

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

**SISTEMA SIMULADOR E DE TREINAMENTO
DA VENTILAÇÃO MECÂNICA USANDO O
VENTILADOR PULMONAR**

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA À UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE
MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA

LUIS ALBERTO VILCAHUAMÁN CAJACURI

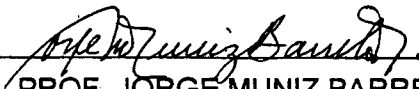
FLORIANÓPOLIS, FEVEREIRO 1997

**SISTEMA SIMULADOR E DE TREINAMENTO DA VENTILAÇÃO MECÂNICA USANDO
O VENTILADOR PULMONAR**

LUIS ALBERTO VILCAHUAMÁN CAJACURI

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
MESTRE EM ENGENHARIA

ESPECIALIDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA, ÁREA DE CONCENTRAÇÃO:
ENGENHARIA BIOMÉDICA, E APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

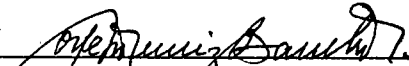


PROF. JORGE MUNIZ BARRETO, D. Sc.
ORIENTADOR

p.p. 

PROF. ADROALDO RAIZER, D. INPG.
COORDENADOR DA PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA ELÉTRICA

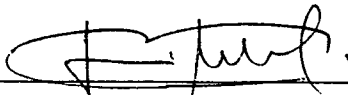
BANCA EXAMINADORA



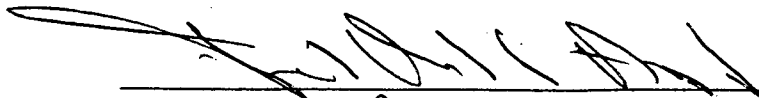
PROF. JORGE MUNIZ BARRETO, D. Sc.



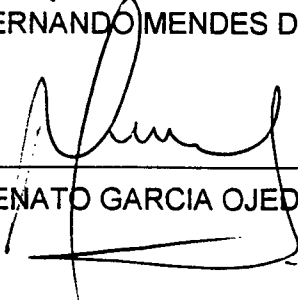
PROF. WALTER CELSO DE LIMA, D. Sc., L.D.



PROF. FERNANDO OSNI MACHADO, MD.



PROF. FERNANDO MENDES DE AZEVEDO, D. Sc.



PROF. RENATO GARCIA OJEDA, D. Sc.

*a minha esposa Isabel e a meus
filhos Kátia e Luis André.*

ARTIGOS

Simulador "Fuzzy" para Treinamento do Ventilador Pulmonar em Pacientes Asmáticos.

Luis A. Vilcahuamán, Jorge M. Barreto & Walter C. de Lima.
Terceira Reunião Especial da SBPC, A.5 - Engenharia e Tecnologia, p. 229.
Florianópolis - Brasil, Maio 1996

Resultados Preliminares de um Simulador da Ventilação Mecânica pulmonar para Elaboração da Base de Conhecimentos de um Supervisor "Fuzzy"

Luis A. Vilcahuamán, Walter C. de Lima & Jorge M. Barreto.
III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde.
São Paulo - Brasil, Outubro 1996

Modelamiento de Patologías en la Mecánica respiratoria Durante el Uso del Ventilador Pulmonar en la UTI

Luis A. Vilcahuamán, Walter C. de Lima & Jorge M. Barreto.
VII Simposio Latinoamericano de Ingeniería Biomédica
Bucaramanga - Colômbia, Outubro 1996

AGRADECIMENTOS:

Ao Prof. Jorge Muniz Barreto e ao Prof. Walter C. de Lima, pela orientação e amizade.

Aos Professores do Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB).

À Capes pelo apoio financeiro.

Ao Dr. Fernando Osni Machado, Diretor de medicina no HU-UFSC, pelas constantes sugestões e incentivos.

A todos os amigos que fiz durante o período do curso.

SUMÁRIO

LISTA DE SÍMBOLOS	x
LISTA DE FIGURAS	xii
LISTA DE TABELAS	xiv
RESUMO	xv
ABSTRACT	xvi
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 ESTADO DA ARTE	1
1.2 JUSTIFICATIVAS	4
1.3 OBJETIVOS	6
1.3.1 Objetivos Gerais	6
1.3.2 Objetivos Específicos	6
1.4 SISTEMA PROPOSTO	7
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA: MECÂNICA RESPIRATÓRIA	10
2.1 DEFINIÇÕES E CONCEITOS BÁSICOS	10
2.1.1 Introdução	10
2.1.2 Forças e mecanismos básicos da expansão e contração pulmonar..	11
2.1.3 Pressões na respiração	12
2.1.4 Volumes e capacidades pulmonares	17
2.1.5 Volume respiratório minuto e frequência respiratória	19
2.2 CARACTERÍSTICA ESTÁTICA E DINÂMICA	21
2.2.1 Expansibilidade pulmonar e torácica: Complacência	21
2.2.2 Resistência ao fluxo de ar	25
2.2.3 Trabalho da respiração	32
2.2.4 Equação de movimento	34
2.3 TERMOS USADOS NA INSUFICIÊNCIA E FALHA RESPIRATÓRIA	36
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA: O VENTILADOR PULMONAR	38
3.1 VENTILAÇÃO MECÂNICA	38
3.1.1 Aparelhos para a ventilação mecânica	39
3.1.2 Indicações para o uso do ventilador pulmonar	40
3.2 CONCEITOS BÁSICOS DOS VENTILADORES PULMONARES	41
3.2.1 Variáveis controladas pelo ventilador pulmonar	44
3.2.2 Formas de curva da variável controlada	46
3.2.3 Variáveis de fase	47
3.2.4 Variáveis condicionais	50
3.3 DESCRIÇÃO FUNCIONAL DO VENTILADOR PULMONAR	51
3.4 SISTEMA DE ALARMES NO VENTILADOR PULMONAR	53
3.4.1 Especificação dos alarmes	53
3.4.2 Características e tipos de alarmes	54
3.5 MODOS DE OPERAÇÃO NA VENTILAÇÃO MECÂNICA	55
3.5.1 Classificação dos ventiladores segundo o modo de operação	57
3.5.2 Modos controlados	58
3.5.3 Modos assistidos/controlados	61
3.5.4 Modos assistidos/controlados com respirações espontâneas	62

4.	METODOLOGIA: SIMULAÇÃO DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA E DO VENTILADOR PULMONAR	68
4.1	SISTEMA SIMULADOR	70
4.1.1	Requisitos do sistema simulador	70
4.1.2	Estrutura do simulador	72
4.2	MODELO DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA	72
4.2.1	Modelo da característica estática dos pulmões e do tórax	74
4.2.2	Modelo da característica dinâmica dos pulmões e das vias aéreas	76
4.3	MODELO DO VENTILADOR PULMONAR	79
4.4	O SIMULADOR COMO SISTEMA DE ENSINO	82
4.4.1	Características gerais do simulador como tutor	83
5.	RESULTADOS DO SISTEMA SIMULADOR	85
5.1	MECÂNICA RESPIRATÓRIA	86
5.1.1	Volumes e capacidades pulmonares	86
5.1.2	Característica estática dos pulmões e do tórax	89
5.1.3	Característica dinâmica dos pulmões e das vias aéreas	94
5.2	SIMULAÇÃO DO VENTILADOR PULMONAR	99
5.2.1	Configuração do ventilador pulmonar	99
5.2.2	Controle do ventilador pulmonar	102
5.3	VENTILAÇÃO MECÂNICA	105
5.3.1	Modos ventilatórios Controlados	109
5.3.2	Modos ventilatórios Assistido/Controlados	112
5.4	ESTUDO DE CASOS	114
5.4.1	Controle de pressão e fluxo na expiração	114
5.4.3	Ventilação mecânica em pacientes asmáticos	117
6.	DISCUSSÕES E CONCLUSÕES	121
6.1	DISCUSSÕES	121
6.2	CONCLUSÕES	122
6.3	TRABALHOS FUTUROS	125
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	127
	ANEXOS	134
Anexo A:	Listagem das variáveis utilizadas na simulação.....	135

LISTA DE SÍMBOLOS

Capacidade Inspiratória	IC
Capacidade Residual Funcional	FRC
Capacidade Vital	VC
Capacidade Pulmonar Total	TLC
Coefficiente de fluxo laminar	K1
Coefficiente de fluxo turbulento	K2
Coefficiente de viscosidade	μ
Complacência (total, pulmonar e torácica)	C
Complacência específica (em relação a TLC)	Cs
Densidade do ar	ρ
Frequência respiratória	f_r
Fluxo de ar	F
Fluxo de ar	F(t)
Pressão	P
Pressão alveolar	P _A
Pressão atmosférica	P _{atm}
Pressão com as vias aéreas abertas	P _{awo}
Pressão entregue pelo ventilador pulmonar	P _{vent(t)}
Pressão esofágica	P _{esf}
Pressão da boca	P _m
Pressão das vias aéreas	P _{aw}
Pressão de contração muscular	P _{mus}
Pressão de distensão alveolar	P _{dA}
Pressão intrapleurar	P _{PL}
Pressão na parede do tórax	P _C
Pressão na superfície corporal	P _{bs}
Pressão no interior das vias aéreas	P _{saw}
Pressão transaérea	P _{ta}
Pressão transmural	P _{tm}
Pressão transpulmonar	P _L
Pressão transrespiratória	P _{tr}
Pressão transtorácica	P _{tt}
Raio de conduto	r
Resistência ao fluxo de ar	R
Resistência específica (em relação a TLC)	SR _{aw}
Resistência nas vias aéreas	
medida entre a boca e os alvéolos	R _{aw}
Resistência pulmonar medida entre a boca e a pleura	R _p
Volume Residual	RV
Velocidade	v
Ventilação alveolar por minuto	VAM
Volume	V
Volume Corrente ou volume de gás corrente	TV
Volume da ventilação alveolar	VVA
Volume de espaço morto	V _D
Volume de Reserva Expiratória	ERV
Volume de Reserva Inspiratório	IRV

Volume na expiração
Volume pulmonar
Volume Residual
Volume respiratório minuto ou volume minuto

V_E
 $V(t)$
RV
Vm

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: Pressões na respiração
- Figura 2: Volumes e capacidades pulmonares
- Figura 3: Equilíbrio das forças elásticas do pulmão e tórax na FRC
- Figura 4: Curvas V - P da retração elástica do pulmão e tórax
- Figura 5: Tipo de fluxo nas vias aéreas
- Figura 6: Medida da capacidade vital com o espirômetro
- Figura 7: Curvas Fluxo expiratório - Pressão a isovolume
- Figura 8: Curvas Fluxo expiratório - Volume
- Figura 9: Curva resistência nas vias aéreas - Volume
- Figura 10: Curva V - P mostrando o trabalho inelástico dos pulmões
- Figura 11: Curva V - P mostrando o trabalho total na respiração
- Figura 12: Diagrama de blocos do ventilador pulmonar
- Figura 13: Variáveis de fase no ciclo respiratório
- Figura 14: Lógica de funcionamento do sistema de controle do ventilador pulmonar
- Figura 15: Diagrama de blocos do sistema respiratório
- Figura 16: Significado da relação V_A/Q
- Figura 17: Estrutura funcional do simulador
- Figura 18: Modelo da mecânica pulmonar adaptado para a ventilação mecânica
- Figura 19: Curvas de complacência pulmonar e torácica no simulador
- Figura 20: Efeito dos tipos de resistência sobre as curvas R-V e F-P
- Figura 21: Estrutura do ventilador pulmonar usado no simulador
- Figura 22: Diagrama da Estrutura Geral do SILMEV
- Figura 23: Configuração de volumes e capacidades pulmonares
- Figura 24: Configuração da característica estática dos pulmões e do tórax
- Figura 25: Curvas de Volume vs. Pressão dos pulmões e do tórax
- Figura 26: Curvas de Complacência vs. Volume dos pulmões e do tórax
- Figura 27: Curvas de Resistência ao fluxo de ar vs. Volume
- Figura 28: Curvas de Fluxo vs. Pressão, a isovolume
- Figura 29: Curvas de Fluxo Expiratório vs. Volume a esforço máximo
- Figura 30: Painel do ventilador pulmonar no SILMEV
- Figura 31: Curvas típicas no suporte ventilatório CMV
- Figura 32: Sinal de controle das servo-válvulas
- Figura 33: Ventilação IRV controlada por fluxo, ciclada por volume e iniciada por frequência
- Figura 34: Ventilação CMV controlada por fluxo e iniciada por pressão
- Figura 35: Definição do início da respiração própria do paciente e o volume espontâneo respirado
- Figura 36: Expiração limitada por pressão nas vias aéreas
- Figura 37: Expiração limitada por fluxo
- Figura 38: Característica estática dos pulmões e do tórax
- Figura 39: Ventilação CMV controlada por fluxo num paciente com quadro asmático
- Figura 40: Ventilação CMV controlada por pressão num paciente com quadro asmático

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1: PRESSÕES NA RESPIRAÇÃO
- Tabela 2: VOLUMES PULMONARES EM SUJEITOS SAUDÁVEIS EM REPOUSO
- Tabela 3: RESISTÊNCIA NAS VIAS AÉREAS
- Tabela 4: TERMOS USADOS NOS DISTÚRBIOS RESPIRATÓRIOS
- Tabela 5: DOENÇAS QUE AUMENTAM O TRABALHO RESPIRATÓRIO
- Tabela 6: CRITÉRIOS E ÍNDICES USADOS PARA DETERMINAR A NECESSIDADE PELO VENTILADOR MECÂNICO
- Tabela 7: APLICAÇÃO DA EQUAÇÃO DE MOVIMENTO NO VENTILADOR PULMONAR
- Tabela 8: CLASSIFICAÇÃO DOS VENTILADORES PULMONARES E CRITÉRIO PARA DEDUZIR A VARIÁVEL DE CONTROLE
- Tabela 9: CARACTERÍSTICA DAS VARIÁVEIS DE CONTROLE SEGUNDO AS FORMAS DE CURVA
- Tabela 10: ESPECIFICAÇÃO DO EVENTO ALARME
- Tabela 11: NÍVEL DE PRIORIDADE NOS ALARMES DO VENTILADOR PULMONAR
- Tabela 12: CARACTERÍSTICAS DOS ALARMES SEGUNDO O NÍVEL DE PRIORIDADE
- Tabela 13: TIPOS DE ALARMES SEGUNDO O NÍVEL DE PRIORIDADE
- Tabela 14: MODOS DE VENTILAÇÃO MECÂNICA
- Tabela 15: CLASSIFICAÇÃO DO VENTILADOR PULMONAR SEGUNDO O MODO DE OPERAÇÃO
- Tabela 16: FAIXA DE VALORES DE COMPLACÊNCIA ESPECÍFICA
- Tabela 17: VARIÁVEIS FÍSICAS PARA DEFINIÇÃO DO CICLO RESPIRATÓRIO
- Tabela 18: PARÂMETROS DA VENTILAÇÃO MECÂNICA
- Tabela 19: ÁREAS E VARIÁVEIS NO PAINEL DE CONTROLE
- Tabela 20: MECÂNICA RESPIRATÓRIA COM CARACTERÍSTICAS ASMÁTICAS

RESUMO

Apresenta-se modelos matemáticos da mecânica respiratória e do ventilador pulmonar. Estes modelos são utilizados para o desenvolvimento de um sistema simulador da ventilação mecânica. Os modelos representam diferentes patologias dos pulmões e das vias aéreas de um paciente hipotético quando este está sendo ventilado mecanicamente na Unidade de Terapia Intensiva. O simulador permite testar e avaliar o suporte ventilatório controlado, tendo a possibilidade de configurar as variáveis de controle, de fase e de base. Igualmente se propõe uma forma alternativa de controle da pressão e de fluxo durante a expiração. Os modos ventilatórios assistido/controlados são simulados em forma restrita devido a não se dispor de um modelo do padrão próprio do paciente. O sistema simulador pode ser utilizado como sistema de auxílio ao treinamento da ventilação mecânica, em pesquisa inicial e como apoio ao projeto de ventiladores mecânicos.

Paravras chave: Modelo Pulmonar, Mecânica Pulmonar, Ventilador Pulmonar, Modos Ventilatórios, Simulação da Ventilação

TRAINING AND SIMULATOR SYSTEM OF THE MECHANICAL VENTILATION USING THE LUNG VENTILATOR

ABSTRACT

Mathematics models of the mechanic respiratory and the pulmonary ventilator are presented. The development of a software uses these models for mechanics ventilation simulator. The models represent pathologic characteristics of the hypothetical patient lung and airways when supported by mechanic ventilation at the Intensive Care Unit. The simulator allows to test and evaluate the controlled ventilation support and admits configure the controlled, the phase and the baseline variables. This paper proposes an alternative pressure and flow control at the expiration cycle. The assisted/controlled ventilation is restrictive simulated because of the respiratory pattern generator model don't be considerate. The simulator system can be use in training aided systems of the mechanic ventilation, in initial research and as aided system for design of mechanics ventilators.

Keywords: Lung Model, Lung Mechanic, Lung Ventilator, Ventilatory Modes, Simulating of Ventilation

SISTEMA SIMULADOR E DE TREINAMENTO DA VENTILAÇÃO MECÂNICA USANDO O VENTILADOR PULMONAR

1. INTRODUÇÃO

1.1 ESTADO DA ARTE

Na UTI (Unidade de Terapia Intensiva), geralmente é bem reconhecida a importância de entender a anatomia humana, fisiologia e patologia. A importância de entender os equipamentos médicos é menos reconhecida. Frequentemente se assume que saber sobre os equipamentos é menos importante que saber sobre os pacientes [Branson, 1995], embora os dispositivos médicos usados podem ser uma extensão do paciente e não devem ser considerados por separado. Um excelente exemplo desta situação se apresenta na ventilação mecânica.

Os ventiladores mecânicos são dispositivos usados para aumentar ou suprir o esforço ventilatório nos pacientes com disfunção respiratória [Geer, 1980]. O ventilador deve incrementar a ventilação alveolar, melhorar a eliminação do CO₂ e pelo menos melhorar a oxigenação do fluxo arterial.

Embora a ventilação artificial em animais tenha sido realizada com sucesso no século passado, o suporte ventilatório em humanos só foi aplicado nos últimos quarenta anos. As razões para os avanços desta forma de terapia foram o entendimento da fisiologia pulmonar e o desenvolvimento de ventiladores mecânicos viáveis. Mas devido ao rápido avanço da tecnologia e aos inúmeros tipos de condições patológicas, os ventiladores são manufacturados em muitas diferentes formas, funções e tamanhos, com novos modelos aparecendo frequentemente. Neste contexto, o acercamento do pessoal médico ao ventilador é impedido pela falta de uma adequada apresentação de conceitos técnicos, falta de uma classificação correta e

ainda falta de informação técnica [Chatburn, 1991]. Em muitos aspectos, o ventilador mecânico alcança o nível de sofisticação dos computadores pessoais, mas pode-se verificar que a informação entregue por estes computadores é mais completa e supera em qualidade se fosse comparada com a informação entregue ainda para o ventilador mais popular, embora normalmente os computadores realizem tarefas menos críticas.

Como indicado por [Chatburn, 1991], as informações sobre ventiladores mecânicos apresentam a tendência a juntar fatos não relacionados, ao invés de desenvolver um sistema lógico, unindo idéias que tenham relação com os princípios básicos da Engenharia. Alguns autores apresentam esquemas de classificação baseado em descrições de arquétipos mecânicos, fazendo com que a informação fique rapidamente obsoleta e restringe o conhecimento da nova tecnologia. Como consequência o pessoal médico é forçado a memorizar uma crescente lista de características de dispositivos e definições, que cada fabricante inventou, fazendo que se perca a visão global e torna mais difícil o entendimento da tecnologia atual. Assim, por exemplo, se assume que o ventilador pediátrico é completamente diferente ao ventilador para adultos, quando poderiam ser usados intercambiavelmente, obtendo-se maior eficiência no uso ou alguns modos de operação são definidos com termos diferentes por fabricantes diferentes, quando, na verdade, se tem o mesmo significado ou se considera que os ventiladores baratos têm qualidade inferior em relação aos mais caros pelo fato de terem mais botões no painel.

Neste trabalho segue-se a proposta feita por [Chatburn, 1991] que apresenta "uma nova forma de pensar em relação aos ventiladores mecânicos". Se propõe a identificação do ventilador focada em similaridades ao em vez das diferenças. O esquema de classificação está baseado no modelo matemático simples da mecânica respiratória e não em arquétipos mecânicos. Devido a que os fundamentos da mecânica respiratória não mudam no tempo, este esquema é imune a mudanças de tecnologia do ventilador. Assim, ventiladores de alta complexidade tecnológica,

poderiam ser descritos evitando a confusão, por exemplo, o modo ventilatório conhecido como "airway pressure-release" pode ser descrito como a ventilação iniciada pela variável tempo, limitada por pressão e ciclada segundo o tempo, com respirações espontâneas e passivamente suportada por uma ventilação controlada pela pressão.

O sistema proposto para o melhor entendimento dos ventiladores mecânicos, oferece uma prática e um consistente marco teórico para o ensino e a aprendizagem da operação do ventilador. Mas encontra-se um outro fato importante a considerar, resulta complexo e delicado para o aprendiz, exercitar seus conhecimentos diretamente no paciente, além das questões éticas. Assim, torna-se altamente aconselhável que o aluno tenha condições de ser auxiliado no seu treinamento.

Neste sentido, o uso de sistemas de computação para o auxílio ao ensino tornou-se uma prática pedagógica cientificamente aceitável nos últimos anos. Mostrou-se sua viabilidade tendo em vista a sua facilidade de uso e principalmente o potencial de uso, que permite aos alunos aprenderem a se tornar independentes dos professores e a raciocinar, ao em vez de memorizar fatos [Ramírez, 1996].

O sistema de computação teria condições de simular os elementos em estudo, mas além do entorno do sistema simulador acondicionado para o ensino, é preciso definir os modelos matemáticos dos elementos envolvidos os quais representam as características e o comportamento dos elementos reais.

Os modelos tomam-se válidos só quando se cumpre os supostos especificados na sua definição. No sistema respiratório se tem modelos para a mecânica respiratória, outros para a troca de gases da ventilação alveolar, outros para o gerador do padrão respiratório, para os quimio-receptores ou ainda para uma combinação destes.

Trabalhos abrangentes como o apresentado por [Thomsen, 1989], que considera o processamento "on-line" dos parâmetros respiratórios e cardíacos para a supervisão da ventilação mecânica e melhora da monitorização usando técnicas da inteligência artificial e tendo o propósito de conseguir uma adequada ventilação alveolar. [Najarian, 1995] utiliza o modelo relacional nebuloso ("fuzzy") para a identificação e controle do sistema respiratório. [Becker, 1994] propõe uma nova forma de apresentação de dados na monitorização das condições cardíacas, usando variáveis lingüísticas da lógica nebulosa, que pode ser aplicado na monitorização da ventilação mecânica. Tendo em vista o anteriormente exposto, pode-se dizer que a ventilação mecânica oferece uma ampla área de pesquisa e de aplicações das tecnologias atuais e que as necessidades de aperfeiçoar o suporte ventilatório ainda supera as soluções atualmente desenvolvidas.

1.2 JUSTIFICATIVAS

Considerando que o elemento de trabalho do aluno de medicina é o ser humano, sua tarefa resulta complexa e delicada. Diante deste fato torna-se aconselhável que o aluno tenha condições de exercitar seus conhecimentos de outra forma, antes de um caso real, sem os riscos inerentes aos casos práticos.

Igualmente, no processo de aprendizagem ou de treinamento, o aluno nem sempre dispõe da infraestrutura adequada e nem tem condições de explorar novas configurações do sistema, descobrir conceitos novos sem danificar equipamentos ou criar situações excepcionais para ganhar em experiência [Ramírez, 1996].

Um procedimento na UTI, apresentando as características mencionadas, é a ventilação mecânica, usando o ventilador pulmonar. O melhor entendimento dos ventiladores pulmonares não só poderia ser útil para o pessoal médico-assistencial da

UTI, embora sejam estes os que utilizam o ventilador no seu trabalho cotidiano, o pessoal da Engenharia Clínica igualmente necessita conhecer em detalhe as capacidades e características dos ventiladores para serem aplicados aos trabalhos de manutenção, regulagem, seleção ou ainda nos projetos ou nas adaptações.

Como assinalado por [Chatburn, 1991] o entendimento dos ventiladores mecânicos resulta atualmente restrito devido à falta de informação técnica detalhada, falta de definições claras dos termos obtidos da aplicação dos princípios físicos, falta de um adequado sistema de classificação e ao contínuo aparecimento de definições particulares feita pelos fabricantes para os seus produtos.

Diante destes fatos, este trabalho propõe desenvolver um sistema computadorizado para treinamento da ventilação mecânica na UTI, usando o ventilador pulmonar e seguindo a proposta de [Chatburn, 1991] e [Branson, 1995]. Este trabalho pretende utilizar um esquema que permita definir os ventiladores mecânicos, independentemente da marca ou modelo, baseado nos princípios básicos da engenharia, para um melhor entendimento dos ventiladores pulmonares.

Igualmente, considerando que o sistema de treinamento inclui a simulação da mecânica respiratória do paciente e do ventilador pulmonar, este trabalho pretende definir os modelos matemáticos respectivos, de forma que permita o estudo da ventilação mecânica em pacientes hipotéticos apresentando diferentes condições patológicas no sistema respiratório.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivos Gerais

Desenvolver um sistema computadorizado de treinamento da ventilação mecânica na UTI, de tipo "off-line", autônomo e com características ergonômicas e didáticas. O sistema terá a capacidade de simular diversas condições patológicas da mecânica respiratória e possibilidades de definir os modos ventilatórios controlado e assistido/controlado.

1.3.2 Objetivos Específicos

- a. Facilitar o entendimento da ventilação mecânica na UTI e dos ventiladores pulmonares seguindo a proposta de [Chatburn, 1991] e [Branson, 1995].
- b. Definir condições normais e patológicas da mecânica respiratória de um paciente hipotético, para logo avaliar o seu comportamento durante a ventilação mecânica.
- c. Estabelecer uma classificação e definições de termos que permitam explicar o funcionamento do ventilador pulmonar e os procedimentos da ventilação mecânica, independentemente da marca ou modelo de ventilador.
- d. Propor um modelo matemático da característica elástica dos tecidos pulmonares e torácicos durante a ventilação mecânica.
- e. Propor um modelo matemático da característica dinâmica das vias respiratórias, definida pela resistência ao fluxo de ar durante a ventilação mecânica.

f. Propor um modelo matemático para o ventilador pulmonar que permita suportar a ventilação mecânica de um paciente hipotético, quando ventilado na UTI.

g. Simular num sistema computadorizado a mecânica respiratória de um paciente hipotético usando os modelos da característica estática e dinâmica mencionados anteriormente.

h. Simular no sistema computadorizado os seguintes modos ventilatórios para o ventilador pulmonar:

CMV : Ventilação controlada

IRV: Ventilação controlada a relação I:E inversa.

AMV: Ventilação assistido/controlada

IMV: Ventilação controlada intermitente

SIMV: Ventilação controlada intermitente sincronizada

MMV: Ventilação controlada a volume minuto

Deve considerar-se que os modos ventilatórios assistido/controlados (AMV, IMV, SIMV e MMV) serão simulados em forma restrita devido a que o padrão respiratório próprio do paciente não será simulado neste trabalho.

1.4 SISTEMA PROPOSTO

Segundo o paradigma de ensino aprendizado descrito por [Litto,1994], sugere-se que o ambiente para a aprendizagem seja um local onde o aluno possa adquirir conhecimentos seguindo o seu próprio estilo individual. Nesta proposta educacional, a aplicação das novas tecnologias de comunicação devem permitir a interatividade, individualização da aprendizagem e a capacidade de simular eventos do modo natural e do imaginário. Neste trabalho se propõe o uso de um Sistema Informatizado de

Auxílio ao Ensino SIAE, onde o computador é usado como "tutor" no sentido de simular as capacidades de um sistema, que neste caso inclui em conjunto a mecânica respiratória do paciente e o ventilador pulmonar, para aprender os procedimentos da ventilação mecânica na UTI, usando o ventilador pulmonar.

Assim pode-se dizer que o ambiente de aprendizagem proposto é de tipo simulação tutorial interativa. Os simuladores têm sido amplamente usados em ensino [Ramírez, 1996]. Permitem que os estudantes aprendam enquanto realizam uma versão real da tarefa. Os simuladores suportam o aprendizado permitindo condições de contorno dos sistemas.

O sistema de ensino proposto é de tipo "off-line" no sentido que o usuário poderá simular uma condição particular da ventilação mecânica depois de configurar as condições da patologia do paciente hipotético e da operação do ventilador pulmonar. Obtendo-se o resultado, este pode ser avaliado e, se for o caso, um novo processo de simulação pode ser iniciado. O sistema é autônomo no sentido que não precisará de outros sistemas ou equipamentos para sua operação. A interação com o usuário do sistema será facilitada devido a respeitar-se as recomendações ergonômicas e didáticas estabelecidas para este tipo de sistema para o auxílio ao ensino [Pagano, 1994].

Para alcançar os objetivos traçados para este trabalho, se apresenta o seguinte esquema:

No Capítulo 2, descreve-se a fundamentação teórica da mecânica respiratória que inclui a apresentação dos princípios de funcionamento, variáveis envolvidas e as características estáticas e dinâmicas do sistema respiratório.

No Capítulo 3, descreve-se o ventilador pulmonar apresentando as variáveis que definem o ciclo respiratório, uma descrição funcional do ventilador, o sistema de alarme e os modos de operação do ventilador.

No Capítulo 4, se apresenta a metodologia seguida para a simulação da ventilação mecânica usando o ventilador pulmonar. Descreve-se os requisitos do sistema simulador e os modelos matemáticos da mecânica respiratória. Apresenta-se igualmente o modelo ideal e simplificado do ventilador pulmonar.

No Capítulo 5, se apresenta os resultados obtidos, tendo em vista o sistema como ferramenta de apoio ao ensino e mostra-se as capacidades e limitações obtidas no sistema proposto.

