na unidade direita, $\dot{V}_1(t)$, é dado pela equação [4-25] e o fluxo da unidade esquerda, $\dot{V}_2(t)$, é dado pela equação [4-26].

$$\dot{V}_1(t) = \frac{C_1 \cdot \Delta\dot{V}}{C_1 + C_2} + \left(\frac{R_2 \cdot \Delta\dot{V}}{R_1 + R_2} - \frac{C_1 \cdot \Delta\dot{V}}{C_1 + C_2}\right) e^{-\frac{t}{D_1}} \quad [4-25]$$

$$\dot{V}_2(t) = \frac{C_2 \cdot \Delta \dot{V}}{C_1 + C_2} + \left(\frac{R_1 \cdot \Delta \dot{V}}{R_1 + R_2} - \frac{C_2 \cdot \Delta \dot{V}}{C_1 + C_2} \right) e^{-\frac{t}{D_1}} \quad [4-26]$$

A queda de pressão nas vias aéreas, $P_{VA}(t)$, é constante e é expressa pelo produto da resistência das vias aéreas e do fluxo aplicado, equação [4-27]. A pressão na caixa torácica, $P_{\alpha}(t)$, é dada pela equação [4-28]. A pressão dentro dos pulmões, $P_{ALV}(t)$, é dada pela equação [4-29] e a pressão transrespiratória, $P_{TR}(t)$, é dada pela soma destas três pressões, equação [4-30].

$$P_{VA}(t) = R_3 \cdot \Delta \dot{V} \quad [4-27]$$

$$P_{\alpha}(t) = \frac{\Delta \dot{V}}{C_3} \cdot t \quad [4-28]$$

$$P_{ALV}(t) = \Delta \dot{V} (D_5 + D_6 t + D_7 e^{-t/D_1}) \quad [4-29]$$

$$P_{TR}(t) = \Delta \dot{V} \left[(R_3 + D_5) + \left(D_6 + \frac{1}{C_3} \right) t + D_7 e^{-t/D_1} \right] \quad [4-30]$$

D_{1-7} são as seguintes constantes:

$$D_1 = \frac{\tau_1 C_2 + \tau_2 C_1}{C_1 + C_2}$$

$$D_2 = \frac{\tau_2 C_1 \Delta \dot{V}}{\tau_1 C_2 + \tau_2 C_1}$$

$$D_3 = \frac{D_1}{\tau_2}$$

$$D_4 = 1 - \frac{D_1}{\tau_2}$$

$$D_5 = \frac{\tau_1 C_1 + \tau_2 C_2}{(C_1 + C_2)^2}$$

$$D_6 = \frac{1}{C_1 + C_2}$$

$$D_7 = \frac{-C_1 C_2 (\tau_1 - \tau_2)^2}{(C_1 \tau_1 + C_2 \tau_1)(C_1 + C_2)^2}$$

4.2.3 Inspiração Espontânea

A inspiração espontânea foi implementada utilizando uma curva do tipo senóide para descrever o fluxo inspiratório (MACINTYRE, 1991).

$$\dot{V}(t) = 0,5 \cdot \text{Fator} \cdot \text{VolumeCorrente} \cdot \text{sen}\left(\Pi \cdot \frac{t}{2}\right) \quad [4-31]$$

O termo *Fator* representa uma variável aleatória que estabelece um percentual entre 40% e 80% do *VolumeCorrente* ajustado para os ciclos controlados. A equação do volume é a integral do fluxo:

$$V(t) = \text{Fator} \cdot \text{VolumeCorrente} \cdot \cos\left(\Pi \cdot \frac{t}{2}\right) \quad [4-32]$$

A determinação da pressão em cada compartimento é encontrada multiplicando-se o fluxo pela impedância correspondente.

4.2.4 Pausa Inspiratória

A pausa inspiratória é freqüentemente utilizada com o objetivo de aumentar o tempo inspiratório e promover uma melhor troca gasosa. Durante a pausa inspiratória não há fluxo de gás e a válvula de exalação do ventilador permanece fechada. Desta forma não há caminho para o volume interno do gás sair e como não há fluxo de gás, a pressão alveolar é devida apenas ao volume contido dentro dos pulmões. Como a pressão nos compartimentos direito e esquerdo são iguais, $P_{ALVL}(t) = P_1(t) = P_2(t)$. t_i representa o tempo inicial da pausa inspiratória. Assim:

$$\dot{V}_{TOT}(t) = \dot{V}_1(t) = \dot{V}_2(t) = 0 \quad [4-33]$$

$$V_1(t) = V_1(t_i) \quad [4-34]$$

$$V_2(t) = V_2(t_i) \quad [4-35]$$

$$P_1(t) = \frac{V_1(t)}{C_1} \quad [4-36]$$

$$P_2(t) = \frac{V_2(t)}{C_2} \quad [4-37]$$

Se neste modelo (CHATBURN et al,1994) a relação entre V_1 e C_1 é diferente da relação entre V_2 e C_2 e os volumes de cada compartimento imediatamente anterior à pausa são diferentes, durante esta pausa inspiratória, poderá haver uma transferência de volume de gás do compartimento com maior pressão para o compartimento de menor pressão.

Bates e seu colaboradores (BATES et al,1985) descreveram matematicamente este movimento de gases durante a pausa inspiratória. A consideração básica feita por estes pesquisadores foi a seguinte: desde que as

pressões nos dois compartimentos sejam diferentes, haverá uma transferência de volume $[\Delta V(0)]$ durante a pausa inspiratória para equalizar os níveis de pressão.

Supondo que a pressão no compartimento 1 seja maior que a pressão do compartimento 2, em um tempo t após a pausa, a pressão no compartimento 1 deverá ser $\Delta V(t)/C_1$ acima da pressão no início da pausa e a pressão no compartimento 2 deverá ser $\Delta V(t)/C_2$ abaixo da pressão no início da pausa. Assim, a diferença de pressão é dada por:

$$\Delta P(t) = \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) \cdot \Delta V(t) \quad [4-38]$$

Este movimento de gás é denominado de *movimento de arco-pêndulo* ("pendelluft"). Nesta situação, o gás fluirá através das resistências em série R_1 e R_2 . Na equação do movimento (equação[4-1]) a pressão aplicada P_{TR} e a P_{esf} são nulas, então:

$$\left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) \cdot \Delta V(t) = -(R_1 + R_2) \cdot \Delta \dot{V}(t) \quad [4-39]$$

Resolvendo a equação diferencial, tem-se:

$$\Delta V(t) = \Delta V(0) \cdot e^{-t/D_1} \quad [4-40]$$

$$\text{onde } D_1 = \frac{C_1 + C_2}{\tau_1 \cdot C_2 + \tau_2 \cdot C_1}$$

4.2.5 Expiração

Ao final da inspiração, quando a respiração passa a ser totalmente passiva (o paciente não faz esforço expiratório), a pressão aplicada retorna a zero, e o volume corrente $V(t)$ decresce exponencialmente durante a expiração. Tem-se então:

$$V(t) = V_o \cdot e^{-t/\tau} \quad [4-41]$$

Na equação V_o é o volume total inspirado e τ é a constante de tempo da unidade respiratória. Se o tempo expiratório é suficientemente longo, se comparado a constante de tempo, o volume inspirado será totalmente exalado.

A equação é usada para cada unidade, esquerda e direita, separadamente e o volume total exalado é dado pela soma do volume exalado pelas duas unidades.

A equação que descreve o fluxo expiratório é encontrada a partir da derivada da equação [4-41]:

$$\dot{V}(t) = \frac{V_o}{\tau} \cdot e^{-t/\tau} \quad [4-42]$$

A determinação da pressão em cada compartimento é encontrada multiplicando-se o fluxo pela impedância correspondente.

Capítulo 5

SIMVEP

Simulador da Ventilação Pulmonar

A partir da década de 80, houve a introdução da nova geração de ventiladores mecânicos, as unidades controladas por microprocessadores. Estas unidades permitem uma variação praticamente ilimitada na metodologia de fornecimento de gases e proporcionam extensas capacidades de monitoração paciente/equipamento. A demonstração gráfica dos níveis pressóricos, fluxo gasoso e volume pulmonar estão disponíveis em muitos ventiladores (Bear 5, Dräger Evita, monitores instalados no Bird 8400ST e Puritan-Bennett 7200a). Estas representações gráficas auxiliam na avaliação do suporte ventilatório do paciente e melhoram a capacidade do médico envolvido em tomar decisões. (TOBIN e GRENVIK, 1994).

O suporte ventilatório mecânico se refere ao fornecimento de um fluxo ou manutenção de um nível pressórico com o objetivo de promover a variação do volume pulmonar. Um suporte ventilatório ótimo deve promover uma interação adequada destes três parâmetros com o sistema respiratório do paciente para atingir as seguintes metas:

- Manter a ventilação alveolar.
- Manter a oxigenação arterial.
- Eliminação de CO₂.
- Evitar, ou minimizar, efeitos maléficos causados pela pressão positiva aplicada (isto é, minimizar os riscos de barotrauma ou comprometimento cardiovascular)
- Promover o máximo de conforto ao paciente

Tendo em vista os objetivos acima descritos, segue que a monitoração adequada do níveis de *pressão*, *fluxo* e *volume* são bastante necessárias. Até recentemente, as medidas clínicas de *pressão*, *fluxo* e *volume* estavam restritas a leituras nos controles dos ventiladores, monitoração digital ou medidores mecânicos. A apresentação gráfica em tempo real na atual geração de ventiladores tem mudado este quadro. Hoje em dia, a monitoração gráfica e a conseqüente habilidade de se fazer análise gráfica de curvas tem dado aos médicos a capacidade de modelamento da forma do suporte ventilatório. (MACINTYRE, 1991).

5.1 Instrução Auxiliada por Computador

Educadores na área médica já estão bastante conscientes da necessidade que seus alunos tenham acesso à tecnologia de informação, visto que há um aumento constante de publicações na área de saúde e este volume de informação deve chegar de uma forma adequada e útil a seus alunos.

Os computadores também podem agir de forma direta no processo de educação através de programas que façam com que o aluno interaja com o computador para adquirir prática na solução de problemas clínicos. A aplicação do computador na educação é conhecida por Instrução Auxiliada por Computador (CAI: Do inglês, Computer-Aided Instruction). (SHORTLIFFE, 1990)

Dentre as vantagens deste tipo de treinamento:

- Interatividade: permite ao usuário a simulação de uma ação real, aprendendo a desenvolver habilidades na solução de problemas reais.
- Realimentação Imediata: porque os sistemas são interativos ele podem ser realimentados imediatamente, ou seja, permite que o usuário analise e justifique as suas ações e resultados.
- Individualidade: esta característica permite ao usuário selecionar os tópicos de maior interesse ou dificuldade.
- Analisar o treinando: programas do tipo CAI podem permitir que o usuário faça testes de avaliação de seu desempenho, servindo como uma fonte a mais de estímulo.
- Entretenimento: englobando todas as características anteriores, programas do tipo CAI naturalmente promovem maior interesse por parte dos alunos.

Uma outra grande vantagem na utilização de programas do tipo CAI é facilitar o ensino quando a prática pode dificultar bastante os procedimentos hospitalares. A utilização de simulação do sistema real permite que os alunos desenvolvam alguma prática sem colocar em risco pacientes e analisem casos extremos do cotidiano hospitalar.

5.2 SIMVEP - Simulador da Ventilação Pulmonar

A simulação de parâmetros fisiológicos tem sido vastamente utilizada como uma nova metodologia para educação em medicina. Alguns programas para

computadores pessoais têm sido desenvolvidos e discutidos os seus méritos na educação (COLEMAN ET AL,1994, SALITERMAN,1990).

Um programa de simulação para treinamento em ventilação pulmonar (Ventrol) foi apresentado em 1990 por Boyle (BOYLE, 1990). Este programa é composto basicamente de três seções: um tutorial, um simulador e um sistema de testes para avaliação.

O tutorial apresenta uma breve explanação dos vários parâmetros envolvidos no suporte ventilatório. O simulador apresenta um menu com variáveis de demonstração dos efeitos na variação de alguns parâmetros fisiológicos, como a complacência pulmonar, atividade neural e outros. A seção de testes permite ao usuário uma avaliação de seus conhecimentos.

Outro tipo de programa que surgiu para auxiliar os médicos são os *sistemas consultores*. Os sistemas consultores são projetados para analisar dados dos equipamentos de monitoração do paciente e ajudar o corpo clínico a tomar decisões. Os sistemas consultores são compostos basicamente de um meio de aquisição de dados do sistema de monitoração , de uma forma de apresentação das informações e de uma unidade de processamento de dados onde são armazenadas diversas opções do tipo : "se" acontecer X, "então" faça Y, onde X é um parâmetro fisiológico e Y é uma ação terapêutica. Vários sistemas consultores têm sido desenvolvidos visando facilitar os médicos intensivistas a tomar decisões durante o suporte ventilatório de seus pacientes. (BONILLO,1993; MACGILL, 1990; RUTLEDGE,1991).

O **SIMVEP** (Simulador da Ventilação Pulmonar) é uma nova proposta de programa para treinamento de profissionais, onde a simulação é feita em tempo real e os diversos parâmetros fisiológicos são modelados matematicamente (ver Capítulo 4).

O SIMVEP é um programa desenvolvido em linguagem de programação (Visual Basic 3.0) para ser executado em microcomputadores ¹ e é executado sob o ambiente operacional Windows.. O processo de instalação cria uma janela específica para o SIMVEP. A Figura 5-1 apresenta SIMVEP instalado no ambiente Windows e com a sua janela ativa.

O objetivo principal do programa é fornecer uma ferramenta de auxílio a profissionais ligados à ventilação pulmonar artificial. Esta ferramenta deverá ajudar estes profissionais na análise gráfica das curvas de fluxo, volume e pressão durante a ventilação mecânica.

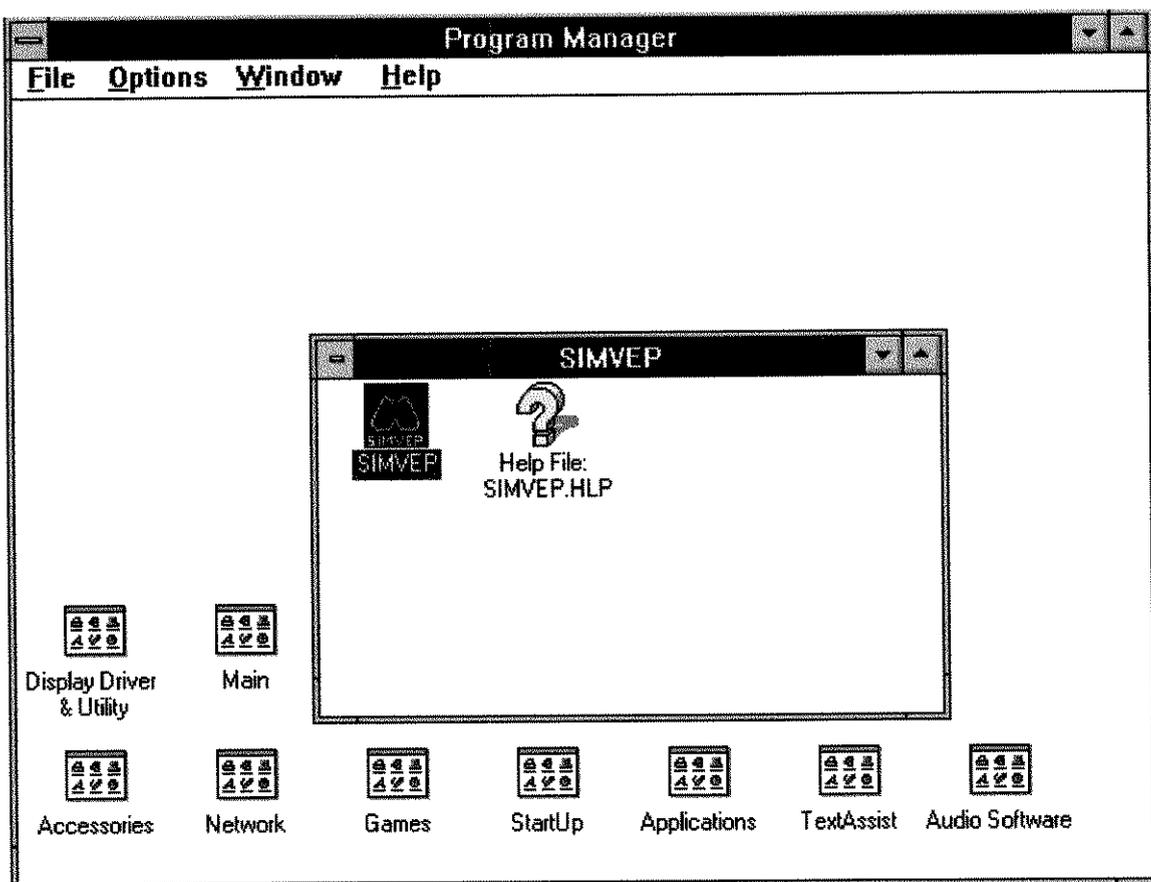


Figura 5-1 Tela do ambiente Windows com a janela do SIMVEP.

¹ Configuração mínima: microprocessador 486 DX2-66MHz, 8MByte de RAM, 150kbytes livres no Disco Rígido e monitor colorido (VGA). O Computador também deve possuir o ambiente Windows instalado em seu disco rígido.

O SIMVEP simula o circuito mecânico de um sistema paciente/respirador durante uma ventilação artificial. O paciente é caracterizado por valores de resistência e complacência das unidades pulmonares esquerda e direita e também pelos valores de resistência de vias aéreas e complacência da caixa torácica. (Figura 4-2) O programa permite que o usuário ajuste o modo de ventilação e os vários parâmetros para ventilar o seu paciente.

Os valores que caracterizam o paciente e os controles do ventilador são ajustados através de barras de rolagem, um elemento padrão do ambiente Windows que permite que se altere valores apenas utilizando o mouse do computador. Desta forma, todos os valores de controle são limitados em valores mínimos e máximos, mantendo uma coerência com valores reais. A Figura 5-2 apresenta a tela de inicialização do SIMVEP.

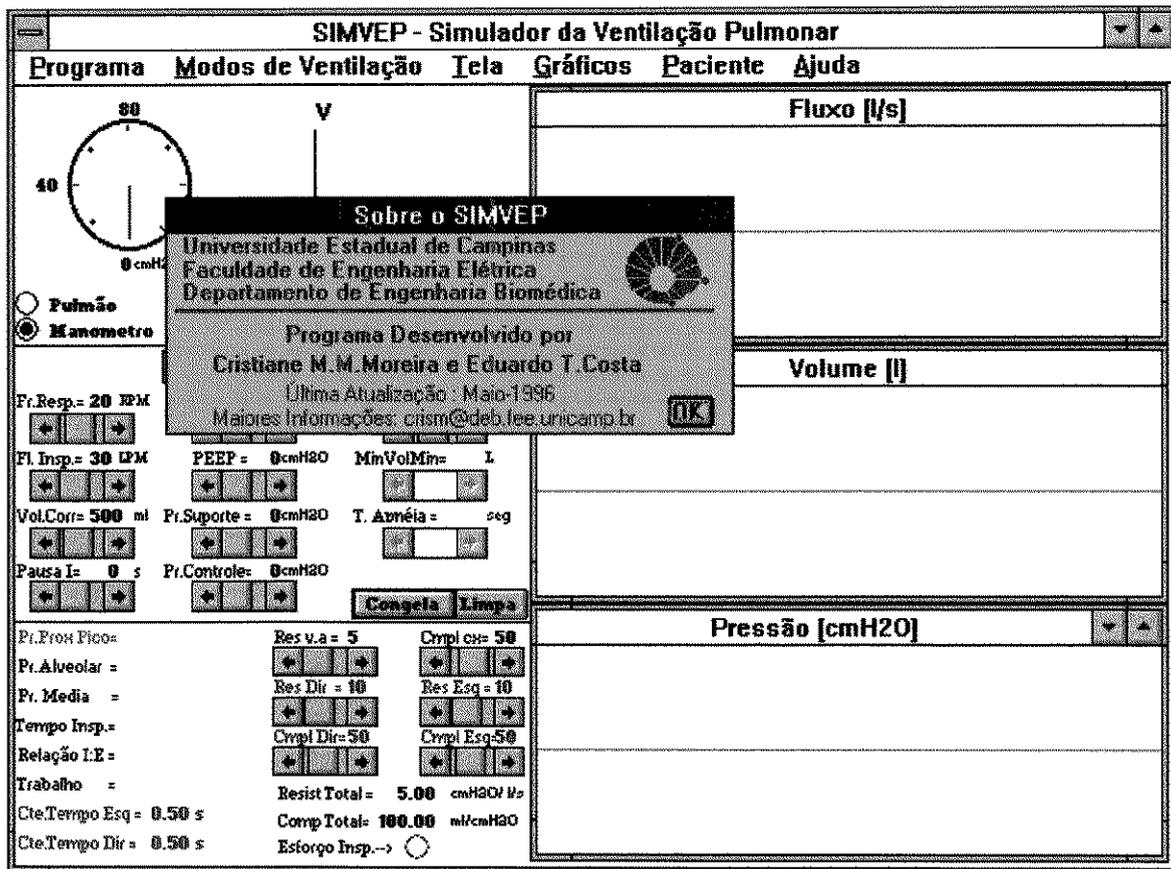


Figura 5-2 Tela principal do SIMVEP.