Finalmente, no Capítulo 6, são levantadas as discussões e conclusões obtidas logo de avaliar os resultados e menciona-se alguns possíveis futuros trabalhos nesta linha de pesquisa que é a ventilação mecânica.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA: MECÂNICA RESPIRATÓRIA

2.1 DEFINIÇÕES E CONCEITOS BÁSICOS

2.1.1 Introdução

A principal função da respiração é prover Oxigênio às células do corpo e remover o excesso de dióxido de Carbono [Comroe, 1975]. O ar, como a água, flui de uma zona de alta pressão para uma de baixa pressão. Para que ocorra inspiração a pressão alveolar deve ser menor que a pressão atmosférica. Para ocorrer a expiração, a pressão alveolar deve ser maior que a pressão atmosférica. Então a diferença de pressão para a inspiração pode ser produzida de duas formas, baixar a pressão alveolar em relação à pressão atmosférica (respiração por pressão negativa ou natural) ou subir artificialmente a pressão externa (respiração por pressão positiva).

O processo de respiração pode ser dividido em quatro etapas [Guyton, 1993]: ventilação pulmonar, difusão de Oxigênio e dióxido de Carbono entre os alvéolos e o sangue, transporte de Oxigênio e dióxido de Carbono no sangue e nos líquidos orgânicos para dentro e para fora das células, e regulação da respiração.

O presente trabalho faz a abordagem da ventilação pulmonar, que é a etapa mais diretamente relacionada ao ventilador pulmonar, sem descartar a possibilidade que trabalhos futuros façam a abordagem mais completa, na tentativa de alcançar o objetivo principal da respiração que é obter adequada ventilação alveolar [Comroe, 1975].

A ventilação pulmonar, que significa a entrada e saída de ar entre a atmosfera e os alvéolos, pode ser explicada pelos conceitos da mecânica pulmonar.

2.1.2 Forças e mecanismos básicos da expansão e contração pulmonar

A inspiração natural é realizada pela contração ativa dos músculos de inspiração: aumentam o volume torácico e criam uma pressão intrapleural negativa, normalmente menor que a pressão atmosférica. Isto permite o ingresso de ar nos pulmões e insufla os alvéolos, ductos alveolares e bronquíolos [Comroe, 1975].

Assim a contração muscular ativa é necessária para vencer as forças de contração elástica dos pulmões e do tórax, a resistência de atrito causada pela deformação dos tecidos dos pulmões e do tórax e a resistência de atrito no fluxo de ar através dos finos condutos das vias respiratórias [Guyton, 1993].

Os principais músculos da inspiração são: o diafragma, intercostais externos, esternocleidomastóideos, elevadores da escápula mais denteado anterior, escalenos e músculos eretores da coluna. Os principais músculos da expiração são: os abdominais, intercostais internos e denteado póstero-inferior.

A inspiração normal é realizada principalmente pela contração do diafragma. Sua principal ação é alargar a cavidade torácica para baixo. Este músculo tem a forma de sino, de modo que sua contração puxa os pulmões para baixo, produzindo a inspiração [Comroe, 1975]. O seu deslocamento pode alcançar cerca de 10 cm. Os músculos intercostais incrementam o perímetro do tórax a nível das costelas inferiores. Os músculos escalenos e esternocleidomastóideos são os mais importantes músculos acessórios, só se ativam quando o volume minuto está entre 50 e 100 l/min. Se a ventilação excede 100 l/min, por exemplo durante o exercício muscular intenso ou máxima ventilação voluntária, todos os músculos acessórios são ativados.

Basicamente a expiração é um processo inteiramente passivo [Comroe, 1975], isto é, quando o diafragma se relaxa, as estruturas elásticas dos pulmões, da caixa

torácica e do abdômen, bem como o tono dos músculos abdominais, forçam a diafragma para cima. Se for necessária a expiração forçada, o diafragma pode ser empurrado para cima pela contração ativa dos músculos abdominais. Assim, esses representam os músculos principais da expiração. Os músculos abdominais mostram atividade quando a ventilação alcança 40 l/min. Contraem vigorosamente para ventilações entre 70 e 90 l/min e são essenciais para todo esforço que requeira alta pressão expulsiva e alta velocidade de fluxo de ar.

Durante a ativa contração dos músculos da inspiração, os tecidos elásticos dos pulmões são esticados e armazenam a energia potencial [Guyton, 1993]. A expiração normalmente ocorre por retração dos tecidos esticados e libera a energia armazenada.

O diafragma e os outros músculos da respiração se hipertrofiam quando fazem grande esforço durante longos períodos.

2.1.3 Pressões na respiração

O sistema respiratório funciona como um mecanismo de bomba, gera diversas pressões específicas e gradientes de pressão entre diversos ambientes [Guyton, 1993]. As pressões específicas são as pressões estáticas e dinâmicas medidos num ponto específico do sistema respiratório. Esses podem ser medidos isoladamente. Os gradientes de pressão representam comportamentos diferentes da respiração espontânea e da ventilação mecânica. Tanto as pressões específicas como os gradientes de pressão são gerados por uma efetiva contração muscular ou pela insuflação pulmonar com o ventilador pulmonar. A Tabela 1 apresenta as pressões na respiração [Guyton, 1993]:

Tabela 1: PRESSÕES NA RESPIRAÇÃO (Medida em relação à pressão atmosférica)		
Pressões específicas		
Estáticas:	P. na superfície corporal	P_{bs}
	P. alveolar	P_A
	P. intrapleural	P_{PL}
	P. esofágiana	P_{esf}
	P. de distensão alveolar	P_{dA}
	P. de contração muscular	P_{mus}
	P. no interior das vias aéreas	P_{saw}
Dinâmicas:	P. das vias aéreas	P_{aw}
	P. da boca	P_m
	P. com as vias aéreas abertas	P_{awo}
Gradientes de Pressão		
P. transrespiratória	P_{tr}	$= P_{awo} - P_{bs}$
P. transtorácica	P_{tt}	$= P_A - P_{bs}$
P. transaérea	P_{ta}	$= P_{aw} - P_A$
P. transpulmonar	P_L	$= P_A - P_{PL}$
P. na parede do tórax	P_C	$= P_{bs} - P_{PL}$
P. transmural	P_{tm}	$= P_{aw} - P_{saw}$
	ou P_{tm}	$= P_{aw} - P_{PL}$

Na Figura 1, indica-se o lugar no corpo humano onde são medidas as pressões na respiração.

A pressão transrespiratória P_{tr} é o gradiente de pressão entre a via aérea aberta e a superfície corporal. O P_{tr} representa a pressão necessária para sobrepor tanto a elasticidade pulmonar e torácica como a pressão para sobrepor a resistência ao fluxo de ar.

A pressão transtorácica P_{tt} é o gradiente de pressão estabelecido entre o alvéolo e a superfície corporal. Representa a pressão que tende a insuflar ou a

desinsuflar conjuntamente os pulmões e a parede torácica, sem considerar a pressão devido à resistência ao fluxo de ar.

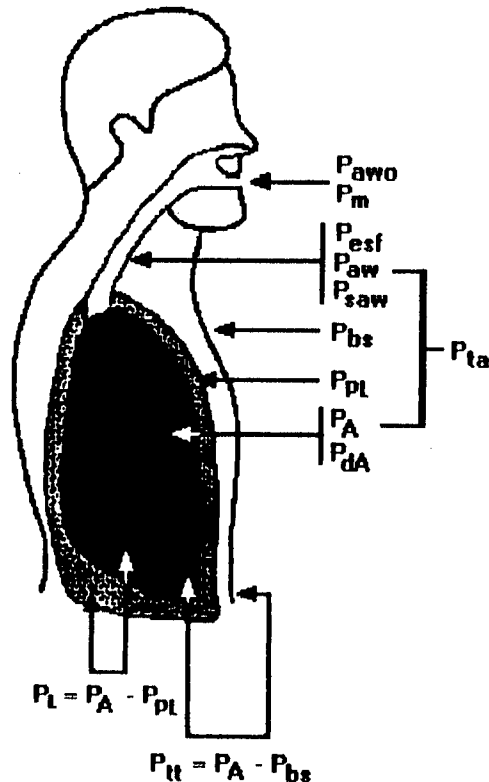


Fig. 1: Pressões na respiração

A pressão transpulmonar P_L é o gradiente de pressão estabelecido entre a pressão alveolar e o espaço pleural. Representa a pressão devido à retração elástica dos pulmões.

A pressão da parede do tórax P_C é o gradiente estabelecido entre a pressão na superfície corporal e o espaço pleural. Representa a pressão devido à retração elástica do tórax.

A pressão transmural P_{tm} é o gradiente entre a pressão nas vias aéreas e a pressão no seu entorno. No ápice dos pulmões a pressão transmural é 4,5 cmH₂O e na base -3,0 cmH₂O. A diferença é devido às forças gravitacionais.

A pressão no interior das vias aéreas P_{Saw} é similar à pressão intrapleural P_{PL} . Num homem de pé, a pressão intrapleural é 7,5 cmH₂O mais alto na base que no ápice dos pulmões.

Pressão alveolar P_{A} : No esforço expiratório máximo com a glote fechada, a pressão alveolar pode alcançar os 76 cmH₂O e durante o esforço inspiratório máximo pode-se reduzir até -60 cmH₂O. Na respiração normal a pressão pode ser tão pequena como oscilar entre 0,8 e -0,8 cmH₂O na expiração e na inspiração respectivamente.

Segundo a Lei de Laplace se tem que: Tensão superficial = Pressão x Longitude [Comroe, 1975]. Quando aplica-se igual pressão de ar a compartimentos de diferentes dimensões, os compartimentos pequenos poderiam colapsar e os grandes poderiam sobre-expandir-se devido a que os grandes seriam expostos a maior tensão superficial. Nos alvéolos se apresenta o mesmo caso, se tem diferentes dimensões e se aplica igual pressão através dos condutos alveolares, mas normalmente não se apresenta o comportamento fixado pela Lei de Laplace e os alvéolos mantêm suas dimensões. Este fenômeno pode ser explicado pelo efeito da tensão superficial dos líquidos surfatantes no entorno dos alvéolos, que os mantêm dimensionalmente estabilizados.

Pressão intrapleural P_{PL} : A superfície externa dos pulmões não têm qualquer ligação com a parede torácica. As membranas do espaço intrapleural absorvem constantemente qualquer gás ou líquido que entra nesse espaço [Guyton, 1993]. Esta absorção cria um vácuo parcial que faz os pulmões aderirem intimamente à parede interna da cavidade torácica. A pressão normal (perpendicular à superfície) do líquido no espaço intrapleural é cerca de -7,6 cmH₂O. A pressão intrapleural (ou pressão de retração) é normalmente de -3 cmH₂O, isto é:

$$\begin{aligned} P. \text{ intrapleural } (-3 \text{ cmH}_2\text{O}) &= P. \text{ do líquido pleural } (-7,6 \text{ cmH}_2\text{O}) + \\ &P. \text{ superficial da pleura perto ao tórax } (4,6 \text{ cmH}_2\text{O}) \\ &\text{(em relação à pressão atmosférica)} \end{aligned} \quad [1]$$

A pressão do líquido pleural é análoga à pressão do líquido intersticial de duas superfícies, neste caso a pulmonar e a torácica.

Pressão esofágiana P_{esf} : Para se obter dados como a complacência e a resistência do sistema respiratório, pode-se medir a pressão esofágica [Guyton, 1993]. Este têm o mesmo significado clínico e fisiológico da mudança de pressão intrapleural, devido que o esôfago encontra-se entre os pulmões e a parede torácica, mas têm pequena resistência à transmissão das mudanças de pressão intratorácica, sendo mais sensível à pressão intrapleural. O procedimento de medição consiste na introdução do cateter de balão (látex fino), até que atinja a porção inferior do esôfago torácico. O volume de ar do balão para respiração natural deve ser de 0,2 a 0,5 ml. Para ciclos respiratórios sob pressão positiva (ventilador pulmonar), o balão deve ter volume entre 0,5 e 1 ml.

2.1.4 Volumes e capacidades pulmonares

Nas pessoas saudáveis, o volume de ar nos pulmões, depende essencialmente do tamanho e da estrutura corporal. Durante a respiração, o volume pulmonar é alterado em diferentes condições [Comroe, 1975]. Para facilitar a descrição dos acontecimentos da ventilação pulmonar, o ar nos pulmões é dividido em quatro volumes e quatro capacidades diferentes. Os volumes, quando somados, se igualam ao volume máximo em que os pulmões podem se expandir. As capacidades são combinações dos volumes, que permitem descrever e caracterizar o funcionamento do ciclo pulmonar de uma pessoa. A Figura 2 apresenta os volumes e as capacidades pulmonares durante a respiração normal e durante a inspiração e a expiração máximas.

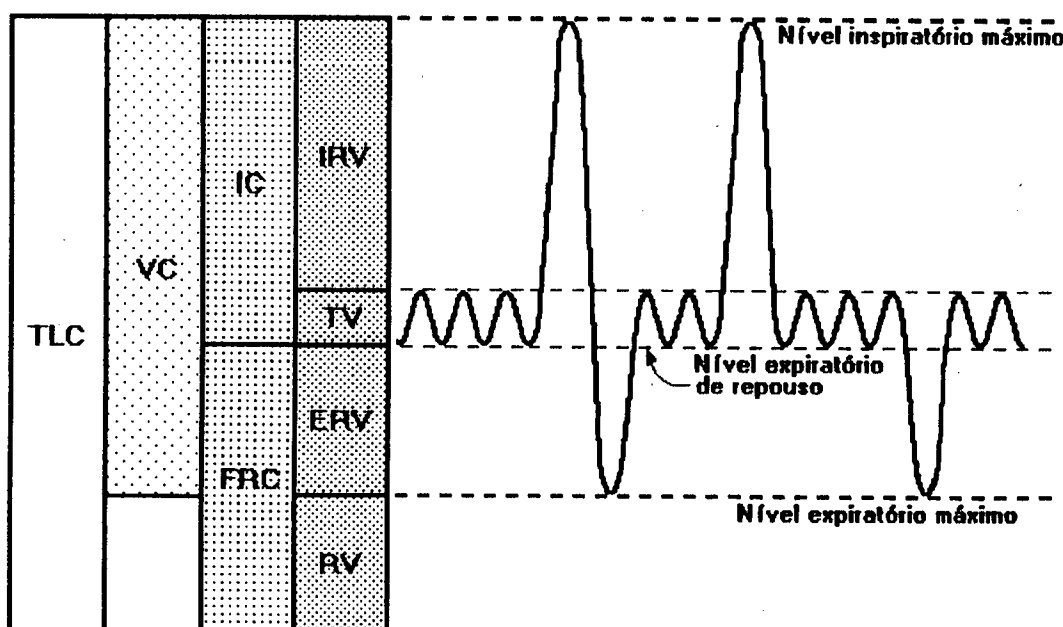


Fig. 2: Volumes e capacidades pulmonares

Volume corrente ou volume de gás corrente (TV, "tidal volume"): é o volume de ar inspirado e expirado a cada respiração normal.

Volume de reserva inspiratório (IRV, "inspiratory reserve volume"): é o volume extra de ar que pode ser inspirado além do volume corrente normal.

Volume de reserva expiratória (ERV, "expiratory reserve volume"): é o volume que ainda pode ser expirado pela expiração forçada após o término da expiração corrente normal.

Volume residual (RV, "residual volume"): é o volume de ar que ainda permanece nos pulmões após a expiração mais vigorosa. Este volume é necessário para que a concentração de Oxigênio e dióxido de Carbono no sangue, não varie acentuadamente a cada respiração.

Capacidade residual funcional (FRC = ERV + RV, "functional residual capacity"): esta é a quantidade de ar que permanece nos pulmões ao final da expiração normal. Neste ponto a pessoa tem os músculos da respiração relaxados, que se denomina : nível expiratório de repouso.

Capacidade inspiratória (IC = TV + IRV, "inspiratory capacity"): é a quantidade de ar máxima que uma pessoa pode inspirar, começando ao nível de FRC.

Capacidade vital (VC = ERV + VT + IRV), "vital capacity"): é a quantidade máxima de ar que uma pessoa pode expelir dos pulmões após inicialmente encher os pulmões ao máximo e, em seguida, expirar ao máximo.

Capacidade pulmonar total (TLC = RV + ERV + VT + IRV, "total lung capacity"): é o volume máximo que os pulmões podem se expandir, desde o maior esforço expiratório possível até o maior esforço inspiratório possível.

A seguinte tabela apresenta os volumes e capacidades normais para pessoas saudáveis:

Tabela 2: VOLUMES PULMONARES EM SUJEITOS SAUDÁVEIS EM REPOUSO (ml)				
Volumes e Capacidades:		Homens Idade: 20 - 30	Homens Idade: 50 - 60	Mulheres Idade: 20 - 30
Volume de Reserva Expiratória	ERV	1200	1000	800
Volume Residual	RV	1200	2400	1000
Capacidade Inspiratória	IC	3600	2600	2400
Capacidade Residual Funcional	FRC	2400	3400	1800
Capacidade Vital	VC	4800	3600	3200
Capacidade Pulmonar Total	TLC	6000	6000	4200
RV / TLC em %		20 %	40 %	24%

2.1.5 Volume respiratório minuto e frequência respiratória

O volume respiratório minuto é a quantidade total de ar novo que entra nas vias respiratórias a cada minuto. O volume minuto V_m , equivale ao volume corrente vezes frequência respiratória fr , ou seja: $V_m = TV \times fr$. Para o caso de um jovem adulto saudável (masculino), tem-se normalmente: $TV = 500 \text{ ml}$ e $fr = 12 \text{ min}^{-1}$, então o volume minuto será: 6 l/min . Uma pessoa pode, as vezes, viver por pequenos períodos de tempo com um volume minuto de até 3 l/min . O grande aumento de volume corrente pode compensar uma frequência respiratória muito reduzida. A frequência respiratória pode elevar-se até $50 \text{ respirações/min}$ (bmp), mas geralmente a pessoa não pode manter o volume corrente maior do que metade da capacidade vital.

O adulto jovem masculino, que se força a respirar, pode alcançar a respirar até 170 l/min durante 15 segundos. Esta é a capacidade respiratória máxima. Assim, mostra-se que o sistema respiratório tem uma reserva muito grande: é capaz de

aumentar o volume respiratório minuto até 28 vezes o normal, por pequenos períodos de tempo.

Ventilação alveolar: O fator verdadeiramente importante de todo o processo da ventilação pulmonar é a velocidade em que o ar alveolar é renovado a cada minuto pelo ar atmosférico. A isto se denomina ventilação alveolar. O volume respiratório minuto não é igual á ventilação alveolar por minuto, devido a que uma parte do ar inspirado vai encher as vias respiratórias e suas membranas não são capazes de trocas gasosas significantes com o sangue. Este volume de ar nas vias respiratórias se denomina: volume de espaço morto V_D . Pode-se dizer que o volume da ventilação alveolar VVA, por cada respiração, é igual ao volume corrente TV, menos o volume do espaço morto, ou seja: $VVA = TV - V_D$, [Comroe, 1975]. Normalmente o volume do espaço morto é 30% do volume corrente $V_D / TV = 30\%$. A freqüência respiratória f_r , o volume corrente e o volume minuto, são importantes apenas na medida em que afetam a ventilação alveolar. O índice de ventilação alveolar é a ventilação alveolar por minuto VAM:

$$VAM = f_r \times (TV - V_D) \text{ ou } VAM = f_r \times TV (1 - V_D / TV) \quad [2]$$

2.2 CARACTERÍSTICA ESTÁTICA E DINÂMICA

2.2.1 Expansibilidade pulmonar e torácica: Complacência

A elasticidade é uma propriedade dos materiais ou tecidos biológicos que permite aos objetos retornarem a sua forma original depois de serem deformados por causa de uma força externa. Os objetos perfeitamente elásticos obedecem a Lei de Hooke, que estabelece uma relação linear entre o volume e a pressão (ou entre deslocamento e força). Esta relação serve como uma medida da "dureza à deformação" ou "retração elástica", ou seja, a capacidade de se distender ou se expandir conhecida como complacência. Quanto maior o valor da complacência, maior a facilidade de deformação; quanto menor o valor de complacência, o objeto fica mais difícil de deformar. A complacência é medida sob condições estáticas, ponto a ponto, ou seja, a velocidade com a qual o novo valor de volume é atingido não é considerada, por consequência, cada medição contém valores fixos ou estáticos.

Os pulmões e o tórax apresentam propriedades elásticas [Comroe, 1975], mas nem todos os seus tecidos (fibras, colágeno, cartilagem, células epiteliais e endoteliais, musculatura lisa, glândulas, nervos, sangue e vasos linfáticos) apresentam esta propriedade. O fenômeno que ajuda aos pulmões a ter elasticidade é a tensão superficial nos alvéolos pelo efeito dos líquidos surfatantes.

A complacência C , que é definida como a relação: mudança de volume / mudança de pressão (l/cmH₂O), não representa a medida da retração elástica, a menos que seja relacionada ao volume total dos pulmões [Comroe, 1975]. Por exemplo, se para obter um volume pulmonar de 1l (dois lóbulos), precisa-se de uma pressão de 5 cmH₂O, pode-se dizer que a complacência é $1/5 = 0,2$ l/cmH₂O (no caso linear), entretanto se é considerado só um lóbulo, a complacência será $0,5/5 = 0,1$ l/cmH₂O. As complacências são diferentes, mas tratando-se dos mesmos pulmões a

complacência tem que representar a mesma propriedade de elasticidade. Então, define-se a complacência específica:

$$C_s = C/\text{vol. total dos pulmões a TLC (l/cmH}_2\text{O/l ou \%vol/cmH}_2\text{O)} \quad [3]$$

O C_s representa a elasticidade como propriedade dos tecidos. No exemplo, para o volume dos pulmões de 2,5 l, as complacências específicas seriam: $1/2,5/2,5 = 0,08 \text{ l/cmH}_2\text{O/l}$, no primeiro caso e $0,5/5/1,25 = 0,08 \text{ l/cmH}_2\text{O/l}$ no segundo caso. Ambos representam tecidos pulmonares iguais.

A complacência dos pulmões normais é de $0,067 \text{ l/cmH}_2\text{O/l}$ [Comroe, 1975]. Em caso de severa fibrose alveolar difusa, a complacência pode alcançar valores de até 5% do valor normal, causado pelo decréscimo do volume pulmonar e o endurecimento dos tecidos. Neste caso pode-se necessitar uma pressão de $50 \text{ cmH}_2\text{O}$ para insuflar os pulmões com 0,5 l de ar. Esta pressão representa um esforço muito grande para o paciente, o qual conduz ao estado de hipoventilação. O incremento da complacência ocorre em enfisema pulmonar, devido ao dano das fibras elásticas sem serem trocadas por colágeno ou tecido fibroso. Neste caso o volume pulmonar com os músculos relaxados (FRC) é bem maior do que o normal.

Considera-se que os pulmões sadios têm a tendência a retrair-se e puxar a parede torácica. Isto mantém uma pressão intrapleurar num valor sub-atmosférico, mas se os pulmões perdessem esta característica, o volume (FRC) atingido, seria maior devido à redução desta pressão sub-atmosférica.

Os tecidos da caixa torácica, igualmente têm a propriedade de elasticidade. Os músculos da respiração, fazem mudar o volume do tórax e portanto fazem mudar o volume dos pulmões. Numa pessoa em repouso, define-se a volume dos pulmões como FRC ("functional residual capacity": ver item 1.1.6), mas idealmente o volume de

repouso do tórax é diferente ao volume de repouso dos pulmões. O tórax tem o seu volume de repouso 0,6 litros maior do que FRC. Portanto em uma pessoa em repouso (com os músculos relaxados), as forças de retração dos pulmões e do tórax são iguais e opostas, se equilibrando no volume FRC, como mostrado na seguinte figura:

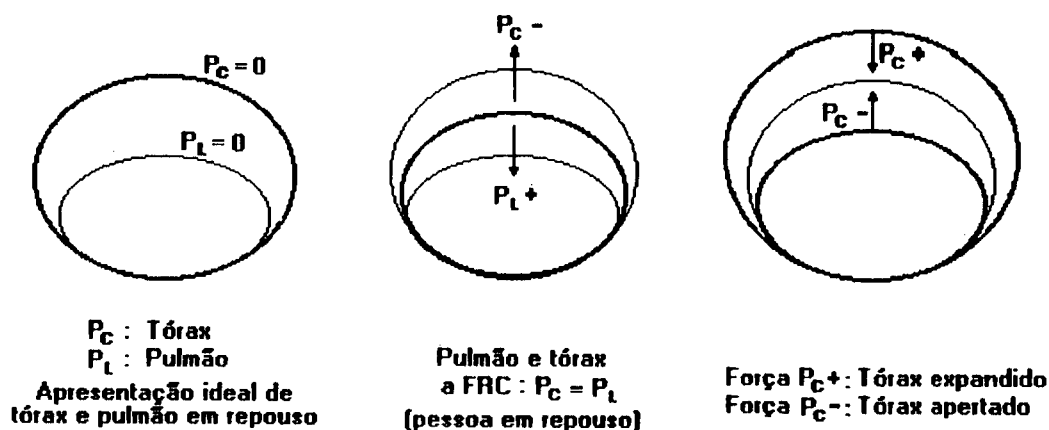


Fig. 3: Equilíbrio das forças elásticas dos pulmões e do tórax na FRC

Quando o tórax é expandido, por exemplo na inspiração, a força muscular tem que vencer as forças de retração pulmonar e torácica ($P_L + P_C$), mas na expiração forçada, embaixo do FRC, a força de retração do tórax tem sentido oposto. No caso de ventilação mecânica com pressão sobre-atmosférica, a pressão alveolar é fixada pelo ventilador e tem que vencer ambas forças de retração, pulmonar e torácica, além da resistência ao fluxo de ar. Neste caso, o volume pulmonar não pode ser inferior ao FRC devido que a pressão alveolar é sempre sobre-atmosférica.

As curvas típicas de Pressão - Volume estão apresentadas na Figura 4. O volume é expressado em porcentagem do volume total dos pulmões TLC ("total lung capacity"), portanto a relação $\Delta v/\Delta p$ representa a complacência específica.

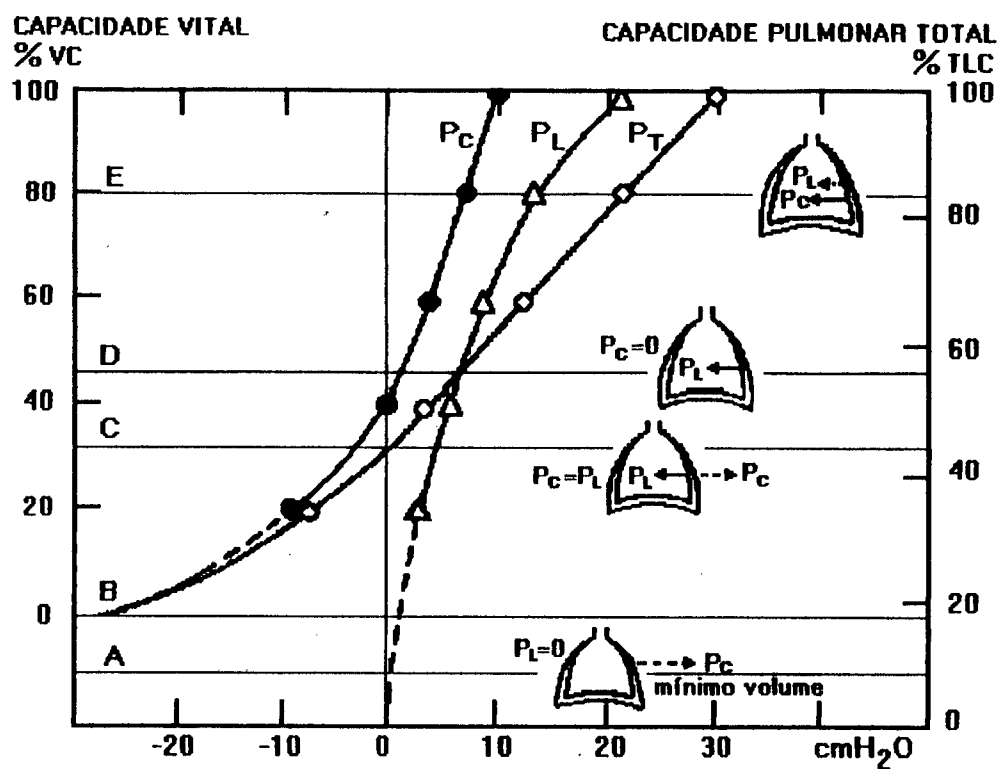


Fig. 4: Curvas V - P da retração elástica dos pulmões e do tórax

2.2.2 Resistência ao fluxo de ar

As características das vias aéreas do sistema respiratório são heterogêneas. As vias aéreas superiores (nariz, boca, faringe e laringe) tem funções específicas de filtragem, aquecimento e regulação. Na traqueia, o diâmetro de 18 mm diminui gradualmente até 0,7 mm nos bronquíolos terminais. Eles não são rígidos, são distendíveis, extensíveis e compressíveis. As vias aéreas começam com um único conduto e termina com centenas de milhares de pequenos condutos. As ramificações não são simétricas, nem dicotômicas, mas são irregulares. O diâmetro dos condutos pode mudar rapidamente ou lentamente, segundo a estreiteza ou amplitude devido à mudança da pressão dentro ou fora do conduto. Além disto, as vias aéreas terminais (bronquíolos e condutos alveolares) são parte do sistema de troca de gases e a contração do músculo liso afeta o volume pulmonar e a complacência mais que o efeito da resistência ao fluxo de ar. Igualmente a obstrução patológica das vias aéreas é um fator preponderante.

Dos conceitos da mecânica de fluidos, estabelece-se que a pressão necessária para produzir um fluxo num conduto rígido de parede lisa, pode ser de tipo laminar ou turbulento. O fluxo nas vias aéreas pode ser laminar, turbulento ou misto, como mostrado na Figura 5, mas deve-se considerar as mudanças dimensionais durante a respiração.

A resistência ao fluxo é definida como a relação entre a diferença de pressão ΔP e o fluxo F estabelecido por causa dessa diferença: $R = \Delta P/F$

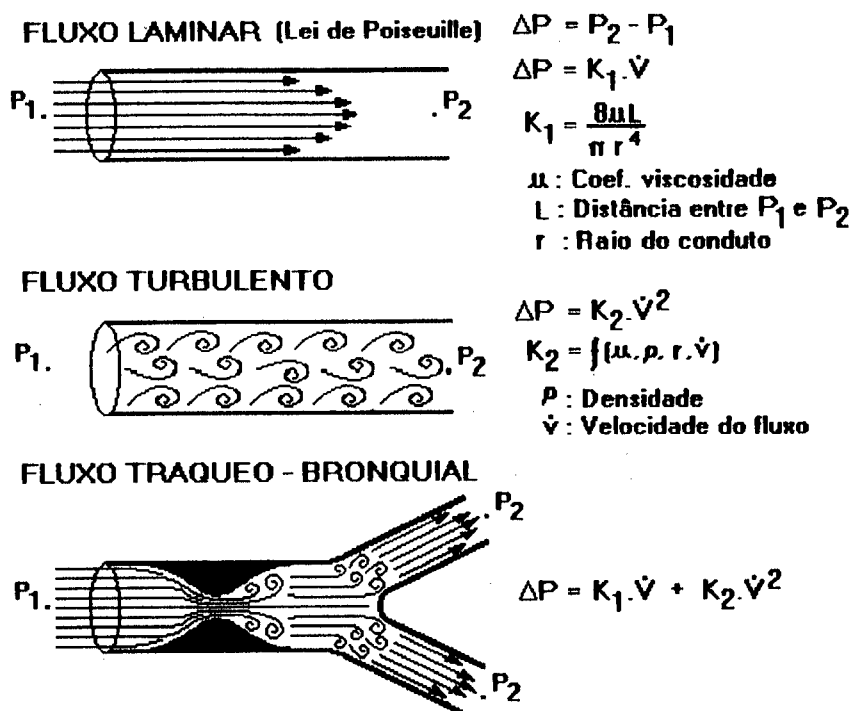


Fig. 5: Tipo de fluxo nas vias aéreas

A resistência pulmonar, medida entre a boca e a pleura: $R_p = (P_m - P_{PL})/F$, é diretamente medida pela pressão esofágica, mas esta resistência inclui a resistência das vias aéreas (80%) e a resistência do tecido pulmonar (20%). O fluxo F pode-se medir continuamente usando o pneumotacógrafo.

A resistência nas vias aéreas, medida entre a boca e os alvéolos:

$R_{aw} = (P_m - P_A) / F$, é medida indiretamente usando o pletismógrafo. Esta tem como componentes as seguintes resistências:

Tabela 3: RESISTÊNCIA NAS VIAS AÉREAS	
R. nas pequenas vias aéreas	10%
R. na nariz e boca	50%
R. na glote	25%
R. na traqueia e brônquios	15%

A resistência ao fluxo de ar não é uniforme nas vias aéreas, como pode-se ver na Tabela 3, e a pressão dentro e fora pode mudar as suas dimensões físicas. Além disto, a pressão transmural não é igual em diferentes partes do tórax e ainda a complacência varia desde o ápice até a base dos pulmões.

A complacência, em cada segmento das vias aéreas, depende de sua estrutura suporte. A traqueia tem anéis completos de cartilagem que evitam a obstrução. Os brônquios têm anéis incompletos ou placas de cartilagem conectadas com tecido fibroso forte. Os bronquíolos não têm suporte de cartilagem, mas podem ser mais rígidos quando os seus músculos lisos estão contraídos. Os bronquios e bronquíolos, quando alterados por doenças, podem ser mais ou menos rígidos e a alteração pode ser regional ou numa área pequena.

A resistência muda dinamicamente durante a inspiração e expiração. Na inspiração, a pressão intrapleural é mais sub-atmosférica, fazendo aumentar a pressão transmural. As vias aéreas aumentam e a resistência ao fluxo de ar diminui. Durante a expiração algumas vias aéreas são comprimidas e a resistência aumenta. Na inspiração e expiração forçada, a variação da resistência é mais pronunciada. Na inspiração máxima, pelo menos temporariamente, é possível ter fluxo de ar nas vias aéreas estreitas, em parte pela ação mecânica e em parte pelo ato reflexo dos bronquíolos. Na expiração passiva, a pressão pleural é ainda sub-atmosférica, mas na expiração forçada pode virar positiva e comprimir os alvéolos e dutos alveolares, de forma muito rápida, antes de que o ar atinja as vias aéreas. Numa tubulação rígida, quanto maior a pressão, se tem maior fluxo, mas nas grandes vias aéreas, a maior pressão (ou seja maior esforço muscular), pode-se obter menor fluxo de ar.

Curvas obtidas para a medida da obstrução nas vias respiratórias:

O valor da capacidade vital ou da respiração máxima pode ser obtida com o espirômetro em uma só respiração forçada. A Figura 6 mostra o resultado típico obtido, depois de aplicar o seguinte procedimento: solicita-se ao paciente inspirar ao máximo, imediatamente expirar tão rapidamente como ele possa. Quando atingir a máxima expiração, solicita-se uma inspiração tão rápida como seja possível. Os volumes são registrados no tempo como na Figura 6.

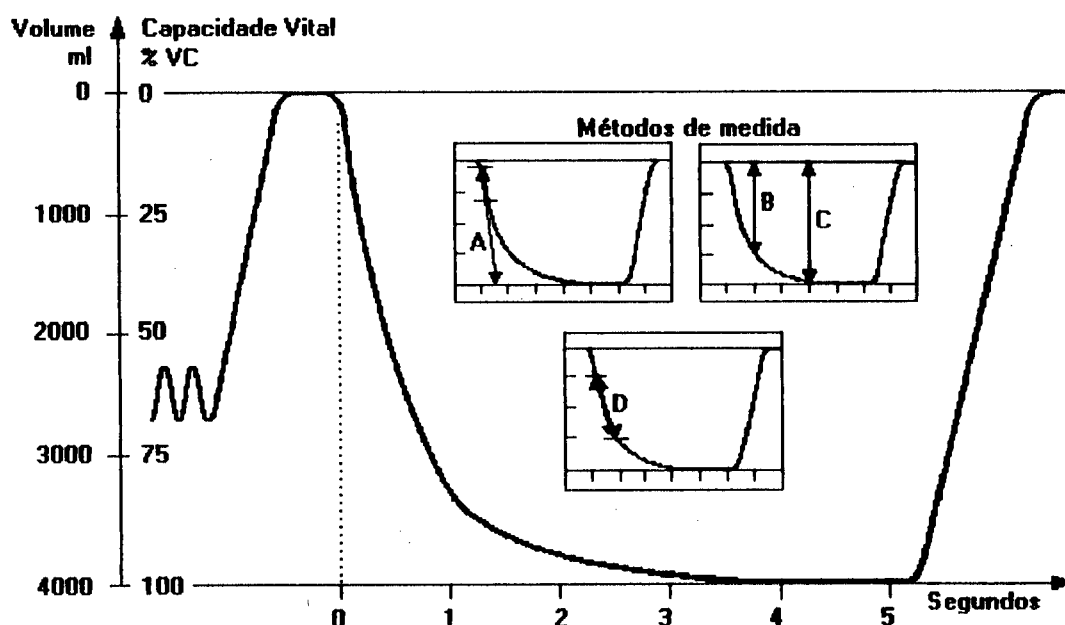


Fig. 6: Medida da capacidade vital com o espirômetro

A medida do fluxo máximo é usado para detectar doenças pulmonares obstrutivas moderadas ou avançadas. O procedimento é simples, barato, fácil de repetir e não cansa ao paciente, mas não é muito sensível para fazer diagnósticos precoces.

O uso do pletismógrafo permite medir especificamente a resistência nas vias aéreas, mas da maneira como usado convencionalmente não tem suficiente

sensibilidade para detectar as obstruções nas pequenas vias aéreas (estas são uma pequena fração da resistência total). Assim, os fisiologistas modificaram e criaram novas técnicas para ter a possibilidade de diagnósticos precoces e determinar quais vias aéreas têm obstrução (vias aéreas superiores, traqueia, brônquios, pequenas vias aéreas e dutos alveolares) e por qual mecanismo (engrossamento, perda de suporte estrutural, constrição ou perda de retração elástica do alvéolo).

Curva Fluxo - Pressão a isovolume:

O diâmetro das vias aéreas é função do volume dos pulmões. Normalmente é maior em grandes volumes e menor em pequenos volumes. Nos testes convencionais, o volume pulmonar e a pressão impulsora de fluxo do paciente muda em cada instante e não é medido. Na expiração, a pressão impulsora de fluxo é:

$$\Delta P = R(v) \cdot F \quad [4]$$

Onde:

ΔP = pressão alveolar (P_A) - pressão na boca (P_m)

$R(v)$: Resistência em função do volume

F : Fluxo de ar

Considerando-se que a pressão atmosférica é a mesma que a pressão na boca, então: $\Delta P = P_A - P_{atm}$. Usando um balão esofágico, é possível medir a mudança da pressão transtorácica ΔP_{tt} e portanto ΔP . Depois de múltiplas medidas da respiração, incrementando o esforço expiratório e traçando sobre os valores para o mesmo volume, obtêm-se as curvas da Figura 7:

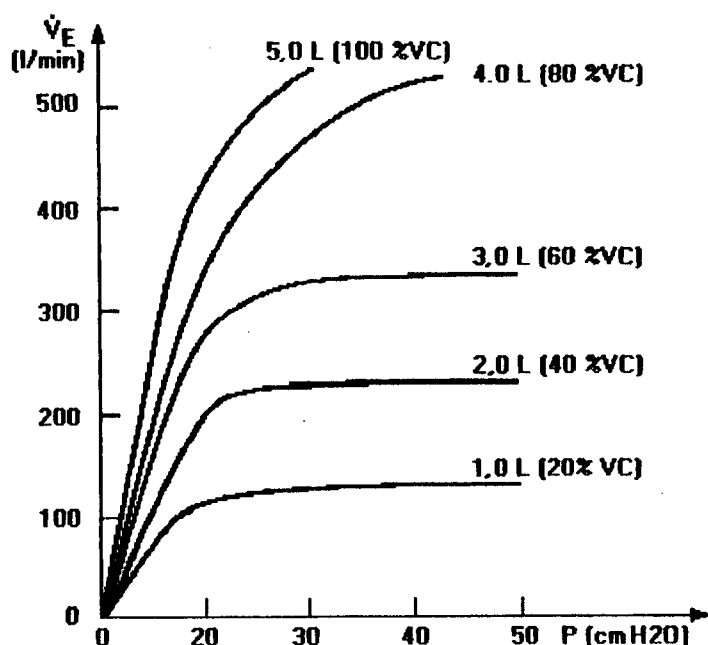


Fig. 7: Curvas Fluxo expiratório - Pressão a isovolume

As curvas mostram que quando o esforço e pressão de impulso aumentam, para pulmões insuflados entre 70 e 90 %, o fluxo de ar aumenta aos poucos, mas quando o volume dos pulmões é pequeno, o fluxo alcança um valor máximo embora a pressão aumente, ou seja a resistência ao fluxo é incrementada significativamente devido à compressão dinâmica das vias aéreas.

Curva Fluxo - Volume:

Este procedimento elimina a medida da pressão intrapleural. O paciente inspira ao máximo e logo expira lentamente até o máximo possível atingindo o volume residual. Repete-se o procedimento, mas cada vez incrementando o esforço, até finalmente expirar com máxima velocidade e força. Durante cada expiração, o fluxo instantâneo e o volume são medidos e registrados usando diretamente o espirômetro ou calculando o fluxo instantâneo da curva V - t. A curva F - V típica se apresenta na Figura 8:

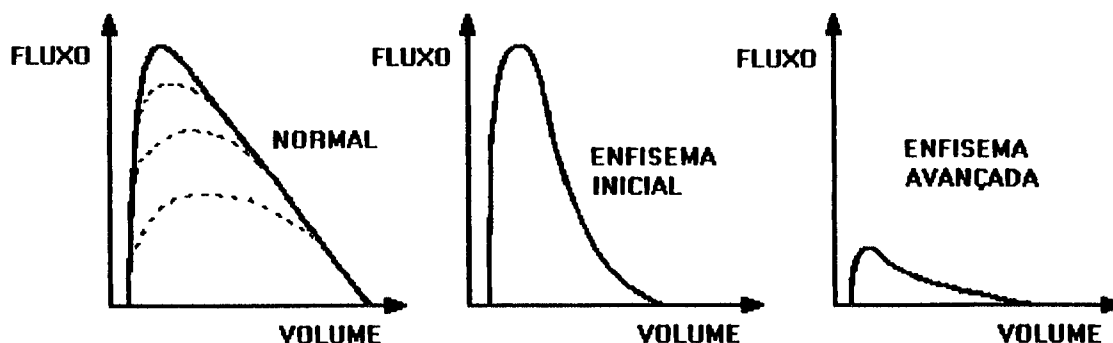


Fig. 8: Curvas Fluxo expiratório - Volume

Pode-se observar na curva F - V que nos primeiros 20% de volume expirado, o fluxo máximo é dependente do esforço aplicado. Quanto maior o esforço, maior é o fluxo máximo. Durante os 80% restante do volume expirado, o fluxo é independente do esforço, mas é dependente da retração elástica dos pulmões e das dimensões das vias aéreas. Neste ponto todas as curvas convergem numa curva "envelope". Esta representa o fluxo máximo expirado, no qual considera-se a mudança de diâmetro das vias aéreas que ocorre com cada volume. No caso de doenças pulmonares, que diminuem a retração elástica ou obstruem as vias aéreas, o fluxo máximo será menor. Embora a informação obtida pela curva F - V, não possa ser expressada numericamente, esta é muito útil para detectar doenças na fase prematura, examinando anormalidades em cada volume da expiração.

Curva Resistência Pulmonar - Volume:

Usando o pletismógrafo é possível medir a resistência nas vias aéreas. A Figura 9 apresenta a curva típica usando este método. A medida da resistência das vias aéreas fornece mais dados úteis quando é feita para vários volumes dos pulmões. Normalmente, a resistência das vias aéreas não muda muito com grandes incrementos de volume pulmonar quando se está entre FRC ("functional residual capacity") e o volume total, mas a resistência aumenta consideravelmente quando o volume cai abaixo o FRC até o volume residual.

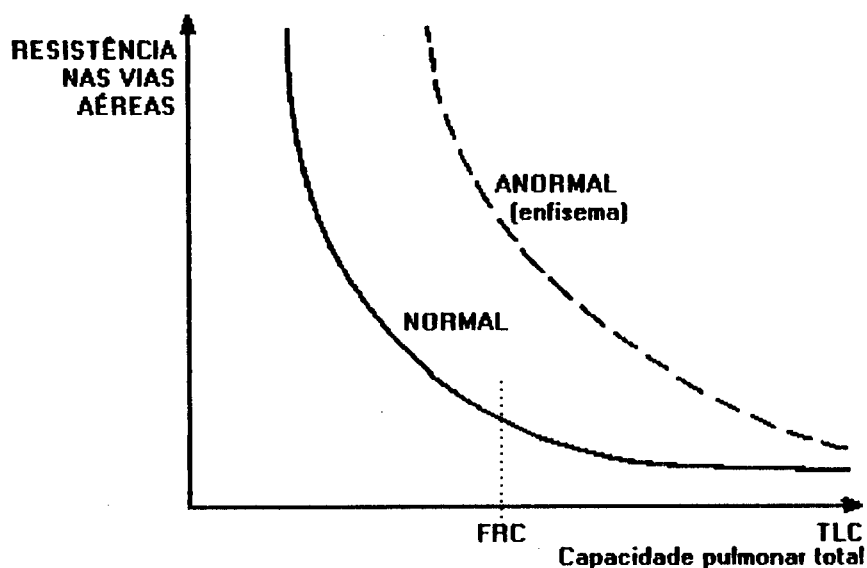


Fig. 9: Curva resistência nas vias aéreas - Volume

2.2.3 Trabalho da respiração

Para uma pessoa respirar é necessário vencer três fatores que impedem a expansão e contração pulmonar:

- Retração elástica dos tecidos pulmonares e torácicos;
- Resistência ao fluxo das vias respiratórias;
- Resistência inelástica dos tecidos pulmonares e torácicos (viscosidade).

O trabalho gasto na retração elástica dos tecidos pulmonares e torácicos, durante o ciclo respiratório é nulo, pela mesma característica elástica de devolver o trabalho gasto na inspiração, durante a expiração (conservação de energia).

A resistência inelástica dos tecidos significa que é necessário um gasto de energia (trabalho por unidade de tempo), para arranjar as moléculas nos tecidos e mudá-las a novas posições. Assim é preciso que haja deslizamento das moléculas uma sobre outra (deformação plástica), o qual constitui um tipo de resistência viscosa.

O efeito da resistência inelástica pode ser determinado na curva modificada de volume - pressão apresentada na seguinte figura:

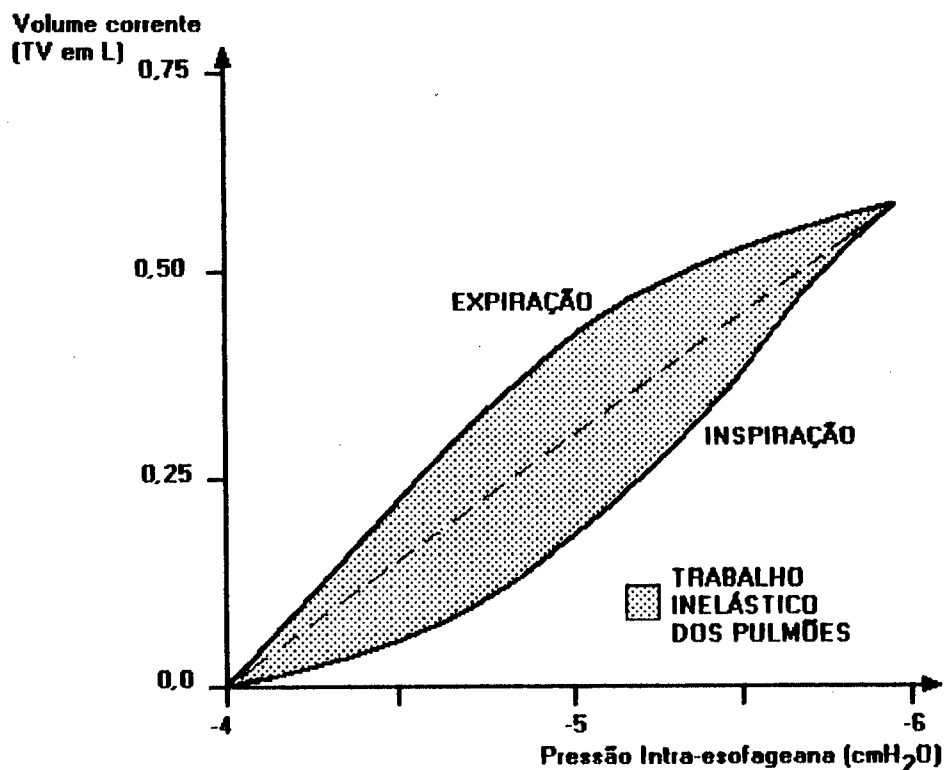


Fig. 10: Curva V - P mostrando o trabalho inelástico dos pulmões

Na curva V - P, pode se observar que a curva inspiratória, segue um caminho diferente da curva expiratória. A área entre essas curvas representa o trabalho necessário para sobrepujar a resistência inelástica dos tecidos. Quando esta área torna-se muito alargada, indica que a resistência inelástica dos tecidos aumentou.

Usando a mesma curva modificada de V - P, pode-se incluir o trabalho gasto na resistência ao fluxo de ar, obtendo-se a curva apresentada na Figura 11:

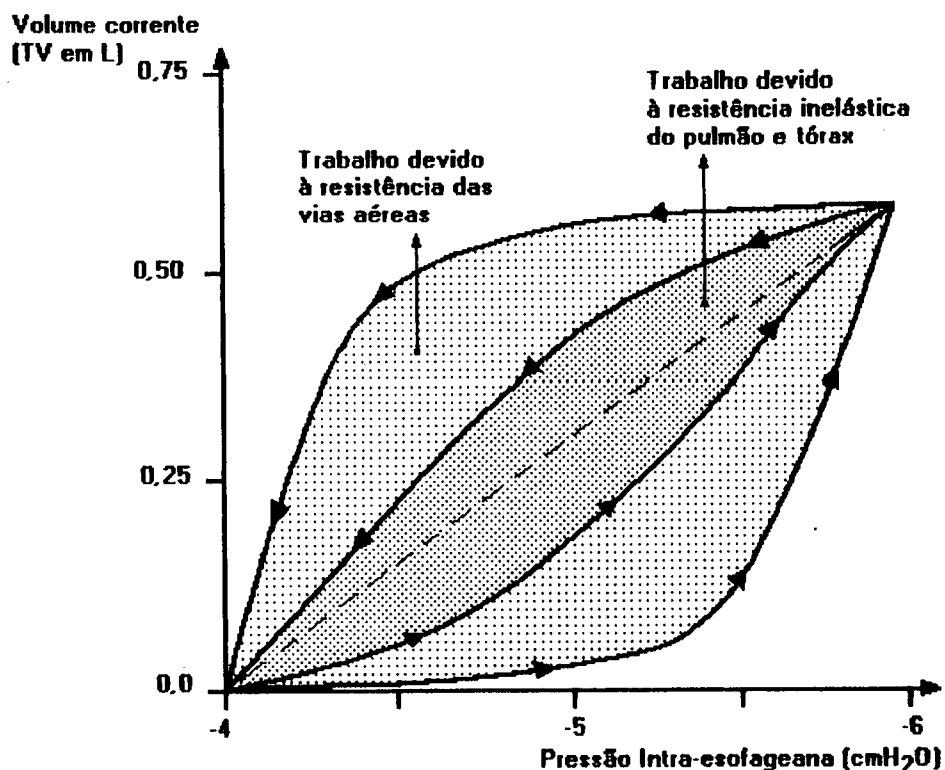


Fig. 11: Curva V - P mostrando o trabalho total na respiração

Durante a respiração calma, normal, apenas 2 a 3 % da energia total do organismo, são necessários para o processo ventilatório pulmonar. Doenças pulmonares, que diminuem a complacência pulmonar e torácica, que aumentam a resistência das vias respiratórias ou que aumentam a viscosidade dos pulmões ou da parede torácica, podem aumentar o trabalho da respiração até um terço ou mais da energia total.

2.2.4 Equação de movimento

Para explicar o funcionamento da mecânica pulmonar durante o ciclo respiratório, deve-se descrever o comportamento das seguintes quatro variáveis: pressão, fluxo, volume e tempo. A relação entre estas é descrita pelo modelo matemático linear conhecido como equação de movimento ("Equation of motion for respiratory system"):

$$P_{\text{mus}}(t) + P_{\text{vent}}(t) = V(t) / C + R \cdot F(t) \quad [5]$$

Onde:

$P_{\text{mus}}(t)$: Pressão devido à ação muscular equivalente a uma parte da pressão trans-respiratória. Não é mensurável diretamente.

$P_{\text{vent}}(t)$: Pressão entregue pelo ventilador pulmonar como parte da pressão trans-respiratória

$V(t)$: Volume pulmonar, $V(t) = \int F(t) \cdot dt$

$F(t)$: Fluxo de ar

C : Complacência total (pulmonar e torácica)

R : Resistência total ao fluxo de ar

Nota 1 : As variáveis medidas são relativas aos valores obtidos ao final da expiração.

Nota 2 : Para o caso linear da equação de movimento, R e C são constantes.

Para o caso não-linear, ver o Capítulo 4.

A equação de movimento determina a pressão necessária para provocar a entrada de um fluxo de ar às vias aéreas e incrementar o volume dos pulmões. Quando os músculos da respiração do paciente não estão funcionando, ou seja $P_{\text{mus}} = 0$, o ventilador gera toda a pressão necessária para entregar o volume corrente e o fluxo inspiratório. Se a respiração fosse espontânea a pressão fornecida pelo ventilador seria nula, ou seja $P_{\text{vent}} = 0$. Entre estes extremos é teoricamente possível um número infinito de combinações.

2.3 TERMOS USADOS NA INSUFICIÊNCIA E FALHA RESPIRATÓRIA

Os termos usados para descrever as doenças do sistema respiratório, são a "insuficiência pulmonar" e a "falha respiratória". O primeiro descreve especificamente a condição dos pacientes, cuja doença pulmonar ou torácica ou ambas, impedem a adequada ventilação, embora tenha os mecanismos neuro-musculares normais. O segundo é reservado especificamente para pacientes cujos pulmões e tórax foram normais (pelo menos inicialmente), mas primeiro sofreram de depressão ou desordem das estruturas neuro-musculares, central ou periférica, por exemplo paralisia dos músculos respiratórios.

Ao descrever os diversos distúrbios respiratórios, usam-se os seguintes termos:

Tabela 4: TERMOS USADOS NOS DISTÚRBIOS RESPIRATÓRIOS

Eupnéia: respiração normal

Apnéia: ausência de respiração ↙

Taquipnéia: respiração rápida

Braquipnéia: respiração lenta

Hiperpnéia: nível alto de ventilação alveolar, que pode conduzir à hiperventilação.

Hipopnéia: nível baixo de ventilação alveolar, que pode conduzir à hipoventilação.

Anoxia: falta total de Oxigênio nos tecidos

Hipoxia: diminuição de Oxigênio nos tecidos

Anoxemia: falta de Oxigênio no sangue

Hipoxemia: diminuição de Oxigênio no sangue ↘

Acapnia: que não há presença de dióxido de Carbono (ideal)

Hipercapnia: excesso de dióxido de Carbono sangüíneo ↘

Hipocapnia: diminuição de dióxido de Carbono sangüíneo

As doenças relativas à insuficiência pulmonar, mais diretamente relacionadas à ventilação mecânica, se apresentam na Tabela 5:

Tabela 5: DOENÇAS QUE AUMENTAM O TRABALHO RESPIRATÓRIO	
Aumento da resistência nas vias aéreas:	Enfisema Asma
Aumento da resistência tecidual dos pulmões	Fibrose pulmonar Enfisema Tuberculose Infecções pulmonares diversas
Diminuição da complacência pulmonar e torácica	Pneumonia Silicose Asbestose Sarcoidose Tuberculose Câncer pulmonar Anormalidades esqueléticas

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA: O VENTILADOR PULMONAR

3.1 VENTILAÇÃO MECÂNICA

Quando um paciente para de respirar ou está respirando inadequadamente, um médico realiza pelo menos uma das seguintes tarefas [Comroe, 1975] :

- ventilar os pulmões do paciente por métodos de emergência (pede-se os aparelhos especiais para a ventilação artificial, se for o necessário)
- garantir que o ar chegue aos alvéolos e que o sangue flua através dos capilares pulmonares.
- determinar a causa da apnéia ou hipoventilação e corrigi-la tão rápida e tão completamente como seja possível.

A apnéia ou grave hipoventilação pode ocorrer quando os músculos da respiração não recebem os sinais adequados do cérebro, ou quando os músculos não respondem a estes sinais, ou quando os músculos não têm força suficiente para manter adequada ventilação.

O melhor tratamento dos pacientes com apnéia, com respiração deprimida ou com sérios problemas mecânicos e insuficiência pulmonar, requerem equipamentos, geralmente caros, para aliviar o problema de ventilação e ademais, requerem contínuo registro e monitorização das funções pulmonares e cardiovasculares. A supervisão dos procedimentos aplicados é feita pelo pessoal médico e assistencial, treinado e com reconhecida ação imediata. O melhor lugar para obter estas facilidades é a "Unidade de terapia respiratória intensiva" UTRI, que pode ser parte da "Unidade de terapia intensiva" UTI. Esta, contém equipamento necessário para manter as vias respiratórias abertas; para promover diferentes modos de ventilação mecânica; para contínua medida da ventilação, CO_2 alveolar expirado, pressão arterial, frequência cardíaca; para medida das pressões PO_2 e PCO_2 no sangue arterial e para a contínua

visualização destas variáveis e do sistema de alarme que alerta ao pessoal quando uma mudança crítica acontece.

3.1.1 APARELHOS PARA A VENTILAÇÃO MECÂNICA

Os aparelhos para respiração na UTI podem se classificar segundo os seguintes tipos [especificação da ANSI, 1976] :

- Ventilador pulmonar (ou ventilador mecânico ou ventilador de pressão sobre- atmosférica ou "positiva")
- ventilador corporal externo (ou ventilador de pressão sub-atmosférica ou "negativa")
- Ventilador de terapia de inalação
- Aparelho de balanço ("rocking apparatus")
- Eletro-estimulador
- Ressuscitador

O alcance deste trabalho está limitado ao ventilador pulmonar, usado na UTI nos hospitais, geralmente por curtos períodos, para auxiliar na ventilação pulmonar de pacientes com desordens agudas ou em recuperação de procedimentos agudos. Entende-se que o uso de ventiladores pulmonares fora da UTI, como podem ser outras unidades do hospital, eg. ventiladores usados durante anestesia na sala cirúrgica, ou ventiladores usados fora do hospital, por exemplo ventiladores para transporte de pacientes ou ventiladores para serem usados em casa, todos eles são consideravelmente diferentes devido a que as condições de operação e o nível de supervisão presentes diferem muito daqueles encontrados na unidade de terapia intensiva, UTI.

3.1.2 Indicações para o uso do ventilador pulmonar

A principal razão para o uso do ventilador pulmonar é na hipoventilação abrupta no paciente criticamente doente, ou seja na falha respiratória aguda, na hipoventilação devido à intoxicação narcótica ou quando os músculos da respiração ficam exaustos devido ao aumento da resistência ao fluxo de ar e/ou diminuição da complacência no sistema respiratório [Comroe, 1975]

O mais importante teste para avaliar a necessidade de ventilação mecânica é a determinação da composição do gás no sangue arterial [Fishman & Geer, 1980]. Quando o desarranjo gasoso no sangue é agudo e grave, a necessidade pelo ventilador pulmonar raramente é discutida, mas devido a que a mudança dos gases no sangue arterial ocorrem em desordem, é útil que esta seja acompanhada de uma séria observação clínica e adequada avaliação dos índices da função pulmonar, além da amostragem dos gases no sangue arterial.