O elementos do programa são:

- **Menus:** os menus suspensos executam as seguintes tarefas:

Programa: Executa tarefas referentes a todo o programa.

Inicializa : Inicializa todas as telas quando ativado.

Sobre : Exibe um menu com as informações sobre o desenvolvimento do SIMVEP.

Sair :

Modos de Ventilação: Seleciona o modo de ventilação, as opções são:

Controlada

Assistida/Controlada

SIMV

Pr.Controlada

Pr.Suporte

VAPS

Telas: modifica a quantidade de gráficos apresentados.

Aumenta Janela

Diminui Janela

Paciente : escolhe entre cinco casos de pacientes a ser ventilado.

Normal

Obstrutivo

Restritivo

Ajudas: ativa um sistema de ajuda ao usuário.

Janelas com os gráfico de Fluxo, Volume e Pressão: Estas janelas apresentam os gráficos das funções fluxo, volume e pressão. Quando as unidades pulmonares forem diferentes as curvas de fluxo e volume também serão diferenciadas, como mostra a Figura 5-3 . Em todo o programa os elementos em vermelho representam a unidade direita e os elementos em azul representam a unidade esquerda. No gráfico de pressão, a curva em verde representa a pressão alveolar e a curva em preto representa a pressão proximal, ou seja, a medida pelo ventilador mecânico. Nas três janelas de gráficos, valores nas curvas podem ser mensurados através do posicionamento do curso no ponto desejado. O programa deve estar congelado, botão “Congela” na janela de controle.

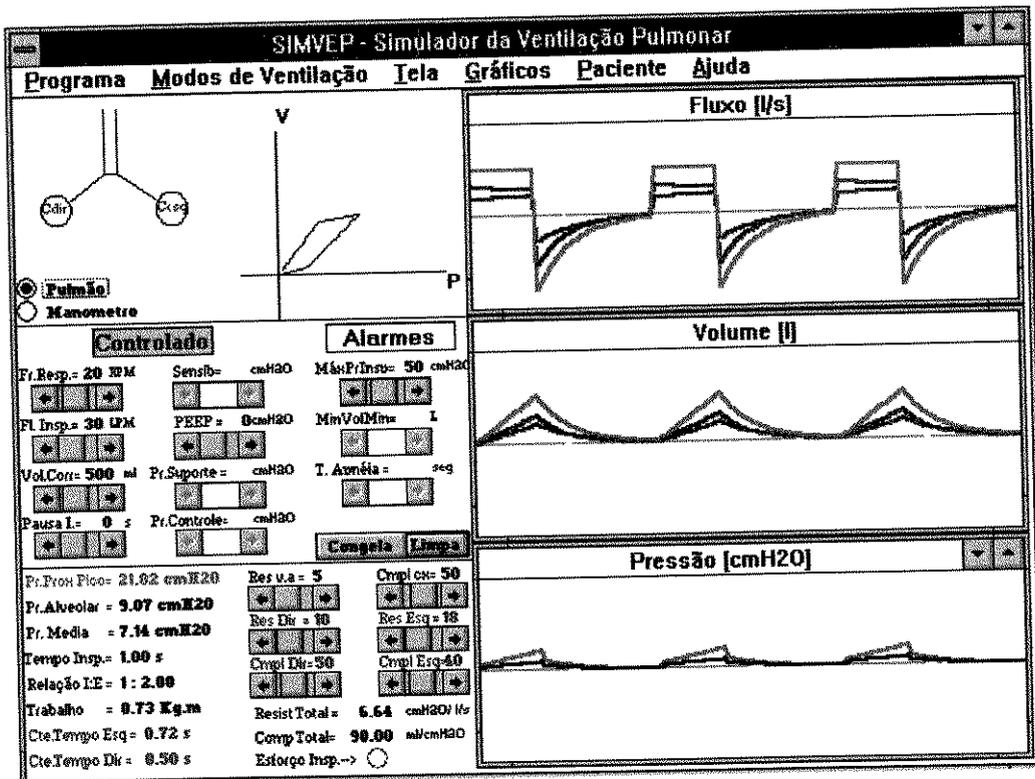


Figura 5-3 Paciente com unidade pulmonar esquerda e direita diferentes.

Janela com o gráfico de Pressão x Volume: Apresenta o gráfico da Pressão Proximal X Volume Corrente.

Janela com uma representação das unidades pulmonares ou representação do manômetro. Esta janela pode apresentar um manômetro analógico que indica a pressão proximal. Esta janela também pode apresentar uma representação das unidades pulmonares onde a área de cada unidade é proporcional ao respectivo volume. A circunferência em vermelho representa a unidade pulmonar direita e a circunferência azul representa a unidade pulmonar esquerda.



Janela de controle do ventilador.

Na parte superior desta janela é apresentado o modo de ventilação escolhido pelo usuário no menu suspenso “Modo”. Os controles disponíveis para ajuste da ventilação, são:

Fr.Resp.= 20 RPM



Ajusta a frequência respiratória a ser executada nos modos controlados. Em muitos equipamentos este controle é encontrado como *Breath Rate*. Nos modos assistido este controle funciona como ventilação de “back-up”. Este controle varia de 1 até 60 RPM (respiração por minuto).

Fl.Insp.= 60 LPM



Ajusta o fluxo inspiratório a ser fornecido nos ciclos controlados, exceto no modo Pressão Controlada. Este fluxo possui a forma de onda quadrada. Nos equipamentos pode ser encontrado como *Peak Flow*. O fluxo inspiratório pode ser ajustado entre 20 e 180 LPM (litro por minuto).

Vol.Corr= 1000 ml



Ajusta o volume corrente a ser enviado nos ciclos controlados. Nos equipamentos pode ser encontrado como *Tidal Volume*. Este controle pode ser ajustado entre 100 e 2000 ml.

PEEP = 0cmH₂O

Ajusta o nível de pressão expiratória final (PEEP). Este controle pode ser ajustado entre 0 e 30 cmH₂O.

Sensib= cmH₂O

Ajusta o nível de sensibilidade dos modos assistidos. Nos equipamentos pode ser encontrado com *Sensitivity*. Neste caso, está exemplificando o controle desabilitado. Ele pode ser ajustado entre 0 e -5 cmH₂O.

Pausa I.= 0s



Ajusta a pausa inspiratória. Nos equipamentos pode ser encontrado como *Inspiratory Pause*. Este controle varia entre 0 e 2 segundos. Está desativado nos modos de Pressão de Suporte e VAPS. No Modo de Pressão Controlada este controle passa a ser o de tempo inspiratório e varia entre 0,5 e 5 segundos.

Pr.Suporte = 30cmH₂O

Ajusta o nível de suporte pressórico no modo Pressão de Suporte e varia entre 5 e 60 cmH₂O. Nos ventiladores pode ser encontrado como *Pressure Support*.

Pr.Controle= 30cmH₂O

Ajusta o nível de pressão de controle no modo Pressão de Controle e varia entre 5 e 60cmH₂O. Nos ventiladores pode ser encontrado como *Control Pressure*.

Congela

Este comando congela a janela dos gráficos de fluxo, volume e pressão com o objetivo do usuário fazer análise das curvas. Quando a tela estiver congelada o comando é alterado para a "Descongela".



Este comando é utilizado para limpar a janela dos gráficos de fluxo, volume e pressão e recomeçar a desenhar os gráficos.

Nesta janela também são colocados alguns alarmes, onde o alarme de pressão inspiratória de pico é ajustado no controle:

MáxPrInsp= 50 cmH₂O



Este controle ajusta o valor máximo que a pressão inspiratória poderá atingir.

Janela de valores monitorados : esta janela apresenta os valores de pressão proximal de pico, pressão alveolar, pressão média, tempo inspiratório, relação I:E (Tempo Inspiratório / Tempos Expiratório), trabalho inspiratório e as constantes de tempo das unidades pulmonares direita e esquerda.

Janela de caracterização do paciente : esta janela possui barras de rolagem para caracterizar o paciente através das resistências e complacências pulmonares esquerda e direita, resistências de vias aéreas e complacência da caixa torácica. Esta janela também apresenta o valor calculado da resistência e complacência total do sistema respiratório simulado. Nesta janela também é apresentada a variável aleatória que representa o esforço inspiratório do paciente.

5.3 Implementação do SIMVEP em Linguagem de Programação

O SIMVEP foi desenvolvido em Visual Basic 3.0. Os programas em Visual Basic são orientados por eventos, um conceito fundamental nos aplicativos Windows. Todo o código executável está ou em subprogramas ou em funções. Estes subprogramas ou funções são acionados por eventos (como um click no mouse, a ativação de um botão de comando ou a rolagem de uma barra de rolagem) ou são chamados por outras rotinas (que, de alguma forma, foram ativadas por um evento). Assim, um programa orientado a eventos deve responder a eles à medida que os mesmos ocorrem (CRAIG, 1994).

A Figura 5-4 mostra a estrutura de um programa orientado a eventos. O programa principal é chamado de projeto. O projeto é a aplicação desenvolvida e é constituída de formulários, módulo e bibliotecas. Os formulários são objetos que por sua vez podem possuir outros objetos. O objeto é qualquer elemento que possua propriedades (características do objeto) e eventos. O elemento módulo é um código que pode possuir variáveis e procedimentos globais a todo o projeto.

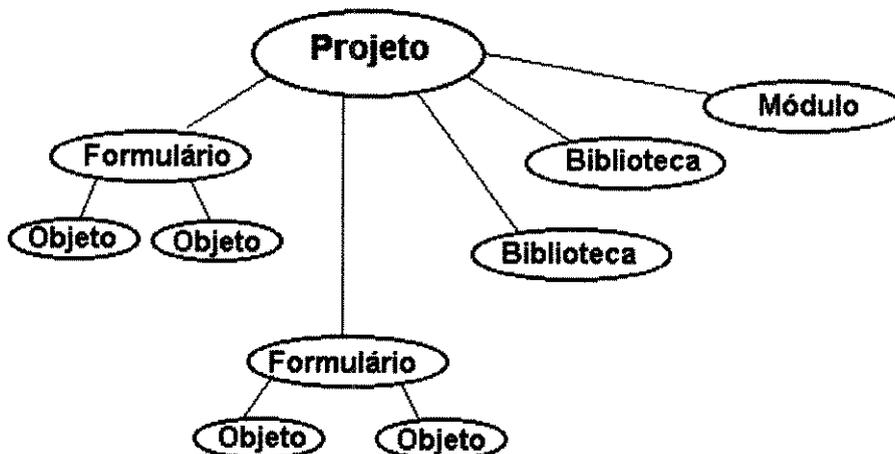


Figura 5-4 Diagrama esquemático de um programa em Visual Basic.