Na Tabela 6, são listados os critérios e índices usados comumente para estabelecer a necessidade da ventilação mecânica [Fishman & Geer, 1980].

Tabela 6: CRITÉRIOS E ÍNDICES USADOS PARA DETERMINAR A NECESSIDADE PELO VENTILADOR MECÂNICO		
Medidas	Valor normal	Ventilação mecânica indicada:
Reserva ventilatória		
Volume corrente ml/kg	-	< 5
Frequência respiratória bmp	12 - 20	> 35
Capacidade vital ml/kg	65 - 75	< 10 - 15
Pressão CO ₂ arterial cmH ₂ O	450 - 580	> 710
FEV ₁ * ml/kg	50 - 60	< 10
Pressão inspiratória max. cmH ₂ O	75 - 100	< 25
Ventilação minuto l/min	5 - 6	> 10
Ventilação voluntária máxima l/min	150	< 20
Capacidade residual funcional % do previsível %	-	< 50
Espaço morto/vol. corrente V _D /TV	0.25 - 0.40	> 0.6
Adequada oxigenação do sangue		
"Shunt" direita-a-esquerda intra-pulmonar, % da saída cardíaca	< 5	> 20
P. Alveolar O ₂ - P. arterial O ₂ (respiração a 100% O ₂) cmH ₂ O	325 - 840	> 580
P. arterial O ₂ / P. Alveolar O ₂	0.75	0.15

* FEV₁ : " Forced Expiratory Volume in 1 sec."

3.2 CONCEITOS BÁSICOS DOS VENTILADORES PULMONARES

No Capítulo 1 se descreveu o funcionamento do sistema respiratório desde o ponto de vista da mecânica pulmonar. Neste Capítulo, se descreve o dispositivo capaz de controlar a função de ventilação pulmonar do sistema respiratório.

O ventilador pulmonar é definido pela [ASTM, 1980 e ANSI, 1976] como: "Um dispositivo automático que é conectado às vias aéreas do paciente, e é projetado para aumentar ou fornecer ventilação ao paciente".

Um dispositivo é um aparelho projetado para alterar, transmitir e aplicar energia de alguma forma predeterminada, para realizar um trabalho útil. No caso do ventilador, a energia é transmitida e transformada por um Mecanismo de Ação e a forma de aplicar energia é definida pelo Sistema de Controle [Bronzino & Behbehani, 1995]. A Figura 12 apresenta o diagrama de blocos, geral e simplificado, do ventilador pulmonar a pressão sobre-atmosférica (pressão "positiva").

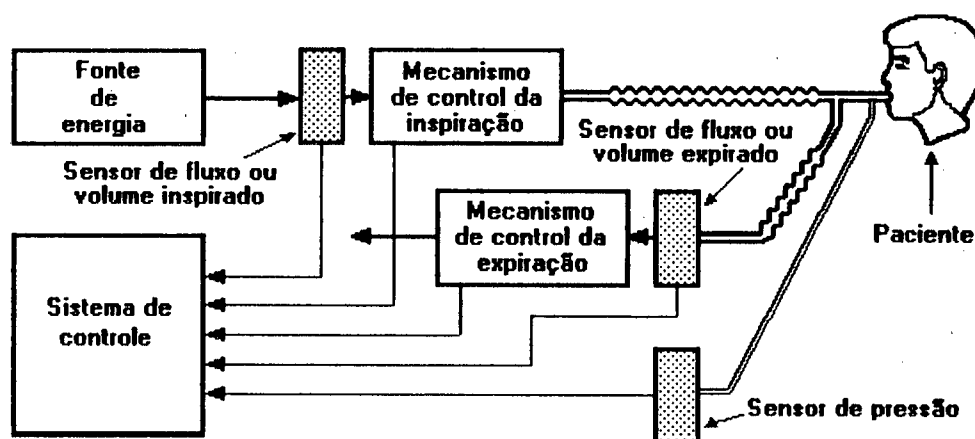



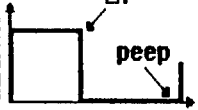
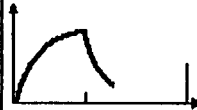
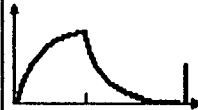

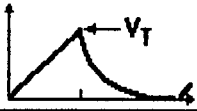

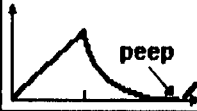
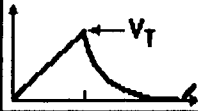




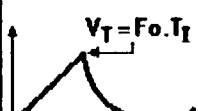
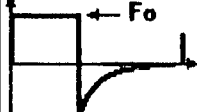
Fig. 12: Diagrama de blocos do ventilador pulmonar

Na inspiração, o ventilador fornece uma pressão necessária para fazer o fluxo de ar, entrar nas vias aéreas e aumentar o volume dos pulmões. A expiração é normalmente passiva, ou seja o fluxo expiratório é causado só pela pressão devido à retração elástica dos pulmões e tórax. A pressão, volume e fluxo mudam no tempo durante todo o ciclo da respiração.

Da equação de movimento, apresentada no Seção 2.2.4, pode-se deduzir que o ventilador pulmonar, só pode definir ou controlar uma única variável na sua saída, a pressão ou o fluxo ou o volume, embora as outras variáveis podem ser mensuradas para monitorização [Chatburn, 1991]. Considerando que o volume está relacionado pela integral do fluxo no tempo, e o tempo é uma variável implícita, só é necessário e

suficiente definir uma variável para resolver a equação de movimento. Assim, os ventiladores pulmonares podem-se classificar segundo a variável de controle.

Considerando como dado de entrada a variável controlada pelo ventilador pulmonar, pode-se deduzir o comportamento do sistema respiratório, observando as curvas obtidas logo de resolver a equação de movimento. Na Tabela 7 se apresentam as curvas resultantes, obtidas logo depois de aplicar as curvas típicas da variável controlada. Adaptação de [Branson, 1995]. Na Seção 3.2.2 se descreve outros tipos de curvas para a variável controlada pelo ventilador.

Tabela 7: APLICAÇÃO DA EQUAÇÃO DE MOVIMENTO NO VENTILADOR PULMONAR					
Variável controlada	Pressão na saída do ventilador	Ciclo resp.	Pressão alveolar	Volume pulmonar (respeito a FRC)	Fluxo
PRESSÃO		Insp. → Exp. →	$\Delta P.(1 - e^{-t/RC})$ $\Delta P.(e^{-t/RC})$	$C.\Delta P.(1 - e^{-t/RC})$ $C.\Delta P.(e^{-t/RC})$	$\Delta P/R.(e^{-t/RC})$ $-\Delta P/R.(e^{-t/RC})$
					
VOLUME	$\Delta P = \frac{V}{C} + R \cdot \frac{dV}{dt}$	Insp. → Exp. →	V/C $V/C.(e^{-t/RC})$	V $V_T.(e^{-t/RC})$	$\frac{dV}{dt} = cte$ $-V_T/R/C.(e^{-t/RC})$
					
FLUXO	$\Delta P = \frac{F_o.t}{C} + R.F_o$	Insp. → Exp. →	$F_o.t/C$ $F_o.t/C.(e^{-t/RC})$	$F_o.t$ $F_o.T_I.(e^{-t/RC})$	F_o $-\frac{F_o.t}{R.C}(e^{-t/RC})$
					

3.2.1 Variáveis controladas pelo ventilador pulmonar

Para o ventilador pulmonar controlar adequadamente uma variável, esta tem que ser mensurada e formar um sistema de controle realimentado (ou de malha fechada). Segundo os conceitos de teoria de controle, a variável mensurada é realimentada para obter o erro entre o valor real e o valor desejado da variável. Logo o controlador tenta eliminar ou pelo menos reduzir significativamente o erro encontrado, e assim sucessivamente até obter o valor real semelhante ao valor desejado. Desta forma, o ventilador define a variável controlada e esta adquire a seguinte característica: A variável controlada não será muito influenciada pelo efeito de carga na saída do ventilador pulmonar, ou seja, as mudanças das características do sistema respiratório do paciente, por exemplo, a complacência e a resistência ao fluxo de ar, não devem afetar significativamente a forma de curva fixada para a variável controlada.

Utilizando esta característica, na Tabela 8 se apresenta uma classificação dos ventiladores pulmonares e o critério para deduzir qual é a variável controlada:

Tabela 8: CLASSIFICAÇÃO DOS VENTILADORES PULMONARES E CRITÉRIO PARA DEDUZIR A VARIÁVEL DE CONTROLE				
Ventilador pulmonar	Mudança das curvas para mudança de resistência e complacência			Tipo de sistema de controle
	Pressão	Volume	Fluxo	
Controlado pela pressão	Não	Sim	Sim	Malha fechada
Controlado pelo Fluxo	Sim	Não	Não*	
Controlado pelo volume	Sim	Não	Não*	
Controlado pelo tempo.	Sim	Sim	Sim	Malha aberta

* Para distinguir a variável controlada, precisa-se determinar qual é a variável diretamente medida pelo sensor

Observa-se que para o caso específico do volume e fluxo, esta característica é necessária, mas não suficiente. Igualmente, observa-se que a variável implícita tempo pode ser uma variável controlada, mas pelo fato que não é uma variável mensurada sobre o sistema respiratório ventilado, esta não se considera realimentada, assim pode-se dizer que este é um caso de sistema de controle de malha aberta.

Em geral o conjunto de valores de pressão, volume e fluxo, na saída do ventilador, difere do conjunto de valores de pressão, volume e fluxo no paciente, devido a duas fontes de erro [Chatburn, 1991]: Erro de calibração e efeito da complacência do circuito-paciente (tubulação e conexões entre paciente e o ventilador).

O volume obtido na saída do ventilador não é igual ao da entrada das vias aéreas do paciente. Considerando que a pressão na saída do ventilador é igual à pressão na entrada ao paciente, tem-se a equação:

$$V_i = (1 + C_{pc}/C_{sr})^{-1} \cdot V_o \quad [6]$$

Onde:

- V_i : Volume na entrada ao paciente
- V_o : Volume na saída do ventilador
- C_{sr} : Complacência do sistema respiratório
- C_{pc} : Complacência do circuito - paciente

Desta equação, pode-se deduzir que quanto maior a complacência do circuito-paciente, menor será o volume ofertado ao paciente.

3.2.2 Formas de curva da variável controlada

O estudo da operação dinâmica do ventilador, precisa do exame das variáveis pressão, fluxo e volume, no transcorrer do tempo, ou seja o estudo das curvas respectivas. O ventilador determina a forma de curva da variável que controla a respiração. A forma de curva das outras variáveis são determinadas pela complacência e resistência do sistema respiratório, ou seja pelas características da respiração. O ventilador é um controlador da respiração, no sentido de aproximar, da melhor forma possível, a variável controlada a uma curva idealizada ou padronizada. Embora a curva padronizada possa ser definida exatamente por equações matemáticas, a curva da variável controlada na saída do ventilador apresenta pequenas variações ou ruído, as quais aparecem geralmente no registro destas curvas durante a operação do ventilador. A Tabela 9, apresenta as características obtidas ao usar diversos tipos de curvas segundo a variável controlada [Branson, 1995].

Tabela 9: CARACTERÍSTICA DAS VARIÁVEIS DE CONTROLE SEGUNDO AS FORMAS DE CURVA			
Forma de curva	Características das variáveis de controle		
	Pressão	Volume	Fluxo
Retangular	Mudança instantânea da pressão trans-respiratória Produz volume exponencial Volume max.: $C/\Delta P$ Fluxo max. : $\Delta P/R$	Não se aplica	Produz mudança instantânea de fluxo inspiratório. Produz volume em rampa Produz um degrau de pressão seguido de uma rampa

Exponencial	Produz mudança gradual da pressão trans-respiratória Produz volume e fluxo exponencial Produz volume e fluxo pico menores	Não se aplica	Não se aplica
Rampa	Não se aplica	Produz um degrau de pressão seguido de uma rampa Produz fluxo retangular	Produz pressão e volume exponencial Pode-se usar rampa ascendente ou descendente
Senoidal	Tem o efeito mais perto ao natural. Produz volume e fluxo senoidal Os valores picos de volume e fluxo aparecem defasados	A pressão e fluxo são senoidais durante a inspiração	A pressão e volume são senoidais e aparecem defasados.
Tipo Oscilante	Pode criar pressão trans-respiratória sub-atmosférica (efeito de sucção) A curva pode ter forma senoidal, rampa ou triangulo. Apresenta volume e fluxo defasados	Não se aplica	Não se aplica

3.2.3 Variáveis de fase

Para descrever com mais detalhe os acontecimentos que ocorrem durante um ciclo respiratório pode-se dividir o ciclo respiratório em quatro fases [Chatburn, 1991]:

- Mudança da expiração para inspiração
- Inspiração
- Mudança da inspiração para expiração
- Expiração

Esta convenção é útil para examinar como o ventilador inicia, mantém e termina uma inspiração e que tarefas realiza entre inspirações. Em cada fase uma variável em particular é mensurada e usada para iniciar, manter e terminar dita fase. Na Figura 13, apresenta-se as variáveis de fase para uma curva típica do ciclo respiratório.

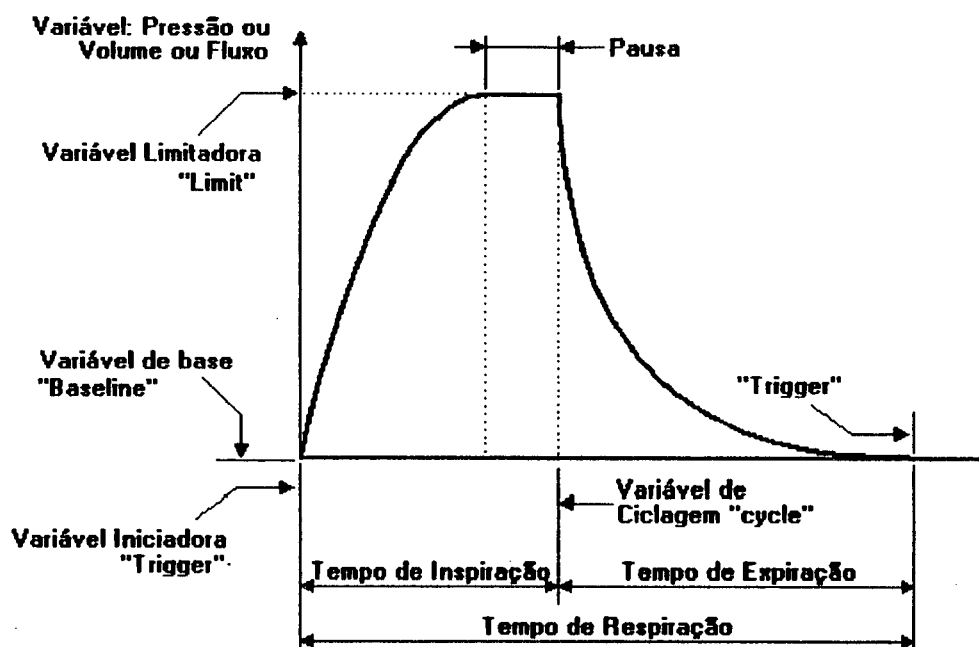


Fig. 13: Variáveis de fase no ciclo respiratório

O tempo inspiratório é definido como o intervalo compreendido desde o instante que começa o fluxo inspiratório até o instante que começa o fluxo expiratório. Ao contrário, o tempo expiratório é definido desde o começo do fluxo expiratório até o começo do fluxo inspiratório. Normalmente o fluxo expiratório termina antes de finalizar o tempo expiratório. Se este não for o caso, deve-se pensar que há gás represado nos pulmões e a pressão alveolar estará mais alta que a pressão nas grandes vias aéreas ao final da expiração.

Variável iniciadora da inspiração ("trigger")

Todo ventilador mede uma ou mais variáveis associadas com a equação de movimento: pressão, fluxo, volume ou tempo. A inspiração começa quando uma dessas variáveis atinge um valor predeterminado. Assim, a variável de interesse considera-se a variável iniciadora ou "trigger" da inspiração. As variáveis mais comumente usadas são o tempo e a pressão [Chatburn, 1991]. Caso seja o tempo, o ventilador começa a inspiração segundo uma frequência fixa, independente do esforço espontâneo do paciente. Caso a variável iniciadora seja a pressão, mede-se o esforço inspiratório do paciente, determinada por uma pequena queda de pressão em relação a pressão base (ver Variável de Base nesta seção), então inicia-se a inspiração independentemente da frequência prefixada. O fluxo e volume podem ser usadas como variáveis iniciadoras da inspiração, mas geralmente, resulta mais complexa sua implementação, embora o fluxo tenha mostrado ser mais sensível e consegue-se que o paciente precise fazer menor esforço para iniciar a inspiração.

Variável sustentadora ou limitadora da inspiração ("limit")

Durante a inspiração, as variáveis pressão, fluxo e volume incrementam os seus valores sobre os valores de base. Se uma ou mais destas variáveis atingem e não sobre-passam os valores prefixados, estas se denominam variáveis limitadoras e se diz sustentam a inspiração. Observa-se que a variável limitadora não é usada para terminar a inspiração, mas fixa o valor limite que não deve ser sobre-passado durante todo o tempo de inspiração. Os valores limites de pressão, fluxo ou volume devem ser especificados em relação aos seus valores de base ao final da expiração, para se manter a consistência com os valores das variáveis.

Variável de ciclagem da inspiração ("cycle")

A inspiração sempre termina no momento em que uma variável alcança um valor prefixado. A variável que é medida e usada para terminar a inspiração denomina-se de variável de ciclagem ou finalizadora da inspiração. As variáveis usadas para finalizar a inspiração podem ser qualquer uma da equação de movimento.

Variável de base ("baseline")

A variável controlada durante a expiração é a variável de base. O ventilador pode determinar a forma como esta variável retorna a seu valor base e define o próprio valor base. Embora todas as variáveis da equação de movimento, teoricamente podem ser passivamente controladas durante a expiração, o controle do valor final da pressão considera-se a mais útil e esta é implementada para quase todo ventilador pulmonar. Na prática, a habilidade para controlar o valor da pressão base, significa a habilidade para controlar a pressão trans-respiratória (Pressão nas vias aéreas - pressão na superfície do corpo), na expiração [Carlson & Sassoon, 1990]. Assim define-se a pressão expiratória final Positiva, PEEP ("positive end-expiratory pressure"). Esta é implementada incorporando ao circuito ventilatório uma resistência ao fluxo ou uma resistência de limiar ou usando uma servo-válvula.

3.2.4 Variáveis condicionais

No transcorrer da ventilação mecânica, os parâmetros definidos pelo ventilador pulmonar podem mudar para adaptarem-se as condições variáveis do paciente [Branson, 1995]. Assim, para cada respiração, o ventilador pode manter constantes os valores das variáveis de controle e as de fase ou pode modificar estas variáveis para introduzir um outro tipo de padrão respiratório. Para o ventilador poder decidir

qual forma de curva da variável de controle usar e que valores devem ter as variáveis de fase, ele precisa avaliar algumas variáveis condicionais predeterminadas. O ventilador examina o valor de alguma variável condicional e confere se esta alcança o valor limiar prefixado, se fosse verdade um modo de respiração é ativado, no caso contrário, um outro modo é selecionado. Por exemplo, o ventilador Bennett MA-1 no modo controlado tem como variável iniciadora da inspiração ao tempo, a variável limitadora ao fluxo e a variável finalizadora ao volume. Todos eles prefixados em 20 bpm, 60 l/min e volume corrente de 750 ml, respectivamente. Cada 15 minutos o ventilador gera dois "suspiros" com volume corrente de 1500 ml, o qual define um conjunto diferente de valores das variáveis de fase. Neste caso a variável condicional é o tempo, e em função a ele o ventilador introduz uma respiração de tipo "suspiro".

Podem existir diferentes variáveis condicionais, com os quais podem-se definir diferentes combinações, o qual resultará em uma variedade de tipos de respiração dentro de cada modo de ventilação. Assim os nomes dos modos de ventilação comercialmente conhecidos, são curtas notações, que representam um conjunto específico de características de particular importância para o médico, mas nem sempre consegue descrever completamente a forma como o paciente e o ventilador interagem. Na Seção 3.5 se descreve os modos de ventilação e suas variações em função das variáveis de controle, de fase, de base e as variáveis condicionais.

3.3 DESCRIÇÃO FUNCIONAL DO VENTILADOR PULMONAR

O ventilador pulmonar pode-se descrever funcionalmente segundo a equação de movimento e as variáveis descritas anteriormente. A Figura 14 apresenta a lógica de funcionamento que segue o sistema de controle de um ventilador pulmonar para gerar cada ciclo respiratório [Branson, 1995]. Observe-se que cada ciclo respiratório

pode ter diferente conjunto de variáveis de controle e fase, que dependera do modo de ventilação desejado.

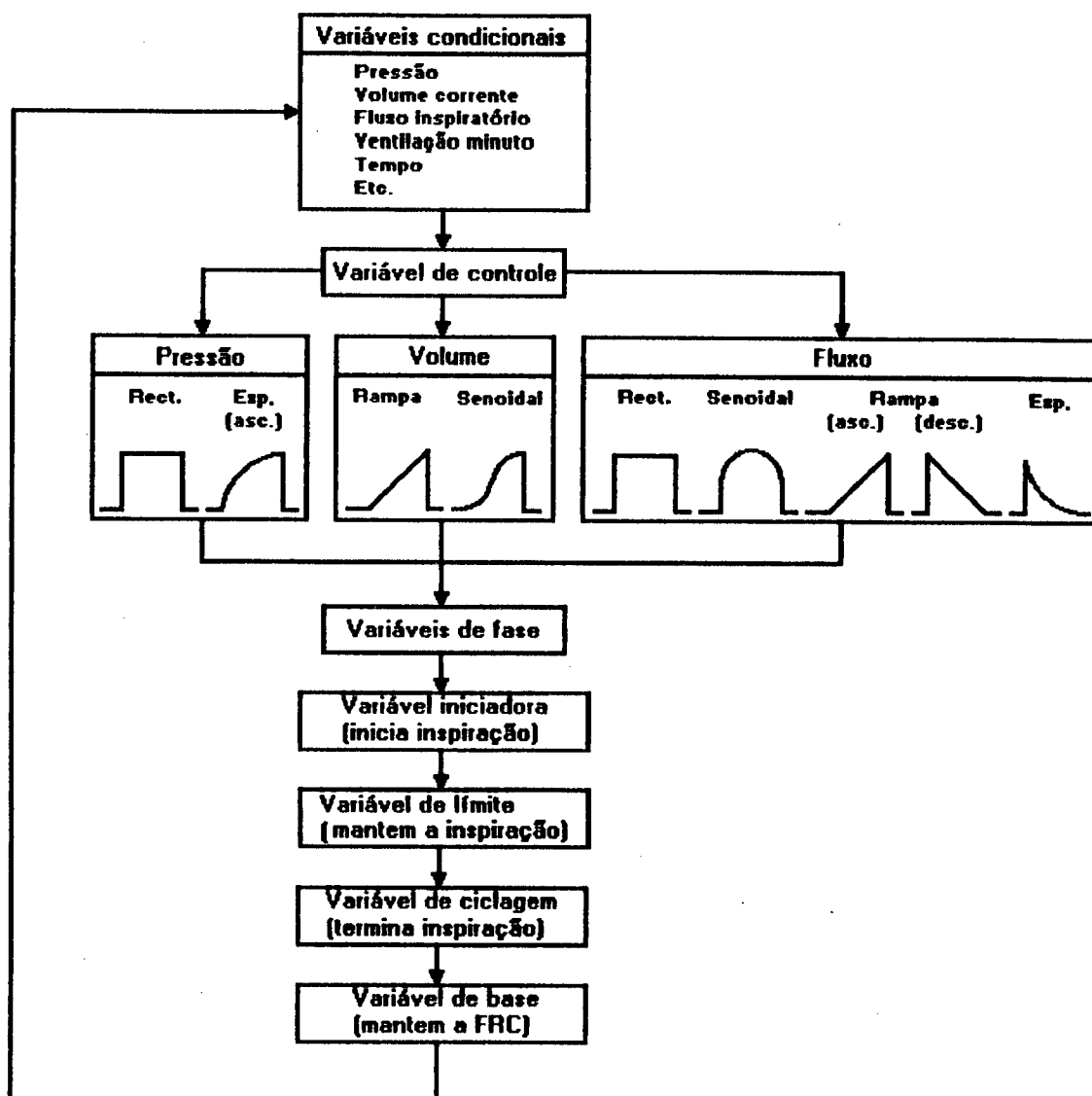


Fig. 14: Lógica de funcionamento do sistema de controle do ventilador pulmonar

3.4 SISTEMA DE ALARMES NO VENTILADOR PULMONAR

O objetivo de um sistema de alarmes é advertir eventos. No caso de um ventilador pulmonar, um evento se define como uma ocorrência ou condição que requer cuidado ou ação clínica. Pode-se distinguir entre eventos no paciente e eventos de tipo técnico. O primeiro inclui mudanças no estado clínico do paciente e o segundo inclui mudanças inadvertidas no funcionamento do ventilador.

3.4.1 Especificações dos alarmes

As alarmes podem ser audíveis, visuais ou ambos, dependendo da gravidade da condição detectada pela alarme. Uma alarme pode-se descrever segundo as ações tomadas antes, durante e depois do alarme [Chatburn, 1992], como na Tabela 10:

Tabela 10: ESPECIFICAÇÃO DO EVENTO ALARME	
1. Condições	: Todo alarme é iniciado depois de cumprir-se condições pre-determinadas
2. Alerta	: O alarme responde em forma audível e/ou com mensagem visual
3. Ação da alarme	: O ventilador gera uma resposta associada ao alarme, por exemplo termina a inspiração ou interrompe a operação
4. Reinício	: Quando a condição de alarme é corrigida o alarme pode ser manualmente ou automaticamente restaurado

O grau crítico do evento detectado pelo alarme é apresentado na Tabela 11, segundo a ordem de prioridade, onde o nível 1 esta associado à condição mais crítica.

Tabela 11:

NÍVEL DE PRIORIDADE NOS ALARMES DO VENTILADOR PULMONAR

Nível 4: Alerta ao operador

(inadequado ajuste do controle ou limiar de alarme)

Nível 3: Mudança de estado do paciente

Nível 2: Falha não crítica do ventilador (ameaça de vida não imediata)

Nível 1: Falha crítica do ventilador

3.4.2 Características e tipos de alarmes

Na Tabela 12 apresenta-se as características dos alarmes segundo o nível de prioridade e na Tabela 13 os tipos de alarme aplicados ao ventilador, segundo o nível de prioridade [Chatburn, 1991].

Tabela 12:

CARACTERÍSTICAS DOS ALARMES SEGUNDO O NÍVEL DE PRIORIDADE

Características:	Nível de prioridade			
	Nível 1	Nível 2	Nível 3	Nível 4
Obrigado a gerar alarme ?	sim	sim	não	sim
Alarme redundante ?	sim	não	não	não
Não cancelável pelo operador ?	sim	não	não	sim
Alarme audível ?	sim	sim	sim	sim
Alarme visual ?	sim	sim	sim	não
Resposta auxiliar automática ?	sim	não	não	não
Auto-reinício da alarme audível ?	sim	sim	sim	sim
Auto-reinício da alarme visual ?	não	sim	sim	sim

Tabela 13: TIPOS DE ALARMES SEGUNDO O NÍVEL DE PRIORIDADE

Tipos de alarme:	Nível de prioridade			
	Nível 1	Nível 2	Nível 3	Nível 4
Na entrada:				
Potência elétrica ?	sim	não	não	não
Potência pneumática ?	sim	não	não	não
No circuito de controle:				
Relação de tempos I:E inverso ?	não	sim	não	sim
Regulagem incompatível ?	não	não	não	sim
Falha mecânica / eletrônica ?	sim	não	não	não
Na saída:				
Pressão alta ou baixa ? (de pico, médio e de base)	sim	sim	sim	sim
Volume corrente alto ou baixo ? (inalado, exalado e vazamento)	sim	sim	sim	sim
Fluxo expiratório sobre a base ? (gás retido)	sim	sim	sim	sim
Ventilação minuto ?	sim	sim	sim	sim
Tempo muito longo ou curto ? (na inspiração e expiração)	sim	sim	sim	sim
Gás inspirado ? (fluxo O ₂ e temperatura)	sim	sim	não	sim
Gás expirado ? (fluxo e pressão de O ₂ e CO ₂)	não	não	sim	não

3.5 MODOS DE OPERAÇÃO NA VENTILAÇÃO MECÂNICA

O objetivo da ventilação mecânica é suportar a bomba ventilatória e melhorar a oxigenação e/ou ventilação do paciente, isto é manter os gases sanguíneos nos níveis adequados. A ventilação ciclada a volume (ver Variáveis de fase na Seção 3.2.3), ou a "antiga" ventilação convencional a pressão positiva, CPPV ("conventional positive pressure ventilation"), tem sido o padrão para o suporte ventilatório do paciente adulto em estado crítico, na segunda metade deste século [Carlson & Sasso, 1990]. Logo a ventilação mecânica se desenvolveu com os avanços tecnológicos nos últimos 25

anos. A Tabela 14 apresenta os modos convencionais e novos modos da ventilação mecânica.

Tabela 14: MODOS DE VENTILAÇÃO MECÂNICA	
CPPV: Ventilação convencional a pressão positiva	
CMV	Ventilação controlada ("Continuous mandatory ventilation")
AMV	Ventilação assistido - controlada ("Assisted - mandatory ventilation")
IMV	Ventilação controlada intermitente ("Intermittent mandatory ventilation")
SIMV	Ventilação controlada intermitente sincronizada ("Synchronized intermittent mandatory ventilation")
CPAP	Ventilação por pressão contínua nas vias aéreas (Continue positive airway pressure)
Novos modos de ventilação mecânica:	
IRV	Ventilação a relação I:E inversa ("inverse ratio ventilation")
APRV	Ventilação com liberação de pressão nas vias aéreas (Airway pressure release ventilation)
PSV	Ventilação a suporte pressórico ("Pressure support ventilation")
MMV	Ventilação controlada a volume minuto (Mandatory minute volume)
PAV	Ventilação assistida proporcional ("proportional assist ventilation")
HFV	Ventilação a alta frequência ("High frequency ventilation")

A evolução da ventilação mecânica foi estimulada pelo seguintes fatores:

- Em algumas circunstâncias, a ventilação mecânica convencional é incapaz de corrigir os distúrbios da troca gasosa.
- A ventilação mecânica convencional está associada à complicações significativas.

- A retirada do suporte ventilatório às vezes é difícil ou lenta com a ventilação mecânica convencional.

3.5.1 CLASSIFICAÇÃO DOS VENTILADORES SEGUNDO O MODO DE OPERAÇÃO

Os ventiladores pulmonares podem-se classificar em quatro tipos, como apresentado na Tabela 15, seguindo a sugestão da [ASTM - F1100, 1990], no "nonmandatory information".

Tabela 15: CLASSIFICAÇÃO DO VENTILADOR PULMONAR SEGUNDO O MODO DE OPERAÇÃO	
Tipo Controlador ("controller") :	Modo de operação de um dispositivo, que insufla os pulmões do paciente independentemente do esforço inspiratório do paciente.
Tipo Assistidor ("assister") :	Dispositivo projetado para aumentar a respiração do paciente, sincronizadamente com o seu esforço inspiratório.
Tipo Assistidor/Controlador ("assister - controller") :	Aparelho que é projetado para funcionar como assistidor ou controlador, e que pode, na falta de esforço inspiratório do paciente, automaticamente funcionar como controlador.
Tipo Assistidor/Controlador com respiração espontânea:	Estes dispositivos incorporam vários modos de operação, quais permitem ao paciente respirar espontaneamente (1) em ou sobre o nível da pressão ambiental ou (2) com ou sem respiração suplementar a pressão positiva controlada.

Deve-se considerar que a classificação apresentada é uma tentativa que não é completamente aplicada pelos fabricantes de ventiladores pulmonares. No mercado encontram-se inúmeras denominações comerciais de tipos e modos de operação, mas segundo as recomendações de [Chatburn, 1991], estas denominações podem ser explicadas segundo o esquema apresentado neste trabalho.

Apresenta-se a seguir, os quadros explicativos dos modos da ventilação mecânica [Carlson & Sassoon, 1990] e [Sills, 1994]. A explicativa é feita segundo a variável controlada, as variáveis de fase e as variáveis condicionais, já definidas no Seção 3.2. As variáveis específicas em cada caso apresentado, poderiam diferir ao serem comparadas com algum ventilador comercial em particular, mas o significado e a lógica de aplicação do modo ventilatório é aplicável a qualquer nomenclatura comercial.

3.5.2 Modos controlados

CMV : Ventilação controlada ("Continuous mandatory ventilation")			
Variáveis reguladas pelo operador		Definições e expressão matemática	Lógica de aplicação
Variável Controlada	Fo	Fo : Fluxo constante controlado $F(t) = \begin{cases} Fo & \text{na inspiração} \\ 0 & \text{na expiração} \end{cases}$	

Variáveis de Fase: Var. Iniciadora ("trigger")	f_R	f_R : Freqüência respiratória T_c : Tempo de ciclo respiratório $T_c = 1/f_R$	Inicia a inspiração: Se ($t > T_c$) Então abre válvula de inspiração, fecha válvula de expiração
Var. Limitadora ("limit")	V_T	V_T : Volume corrente $V_T = F_o \cdot t$	Durante a inspiração: Se ($V(t) > V_T$) Então Fecha válvula de inspiração
Var. de Ciclagem ("cycle")	T_I	T_I : Tempo inspiratório $T_I = V_T / F_o + \Delta T_p$	Termina a inspiração: Se ($t > T_I$) Então fecha válvula de inspiração, abre válvula de expiração
Var. de Base ("baseline")	PEEP	PEEP: "Positive end-expiratory pressure" P_{VE} : Pressão na válvula de expiração (P. transrespiratória)	Durante a expiração: $P_{VE} \geq PEEP \geq 0$
Var. Opcional	ΔT_D	ΔT_D : Tempo de pausa inspiratória	-----
Variável Condicional	-----	-----	-----

Observações:

O modo controlador CMV, só é adequado para pacientes apnéicos. Este produz ventilação minuto fixa, geralmente menor a 15 ml/kg. O PEEP pode-se conseguir usando o "resistor de limiar" ou servo-válvulas [Carlson & Sassoon, 1990]. O paciente deve ser sedado para a aplicação do modo CMV.

IRV : Ventilação a Relação I:E Inversa ("Inverse Ratio Ventilation")			
Variáveis reguladas pelo operador		Definições e expressão matemática	Lógica de aplicação
Variável Controlada	Po	Po : Pressão constante controlado $P(t) = \begin{cases} Po & \text{na inspiração} \\ 0 & \text{na expiração} \end{cases}$	
Variáveis de Fase: Var. Iniciadora ("trigger")	f _R	f _R : Frequência respiratória T _c : Tempo de ciclo respiratório T _c = 1/f _R	Inicia a inspiração: Se (t > T _c) Então abre válvula de inspiração, fecha válvula de expiração
Var. Limitadora ("limit")	Po		Durante a inspiração: Se (P(t) <= Po) Então Fecha válvula de inspiração (redundante pela variável controlada)
Var. de Ciclagem ("cycle")	I : E	Caso 1: I : E : Relação de tempo inspiratório e tempo expiratório T _I : Tempo inspiratório T _I = T _c (1 + 1/(I : E)) ⁻¹	Termina a inspiração: Se (t > T _I) Então fecha válvula de inspiração, abre válvula de expiração
	P _{max}	Caso 2: T _I : Tempo inspiratório medido quando P(t) = P _{max} I : E = T _I / (T _c - T _I)	Termina a inspiração: Se (P(t) > P _{max}) Então fecha válvula de inspiração, abre válvula de expiração
Var. de Base ("baseline")	PEEP	PEEP: "Positive end-expiratory pressure" P _{VE} : Pressão na válvula de expiração (P. transrespiratória)	Durante a expiração: P _{VE} >= PEEP >= 0
Var. Opcional	-----	-----	-----
Variável Condicional	-----	-----	-----

Observações:

Na IRV, é aplicada uma pressão positiva prolongada durante a inspiração, para recrutar progressivamente os alvéolos colapsados. A pressão positiva permite o preenchimento e a melhora da ventilação das unidades alveolares com constantes de tempo mais lentas. O tempo expiratório curto invariavelmente induz a uma PEEP intrínseca. Embora a pressão pico das vias respiratórias é mais baixa do que com PEEP extrínseca, a pressão média é inevitavelmente maior.

3.5.3 Modos Assistidos/Controlados

AMV : Ventilação Assistida - Controlada ("Assisted Mandatory Ventilation")			
Variáveis reguladas pelo operador		Definições e expressão matemática	Lógica de aplicação
Variável Condicional	S_E	S_E : Sensibilidade pressórica ao esforço respiratório do paciente ΔP_{EP} : Esforço respiratório do paciente medido pela queda de pressão	Durante a expiração: Se $(\Delta P_{EP} \geq S_E)$ Então Inicia uma ventilação CMV
Observações: O ciclo respiratório é iniciado pelo paciente. Ante a falta de esforço respiratório do paciente, aplica-se uma ventilação CMV. O modo ventilatório AMV é utilizado como forma inicial de ventilação mecânica. A ventilação minuto pode variar segundo o esforço do paciente.			

3.5.4 Modos Assistidos/Controlados com respirações espontâneas

IMV : Ventilação Controlada Intermitente ("Intermittent Mandatory Ventilation")
<p>Observações:</p> <p>O IMV é similar ao CMV, mas tem a possibilidade de deixar ao paciente ter respirações espontâneas. Para permitir esta forma de funcionamento, utiliza-se um sistema de válvulas unidirecionais. Neste modo de ventilação pode ocorrer uma "competição" quando uma ventilação mecânica se inicia durante ou ao fim de uma inspiração espontânea. Quando a frequência esta regulada em altos valores, o paciente recebe predominantemente ventilações mecânicas, mas, se a frequência esta em zero, todas as ventilações do paciente serão espontâneas.</p>

SIMV : Ventilação Controlada Intermitente Sincronizada ("Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation")		
Variáveis reguladas pelo operador	Definições e expressão matemática	Lógica de aplicação
Variável Condicional	S_E ΔT_{TG} S_E : Sensibilidade pressórica ao esforço respiratório do paciente ΔP_{EP} : Esforço respiratório medido pela queda de pressão ΔT_{TG} : "janela" da variável iniciadora "trigger" Variáveis definidas no CMV: f_R : Frequência respiratória T_c : Tempo de ciclo respiratório $T_c = 1/f_R$	Durante a expiração: Se ($ \Delta P_{EP} \geq S_E$) e ($(T_c - \Delta T_{TG}) \leq t \leq T_c$) Então Inicia uma ventilação CMV

Observações:

O SIMV é similar ao IMV, mas começa a ventilação sincronizadamente com o esforço do paciente. Depois da inspiração há um período de tempo só para permitir respirações espontâneas, na seqüência entra-se na "janela de trigger", onde espera-se detectar o esforço do paciente para iniciar a ventilação mecânica (segundo a sensibilidade à pressão ou ao fluxo), se esta não acontecer, no fim da "janela" se gerará automaticamente a ventilação mecânica. O SIMV é utilizada predominantemente como forma de suporte ventilatório e como método de desmame. O benefício potencial da SIMV é impedir que o paciente "brigue" com o ventilador, reduzindo desta forma a necessidade de sedação e paralisia muscular.

PSV : Ventilação com suporte pressórico ("Pressure Support Ventilation")			
Variáveis reguladas pelo operador		Definições e expressão matemática	Lógica de aplicação
Variável Controlada	Po	Po : Fluxo constante controlado $P(t) = \begin{cases} P_o & \text{na inspiração} \\ 0 & \text{na expiração} \end{cases}$	

Variáveis de Fase: Var. Iniciadora ("trigger")	Fmin	Fmin : Mínimo valor de fluxo aspirado pelo paciente	Inicia a inspiração: Se (F(t) >= Fmin) Então abre válvula de inspiração, fecha válvula de expiração
Var. Limitadora ("limit")	Po		Durante a inspiração: Se (P(t) <= Po) Então Fecha válvula de inspiração (redundante pela variável controlada)
Var.de Ciclagem ("cycle")	Fmin		Termina a inspiração: Se (F(t) <= Fmin) Então fecha válvula de inspiração, abre válvula de expiração
Var. de Base ("baseline")	PEEP	PEEP: "Positive end- expiratory pressure" P _{VE} : Pressão na válvula de expiração (P. transrespiratória)	Durante a expiração: P _{VE} >= PEEP >= 0
Var. Opcional	-----	-----	-----
Variável Condicional	-----	-----	-----

Observações:

O modo PSV necessita que o paciente dispare a ventilação mecânica. A melhor sincronia, entre o paciente e o equipamento explica o aumento de sensação de conforto. O esforço do paciente, a pressão positiva predeterminada e a impedância do sistema respiratório, definem o V_T . Não se tem dados definitivos, mas a PSV provavelmente é útil nos pacientes que são ventilador mecanicamente a longo prazo, e em pacientes ventilados espontaneamente durante o desmame, principalmente em aqueles de difícil desmame. Em pacientes que apresentam insuficiência respiratória aguda, a PSV proporciona um grau de suporte similar à AMV. Deve-se ter cautela na utilização de PSV em pacientes que apresentem esforços respiratórios instáveis ou impedância do sistema respiratório altamente variável.

MMV : Ventilação Volume Minuto Controlada ("Mandatory Minute Volume Ventilation")			
Variáveis reguladas pelo operador		Definições e expressão matemática	Lógica de aplicação
Variável Condicional	V_{Mo} ou V_T f_R	V_{Mo} : Volume minuto Prefixado f_R : Freqüência respiratória V_T : Volume corrente $VM = V_T \cdot f_R$	Durante a expiração: Se ($VM(t) \leq V_{Mo}$) ou ($VM(t) \leq V_T \cdot f_R$) Então Inicia uma ventilação IMV
<p>Observações:</p> <p>Ao contrario do SIMV, o MMV aplica ventilação controlada só se a respiração espontânea não é suficiente e o volume minuto é menor ao preseleccionado. Se não houver respiração espontânea o ventilador aplica uma ventilação IMV à freqüência f_R prefixada. O MMV não determina a qualidade do volume minuto, não distingue entre respirações espontâneas rápidas e superficiais, de respirações lentas e profundas. No primeiro caso pode conduzir o paciente a hipo-ventilação alveolar. O MMV tem sido defendido como técnica de desmame, mas uma combinação de MMV e PSV [Carlson & Sassoon] talvez seja o modo mais eficaz de desmame. O modo MMV proporciona segurança para a PSV em pacientes que apresentem ciclo respiratório instável. Por outro lado, a PSV assegurará um volume corrente adequado em pacientes que apresentem respirações curtas e rápidas, as quais o MMV não poderia detectar nem corrigir.</p>			

PAV : Ventilação Assistida Proporcional (Protótipo) ("Proportional Assist Ventilation")			
Variáveis reguladas pelo operador		Definições e expressão matemática	Lógica de aplicação
Variável Controlada	G_F G_V	G_F : Ganho para fluxo (assistência resistiva) G_V : Ganho para volume (assistência elástica) ┌ na inspiração: $P(t) = G_F F(t) + G_V V(t)$ └ na expiração: └ 0	
Variáveis de Fase: Var. Iniciadora ("trigger")	F_{min}	F_{min} : Mínimo valor de fluxo aspirado pelo paciente	Inicia a inspiração: Se ($F(t) \geq F_{min}$) Então abre válvula de inspiração, fecha válvula de expiração
Var. Limitadora ("limit")			Durante a inspiração: (Não se aplica)
Var. de Ciclagem ("cycle")	F_{min}		Termina a inspiração: Se ($F(t) \leq F_{min}$) Então fecha válvula de inspiração, abre válvula de expiração
Var. de Base ("baseline")	PEEP	PEEP: "Positive end-expiratory pressure" P_{VE} : Pressão na válvula de expiração (P. transrespiratória)	Durante a expiração: $P_{VE} \geq PEEP \geq 0$
Var. Opcional	-----	-----	-----
Variável Condicional	-----	-----	-----

Observações:

A ventilação PAV permite a assistência elástica ou resistiva ou ambos. Estas se podem regular selecionando os ganhos G_F e G_V . Encontra-se um número infinito de combinações. O ventilador simplesmente reduz a carga respiratória total e deixa para o paciente o total controle de todos os aspectos do padrão respiratório. A sincronia entre a atividade do ventilador e o esforço do paciente assegura o conforto do paciente. Conceitualmente este tipo de suporte mecânico pode tornar-se a principal forma de suporte ventilatório no futuro. O PAV não é exeqüível à utilização em pacientes apnéicos, devido a que necessita captar as modificações mecânicas do sistema respiratório. Apesar de a PAV ainda estar em estágio preliminar de desenvolvimento, parece ser adequada como forma primaria de suporte ventilatório ou de desmame nos pacientes que mantêm seu esforço respiratório espontâneo.

4. METODOLOGIA:

SIMULAÇÃO DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA E DO VENTILADOR PULMONAR

O sistema respiratório é um sistema neuro-dinâmico complexo, mas que apresenta algumas vantagens para a modelagem, que outros sistemas não têm. O sistema respiratório está dedicado a uma função fisiológica muito específica, o intercâmbio de O_2 e CO_2 através da ação motora da respiração, e apresenta uma estrutura organizada e bem definida. O sistema apresenta sinais neurais de entrada e saída, processo periférico controlado e o controlador central. Na Figura 15 apresenta-se o diagrama de blocos do sistema respiratório [Bronzino & Poon, 1995].

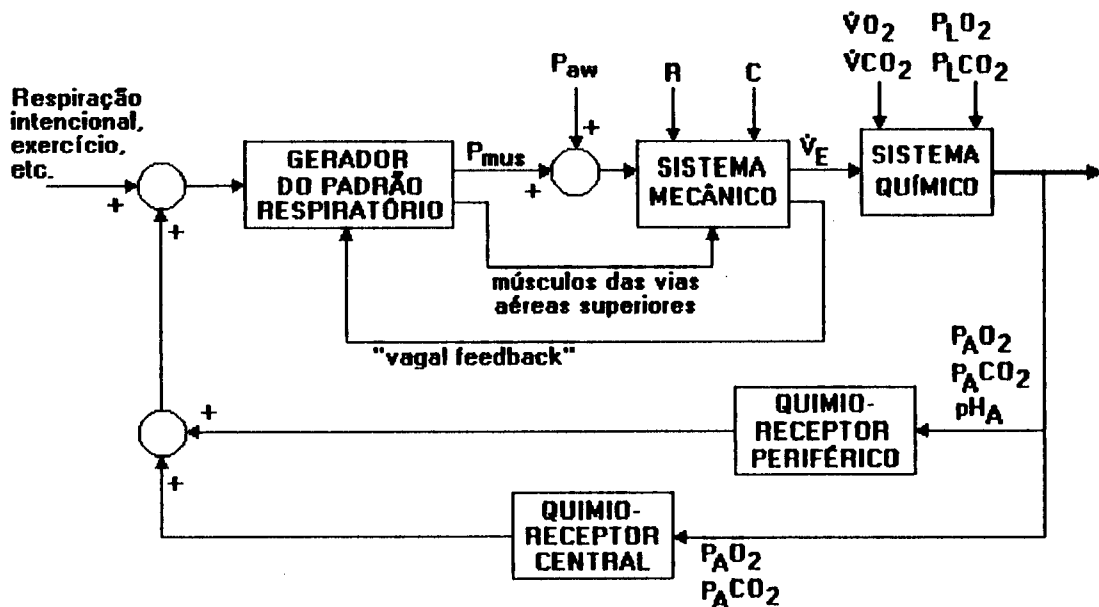


Fig. 15: Diagrama de blocos do sistema respiratório

O sistema respiratório é um sistema dinâmico não-linear, multi-variável, de malha fechada e com retardo, sendo constantemente perturbado por distúrbios patológicos e fisiológicos. O ritmo respiratório é produzido pelo gerador central do padrão respiratório RCPG ("Respiratory central pattern generator"), que consiste de redes neuronais na medula oblonga e áreas na base do cérebro. O problema de

controle está definido pelas características do processo controlado, o sistema mecânico e o sistema químico, e o objetivo de controle consiste em conseguir um adequado intercâmbio de gases para obter uma adequada ventilação alveolar.

As repercussões da ventilação e do intercâmbio de gases, estão estabelecidas pela relação:

$$V_A/Q \quad [7]$$

Onde:

V_A : Ventilação alveolar

Q : Perfusão pulmonar

A Figura 16 apresenta as condições de normalidade e anormalidade das unidades alveolares segundo a relação V_A/Q .

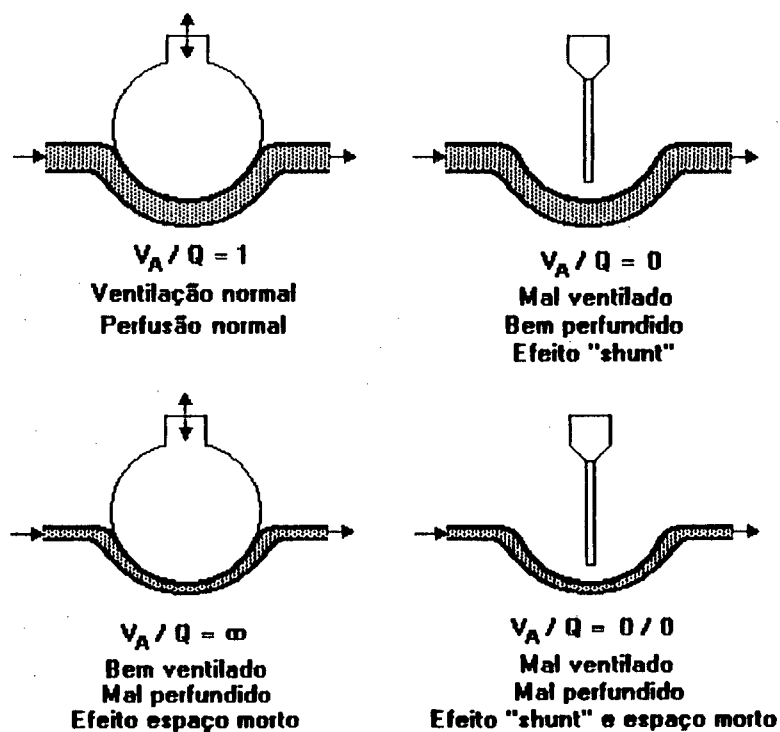


Fig. 16: Significado da relação V_A/Q

A relação V_A/Q mostra as condições de funcionamento das unidades alveolares, que são funções da constante de tempo (complacência x resistência ao fluxo) e as condições de estabilidade pressórica. Pode-se dizer que a ventilação alveolar é estabelecida pelo sistema mecânico (mecânica respiratória) e que a perfusão pulmonar é responsabilidade do sistema químico da troca de gases (ver Figura 15).

Pelos objetivos fixados para este trabalho, apresenta-se a seguir o modelo do sistema mecânico e a simulação da mecânica respiratória de um paciente hipotético e do ventilador pulmonar, que são os componentes mais diretamente relacionados à ventilação mecânica. Neste ponto deve-se considerar que futuros trabalhos poderiam fazer a abordagem mais completa podendo usar diretamente a relação V_A/Q para conseguir a adequada ventilação alveolar.

4.1 SISTEMA SIMULADOR

4.1.1 Requisitos do sistema simulador

O sistema simulador da mecânica respiratória e ventilador pulmonar, é um programa ("software") que apresenta as seguintes características para cumprir os objetivos deste trabalho:

Modelagem: O sistema simulador será baseado num modelo da mecânica pulmonar do paciente e do ventilador em conjunto. Considera-se que os modelos individuais poderiam ser diferentes daqueles modelados em conjunto. Igualmente, considerando-se que o modelo deve representar o comportamento normal e patológico do paciente, modelos não-lineares serão utilizados para representar as condições encontradas no processo da ventilação mecânica.

Condições: Os parâmetros do modelo são definidos pelo usuário num processo de configuração do paciente e do ventilador, simulados. Então este processo é de tipo "off-line", mas não se descarta a possibilidade que outros trabalhos possam modelar a mecânica pulmonar do paciente de forma "on-line" por ajuste automático de parâmetros.

Ensino: O sistema simulador terá características didáticas e facilidades adaptadas para permitir ao usuário, aprender no menor tempo possível sobre a mecânica respiratória e a ventilação mecânica de pacientes na UTI.

Avaliar: A interação do paciente e o ventilador simulado poderá ser avaliada pelas informações e resultados que, após a simulação, o sistema entrega ao usuário. Os dados e gráficos obtidos serão os mesmos aos utilizados normalmente neste tipo de procedimentos nos centros de saúde.

Testar: O sistema simulador deverá ser capaz de simular situações não usuais ou condições extremas ou especiais, tais como protótipos de modos de ventilação ou o caso de pacientes asmáticos, por exemplo.

Obter: Os requisitos precedentes, devem permitir obter regras nebulosas ("fuzzy") da interação do paciente e do ventilador pulmonar em conjunto. Num trabalho futuro, estas regras poderiam definir uma base de conhecimento para o desenvolvimento de um supervisor nebuloso para ventiladores mecânicos.

Mostrar: Além disto, o sistema simulador, poderia servir de base para que num trabalho futuro, possa desenvolver-se uma forma alternativa de apresentar as condições do paciente e do ventilador usando variáveis lingüísticas da lógica nebulosa, na tentativa de simplificar a apresentação de dados, mas incrementando a informação sendo entregue ao usuário.

4.1.2 Estrutura do simulador

Considerando os requisitos apresentados acima, apresenta-se na Figura 17 a proposta da estrutura do simulador da mecânica respiratória e do ventilador pulmonar:

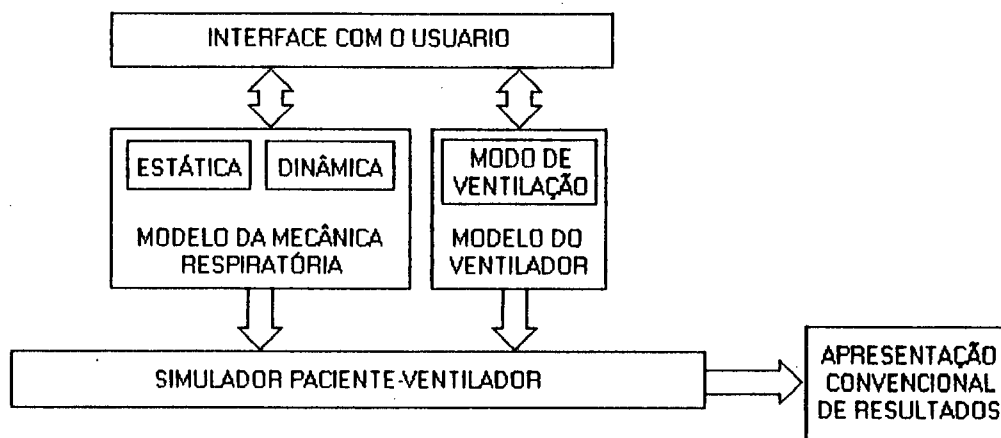
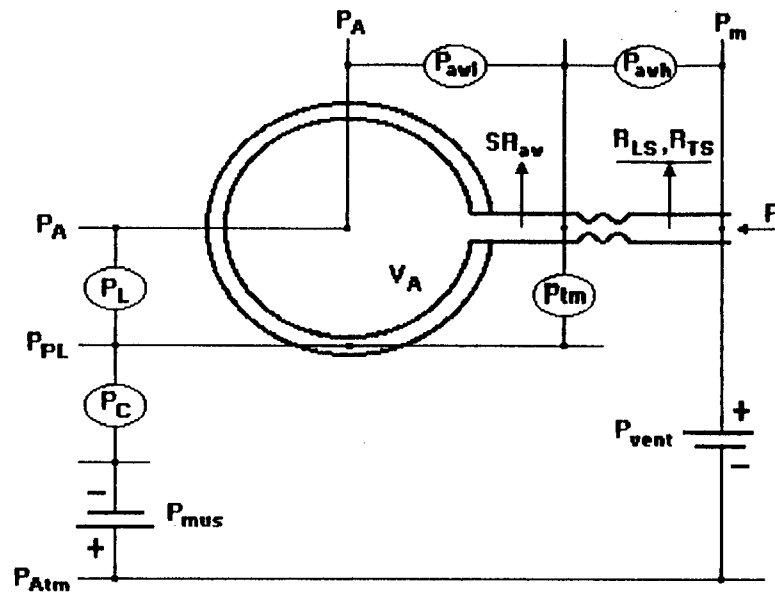


Fig. 17: Estrutura funcional do simulador

O simulador apresenta uma interface com o usuário para configuração dos modelos da mecânica respiratória de um paciente hipotético e do ventilador pulmonar. Após a simulação são apresentados os resultados na forma convencional.

4.2 MODELO DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA

Considerando o modelo pulmonar série, apresentado por [Verbraak, 1983], e as descrições encontradas em [Bronzino & Poon, 1995], realizou-se algumas adaptações para a aplicação com o ventilador pulmonar. A Figura 18 apresenta o modelo utilizado e mostra os parâmetros envolvidos:



- | | |
|--|--|
| P_A : Pressão alveolar | P_L : Pressão de retração elástica do pulmão |
| P_{PL} : Pressão pleural | P_C : Pressão de retração elástica do tórax |
| P_m : Pressão na boca | P_{mus} : Pressão dos músculos da respiração |
| P_{atm} : Pressão atmosférica | P_{vent} : Pressão entregue pelo ventilador |
| F : Fluxo total | V_A : volume alveolar |
| V_{aw} : Volume nas vias aéreas | V : Volume total ($V_A + V_{aw}$) |
| ΔP_{awl} : Gradiente de pressão nas pequenas vias aéreas | |
| ΔP_{awh} : Gradiente de pressão nas grandes vias aéreas | |
| SR_{aw} : Resistência específica nas pequenas vias aéreas | |
| R_{LS} : Resistência linear ao fluxo nas grandes vias aéreas | |
| R_{TS} : Resistência turbulenta ao fluxo nas grandes vias aéreas | |

Fig. 18: Modelo da mecânica pulmonar adaptado para a ventilação mecânica

O modelo da mecânica pulmonar utilizado contém um único compartimento alveolar em série com áreas não homogêneas. Deve-se considerar que seria possível desenvolver outros modelos mais completos em função da precisão das informações, que poderiam envolver áreas não homogêneas paralelas e com mais de um compartimento.

Da Figura 18 pode-se obter as seguintes equações gerais:

$$P_A = P_L + P_C - P_{mus} \quad [8]$$

$$P_A = P_{vent} - \Delta P_{awh} - \Delta P_{awl} \quad [9]$$

$$P_L + P_C = P_{vent} + P_{mus} + \Delta P_{awh} + \Delta P_{awl} \quad [10]$$

A curva estática P-V do pulmão e tórax é descrito pelas pressões de retração elástica P_L e P_C , respectivamente. As características dinâmicas das vias aéreas são descritas pelos gradientes de pressão ΔP_{awh} e ΔP_{awl} . Este método de modelagem é apresentado por [Cellier, 1991] como "modelagem modular hierárquico de sistemas contínuos".

4.2.1 Modelo da característica estática dos pulmões e do tórax

No caso linear, segundo a equação de movimento do sistema respiratório, se tem:

$$P_L + P_C = V/C_{tot}, \quad V \text{ em \% TLC (capacidade pulmonar total)} \quad [11]$$

C_{tot} : Complacência total pulmonar e torácica

A equação de movimento é linear e, portanto, só é válida para volumes próximos da capacidade funcional residual FRC. Esta não considera o incremento de dureza do pulmão a grandes volumes nem o incremento da dureza do tórax a baixos volumes.