O SIMVEP é o projeto desenvolvido e possui 11 formulários, 1 módulo e 2 bibliotecas. As bibliotecas são códigos que acompanham a linguagem e executam procedimentos especializados. As bibliotecas utilizadas no SIMVEP executam procedimentos gráficos e de intercâmbio de dados entre formulários. A Tabela 5-1 descreve os elementos principais (formulários e objetos) do SIMVEP.

Tabela 5-1 Esquemático dos formulários e alguns objetos do SIMVEP.

Formulário	Objeto	Descrição
Form_SIMVEP		Formulário principal do programa.
Form_Fluxo		Apresenta a janela com o gráfico do fluxo no tempo.
	Line	Objeto gráfico para definir o eixo.
	Command Button	São botões que servem para controlar o tamanho da janela, quando ativados através do mouse mudam a forma de apresentação dos gráfico.
Form_Volume		Apresenta a janela com o gráfico do volume no tempo. Os objetos deste formulário são os mesmos do Form_Fluxo.
	Timer	Este objeto é usado para fazer os cálculos em tempo real. É um objeto que está sempre requisitando o processador.
Form_Pressão		Apresenta a janela com o gráfico da pressão no tempo. Os objetos deste formulário são os mesmos do Form_Fluxo.
Form_Respirador		Apresenta a janela com os controles de um respirador
	Label	São os diversos objetos que apresentam um texto no formulário. Alguns dos label são: "Modo:", "Fl.Insp." e outros.
	ScrollBar	São as barras de rolagem que facilitam a alteração dos diversos controles do respirador.
	Command Button	São 2 botões. Um deles "Limpa" serve para limpar as janelas que apresentam os gráficos e o outro "Congela/Descongela" é usado para congelar os gráficos ou descongelá-los caso estejam

		parados. Este botão altera o Timer do Form_Volume.
Form_Paciente		Apresenta a janela com as características do paciente.
	Label	Alguns dos label são: "Resq.", "Cesq" e outros.
	ScrollBar	São as barras de rolagem que facilitam a alteração dos parâmetros pulmonares.
	Option Button	É o indicador que aparece no Form_Paciente e indica quando o paciente fez um esforço inspiratório.
Form_Loop		Apresenta a janela com o gráfico de pressão contra volume.
	Line	Objeto gráfico para definir o eixo cartesiano.
Form_Pulmão		Apresenta a janela com as unidades pulmonares em movimento.
	Label	Alguns dos label são: "Cdir", "Cesq" e outros.
Form_Sobre		Apresenta o formulário com a mensagem sobre o programa.
Form_Msg		Apresenta a janela com mensagens do programa.
Form_Calculos		Apresenta os valores calculados.
	Label	Os labels apresentam os textos e valores calculados.

O objeto principal do programa é o temporizador do Form_Volume (Timer). O Timer é um objeto que possui a propriedade, "Interval", que define a frequência com que este objeto irá gerar um evento. A frequência é colocada no valor máximo possível, 1ms. Assim, a cada milissegundo o processador calcula o valor de todas as variáveis (volume unidade esquerda e direita, volume total, pressão alveolar, pressão proximal e outros). Os valores são calculados de acordo com o modo de ventilação selecionado, como mostra a Figura 5-5, listagem do código da sub-rotina Timer. Ao selecionar o modo de ventilação, a variável "Modo" é alterada. A variável "estado" define a fase da respiração, visto que as equações que definem a fase inspiratória são diferentes das equações que descrevem a fase expiratória.

```
Sub Timer1_Timer ()
  Select Case (Modo) 'Seleciona Modo de Ventilação
    Case 1 'Modo Controlado
      Select Case (estado)
        Case 1 'Inspiração
          Inspira1
        Case 2 'Pausa Inspiratória
          Pausa1
        Case 3 'Expiração
          Expira1
      End Select
    Case 2 'Modo Assistido/Controlado
      Select Case (estado)
        Case 1 'Inspiração
          Inspira1
        Case 2 'Pausa Inspiratória
          Pausa1
        Case 3 'Expiração
          Expira2
      End Select
    Case 3 'Modo SIMV
      Select Case (estado)
        Case 1 'Inspiração Espontânea
          Inspira31
        Case 3 'Expiração
          Expira3
        Case 4 'Inspiração Controlada
          Inspira32
      End Select
    Case 4 'Pressão Controlada
      Select Case (estado)
        Case 1 'Inspiração
          Inspira4
        Case 3 'Expiração
          Expira4
      End Select
    Case 5 'Pressão de Suporte
      Select Case (estado)
        Case 1 'Inspiração
          Inspira5
        Case 3 'Expiração
          Expira5
      End Select
    Case ' VAPS
      Select Case (estado)
        Case 1 'Inspiração
          Inspira6
        Case 3 'Expiração
          Expira6
      End Select
  End Select
End Sub
```

Figura 5-5 Sub-rotina Timer.

Na realidade, o processador não está disponível a cada 1ms, mas como na rotina do Timer o tempo é calculado usando o relógio do computador, o cálculo é sempre feito no tempo real. O sistema respiratório possui uma frequência relativamente baixa (de 6 a 60 respirações por minuto) e os pontos não calculados não representam uma diferença significativa na apresentação das curvas. Por isso mesmo, recomenda-se a utilização do SIMVEP em computadores com uma configuração mínima.

O ambiente operacional MS Windows , versões anteriores ao Windows 95, têm como característica básica a não-preemptividade, ou seja, o sistema só executa uma nova tarefa quando concluir aquela que ela já tenha começado. O sistema gerência os eventos de uma fila única de eventos. A Figura 5-6 apresenta um diagrama esquemático do sistema de fila única do MS Windows.

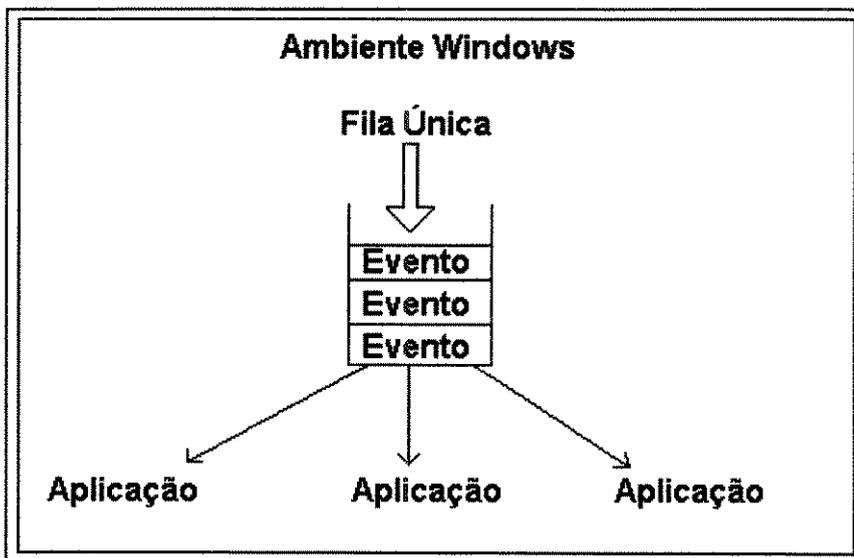


Figura 5-6 Diagrama da operação de Fila única no ambiente Windows.

5.4 Implementação dos Modo de Ventilação no SIMVEP

Os diversos modos de ventilação foram implementados utilizando as equações descritas no capítulo 4. A fase expiratória é implementada como um processo totalmente passivo, ou seja, não existe esforço expiratório.

5.4.1 Modo Controlado

No modo controlado devem ser ajustados o fluxo inspiratório a frequência respiratória e o volume corrente. A partir destes ajustes e das características do paciente, a relação I:E será consequência. Uma pausa inspiratória e um nível de PEEP podem ser acrescentados, como é visto na Figura 5-7.

Na fase inspiratória o fluxo é constante, modelo matemático (IFC), o que faz com que o volume aumente até chegar ao valor de volume corrente ajustado. A pausa inspiratória faz com que este volume permaneça constante e não mais exista fluxo. A pressão cai ao nível da pressão elástica. A fase expiratória é passiva e o fluxo expiratório passa a ter o sentido contrário do fluxo inspiratório.

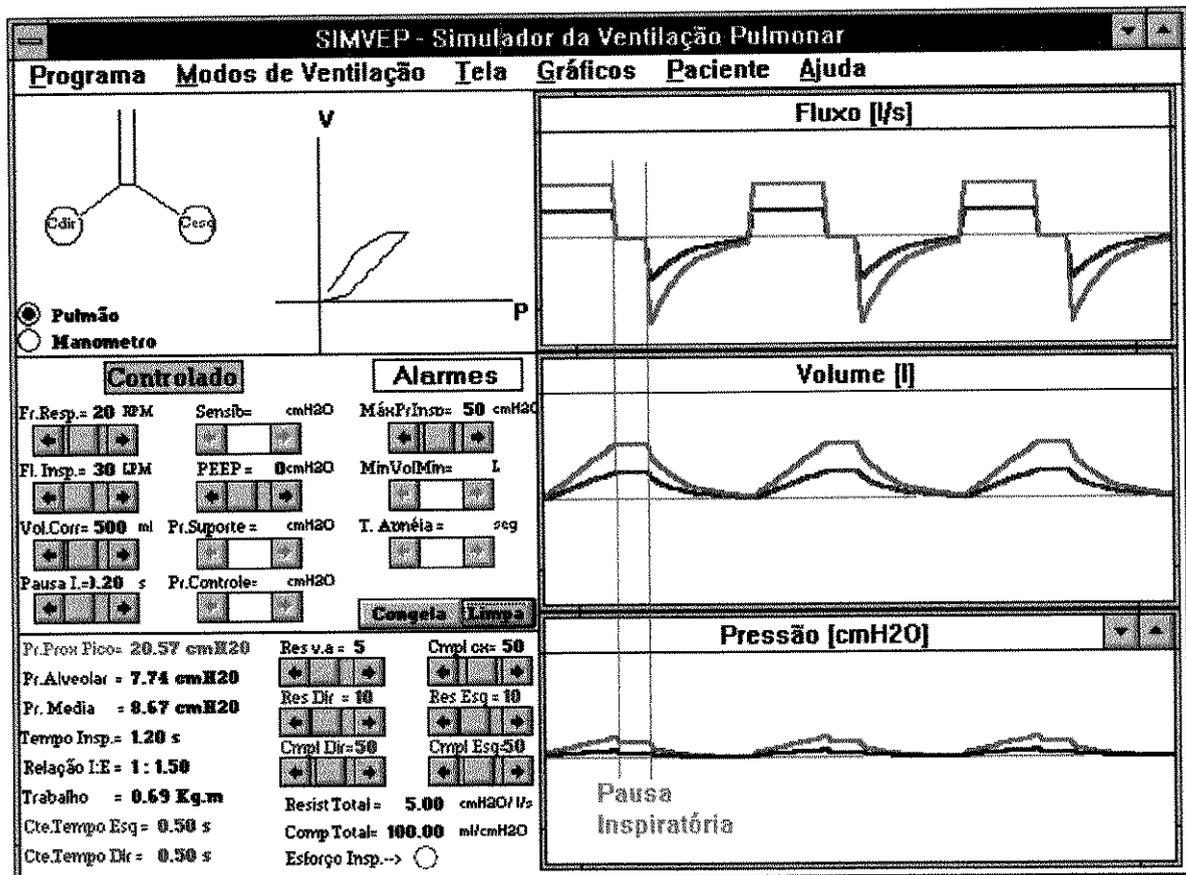


Figura 5-7 Representação do Modo Controlado.