No caso não linear, o modelo tem a vantagem de ser mais realista, mas o conceito de ter só um parâmetro que define a característica do tecido se perde. Para considerar os efeitos da mudança de dureza ou mudança da complacência dos pulmões e do tórax, se propõe as seguintes equações:

Pressão devido à retração elástica dos pulmões P_L :

$$P_L = V/C_L + b/(100 - V) + P_{L0} \quad V \text{ em \%TLC} \quad [12]$$

Onde:

V/C_L : representa o componente linear e principal da P_L

$b/(100-V)$: diminuição da complacência para grandes volumes ($V \gg$)

P_{L0} : constante para o ajuste da pressão P_L a volume residual RV

C_L : complacência pulmonar a FRC (capacidade funcional residual)

Os valores de b , P_{L0} e C_L serão ajustados pelo usuário no momento da simulação.

Pressão devido à retração elástica do tórax P_C :

$$P_C = (V - V_0)/C_C - d/(V+1) \quad V \text{ em \% TLC} \quad [13]$$

Onde:

V/C_C : representa o componente linear e principal da P_C

$- d/(V+1)$: diminuição da complacência em baixos volumes ($V \ll$)

$- V_0/C_C$: constante para o ajuste da pressão P_C a volume residual RV

C_C : complacência torácica a FRC

Os valores C_C , d e V_0 serão ajustados pelo usuário ao momento da simulação.

A Figura 19 mostra as curvas $P - V$, obtidas segundo esta proposta e as suas características:

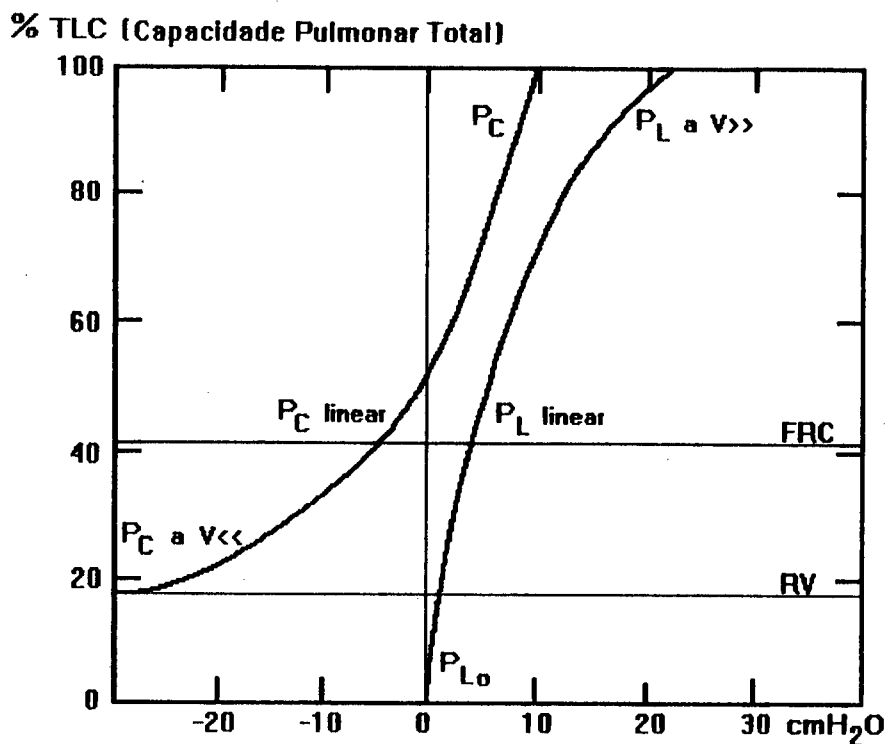


Fig. 19: Curvas de complacência pulmonar e torácica no simulador

4.2.2 Modelo da característica dinâmica dos pulmões e das vias aéreas

Embora a dinâmica da mecânica pulmonar seja freqüentemente representada em termos de uma única resistência ao fluxo, esta descrição não é completa para os objetivos deste trabalho. Como apresentado na Seção 2.2.4, a resistência expressa pela equação de movimento representa principalmente a resistência das vias aéreas superiores em condições normais e esta não é um indicador sensível de patologias, como por exemplo as fases iniciais de doença nas pequenas vias aéreas. A seguir apresenta-se as características da mecânica pulmonar as quais definem o modelo utilizado pelo sistema simulador:

Resistência específica nas vias aéreas [Bronzino & Poon, 1995]: A resistência é dependente do volume pulmonar de modo a que, quanto maior o volume, mais expandidos ficam as pequenas vias aéreas, diminuindo significativamente a resistência, mas se o volume é pequeno a redução da área transversal dos condutos,

especialmente na região alveolar, faz aumentar consideravelmente a resistência ao fluxo. Assim define-se:

$$R_{aw1} = SR_{aw}/V, \quad V \text{ em \% TLC, } R_{aw1} \text{ em cmH}_2\text{O/l} \quad [14]$$

SR_{aw} : resistência específica das vias aéreas

Resistência nas vias aéreas superiores: O fluxo nas vias aéreas superiores pode ser considerada uma soma dos efeitos devidos ao fluxo laminar e ao turbulento. O primeiro está representado por um valor constante e o segundo depende do fluxo nas vias aéreas, como apresentados na Seção 2.2.2 :

$$R_{aw2} = K1 + K2 \cdot |F| \quad K1, K2: \text{constantes} \quad [15]$$

R_{aw2} em cmH₂O/l

F : fluxo em l/seg

Limitação de fluxo [Comroe, 1975]: Para volumes pulmonares abaixo de 80 % de TLC, o fluxo expiratório alcança um valor limite, nunca excedido embora se incremente a diferença de pressão, ou seja o esforço. Devido a que na ventilação mecânica, considera-se que a expiração é passiva, sem esforço do paciente nem do ventilador, este efeito não será considerado.

Efeito elástico das vias aéreas: [Verbraak, 1983] sugeriu considerar um segmento elástico nas vias aéreas, ou seja um segmento complacente para um sistema respiratório saudável. A resistência ao fluxo deste segmento depende da pressão transmural e do volume do segmento. Para o caso da ventilação mecânica deve-se considerar que a variação de volume deste segmento é reduzido devido à pressão positiva que fornece o ventilador. Assim este efeito não será considerado.

Resistência total ao fluxo de ar: Resumindo, a característica dinâmica do sistema respiratório, na ventilação mecânica será modelada segundo a seguinte equação:

$$R_{aw} = SR_{aw} / V + R_{LS} + R_{TS} \cdot |F| \quad [16]$$

V em % TLC
 R_{aw} em cmH₂O/l
 F : fluxo em l/seg

Onde:

- SR_{aw} : Resistência específica das vias aéreas
- R_{LS} : Resistência ao fluxo laminar nas vias aéreas superiores
- R_{TS} : Resistência ao fluxo turbulento nas vias aéreas superiores

Estes parâmetros serão ajustados pelo usuário no momento da simulação.

Da definição de resistência ao fluxo de ar, apresentada na Seção 2.2.2, pode-se calcular os gradientes de pressão nas vias aéreas devido a esta resistência:

$$\Delta P_{awh} + \Delta P_{awl} = \int R_{aw} \cdot dF \quad [17]$$

Na Figura 20 se apresentam as curvas R - V e F - P, onde se mostra o efeito destes tipos de resistência sobre as curvas:

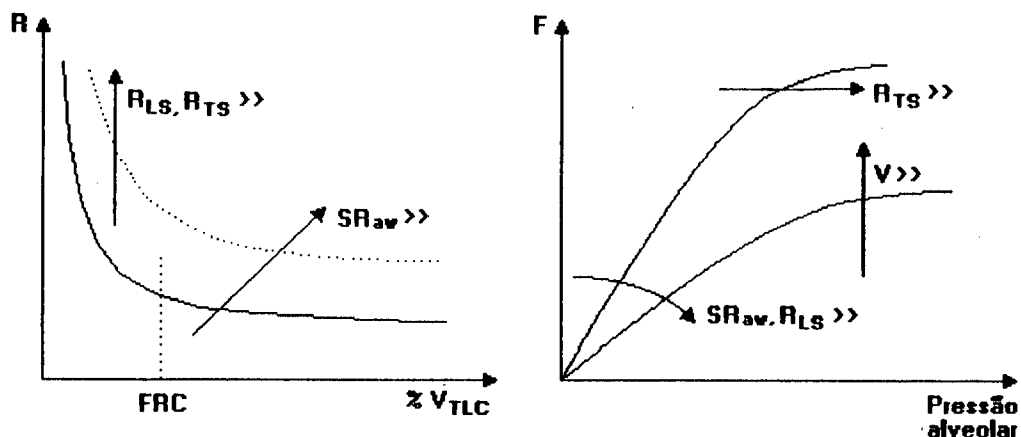


Fig. 20: Efeito dos tipos de resistência sobre as curvas R-V e F-P

Curva de expiração forçada F-V: Embora a curva F-V não seja usada diretamente durante a ventilação mecânica, o simulador tem desenvolvida esta opção como uma forma de observar as características do sistema respiratório. Neste caso, considera-se que a abertura da glote tem um retardo de tempo de primeira ordem e que o esforço entregue pelo paciente hipotético é o mínimo necessário para atingir o volume residual RV (ver resultados no Capítulo 5).

4.3 MODELO DO VENTILADOR PULMONAR

Como mostrado na Figura 12, o ventilador pulmonar precisa de uma fonte de energia, de mecanismos para o controle da inspiração e expiração e do sistema de controle para gerar o padrão respiratório. Os primeiros ventiladores comerciais desenvolvidos, apresentam uma forte dependência entre os mecanismos utilizados e o padrão estabelecido na saída do ventilador, devido principalmente ao efeito de carga [Wester, 1992]. Assim, por exemplo, o uso de um pistão não permite gerar uma curva de pressão retangular ou um fole deforma a curva de fluxo quando se apresentam picos de pressão. Para resolver estes e outros problemas, os ventiladores ficaram bem

mais complexos. Por outro lado, o tipo de sistema de controle também limitou a precisão e a faixa de operação das variáveis.

Neste sentido, o desenvolvimento da tecnologia nos últimos anos permitiu ganhar em flexibilidade, segurança e precisão. Uma das estruturas mais simples e mais versáteis é o ventilador usando válvulas servo-controladas (servo-válvulas). Idealmente este poderia usar uma fonte de energia ilimitada e um tempo de resposta muito pequena, que seria possível controlar a mecânica respiratória do paciente, apesar das mudanças dos parâmetros deste, no tempo.

A Figura 21 apresenta o diagrama de blocos do ventilador pulmonar proposto, o qual é uma adaptação simplificada do ventilador [Evita - Dragër, 1991]:

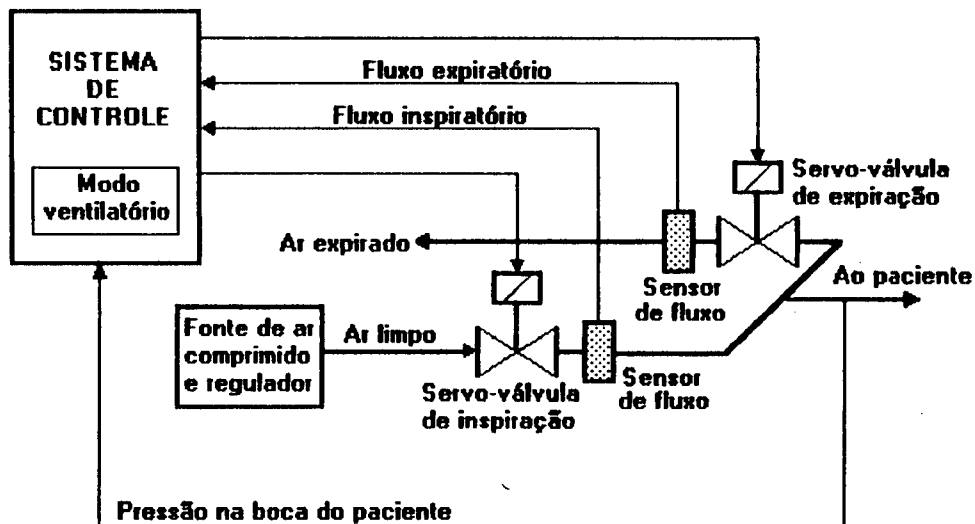


Fig. 21: Estrutura do ventilador pulmonar usado no simulador

A respiração do paciente é controlada através da servo-válvula de inspiração e a servo-válvula de expiração. Estas podem ser consideradas lineares com retardo de primeira ordem, devido a ter seu próprio sistema de controle, que define a área de abertura em função do sinal entregue pelo sistema de controle do ventilador pulmonar. Assim, as servo-válvulas têm a seguinte função transferência:

$$S(t) = (1 - e^{-t/\tau}) \cdot E(t) \quad [18]$$

Onde:

τ : Constante de tempo da servo-válvula

$E(t)$: Variável de entrada (normalizada)

$S(t)$: Variável de saída (normalizada)

As variáveis de entrada e saída das servo-válvulas serão especificadas no momento da simulação segundo o modo de ventilação escolhido, descrito na Seção 3.5. Considera-se que a fonte de energia é pneumática e ilimitada na sua capacidade de fornecer fluxo e pressão durante a inspiração. Pelo contrário, a expiração se considerará passiva, ou seja sem sucção, para evitar o colapso nas vias aéreas, mas com a possibilidade de controlar o valor de PEEP ("positive end-expiratory pressure") ou o fluxo máximo ou a diferença de pressão máxima, devido a ação da servo-válvula de expiração.

As servo-válvulas serão controladas por um controlador convencional PID série. O modelo matemático do controlador se apresenta a seguir:

$$C_n = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i} \int e(t) \cdot dt + T_d \cdot \frac{de(t)}{dt} \right) \quad [19]$$

Onde:

$C_n(t)$: Sinal de controle da servo-válvula

$e(t)$: Erro entre o valor desejado e o valor atual da variável controlada

K_p : Ganho proporcional

T_i : Tempo integral da ação de controle

T_d : Tempo derivativo da ação de controle

4.3 O SIMULADOR COMO SISTEMA DE ENSINO

Além da possibilidade de avaliar o comportamento do paciente hipotético quando este é ventilado mecanicamente, o sistema simulador apresentado neste trabalho terá características dos sistemas informatizados de auxílio ao ensino. Seguindo a proposta de [Litto, 1994], onde sugere-se que o ambiente para a aprendizagem seja de forma que o aluno tenha condições de adquirir conhecimento segundo seu próprio estilo individual, neste caso o computador é usado como "tutor" e permite a simulação interativa da ventilação mecânica na UTI quando o ventilador pulmonar é usado.

O simulador permitirá que durante o processo de aprendizagem ou de treinamento, o aluno disporá de uma infra-estrutura adequada para ter condições de explorar novas condições patológicas do paciente e novas configurações do ventilador, terá condições de descobrir conceitos novos sem danificar equipamentos ou criar situações excepcionais para ganhar em experiência. Os simuladores têm sido amplamente usados em ensino [Ramírez, 1996]. Permitem que os estudantes aprendam enquanto realizam uma versão real da tarefa. Os simuladores suportam o aprendizado permitindo condições de contorno dos sistemas, neste caso o ventilador pulmonar.

A seguir se apresentam as características aplicadas às simulações tutoriais encontradas em [Attardi, 1986] e [Nievola, 1995].

4.3.1 Características gerais do simulador como tutor

Características com relação à introdução:

1. Na tela inicial do sistema, apresentar em forma clara e breve, os objetivos a serem atingidos.
2. Fornecer indicações necessárias para que o aprendiz tenha condições de alcançá-los.
3. Dar uma forma de ligar os objetivos previstos com os seus conhecimentos prévios.

Características com relação ao controle da sessão:

1. Permitir que o aprendiz tenha o controle da sessão
2. Em cada momento deve-se ter acesso tanto às etapas seguintes quanto às anteriores para permitir uma revisão dos passos até então realizados.
3. Sempre que possível, permitir ao aprendiz fazer uma pausa temporária na sessão e retornar posteriormente ao ponto em que estava.
4. Assegurar de que o usuário saiba o que fazer em qualquer momento.

Características em relação à motivação:

1. O sistema deve conseguir a contínua atenção do aprendiz.
2. O sistema deve apresentar o seu conteúdo, o mais motivador possível.
3. Deve-se buscar a motivação tanto em termos de estratégias ou estrutura geral, quanto em termos das características da lição.
4. Despertar a curiosidade do utilizador, mas mantendo a atenção no fato de que o conteúdo deve ser aprendido.
5. Fornecer através de objetivos apropriados, reforçamento e imparcialidade

Características com relação á seqüência dos segmentos da lição:

1. Criar uma seqüência hierárquica ou baseada em dificuldade.
2. Permitir que ocorram saltos em função ao desempenho.

5. RESULTADOS DO SISTEMA SIMULADOR

O sistema simulador desenvolvido no presente trabalho é um programa de computação que permite a simulação em conjunto da mecânica respiratória de um paciente hipotético e do ventilador pulmonar, durante a assistência ventilatória na UTI. O sistema simulador foi desenvolvido na linguagem Visual Basic (versão 3.0). Para a eleição deste programa considerou-se principalmente o fato que, nesta aplicação, não se tem limitações de tempo ao contrario das simulações em tempo real e pela capacidade de desenvolver interfaces para o usuário apresentando características visuais (objetos visuais) que facilitam o entendimento do tema tratado, que neste caso é o treinamento na ventilação mecânica.

O nome concedido ao sistema simulador foi de SILMEV ("Simulator of the Mechanic Ventilation"). O SILMEV está estruturado segundo o exposto na seção 4.1, usa os modelos matemáticos da mecânica respiratória e do ventilador pulmonar propostos na Seção 4.2 e Seção 4.3 respectivamente, e tem algumas características gerais dos sistemas de ensino como tutor segundo o apresentado na Seção 4.4. A Figura 22 mostra a estrutura geral do simulador SILMEV.

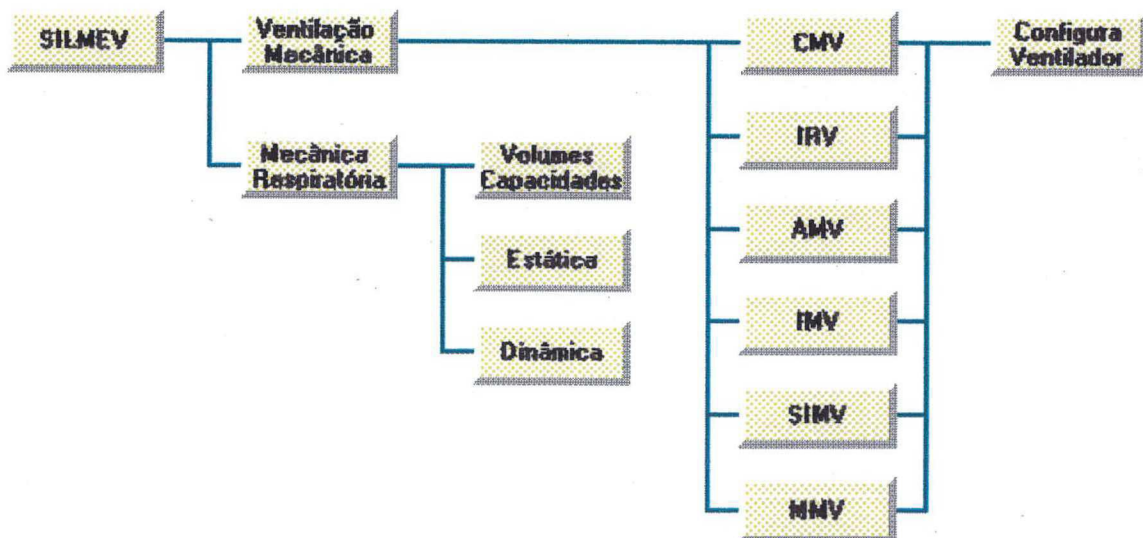


Fig. 22: Diagrama da Estrutura Geral do SILMEV

Neste Capítulo são apresentados os resultados obtidos nos testes realizados com o simulador SILMEV, mostrando suas características, capacidades e limitações. Incluem-se alguns casos estudados de patologias da mecânica respiratória ao serem ventilados mecanicamente, mas deve considerar-se que a capacidade de simular diversas condições patológicas e formas de suporte ventilatório supera aos casos apresentados neste trabalho.

5.1 MECÂNICA RESPIRATÓRIA

O SILMEV define a mecânica do aparelho respiratório especificando os volumes e capacidades pulmonares, a característica estática dos pulmões e tórax e o comportamento dinâmico do fluxo de ar nas vias aéreas. Os parâmetros envolvidos na mecânica respiratória, inicialmente são apresentados mostrando os valores normais de uma pessoa adulta e sadia. O simulador permite definir outros valores que poderiam representar um outro estado fisiológico ou patológico de um paciente hipotético. No Anexo A se apresenta a listagem das variáveis utilizadas na simulação da mecânica respiratória.

5.1.1 Volumes e capacidades pulmonares

O painel projetado para especificar os volumes e capacidades pulmonares mostra uma área de apresentação de dados, uma área para definição de valores (barras de rolagem) e comandos auxiliares para o governo do painel. A Figura 23 mostra o painel de volumes e capacidades pulmonares.

Volumes e Capacidades Pulmonares (ml)

			VC	ERV	RV
Capacidade Vital	VC	4800	↑	↑	↑
Capacidade Pulmonar Total	TLC	6000			
Capacidade Residual Funcional	FRC *	2400			
Capacidade Inspiratória	IC *	3600			
Volume Residual	RV	1200			
Volume de Reserva Expiratória	ERV *	1200			
Volume Corrente	TV **				
Volume de Reserva Inspiratória	IRV **				

* Valores mudados na simulação
 ** Definido durante a simulação

Fig. 23: Configuração de volumes e capacidades pulmonares

Na configuração dos volumes e capacidades pulmonares é importante considerar que só três parâmetros mantêm os seus valores durante a simulação, ou seja, estes são independentes da característica estática ou dinâmica ou do padrão respiratório do paciente. Estes parâmetros são os seguintes:

- VC : Capacidade vital
- TLC : Capacidade pulmonar total
- RV : Volume residual

Aliás, estes três parâmetros estão relacionados por: $TLC = VC + RV$. Assim, é suficiente especificar só dois deles para definir aqueles três parâmetros. O simulador SILMEV permite especificar VC e RV, logo calcula o valor de TLC.

Tem-se outros três parâmetros que são dependentes das características estáticas do sistema respiratório (ver Seção 5.1.2). Esta dependência se deve a que

os seus valores estão definidos pelo equilíbrio de forças elásticas entre os pulmões e tórax. Estes parâmetros são os seguintes:

FRC : Capacidade residual funcional

IC : Capacidade inspiratória

ERV : Volume de reserva expiratório

Onde : $FRC = RV + ERV$

$IC = VC - ERV$

Embora estes valores possam ser mudados no decorrer das simulações, o SILMEV permite especificar o valor de ERV, para facilitar ao usuário alguns cálculos prévios.

Tem-se mais dois parâmetros que só podem ser definidos pelo padrão respiratório do paciente ou pelo padrão imposto pelo ventilador mecânico. Estes parâmetros são os seguintes:

TV : Volume corrente

IRV : Volume de reserva inspiratório

Assim, estes parâmetros não podem ser especificados na tela de volumes e capacidades pulmonares.

Os valores dos volumes e capacidades são especificados em ml (mililitros) e pode-se definir valores correspondentes tanto de pessoas adultas (homens e mulheres) como de crianças ou de neonatos.

5.1.2 Característica estática dos pulmões e do tórax

O SILMEV permite especificar a característica estática dos pulmões e tórax segundo as curvas de Volume vs. Pressão ou de Complacência vs. Volume. O painel de configuração contém uma área de apresentação de gráficos, uma área de ajuste da complacência e uma área de apresentação de dados. A Figura 24 mostra o painel de configuração.

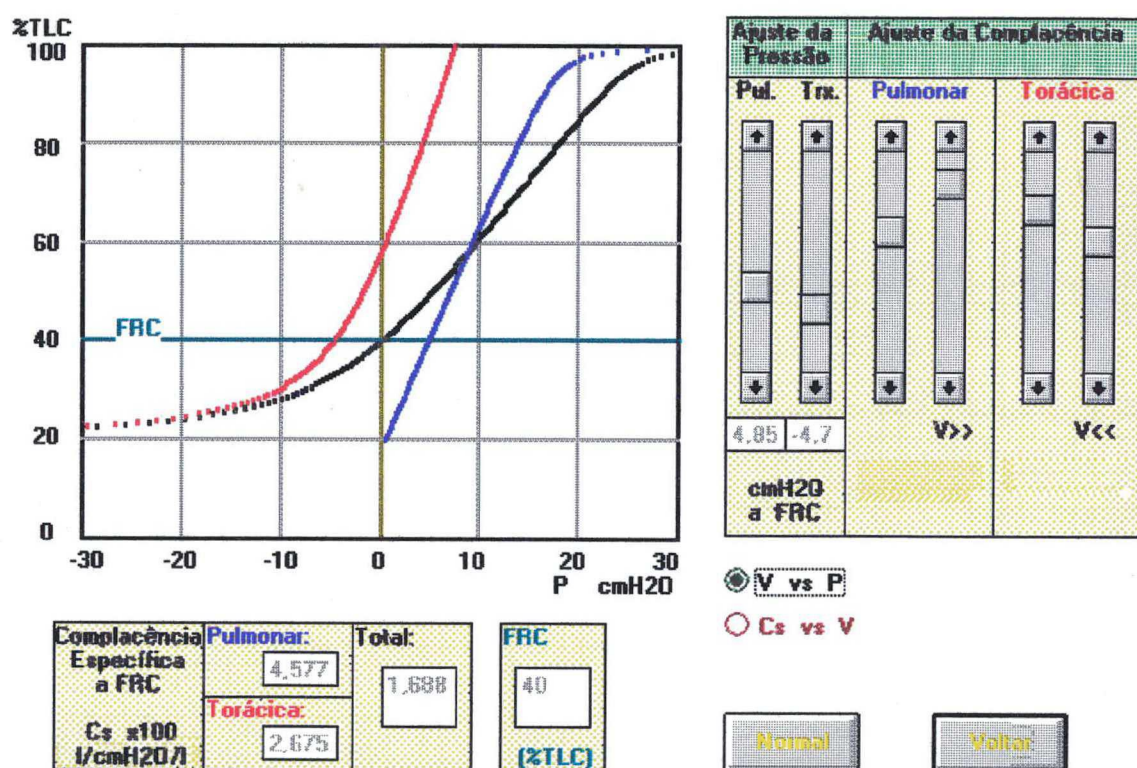


Fig. 24: Configuração da característica estática dos pulmões e do tórax

A área de apresentação de gráficos desenha a linha correspondente ao volume FRC (Capacidade Funcional Residual), no ponto onde a pressão resultante dos pulmões e tórax é zero. Mostra-se assim, que esta é uma condição de equilíbrio de forças e que este valor pode ser mudado se as características elásticas dos pulmões ou do tórax ou de ambas variam para uma outra condição.

O modelo utilizado para as simulações (apresentado na seção 4.2.1) permite três tipos distintos de ajuste para definir a curva de comportamento elástico, neste caso, se tem uma curva para o comportamento elástico dos pulmões e outra para o comportamento elástico do tórax. Os tipos de ajuste em cada curva são os seguintes:

- Ajuste da complacência na faixa de volumes intermédios: Representa o valor da complacência em torno no volume FRC.
- Para o caso dos pulmões, ajuste da complacência a grandes volumes e para o caso do tórax, ajuste da complacência a pequenos volumes. Este ajuste representa o enrijecimento dos tecidos elásticos nos volumes indicados.
- Ajuste da pressão nas curvas Volume vs. Pressão: Permite um deslocamento horizontal das curvas, no eixo da pressão. Este ajuste facilita ao usuário especificar uma condição particular do paciente, definindo exatamente o ponto de equilíbrio de forças no volume FRC.

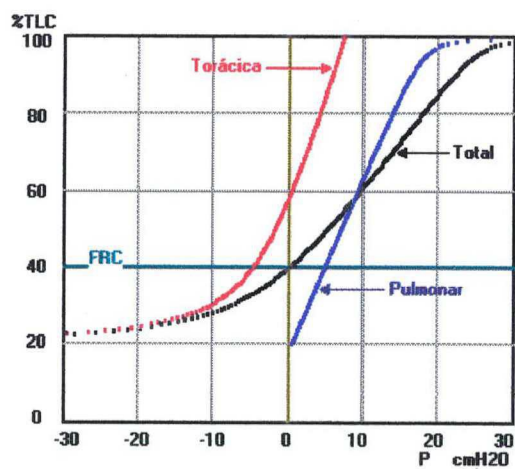
Os ajuste indicados permitem definir as complacências nas faixas apresentadas na tabela 16.

Tabela 16: FAIXA DE VALORES DE COMPLACÊNCIA ESPECÍFICA (em relação a TLC*: l/cmH ₂ O/l)		
COMPLACÊNCIA A FRC	Valor mínimo	Valor máximo
PULMONAR	0,01	2,32
TORÁCICA	0,01	0,73
TOTAL	0,005	0,186

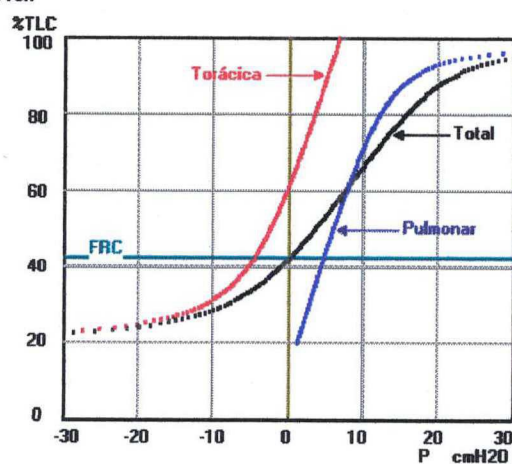
* TLC: Capacidade Pulmonar Total

Na Figura 25, são apresentados alguns exemplos de curvas de Volume vs. Pressão, obtidos nos testes do simulador SILMEV.

a: Caso normal



b: Amolecimento pulmonar



c: Volume FRC normal com enrijecimento pulmonar e amolecimento do tórax

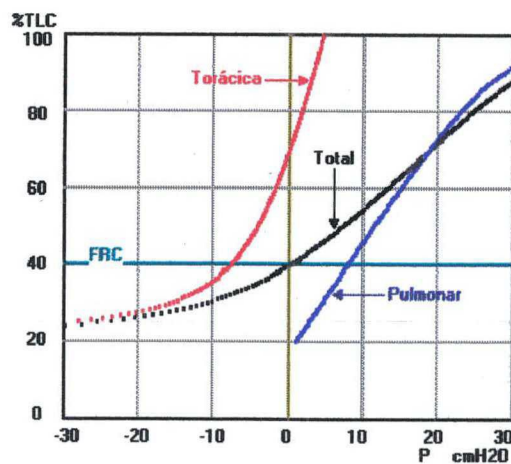


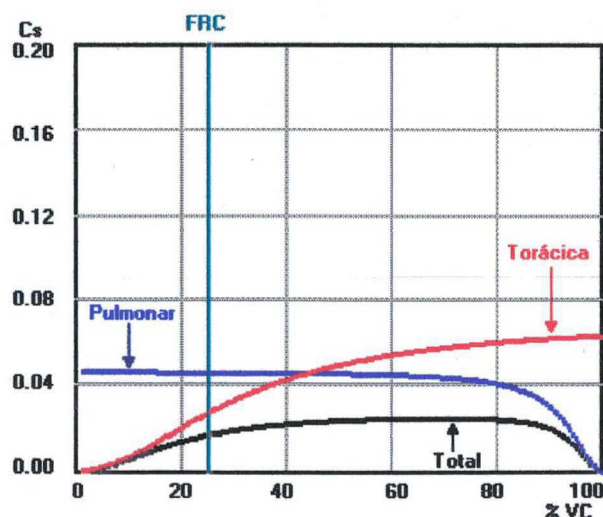
Fig. 25: Curvas de Volume vs. Pressão dos pulmões e do tórax

O comportamento elástico dos pulmões apresenta um enrijecimento marcado a grandes volumes. Ao contrario, o comportamento elástico do tórax apresenta um enrijecimento marcado a pequenos volumes. O enrijecimento dos tecidos significa que é preciso maior pressão, portanto maior esforço, para ter mudança de volume. Considerando que o tecido enrijecido de um dos componentes de uma estrutura define o comportamento elástico desta estrutura, pode-se dizer que o tórax define o comportamento elástico do sistema respiratório em baixos volumes e são os pulmões que definem o comportamento elástico a grandes volumes (ver Figura 25 a: e Figura 26 a:).

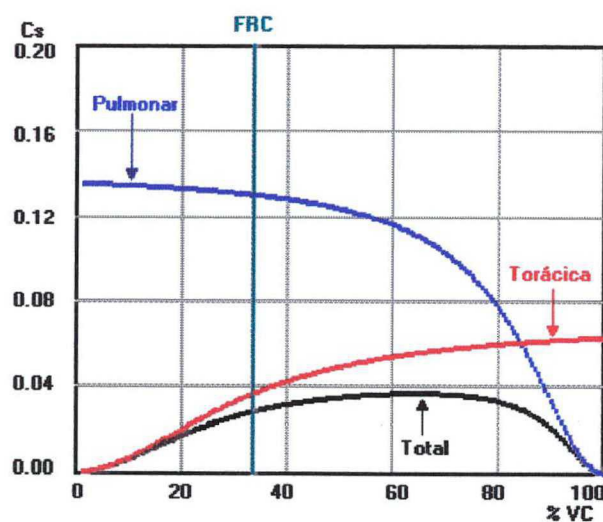
Na Figura 25 b:, pode-se observar que os pulmões amolecidos fazem aumentar o valor do volume FRC, considerando que o tórax mantém suas características. Portanto a diminuição do volume FRC pode indicar pulmões rígidos. O valor de FRC normal, não é indicativo do sistema respiratório sadio. Na Figura 25 c:, mostra-se o caso de ter um valor normal de FRC e características patológicas nos pulmões e tórax.

Na Figura 26, são apresentados casos similares aos da Figura 24, mas considerando as curvas de Complacência vs. Volume.

a: Caso normal



b: Amolecimento pulmonar



c: Volume FRC normal com enrijecimento pulmonar e amolecimento do tórax

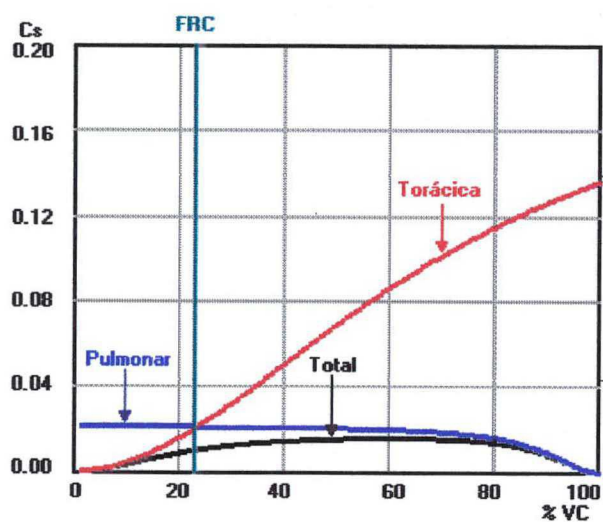


Fig. 26: Curvas de Complacência vs. Volume dos pulmões e do tórax

Observa-se que o valor de complacência do sistema respiratório para uma pessoa, tem relação com o volume, portanto devem especificar-se estes parâmetros para os dados terem valor ou significado. No caso do SILMEV, os valores de complacência para o caso de um paciente em particular estão especificados para o volume FRC.

5.1.3 Característica dinâmica dos pulmões e das vias aéreas

O painel para configuração do comportamento do fluxo de ar nas vias aéreas, permite o ajuste de três parâmetros de resistência ao fluxo. Estes foram apresentados no modelo da característica dinâmica, na Seção 4.2.2. Este parâmetros são os seguintes:

SR_{aw}	: Resistência específica	$cmH_2O/(l/s)/l$
RLS	: Resistência ao fluxo laminar	$cmH_2O/(l/s)$
RTS	: Resistência ao fluxo turbulento	$cmH_2O/(l/s)^2$

Os valores destes parâmetros especificam a resistência ao fluxo de ar durante a expiração. Para definir a resistência na inspiração, pode-se fixar o valor da relação: Resistência Expiratória/ Resistência Inspiratória, Re/Ri . Normalmente, ainda em condições patológicas graves, o valor de Re/Ri é maior à unidade. O SILMEV estabelece uma faixa de operação para Re/Ri de [0,1 até 10].

O valor da resistência total ao fluxo de ar do sistema respiratório, está especificado para o volume FRC, como aparece no painel de configuração. Com o valor da resistência total e o valor da complacência obtida do painel de configuração da característica estática dos pulmões e tórax, pode-se calcular a constante de tempo para o sistema respiratório. No SILMEV este valor é apresentado em segundos e está especificado para o volume FRC.

A característica dinâmica pode ser explicada usando principalmente os gráficos de Resistência vs. Volume e de Fluxo vs. Pressão. O SILMEV incorpora um gráfico adicional, o de Fluxo vs. Volume para o caso de esforço máximo expiratório até atingir o volume RV. Embora este gráfico possa ser útil para avaliar o estado das vias respiratórias, esta não é utilizada diretamente na ventilação mecânica devido a

considerar-se que o paciente não tem condições de realizar o esforço máximo expiratório.

A Figura 27 mostra o efeito de cada parâmetro de resistência na curva Resistência vs. Volume.

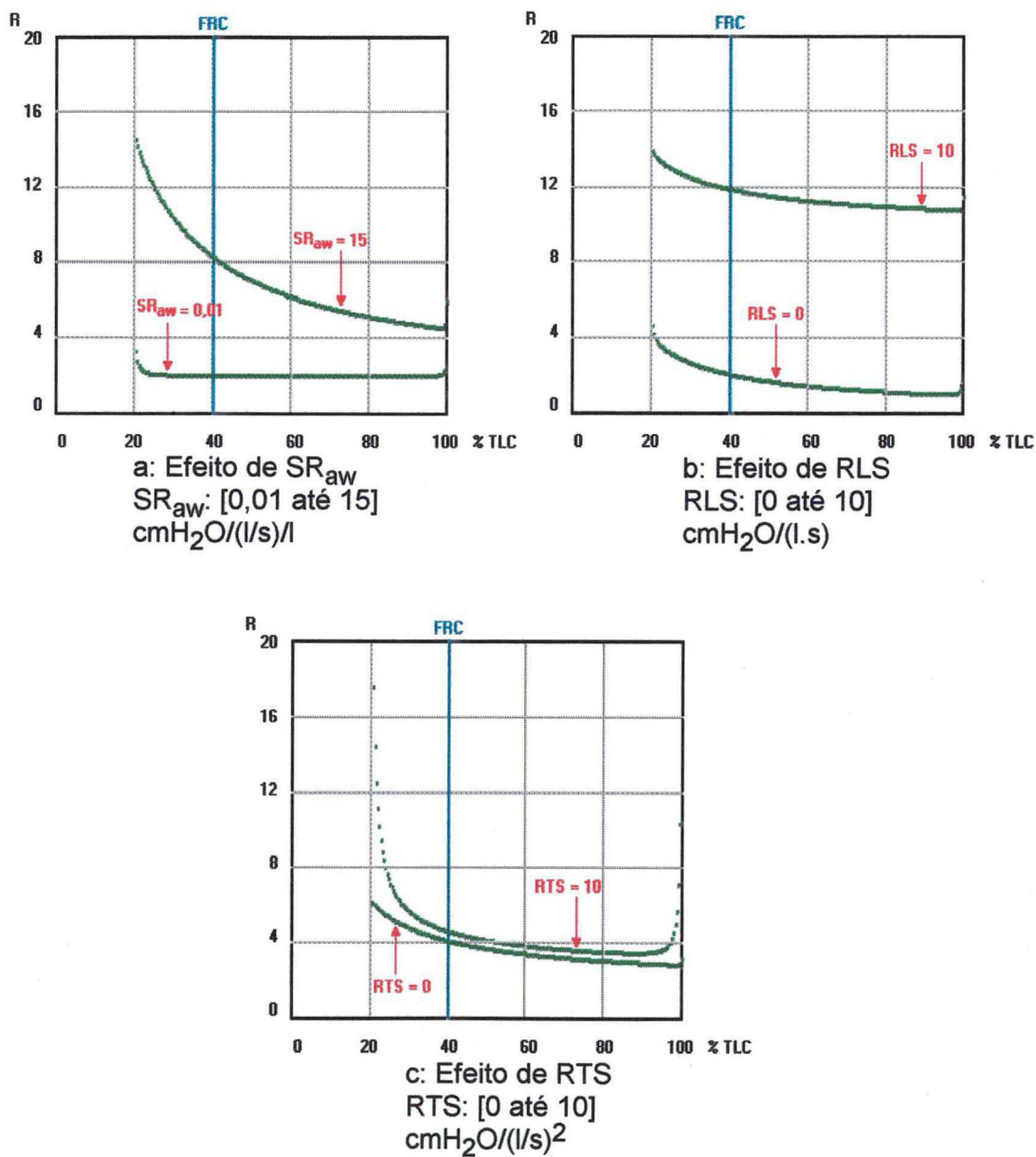
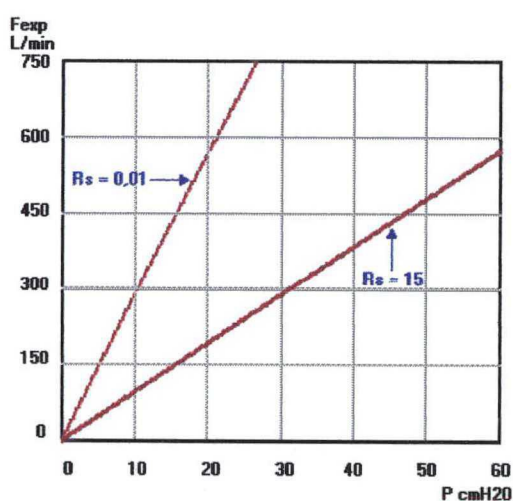


Fig. 27: Curvas de Resistência ao fluxo de ar vs. Volume

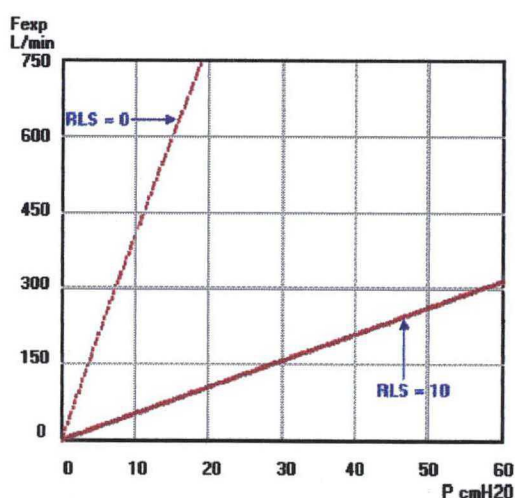
O efeito da resistência específica SR_{aw} é de produzir uma variação exponencial em relação ao volume, como mostra a Figura 27 a:. Observa-se que a resistência

aumenta mais significativamente nos pequenos volumes que nos grandes volumes. Este efeito representa a redução da área transversal nos pequenos condutos alveolares, que faz aumentar consideravelmente a resistência ao fluxo de ar. Na Figura 27 b: pode-se observar que o efeito da resistência ao fluxo laminar RLS é incrementar a resistência total de forma independente do volume. A resistência devido ao fluxo turbulento RTS tem o efeito de incrementar a resistência total nos volumes muito grandes ou nos volumes muito pequenos. Neste caso, a faixa de volumes intermediários, que é a faixa típica de operação dos ventiladores pulmonares, não é muito influenciada pela resistência ao fluxo turbulento.

As curvas de Fluxo vs. Pressão são apresentados na Figura 28, e mostra-se o efeito dos parâmetros de resistência sobre o fluxo nas vias aéreas.



a: Efeito de SR_{aw}
 SR_{aw} : [0,01 até 15]
 $cmH_2O/(l/s)/l$



b: Efeito de RLS
 RLS: [0 até 10]
 $cmH_2O/(l.s)$

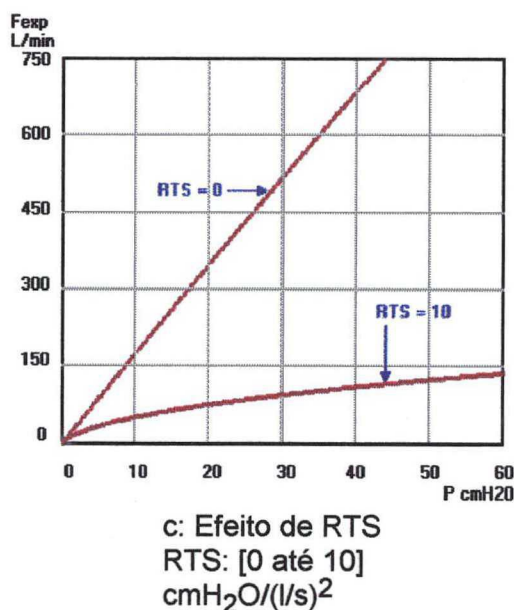


Fig. 28: Curvas de Fluxo vs. Pressão, a isovolume

O efeito de SR_{aw} e RLS é similar, ambos reduzem proporcionalmente o fluxo, considerando as curvas desenhadas para volume constante. Observe-se que o efeito de RTS é reduzir o fluxo máximo, neste caso pode-se alcançar a obter um fluxo limite, independente do aumento da pressão.

Considerando os resultados anteriormente citados, pode-se dizer que o SILMEV permite definir inúmeras condições patológicas para o estudo da ventilação mecânica.

O gráfico de Fluxo vs. Volume, para a expiração é opcional. Neste gráfico considera-se que o paciente fez uma inspiração profunda e logo é registrada a expiração, onde o paciente faz o máximo esforço para atingir o volume residual RV. Na Figura 29, apresentam-se alguns resultados desta curva.

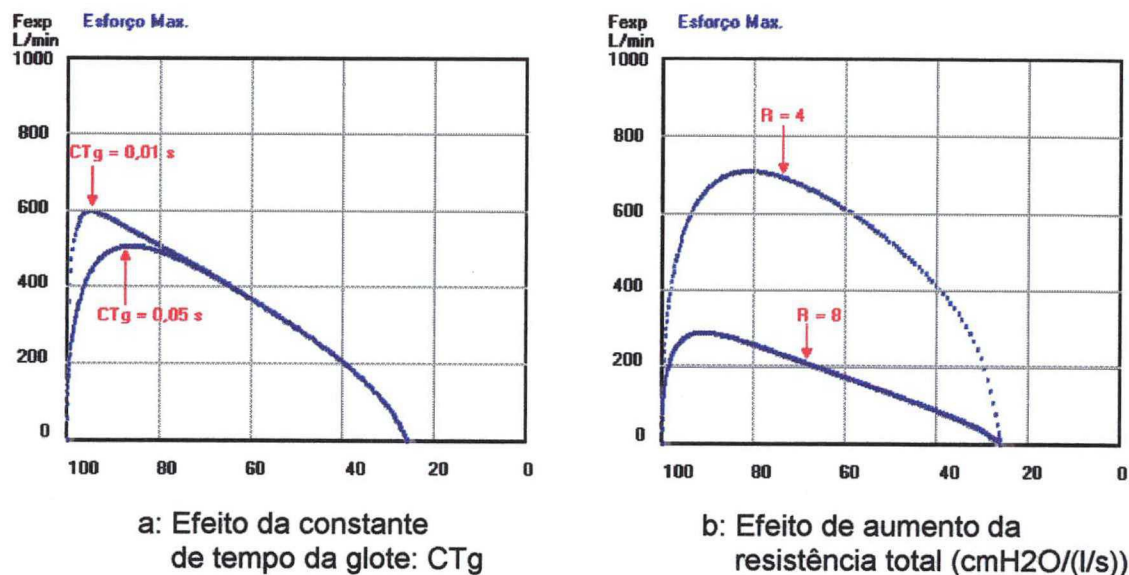


Fig. 29: Curvas de Fluxo Expiratório vs. Volume a esforço máximo

Observe-se na Figura 29 a:, que a forma da primeira parte da curva se deve à constante de tempo da glote, ou seja à rapidez com que a glote foi aberta para realizar a expiração. Neste gráfico pode-se observar que o efeito dos parâmetros da resistência ao fluxo de ar é, em todos os casos, reduzir o fluxo de ar quando estes parâmetros aumentam.

Deve-se observar que o SILMEV não permite uma mudança dinâmica, no tempo, destes parâmetros de resistência ao fluxo de ar, portanto as condições do paciente hipotético consideram-se estáveis, sejam estas graves ou agudas.

5.2 SIMULAÇÃO DO VENTILADOR PULMONAR

O simulador SILMEV utiliza um modelo simples de ventilador, este é baseado numa fonte de ar comprimido (fonte de energia) e controle do fluxo inspiratório e do expiratório usando dois servo-válvulas (ver Seção 4.3). Embora o ventilador simulado neste trabalho tenha características simplificadas, a quantidade de informação, tais como parâmetros da ventilação, variáveis de controle, variáveis de fase, forma de curva, parâmetros do controlador das servo-válvulas, etc., todo este conjunto de dados resulta numerosa e não deixa de apresentar um quadro complexo para o usuário. No Anexo 1, se apresenta a listagem das variáveis utilizadas nas simulações do ventilador pulmonar.

A seguir são apresentados alguns resultados do simulador do ventilador pulmonar proposto, considerando os modelos matemáticos da mecânica respiratória e do ventilador pulmonar expostos no Capítulo 4, e igualmente, considerando as sugestões para os sistemas de auxílio ao ensino apresentadas na Seção 4.4. No Anexo 3, se apresenta o código do programa simulador do ventilador pulmonar.

5.2.1 Configuração do ventilador pulmonar

Segundo o exposto na Seção 3.2, as variáveis que definem o ciclo respiratório são: a variável condicional, a variável de controle, as variáveis de fase (variável iniciadora, limite, de ciclagem) e a variável de base. Em geral, pode-se dizer que por cada variável mencionada, corresponde uma destas quatro variáveis físicas: pressão, fluxo, volume ou tempo. Portanto o número de combinações resulta muito grande, embora algumas combinações possam ser incompatíveis ou inviáveis. Assim, definiu-se o painel de configuração do ventilador pulmonar, onde a combinação destas variáveis pode-se eleger segundo as possibilidades apresentadas na Tabela 17.

Tabela 17: VARIÁVEIS FÍSICAS PARA DEFINIÇÃO DO CICLO RESPIRATÓRIO		
Variável de Controle	Pressão	Fluxo
Variável Condicional	Nenhum Volume minuto	Nenhum Volume minuto
Forma de curva da variável de controle	Retangular Rampa ascendente Rampa descendente Senoidal	Retangular Rampa ascendente Rampa descendente Senoidal
Variável de Fase:		
Var. Iniciadora ("trigger")	Pressão Fluxo Volume Tempo ou Freqüência	Pressão Fluxo Volume Tempo ou Freqüência
Var. Limite ("limit")	Nenhum Pressão	Nenhum Fluxo Volume
Var. Ciclagem ("cycle")	Pressão Fluxo Volume Tempo ou Freqüência	Pressão Fluxo Volume Tempo ou Freqüência
Var. Opcional: Pausa	Tempo	Tempo
Variável de Base	Nenhum PEEP*	Nenhum PEEP*
Variável Limite na Expiração	Nenhum Pressão Fluxo	Nenhum Pressão Fluxo

* PEEP: "Positive End-Expiratory Pressure"

A variável volume não se considera variável de controle pelo fato que esta pode-se deduzir integrando o fluxo no tempo. Esta dependência do volume com relação ao fluxo faz redundante considerar um sensor adicional para medir o volume.

Neste trabalho, a variável condicional se apresenta em forma simples, mas não deve-se descartar que esta possa ser utilizada para definir lógicas de operação que permitam modos ventilatórios mais complexos, na tentativa de adequar o ventilador as condições variantes dos pacientes no tempo.

Observe-se que a variável limite não apresenta todas as possibilidades das variáveis físicas, devido a que por exemplo, se a variável de controle fosse a pressão,

o fato de limitar o fluxo, induz mudar a forma de curva da pressão que está sendo controlada, resultando numa incompatibilidade inviável de realizar. O mesmo problema se apresenta quando a variável controlada é o fluxo e se tenta limitar a pressão. Uma outra observação, resulta da aparente redundância ao limitar a variável que está sendo controlada, mas deve-se considerar que pelas ações do controlador das servo-válvulas, originadas por perturbações ou mudanças bruscas de valor, a variável controlada pode apresentar valores picos ou sobre-impulsos que resultariam perigosas para o paciente, portanto ainda que seja a variável controlada, esta deve-se limitar.

A variável de ciclagem apresenta uma única incompatibilidade, acontece quando esta coincide com a variável de controle e esta última tem a forma de curva retangular. Por exemplo, um ventilador controlado por fluxo, com forma de curva retangular e ciclado igualmente por fluxo, o ventilador não teria condições para determinar quando o ciclo inspiratório deve terminar, devido a que estas variáveis, nestas condições, seriam independentes do tempo.

A variável opcional Pausa, está implementada para todos os caso de ventilação, embora em alguns modos ventilatórios não tenha significado. Se considera que desta forma se permitirá ao usuário averiguar as razões pelas quais não tem significado.

Igualmente, a variável de base está implementada em todos os casos, o usuário escolhe trabalhar com ou sem PEEP ("Positive End-Expiratory Pressure"). Quando o PEEP é usado, deve considerar-se que todas as outras variáveis relacionadas à pressão, estarão referidas ao PEEP. Assim, por exemplo, no ciclo respiratório limitado por pressão, a pressão máxima suportada pelo paciente será a soma do valor da variável limite mais o valor PEEP.

A variável limite na expiração, é uma proposta feita neste trabalho, com a finalidade de proporcionar uma forma de controle usando a válvula de expiração. Normalmente, na ventilação mecânica, a expiração é passiva, mas os resultados encontrados nesta proposta poderiam ter algum significado médico (ver Seção 5.3.3).

5.2.2 Controle do ventilador pulmonar

O painel para a simulação do ventilador pulmonar se apresenta na Figura 30. O painel consiste de três áreas principais: a área de apresentação de dados, a área de apresentação de gráficos e o painel de controle dos parâmetros da ventilação.

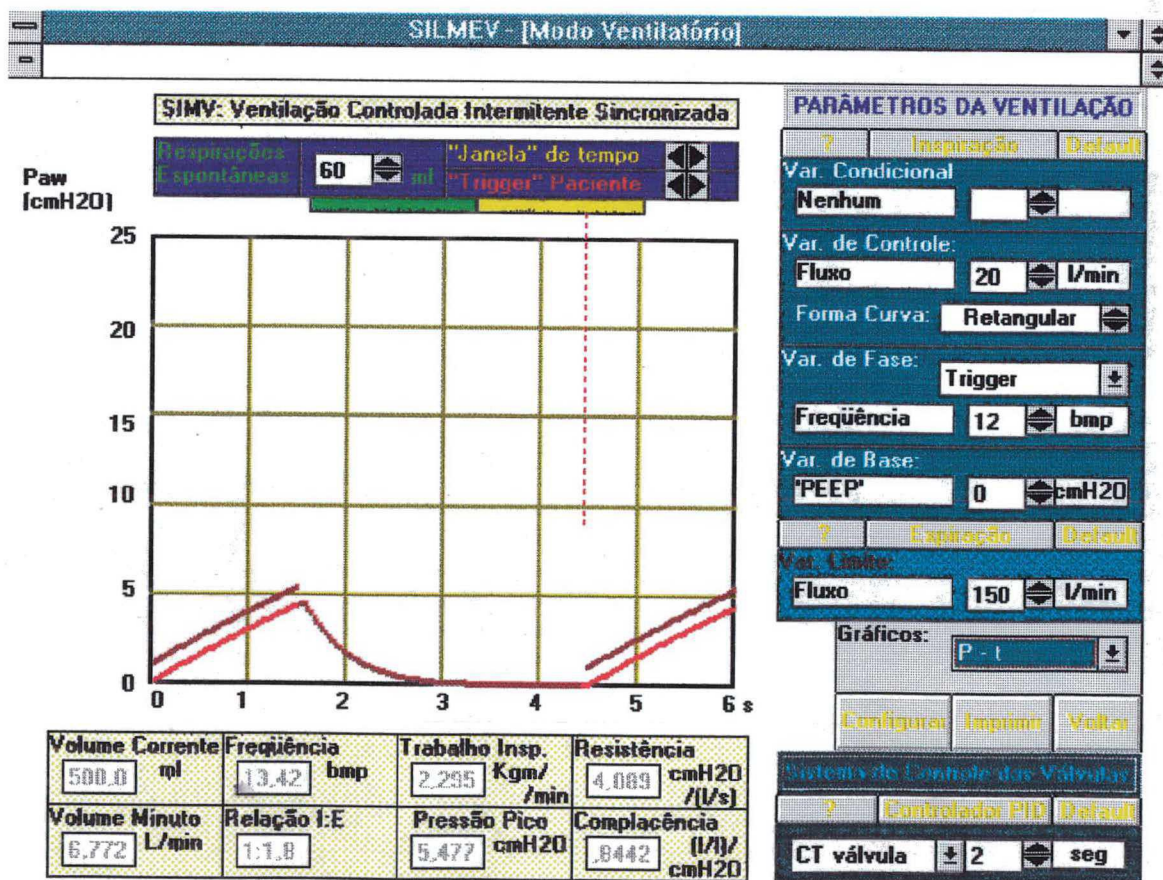


Fig. 30: Painel do ventilador pulmonar no SILMEV

O ventilador pulmonar simulado permite a apresentação de quatro gráficos: Pressão vs. Tempo, Fluxo vs. Tempo, Volume vs. Tempo e a sinal de controle das servo-válvulas vs. Tempo. Todos estes gráficos podem ser apresentados em conjunto para comparações entre eles.

Os dados dos parâmetros da ventilação, são todos calculados em cada simulação. Poderão se encontrar pequenas diferenças entre estes e os apresentados no painel de controle, devido ao arredondamento numérico. Os parâmetros da ventilação são apresentados na Tabela 18.

Tabela 18: PARÂMETROS DA VENTILAÇÃO MECÂNICA	
Parâmetros	Unidades
Volume Corrente (TV)	ml
Volume Minuto	l/min
Frequência Respiratória	bpm
Relação Tempo Inspiratório/Expiratório	-
Trabalho Inspiratório	Kg.m/min
Pressão Pico	cmH ₂ O
Resistência nas vias aéreas	cmH ₂ O(l/s)
Complacência específica Total* (Pulmões e Tórax)	l/cmH ₂ O/l

* Em relação a TLC

O painel de controle da ventilação esta dividido nas áreas segundo o indicado na Tabela 19:

Tabela 19: ÁREAS E VARIÁVEIS NO PAINEL DE CONTROLE		
Área	Variáveis	Sub-Variáveis
Inspiração	Var. Condicional Var. de Controle Var. de Fase Var. de Base	Forma de Curva Var. Iniciadora ("Trigger") Var. Limite ("Limit") Var. Ciclagem ("Cycle") Pausa
Expiração	Var. Limite	
Controle PID das Servo-Válvulas	Constante de tempo Ganho: Kp Tempo Integral: Ti Tempo Derivativo: Td	

No painel de controle, cada variável se apresenta com o seu nome, valor atual e unidade física. O valor pode ser modificado e o resultado da simulação aparece de imediato.

As formas de curva da variável de controle, apresentadas na Seção 3.2.2, podem-se definir pelo seu valor máximo no caso de curva retangular, pelo seu valor máximo e pela sua inclinação no caso de curva tipo rampa ou pelo seu valor máximo e pela sua frequência angular no caso de forma senoidal.