5.4.2 Modo Assistido/Controlado

No modo assistido/controlado o controle de sensibilidade deve ser ajustado ao nível mínimo de esforço que o paciente deverá fazer para disparar o ciclo assistido. A variável esforço é aleatória, ou seja, acontece em um tempo aleatório após uma inspiração e possui um valor de esforço (em cmH₂O) também aleatório. Se não houver esforço em um determinado tempo mínimo, ajustado no controle de "Fr.Resp.", será disparado um ciclo controlado como no modo controlado. Ver a Figura 5-8.

Na janela com o gráfico de pressão da Figura 5-8 é visto um ciclo controlado seguido de três ciclos assistidos. Pode-se também ver a pequena queda de pressão que dispara os ciclos assistidos.

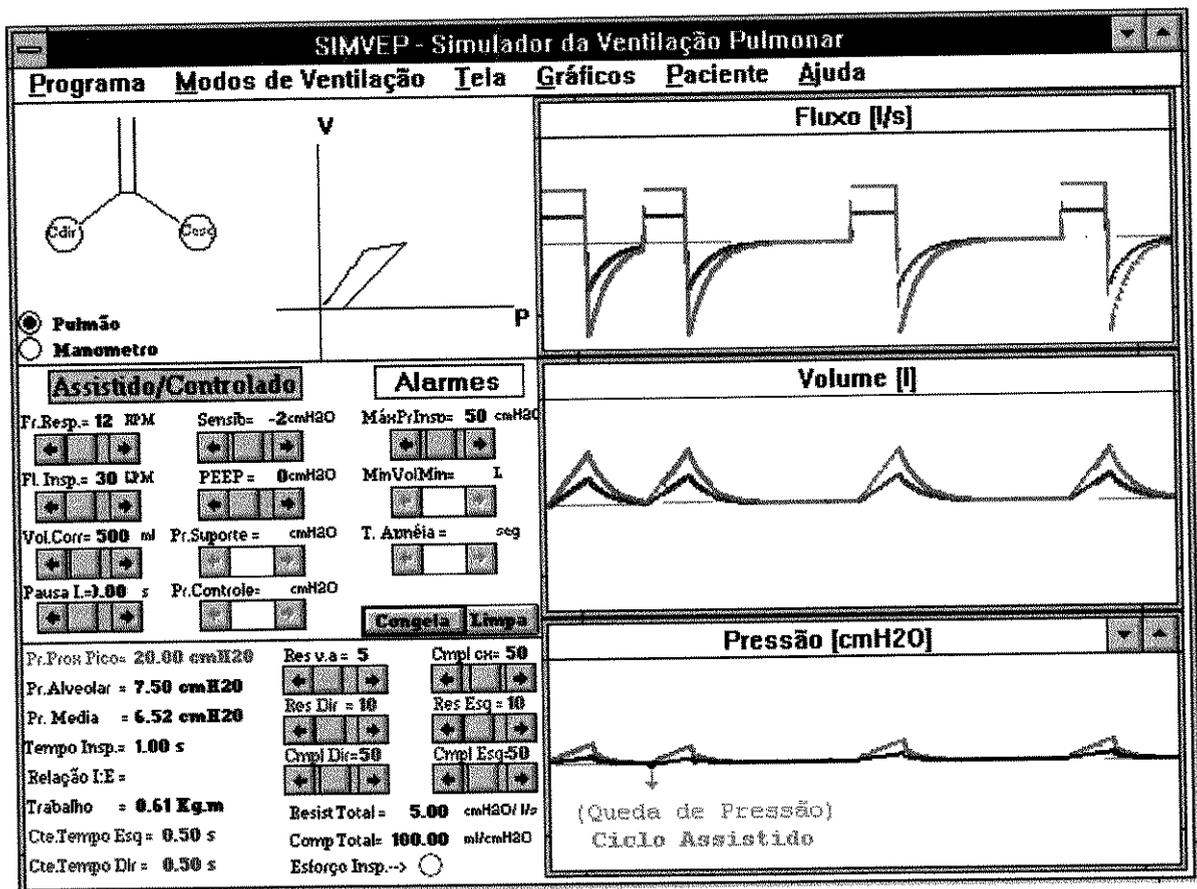


Figura 5-8 Representação do Modo Assistido/Controlado.

5.4.3 Modo SIMV

O modo SIMV incorpora uma válvula de demanda ativada pelo paciente a cada respiração espontânea e que permite que a ventilação mecânica seja realizada sincronizadamente ao esforço do paciente. A curva característica do fluxo inspiratório espontâneo, magnitude e duração, dependem da demanda do paciente e se aproxima de uma senóide (MACINTYRE, 1991). Desta forma, um modelamento empírico foi feito para implementar este fluxo inspiratório, o volume foi encontrado a partir da integral desta equação.

O ajuste do controle de "Fr.Resp." em 6rpm garante que a cada 10s seja fornecido um ciclo respiratório ao paciente. Na Figura 5-9 são apresentados dois ciclos espontâneos. Após estes ciclos o paciente não fez nenhum esforço maior que o nível de sensibilidade ajustado dentro da janela de tempo limite (10s) e então a máquina gera um ciclo controlado.

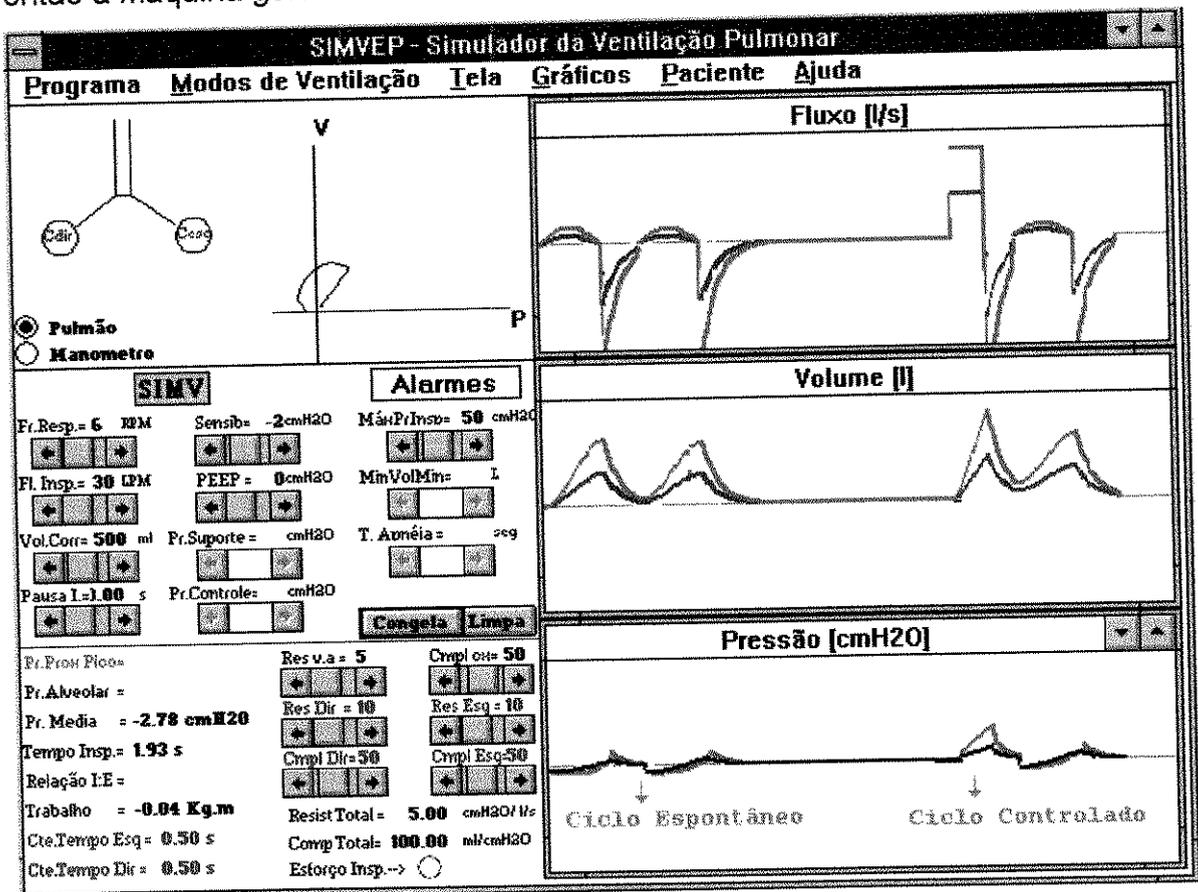


Figura 5-9 Representação do Modo SIMV

5.4.4 Modo Pressão Controlada.

A fase inspiratória deste modo foi implementada usando o modelamento matemático (IPC) descrito no capítulo 4. A fase expiratória, como em todos os modos implementados, é totalmente passiva. A Figura 5-10 ilustra o modo Pressão Controlada.

Os únicos controles disponíveis são : Fr.Resp., T.Ins. e Pr.Controle. O fluxo tem a forma decrescente e tem um valor de pico máximo para que se atinja o nível de pressão ajustado. A medida que o volume vai aumentando o fluxo vai diminuindo.

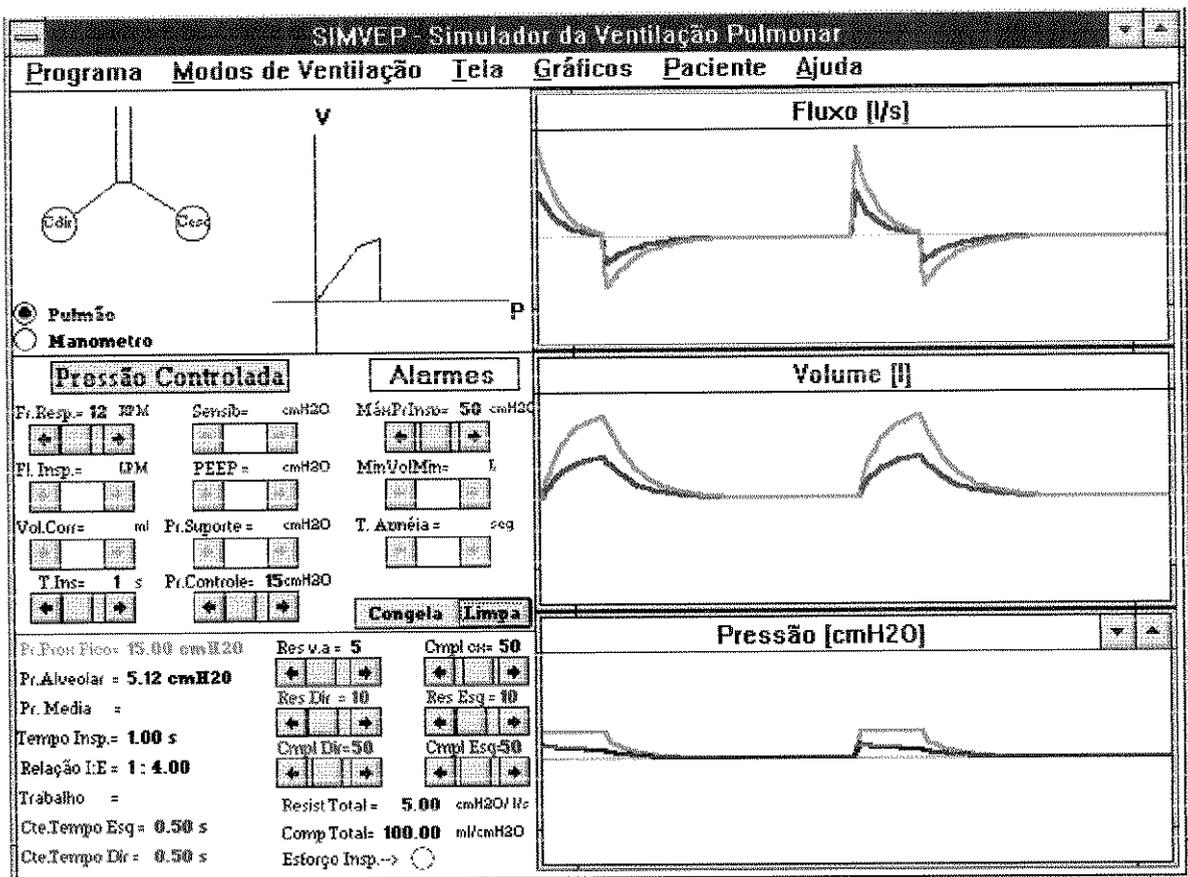


Figura 5-10 Representação do Modo Pressão Controlada.

5.4.5 Modo Pressão de Suporte

O modo Pressão de suporte possui as suas curvas idênticas ao modo Pressão Controlada, a diferença básica está no critério de finalização da inspiração. No modo Pressão Controlada a inspiração acaba quando o tempo inspiratório ajustado é alcançado e na Pressão de Suporte a inspiração termina quando o fluxo inspiratório atinge o valor de 25% do valor inicial de pico. Este critério é implementado na maioria dos equipamentos que possuem este suporte (Hamilton Amadeus, Bear 1000, Dräger Evita, Servo 900C, P-B 7200ae e Bird 6400ST) (BRANSON e CHATBURN,1992). O nível de esforço do paciente é uma variável aleatória que faz com que o fluxo inspiratório, e conseqüentemente o volume corrente, varie. A Figura 5-11 ilustra a ventilação com pressão de suporte. O SIMVEP está com o comando CONGELA ativado e o valor do volume corrente enviado é apresentado na tela.

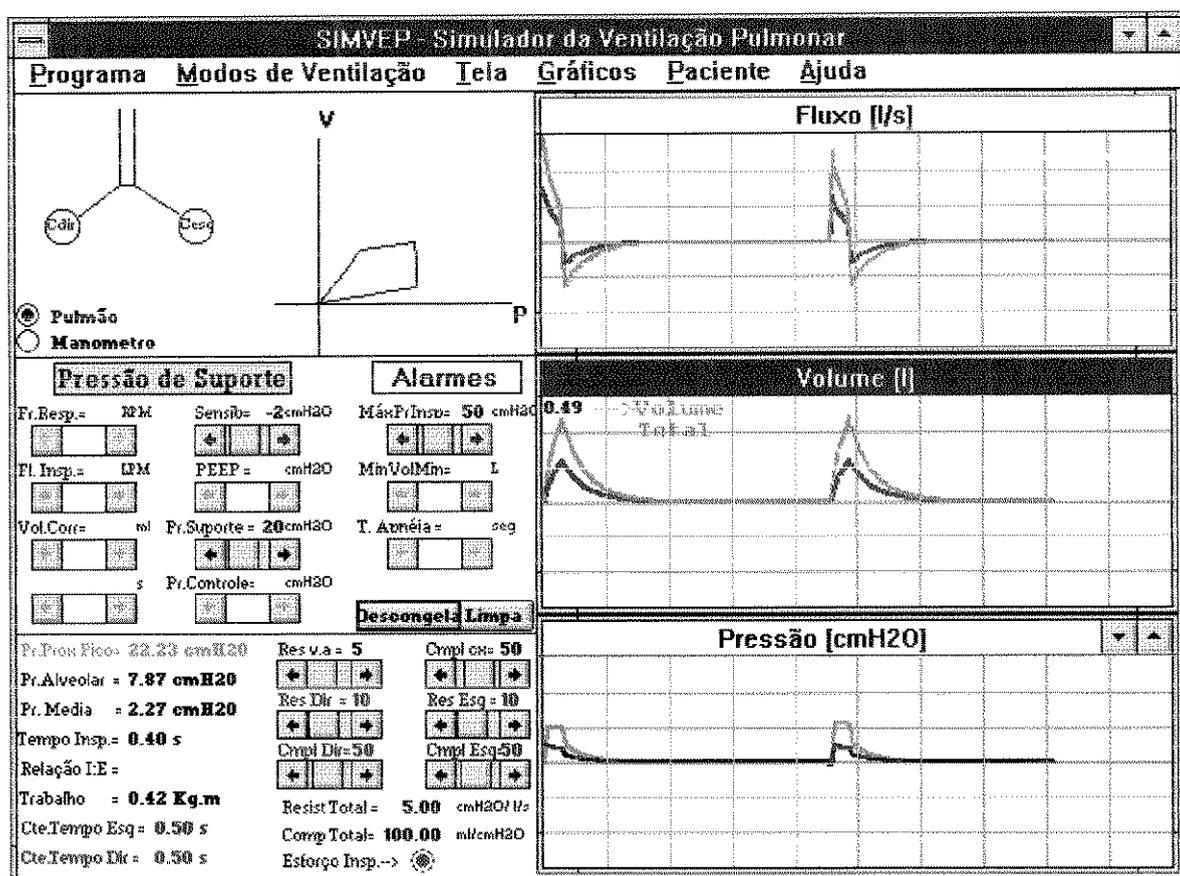


Figura 5-11 Representação da Pressão de Suporte.

5.4.6 Modo VAPS

O modo VAPS garante um nível de volume corrente ao paciente a cada ciclo respiratório. Um nível de pressão de suporte é ajustado e se o fluxo inspiratório atingir um valor mínimo e o volume corrente ajustado ainda não foi atingido, um fluxo com o nível ajustado é enviado ao paciente até que se alcance o volume corrente desejado. A Figura 5-12 ilustra o VAPS.

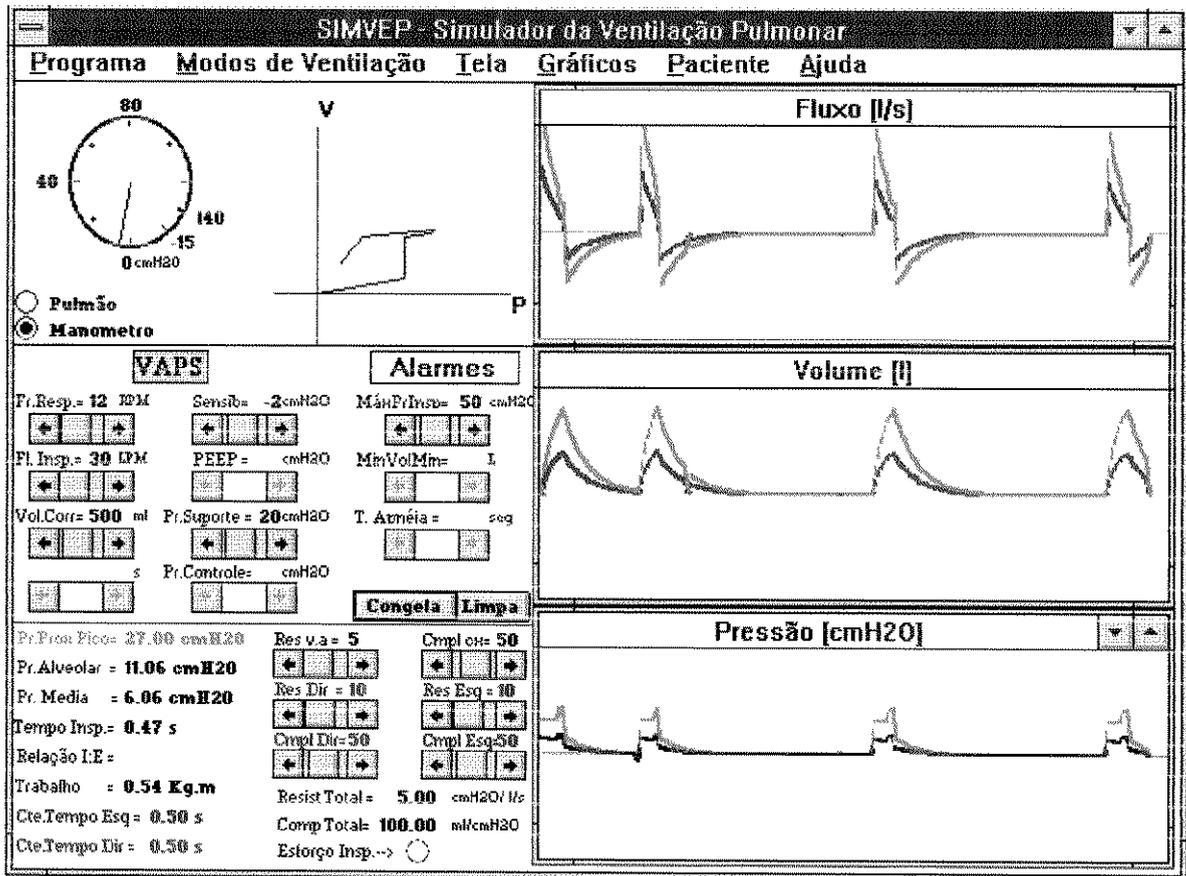


Figura 5-12 Representação do VAPS

5.4.7 Movimento de Arco-Pêndulo no modo Controlado

O movimento de gases durante a pausa inspiratória pode ocorrer desde que as unidades pulmonares tenham constantes de tempo diferentes e que os volumes imediatamente anterior à pausa inspiratória sejam diferentes.

A Figura 5-13 ilustra esta transferência de gases, onde durante a pausa inspiratória, a pressão proximal e alveolar permanecem constantes e uma quantidade de volume é transferida do pulmão direito para o pulmão esquerdo.

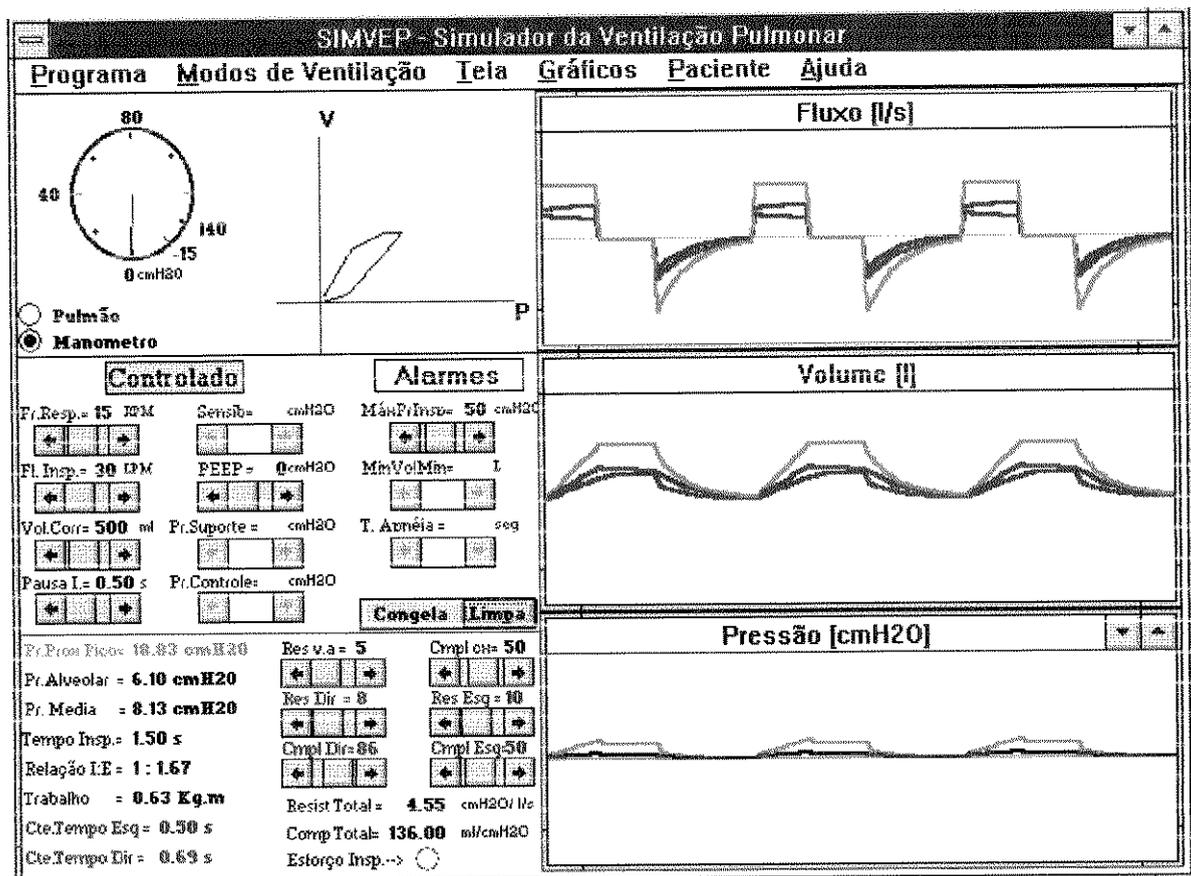


Figura 5-13 Representação do movimento de arco-pêndulo.

Tabela 5-2 Descrição das equações para cada modo de ventilação.

Modo de Ventilação	Início da Inspiração	Fase Inspiratória	Início da Expiração	Fase Expiratória
Controlado	Tempo (Ajuste da Freqüência Respiratória)	Inspiração com Fluxo Constante: Equações: [4-22]-[4-30]	Volume Corrente atingido.	Equações: [4-41]-[4-42]
Assistido /Controlado				
Ciclos Assistidos	Esforço do Paciente maior que a sensibilidade em cmH ₂ O	Inspiração com Fluxo Constante: Equações: [4-22]-[4-30]	Volume Corrente atingido.	Equações: [4-41]-[4-42]
Ciclos Controlados	Tempo (Ajuste da Freqüência Respiratória)	Inspiração com Fluxo Constante: Equações: [4-22]-[4-30]	Volume Corrente atingido.	Equações: [4-41]-[4-42]
SIMV				
Ciclos Controlados	Tempo (Ajuste da Freqüência Respiratória)	Inspiração com Fluxo Constante: Equações: [4-22]-[4-30]	Volume Corrente atingido.	Equações: [4-41]-[4-42]
Ciclos Espontâneos	Esforço do Paciente maior que a sensibilidade em cmH ₂ O	Equações: [4-31]-[4-32]	Fluxo inspiratório nulo.	Equações: [4-41]-[4-42]
Pressão Controlada	Tempo (Ajuste da Freqüência Respiratória)	Inspiração com Pressão Constante: Equações: [4-11] - [4-19]	Término do Tempo Inspiratório	Equações: [4-41]-[4-42]
Pressão de Suporte	Esforço do Paciente maior que a sensibilidade em cmH ₂ O	Inspiração com Pressão Constante: Equações: [4-11] - [4-19]	Fluxo igual a 25% do valor do Fluxo Inspiratório Inicial	Equações: [4-41]-[4-42]
VAPS	Esforço do Paciente maior que a sensibilidade em cmH ₂ O	Inspiração com Pressão Constante: Equações: [4-11] - [4-19] e Inspiração com Fluxo Constante: Equações: [4-22]-[4-30] (Caso o Volume Corrente não tenha sido atingido)	Volume Corrente atingido	Equações: [4-41]-[4-42]

Capítulo 6

Discussão e Conclusão

A proposta principal do SIMVEP é a sua utilização como ferramenta para treinamento de profissionais que trabalham com a ventilação pulmonar (médicos intensivistas e pneumologistas, fisioterapeutas, enfermeiros e outros).

6.1 Utilização do SIMVEP por profissionais do HC-UNICAMP

Visando o aprimoramento do programa desenvolvido, um treinamento com 2 turmas de profissionais da Unidade de Terapia Intensiva do Hospital das Clínicas da UNICAMP (UTI-HC) foi realizado em novembro de 1995.

No total, foram 10 profissionais participantes (médicos, enfermeiros e fisioterapeutas). A UTI-HC possui respiradores de várias marcas, modelos e gerações, inclusive ventiladores microprocessados com monitor gráfico. O curso foi realizado num total de 6 horas para cada turma. HOPPER et al (1993) sugere um tempo de treinamento máximo de 8 horas. O tempo do curso foi dividido nas seguintes fases:

- Questionário pré-instrução: tem como objetivo uma avaliação dos conhecimentos do treinando (1h).
- Funcionamento do sistema: o programa é apresentado e explicado aos treinandos (1h).
- Prática e operação: o treinando utiliza o sistema para analisar alguns casos clínicos (3h).
- Questionário pós-instrução: novamente o treinando é avaliado. O objetivo deste segundo questionário é avaliar a progressão do treinando (1h).

O questionário aplicado teve 5 questões. Na questão básica para avaliar o conhecimento do treinando a respeito de gráficos, foi pedido um esboço dos gráficos de fluxo, volume e pressão na ventilação espontânea e na volumétrica controlada.

Após os dois cursos, ficou bastante claro que todos os participantes passaram a entender melhor os gráficos relacionados com a ventilação pulmonar artificial e que sentiam falta de algum tipo de instrução nesta área. Durante os cursos, os alunos mostraram-se bastante interessados e principalmente questionadores a respeito das formas de onda dos modos de ventilação.

6.2 Discussão

Hoje em dia, o treinamento de profissionais em análise gráfica da ventilação pulmonar é feito principalmente utilizando um ventilador acompanhado de um monitor gráfico. As curvas são analisadas e explicadas geralmente por profissionais das empresas que comercializam este ventilador. Atualmente, algumas destas empresas fabricantes de respiradores possuem programas para computadores pessoais com o objetivo de ensinar análise gráfica da ventilação.

O SIMVEP é um programa pioneiro para simulação de um modelo pulmonar de dois compartimentos em tempo real com o objetivo de treinamento. A implementação de um modelo de dois compartimentos amplia bastante a quantidade de informação a ser passada aos treinandos, já que é possível a análise do comportamento do fluxo e volume em unidades pulmonares com características mecânicas diferentes. O programa é executado sob o ambiente MS Windows, um ambiente de operação fácil e amplamente difundido nos computadores pessoais.

Outra característica muito importante no SIMVEP é a introdução de um sistema de ajuda que facilita bastante a operação do programa e até mesmo a compreensão de alguns parâmetros da ventilação mecânica.

A utilização do SIMVEP por profissionais que lidam constantemente com a ventilação mecânica em Unidades de Terapia Intensiva foi muito importante para o aprimoramento da versão inicial do programa. Várias sugestões foram dadas, dentre elas:

- Apresentar, no programa, o valor da resistência e complacência total do paciente;
- Poder aumentar o tamanho das janelas dos gráficos de fluxo, volume e pressão;

- Colocar um controle de tempos inspiratório em todos os modos de ventilação;
- Colocar no programa a interferência da posição do paciente durante o suporte ventilatório.

Uma observação de dois participantes dos cursos (turmas diferentes) foi a respeito do movimento de arco-pêndulo, discutido na seção 4.2.4.

Assim, algumas das alterações feitas no SIMVEP depois do curso, foram:

- Inclusão do modelamento matemático do movimento de arco-pêndulo;
- Apresentação dos valores de resistência e complacência pulmonar total;
- Inclusão do modelamento matemático do esforço inspiratório do paciente.

6.3 Conclusão

O desenvolvimento do programa de simulação do suporte ventilatório, SIMVEP, apresentou-se como uma interessante ferramenta no treinamento de profissionais ligados à ventilação pulmonar artificial. Aos profissionais com menos experiência na utilização de ventiladores com monitor gráfico, o SIMVEP foi bastante instrutivo e foi visto como uma fácil ferramenta para o entendimento dos modos ventilatórios.

Para os profissionais mais acostumados a trabalhar com ventiladores equipados com monitor gráfico, a utilização do SIMVEP foi vista como uma forma interessante de estudar o comportamento de alguns casos clínicos e até mesmo de compreender melhor as curvas monitoradas nos vários modos de ventilação.

Acredita-se que a implementação do SIMVEP em um sistema de treinamento de profissionais é bastante interessante. O programa se mostrou bastante atrativo e fácil de ser utilizado. No entanto, vários pontos devem ser

implementados ou melhorados no SIMVEP para que a sua utilização obtenha melhores resultados. Dentre os pontos a serem melhorados, estão:

- Implementação de um programa de Ajuda mais complexo, onde sejam colocados todas as definições de ventilação pulmonar relacionadas ao programa;
- Caracterização do paciente em relação a sua frequência de esforços, estável, mais ou menos estável ou paciente altamente estável;
- Implementação de outros modos de ventilação;
- Assim como o gráfico de pressão com volume, apresentar também outros gráficos, como o de fluxo com o volume e pressão com fluxo.
- Implementar uma janela com os recursos de alarme, para treinar o usuário a ajustar o sistema de alarmes dos ventiladores mecânicos.

Bibliografia

- AMATO MB, BARBAS CS, BONASSA J, SALDIVA PH, ZIN WA, CARVALHO CR. Volume-Assured Pressure Support Ventilation (VAPS). *Chest* , v.102; p.1225-34 ; 1992.
- AMERICAN ASSOCIATION FOR RESPIRATORY CARE. Consensus Statement on the Essentials of Mechanical Ventilators-1992. *Respir Care* v.37, n.9, p.1000-08, 1992.
- AMERICAN THORACIC SOCIETY. Lung Function Testing: Selection of Reference Values and Interpretative Strategies. *Am Rev Respir Dis* v.144, p. 1202-18, 1991.
- BATES JH, ROSSI A and MILIC-EMILI J. Analysis of the behavior of the respiratory system with constant inspiratory flow. *J Appl Physiol* v.58, n. 6, p.1840-48, 1985
- BONE RC. Diagnosis of Causes for Acute Respiratory Distress by Pressure-Volume Curves. *Chest* v.70, n.6, p. 740-46, 1976
- BONILLO VM, BETANZOS AA, MARTÍN EG, CANOSA MC, BERDIÑAS BG. The PATRICIA Project. A Semantic-Based Methodology for Intelligent Monitoring in the ICU. *IEEE Engng Med Biol M* v.12, p. 58-68, 1993.

- BOYLE, J. Ventilatory control (Ventrol) simulation for education. I v.261, n.6, p. 625-9, 1991.
- BRANSON RD, CHATBURN RL. Technical Description and Classification of Modes of Ventilator Operation. *Respir Care* v.37, n.9, p.1206-44, 1992.
- BURKE WC, CROOKE III PS, MARCY TW, ADAMS AB and MARINI JJ. Comparison of the mathematical and mechanical model of pressure-controlled ventilation. *J Appl Physiol* v.74, n.2, p. 922-33, 1993.
- CAMPBELL D, BROWN J. The Electrical Analogue of Lung. *Brit J Anaesth* v.35, p. 684-93, 1963.
- CAMPBELL RS, BRANSON RD. Ventilatory Support for 90s: Pressure Support Ventilation. *Respir Care* v.38, n.5, p. 526-537, 1993.
- CARLSON, R.W., GEHED, M.A. Clínicas de Terapia Intensiva. Tradução por Marco Antônio Costa de Araújo. Rio de Janeiro : Interlivros,1990. Tradução de: Critical Care Clinics. v.6, n.3.
- CHATBURN, R.L., LOUGH, M.D. Handbook of respiratory care. 2.ed. Chicago: Year Book, 1990.
- CHATBURN RL. A New System for Understanding Mechanical Ventilators. *Respir Care* v.36, n.10, p. 1123-55, 1991.
- CHATBURN RL. Classification of Mechanical Ventilators. *Respir Care* v.37, n.9, p. 1009-25, 1992.
- CHATBURN RL, KHATIB MF, SMITH PG. Respiratory System Behavior during Mechanical Insflation with Constant Inspiratory Pressure and Flow. *Respir Care* v.39, n.10, p. 979-988, 1994.
- COLEMAN, IP, DEWHURAT, DG, MEEHAN, AS, WILLIAMS, AD. A computer simulation for learning about the physiological response to exercise. *Am J Physiol* v.266, n.6, p. 62-9, 1994.
- CRAIG, J.C. Visual Basic: Versão 3. Tradução por :Jeremias René Descartes P. dos Santos. São Paulo: Makron Books, 1994. Tradução de : Visual Basic Workshop 3a.Version.
- DANGELO, J.G., FATTINI, C.A. Anatomia Humana Básica. 2a. ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 1988.
- DIRECTOR, S.W. Circuitos Elétricos. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 1980.
- DREYFUSS D, SAUMON G. Barotrauma is volutrauma, but wich volume is the one responsible?. *Intesive Care Med* v.18, p.139-141, 1992.

- DUPUIS, Y.G. Ventilators - Theory and Clinical Application. 2. ed. St. Louis: Mosby Year, 1992.
- GIECK, K. Manual de Fórmulas Técnicas. Tradução por Carlos Antônio Lauand. 3. ed. São Paulo: Hemus, 19--. Tradução de : Technische Formelammlung.
- GONÇALVES, J.L. Ventilação Artificial - Terapia Intensiva Respiratória. Curitiba: Lovise, 1991.
- GUYTON, A.C. Tratado de Fisiologia Médica. Rio de Janeiro: Guanabara, 1992.
- GHERINI S, PETERS RM, VIRGILIO RW. Mechanical Work on the Lungs and Work of Breathing with Positive End-Expiratory Pressure and Continuous Positive Airway Pressure. *Chest* v.76, n.3, p. 251-256, 1993.
- HOOPER JA, BRONZINO JD, NOYES NT, TAYLOR D. EquipTeach: A Computer-Aided Instruction to Teach Users How to Operate Specific Medical Equipment. *Biomed Instrum Technol* v.27, p. 394-399, 1993.
- KACMAREK, RM. The Role of Pressure Support Ventilation in Reducing Work of Breathing. *Respir Care* v.33, n.2, p. 99-118, 1993.
- KATZ, J.A., ZINN, S.E., OZANNE, G.M., FAIRLEY, H.B. Pulmonary, Chest Wall, and Lung-Thoracic Elastance in Acute Failure. *Chest* v.80, n.3, 1980.
- KIMURA T, TAKEZAWA J, NISHIWAKI K, SHIMADA Y. Determination of the Optimal Pressure Support Level Evaluated by Measuring Transdiaphragmatic Pressure. *Chest* v.100, n.1, p. 112-117, 1991.
- KIRBY, R.R., SMITH, R.A., DESAUTELS, D.A. Mechanical Ventilation. New York: Churchill Livingstone, 1985.
- MACGILL IF, CADE JF, SINGAPORIA R, PACKER JS. VAD: Ventilation Management in the I.C.U. *Proc Third Annu IEEE Symp Comput Based Med Syst* v.90, p. 345-49, 1990.
- MACINTYRE N, NISHIMURA M, USADA Y, TAKIOKA H, TAKEZAWA J, SHIMADA Y. The Nagoya Conference on System Design and Patient-Ventilator Interactions During Pressure Support Ventilation. *Chest* v.97, n.6, p.1463-1466, 1990.
- MACINTYRE NR, HO L. Effects of Initial Flow Rate and Breath Termination Criteria on Pressure Support Ventilation. *Chest* v.99, n.1, p. 134-38, 1991.
- MANNING HL. Peak Airway Pressure: Why the Fuss?. *Chest* v.105, p.242-47, 1994.
- MARINI JJ. What Derived Variables Should Be Monitored during Mechanical Ventilation?. *Respir Care* v.37, n.9, p.1097-107, 1992

- MARINI JJ, CAPPS JS, CULVER BH. The Inspiratory Work of Breathing during Assisted Mechanical Ventilation. *Chest* v.87, n.5, p. 612-18, 1985.
- MARINI JJ, CROOKE III PS. A General Mathematical Model for Respiratory Dynamics Relevant to the Clinical Setting. *Am Rev Respir Dis* V.147, P.14-24, 1993.
- MARINI JJ, CROOKE III PS and TRUWIT JD. Determinants and limits of pressure-preset ventilation: a mathematical model of pressure control. *J Appl Physiol* v..67, n.3, p. 1081-92, 1989.
- NUNN, J.F. Physiological aspects of artificial ventilation. *Brit J Anaesth*, v.34, p.540-544.
- PIERSON DJ. What Constitutes an Order for Mechanical Ventilation, and Who Should Give The Order?. *Respir Care* v.37, n.9, p. 1124-30, 1992.
- RUTLEDGE G, THOMSEN G, FARR B, TOVAR M, SHEINER L, FAGAN L. VentPlan: a Ventilator-MANagement Advisor. *Proc Annu Symp Comput Appl Med Care* p.869-71, 1991.
- SALITERMAN, SS. A computerized simulator for critical-care training: new technology for medical education. *Mayo Clin Proc* v.65, n.7, p. 968-78, 1990.
- SAMESHIMA K. Relação Fluxo-Resistência no Sistema Respiratório - aspectos Teóricos. *Jornal de Pneumologia* v.13, n.1, p. 10-20, 1987.
- SHORTLIFFE, P.L. Computer Applications in Health Care. Chicago : Addison-Wesley ,1990.
- SUTER PM, FAIRLEY HB, ISENBERG MD. Effects of Tidal Volume and Positive End-Expiratory Pressure on Compliance during Mechanical Ventilation. *Chest* v.73, n.2, p.158-62, 1978.
- TOBIN MJ. Monitoring of Pressure, Flow, and Volume during Mechanical Ventilation. *Respir Care* v.37, n.9, p.1081-96, 1993.
- TOBIN, M.J., GRENVIK, A. Conduas Atuais em TERAPIA INTENSIVA. Tradução por: Fernando Gomes do Nascimento . Rio de Janeiro: Revinter, 1994. Tradução de : Mechanical Ventilation and Assisted Respiration.
- WEBSTER, J.B. Medical Instrumentation: Application and design. 2.ed. Boston: Houghton Mifflin, 1992.
- WEST, J.B. Fisiologia Respiratória Moderna. Tradução por Wagner Ribeiro de Souza e Vilma Ribeiro de Souza Varga. 3a.ed. São Paulo: Manole, 1986. Tradução de Respiratory Physiology - the essentials. 3rd. Edition.