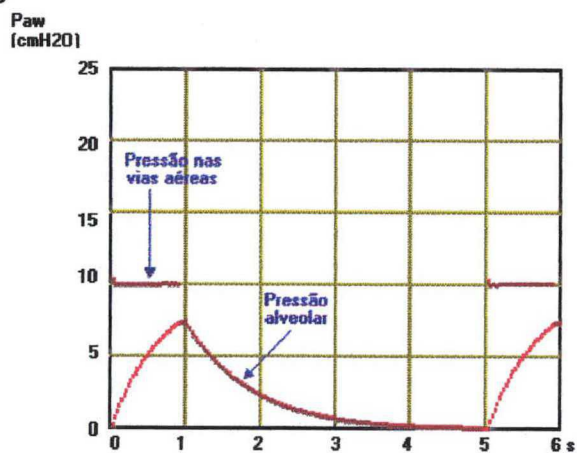
5.3 VENTILAÇÃO MECÂNICA

O principal modo ventilatório simulado no SILMEV é o CMV: Ventilação Controlada Contínua. Os outros modos ventilatórios podem-se derivar do CMV. Cada modo ventilatório aceita diversas configurações do ventilador pulmonar. Assim por exemplo, pode-se ter no modo IMV: Ventilação Controlada Intermitente, que a variável de controle seja a pressão ou o fluxo, ou que a variável de ciclagem seja o tempo ou o fluxo ou a pressão, no mesmo modo ventilatório. Em todo caso, o importante é considerar o efeito destas variáveis, reunidas num modo ventilatório em particular e avaliar o suporte ventilatório que está sendo aplicado ao paciente. O SILMEV permite simular em forma completa os modos ventilatórios controlados e em forma restrita os modos ventilatórios assistido/controlados.

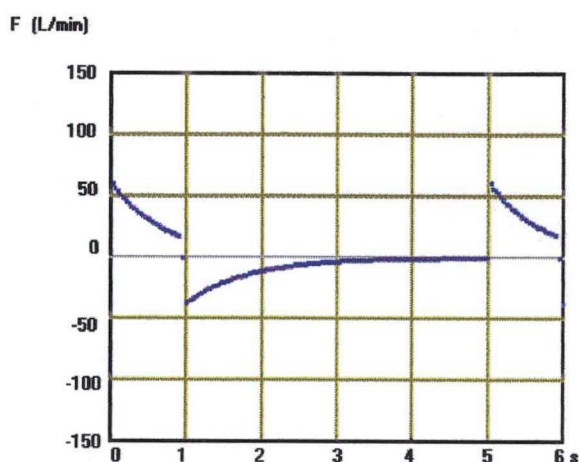
Os gráficos apresentados pelo simulador SILMEV, devem ser analisados em detalhe para interpretar corretamente o comportamento da mecânica respiratória do paciente hipotético e do ventilador pulmonar. A seguir se apresentam algumas observações sobre os gráficos obtidos nos testes.

As curvas típicas do suporte ventilatório: pressão, fluxo e volume em função ao tempo, se apresentam na Figura 31. Estas curvas foram obtidas simulando um ventilador controlado por pressão com forma de curva retangular.

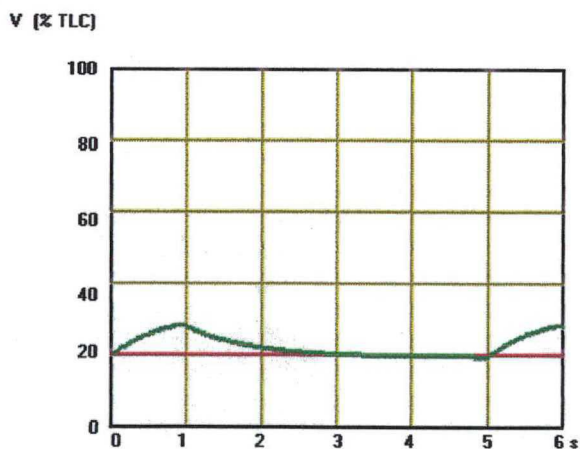
a: Pressão vs. Tempo



b: Fluxo vs. Tempo



c: Volume vs. Tempo

**Dados da ventilação mecânica:**

Controlado por pressão: 10 cmH₂O Ciclo iniciado por frequência: 12 bpm
 Ciclado por volume: 500 ml Volume minuto: 6 l/min

Dados da mecânica respiratória do paciente:

Resistência ao fluxo de ar: 4,09 cmH₂O/(l/s)
 Complacência específica total: 0,844 (l/Vc)/cmH₂O

Fig. 31: Curvas típicas no suporte ventilatório CMV

Na Figura 31 a:, pode-se observar que a curvas de pressão fornecida pelo ventilador durante a inspiração, é a mesma que nas vias aéreas do paciente. Neste trabalho não foi considerada a complacência no circuito-paciente (tubulações, conectores, etc. entre o ventilador e o paciente), que poderia causar uma pequena diferença de pressão neste ponto (ver Seção 3.3). Igualmente, na Figura 10 a:, se apresenta a curva de pressão alveolar. Na inspiração, a diferença de pressão entre as vias aéreas e a pressão alveolar representa a queda de pressão devido à resistência ao fluxo de ar. Quando esta diferença de pressão é nula, o fluxo também é nulo. Assim, na inspiração, o ventilador pulmonar realiza todo o trabalho para encher os pulmões de ar e ainda, sobrepujar o ar através das vias aéreas.

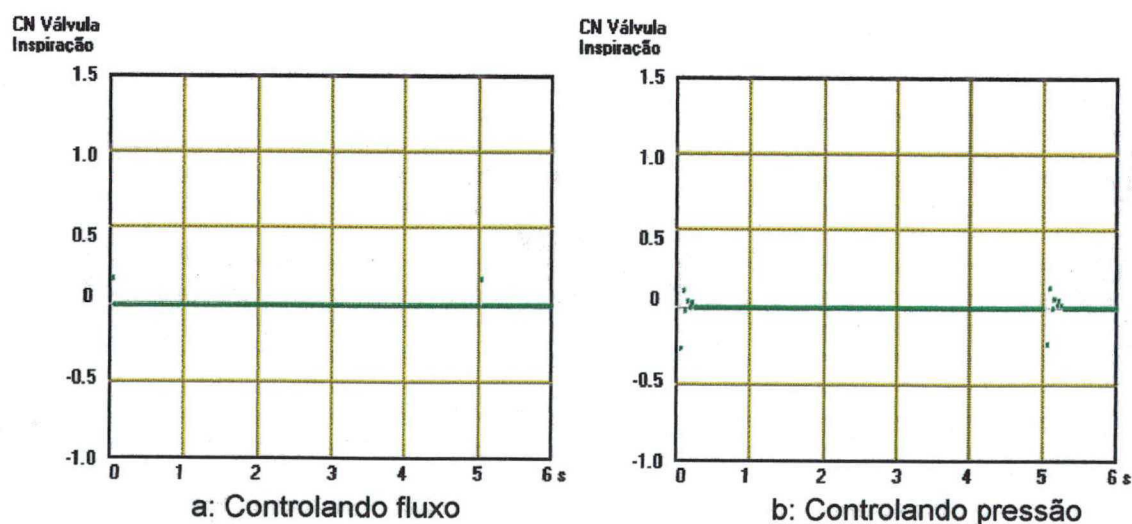
Durante a expiração, a pressão alveolar representa a única fonte de energia para expulsar o ar dos pulmões. No caso da ventilação mecânica e o paciente com os músculos da respiração relaxados, pode-se dizer que usa-se a energia elástica dos pulmões e tórax para expulsar o ar. Portanto, neste caso, toda a pressão alveolar é usada para vencer a resistência ao fluxo de ar nas vias aéreas

A curva típica de fluxo, mostrada na Figura 10 b:, apresenta valores picos criados pela brusca mudança de pressão, produzida ao início da inspiração e ao início da expiração. Como explicado na Seção 5.2.1, limitar estes valores picos conduziria à deformação da curva de pressão que está sendo controlada. Em geral, os valores picos de fluxo resultam menores usando as formas de curva em rampa ascendente ou senoidais.

Normalmente, a curva de volume, como apresentada na Figura 10 c:, segue o perfil da curva de pressão alveolar devido à forte dependência que pode-se apreciar no modelo matemático da característica estática do pulmão e tórax (ver Seção 4.2.1).

O sinal de controle das servo-válvulas de inspiração e de expiração se apresenta na Figura 32. Na realidade, os ventiladores pulmonares não oferecem acesso ao usuário para regular os parâmetros do controlador, mas considerando que este trabalho possa ser utilizado como instrumento de pesquisa inicial ou por exemplo possa servir para explicar o origem de alguns perfis de curva, que correspondem à operação do ventilador e não às características da mecânica respiratória do paciente, esta opção foi desenvolvida e o controlador PID regulado o melhor possível para representar um controlador, como o encontrado nos ventiladores pulmonares reais.

Durante os teste do SILMEV observou-se que quando a variável de controle é o fluxo, o sinal de controle das servo-válvulas se apresenta mais estável do que para o controle da pressão. A Figura 32, mostra que o sinal de controle das servo-válvulas, considerando condições similares de suporte ventilatório, resulta mais demorada para estabilizar no caso do controle da pressão. Este sinal poderia indicar que durante o controle da pressão, a servo-válvula de inspiração é mais solicitada, portanto precisaria maior esforço para conseguir controlar a pressão e consumiria maior tempo de vida da servo-válvula.



Dados do controlador PID: $K_p = 0,5$ $T_i = 10 \text{ s}$ $T_d = 0$
 Dado da servo-válvula: Cte. tempo = 2 s

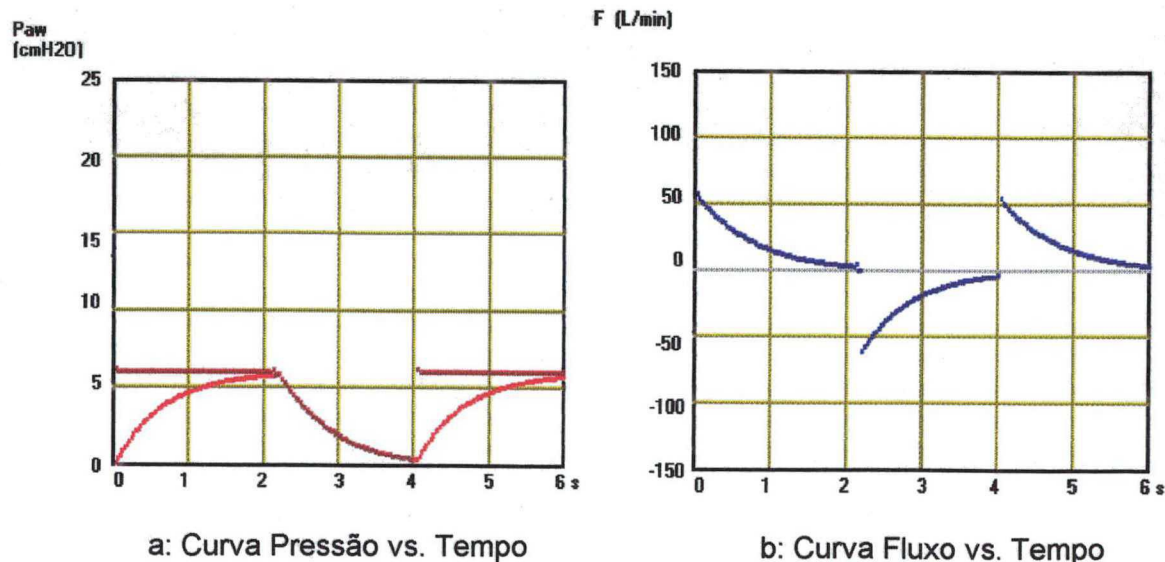
Fig. 32: Sinal de controle das servo-válvulas

5.3.1 Modos ventilatórios controlados

O SILMEV permite a simulação dos seguintes modos ventilatórios controlados: CMV: Ventilação controlada e IRV: ventilação a relação I:E inversa.

A ventilação controlada CMV é considerada o padrão para definir os outros modos ventilatórios [Sassoon, 1990]. No SILMEV, o CMV admite todas as combinações de variáveis de controle, de fase e de base para estabelecer o ciclo respiratório. Os outros modos ventilatórios são definidos agregando algumas características particulares em cada caso.

Assim, o modo ventilatório IRV pode-se definir como uma ventilação controlada CMV, regulada de forma a obter uma relação de tempo inspiratório / tempo expiratório maior a unidade. Esta regulação pode ser feita reduzindo o fluxo ou a pressão controlada, aumentando o volume inspiratório, incrementando o tempo de inspiração ou alguma combinação destas ações. O SILMEV inicia o modo IRV com os valores das variáveis pré-ajustados, mas o usuário tem permitido mudar os valores descritos e poderia voltar a uma condição similar ao modo ventilatório CMV. A Figura 33 apresenta as curvas obtidas para o modo ventilatório IRV.



Dados da ventilação mecânica:

Controlado por pressão:	6 cmH ₂ O	Ciclo iniciado por freqüência:	15 bpm
Forma de curva retangular		Relação I:E:	1 : 0.83
Ciclado por volume:	660 ml	Volume minuto:	9,9 l/min

Dados da mecânica respiratória do paciente:

Resistência ao fluxo de ar:	6,7 cmH ₂ O/(l/s)
Complacência específica total:	0,844 (l/l)/cmH ₂ O

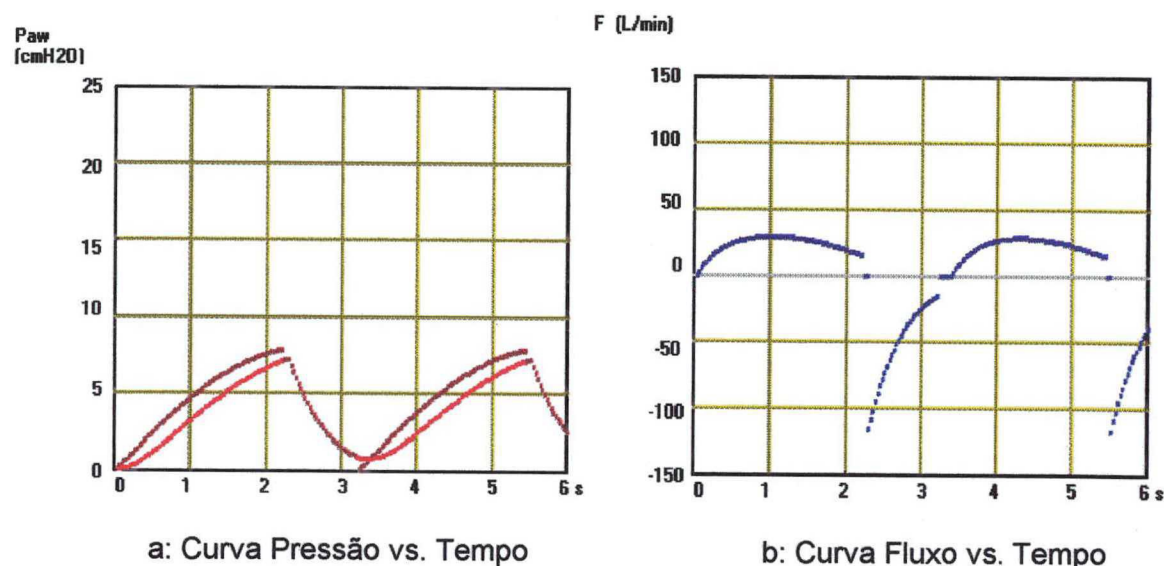
Fig. 33: Ventilação IRV controlada por fluxo, ciclada por volume e iniciada por freqüência

A característica dos modos ventilatórios controlados é que o ventilador define completamente o padrão respiratório do paciente. Portanto o funcionamento do ventilador afeta diretamente o estado do paciente. Considerando esta idéia, se apresenta a seguir algumas observações obtidas durante os testes no SILMEV, na tentativa de definir um padrão respiratório.

Ao configurar o ventilador pulmonar, algumas combinações de variáveis físicas poderiam estabelecer incompatibilidades no funcionamento. Por exemplo, na ventilação controlada por fluxo, com forma de curva tipo rampa descendente, considera-se que o fluxo pode alcançar o valor de zero e o fluxo não pode ser negativo, ou seja expirado, durante a inspiração. No caso que a ventilação fosse ciclada pelo volume, pode acontecer que o volume total ingressado aos pulmões (ou seja o fluxo integrado no tempo), não alcance o valor fixado pelo volume de ciclagem, portanto a expiração não será iniciada. Neste caso, o SILMEV, faz uma ciclagem forçada no instante que o fluxo alcança o valor zero.

Quando a variável iniciadora do ciclo inspiratório "trigger" é a pressão ou o fluxo, na realidade se considera que é o paciente quem produz uma pequena queda de pressão ou um pequeno fluxo ingressando aos pulmões, que será detectado pelo ventilador para iniciar a inspiração. Considerando que o SILMEV não simula o padrão respiratório próprio do paciente, foi desenvolvido esta capacidade segundo o valor atual da pressão ou do fluxo. Esta característica de funcionamento do SILMEV faz

com que não seja possível simular completamente os modos ventilatórios assistidos. Na Figura 34 se apresenta um exemplo de uma ventilação CMV, com ciclo respiratório iniciado por pressão.



Dados da ventilação mecânica:

Controlado por pressão:	8 cmH ₂ O	Ciclo iniciado por pressão:	1 cmH ₂ O
Forma de curva sinusoidal		Relação I:E:	1 : 0.40
Ciclado por volume:	850 ml	Volume minuto:	15,94 l/min
Freqüência do ciclo:	18,7 bpm		

Dados da mecânica respiratória do paciente:

Resistência ao fluxo de ar:	4 cmH ₂ O/(l/s)
Complacência específica total:	0,844 (l)/cmH ₂ O

Fig. 34 Ventilação CMV controlada por fluxo e iniciada por pressão

O simulador SILMEV, tem definida a variável de fase limite de diversas formas. No caso de o ciclo respiratório ser limitado por volume, o SILMEV fecha a servo-válvula de inspiração, fazendo que o fluxo seja nulo. Se a variável limite é o fluxo, o valor limite será mantido pela abertura da servo-válvula, que esta sendo governada pelo controlador PID. No caso em que a variável limite fosse a pressão, o controlador das servo-válvulas limita seu sinal de controle para não ultrapassar o valor fixado. Neste caso deve considerar-se que os ventiladores reais incorporam um dispositivo adicional de segurança, o pressóstato, que libera fluxo para limitar a pressão.

Quando a variável de ciclagem é o tempo, pode-se produzir valores altos e, portanto perigosos, de pressão ou fluxo ou volume. Assim a variável de ciclagem típica é o volume, esta indica diretamente o objetivo da ventilação.

5.3.2 Modos ventilatórios assistido/controlados

A ventilação assistido/controlada tem a característica de aumentar a ventilação segundo o padrão respiratório do paciente e ante a falta do esforço respiratório do paciente, o ventilador aplica uma ventilação controlada. Destes dois estágios de ventilação, o SILMEV simula em forma completa a ventilação controlada. A ventilação assistida é simulada em forma restrita devido a que o SILMEV não dispõe de um modelo matemático do padrão respiratório do paciente. Neste sentido o SILMEV tem desenvolvido dispositivos simplificados para indicar o início da inspiração feita pelo paciente e o volume total de suas respirações espontâneas. A Figura 35, apresenta estes dispositivos da ventilação assistida.

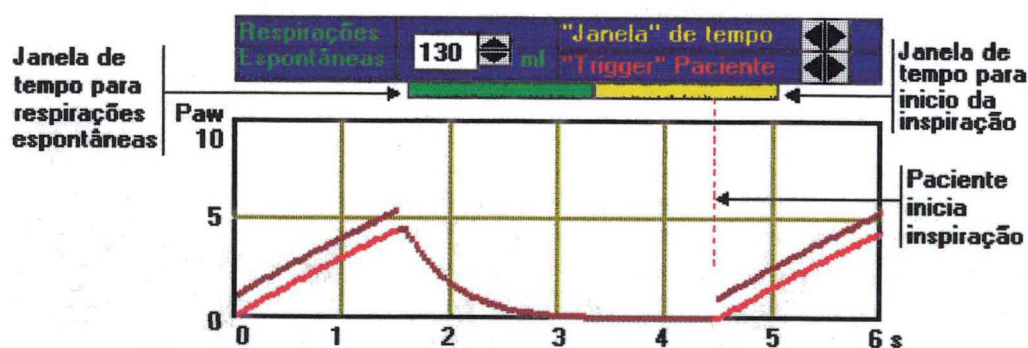


Fig. 35: Definição do início da respiração própria do paciente e o volume espontâneo respirado

Os modos ventilatórios assistido/controlados simulados pelo SILMEV são os seguintes:

AMV : Ventilação assistido/controlada

IMV : Ventilação controlada intermitente (com respirações espontâneas)

- SIMV : Ventilação controlada intermitente sincronizada
(com respirações espontâneas)
- MMV : Ventilação controlada a volume minuto
(com respirações espontâneas)

No caso do modo ventilatório AMV, as respirações espontâneas não são possíveis, mas todas as inspirações são iniciadas pelo paciente (ver Seção 3.5.3). Na ventilação controlada intermitente IMV, o ventilador inicia a inspiração ao final da janela de tempo fixado para as respirações espontâneas. No modo SIMV é similar ao modo IMV, mas o ventilador inicia a inspiração no mesmo instante que o paciente inicia uma respiração espontânea. Na ventilação a volume minuto MMV, a ventilação se realiza em forma similar à ventilação IMV, mas se considera o aumento de volume inspirado devido as respirações espontâneas e se deixa ao usuário regular os parâmetros da ventilação para alcançar o volume minuto pretendido.

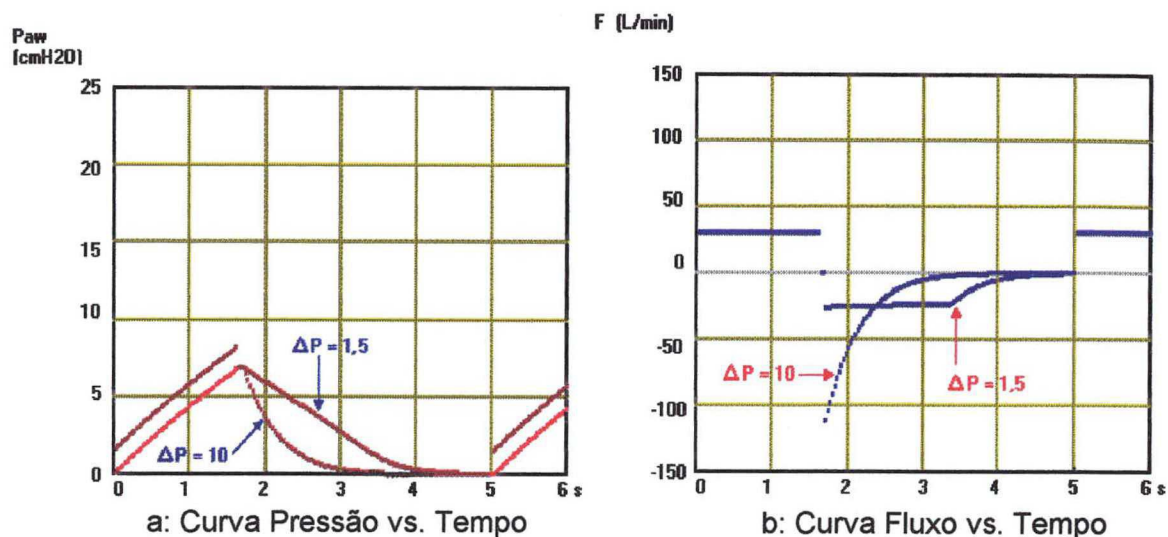
5.4 ESTUDO DE CASOS

5.4.1 Controle de pressão e fluxo na expiração

Normalmente, se considera que a expiração, na ventilação mecânica a pressão sobre-atmosférica, é sempre passiva, ou seja sem participação do ventilador. Assim na expiração, o sistema respiratório do paciente volta a sua condição de equilíbrio no volume FRC, pela ação das forças elásticas dos tecidos pulmonares e torácicos ou, se é possível, pela ação dos músculos da expiração.

Durante a inspiração, a pressão que o ventilador pulmonar aplica nas vias aéreas superiores, resulta maior que a pressão alveolar. Portanto o fluxo de ar e a pressão fazem com que os condutos das vias aéreas e alvéolos tenham a tendência a aumentarem de diâmetro e a resistência ao fluxo de ar diminui. Na expiração, ao contrário, as forças elásticas dos tecidos pulmonares e ainda os músculos da expiração fazem com que os diâmetros dos condutos e alvéolos diminuam e a resistência ao fluxo aumenta, ao ponto que em casos patológicos severos o fluxo pode alcançar valores muito pequenos ou incluso a anular-se.

Neste estudo de caso se tenta reproduzir durante a expiração este efeito, observado na inspiração, que é obter a tendência a aumentar o diâmetro dos condutos nas vias aéreas e alvéolos pela ação do fluxo e da pressão, de forma similar ao efeito de um "PEEP variável", mas com valores maiores ao começo da expiração do que ao final. Este efeito será alcançado por meio de dois métodos: primeiro limitando a queda de pressão nas vias aéreas, ou seja, fazendo que a pressão nas vias aéreas superiores tenha um valor superior à pressão alveolar ou de base (ver Figura 36), especialmente ao começo da expiração e segundo limitando o fluxo de ar durante a expiração (ver Figura 37).



Limite da diferença de pressão nas vias aéreas: ΔP (cmH₂O)

Dados da ventilação mecânica:

Controlado por fluxo:	30 l/min	Ciclo iniciado por frequência:	12 bpm
Forma de curva retangular		Relação I:E:	1 : 2
Ciclado por volume:	800 ml	Volume minuto:	9,7 l/min
Frequência do ciclo:	12 bpm		

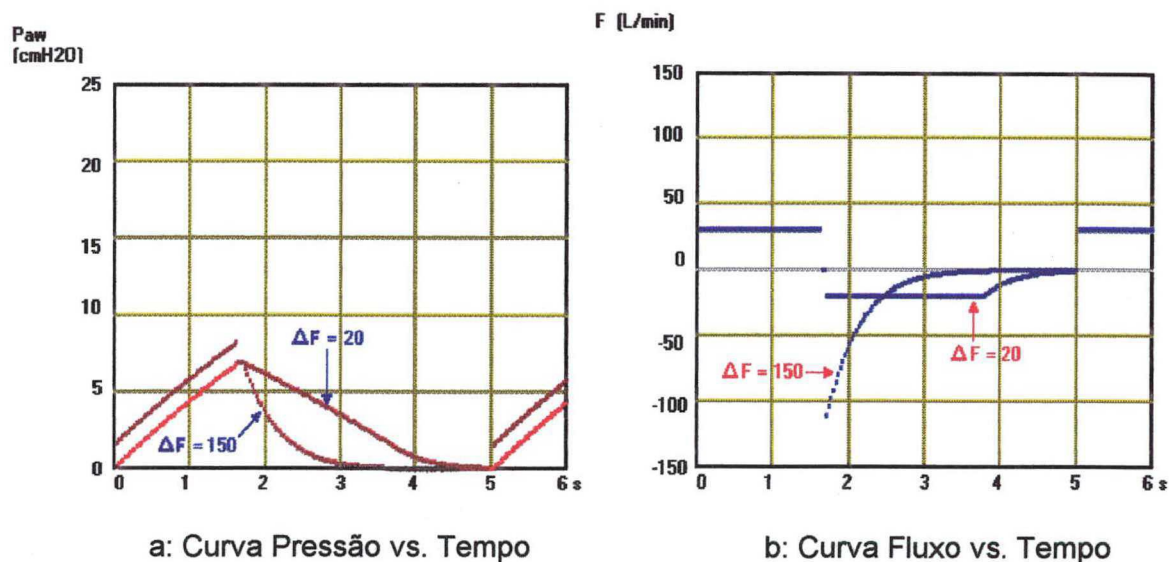
Dados da mecânica respiratória do paciente:

Resistência ao fluxo de ar:	4 cmH ₂ O/(l/s)
Complacência específica total:	0,844 (l)/cmH ₂ O

Fig. 36: Expiração limitada por pressão nas vias aéreas

Observa-se na Figura 36, que a pressão alveolar, ao início da expiração, não apresenta uma variação muito drástica devido a que a pressão nas vias aéreas superiores é maior à pressão alveolar ou de base (atmosférica ou PEEP). Neste caso, pode-se dizer que se está controlando a pressão na boca. Observa-se também que o fluxo requer maior tempo para alcançar o valor zero.

No caso de limitar o fluxo de expiração, a Figura 37 mostra os resultados obtidos.



Limite do fluxo na expiração: ΔF (l/min)

Dados da ventilação mecânica:

Controlado por fluxo: 30 l/min

Forma de curva retangular

Ciclado por volume: 800 ml

Frequência do ciclo: 12 bpm

Ciclo iniciado por frequência: 12 bpm

Relação I:E: 1 : 2

Volume minuto: 9,7 l/min

Dados da mecânica respiratória do paciente:

Resistência ao fluxo de ar: 4 $\text{cmH}_2\text{O}/(\text{l}/\text{s})$

Complacência específica total: 0,844 (l)/ cmH_2O

Fig. 37: Expiração limitada por fluxo

A pressão apresenta uma curva similar à obtida no caso anterior, mas a curva de fluxo se apresenta com valores menores.

Embora os resultados obtidos com os dois métodos sejam similares, considera-se que o método de limitar o fluxo seria mais simples de aplicar devido a não precisar de dispositivos adicionais. Desta forma, sua aplicação consistiria em incrementar mais um parâmetro de ventilação no sistema de controle da servo-válvula de expiração. A limitação da pressão e do fluxo nas vias aéreas, durante a expiração foi desenvolvida no simulador SILMEV.

5.4.3 Ventilação mecânica em pacientes asmáticos

Embora o asma seja uma doença das vias respiratórias, esta produz anormalidades em todas as funções dos pulmões. O efeito direto é a perturbação dos valores normais de pressão, volume e fluxo no sistema respiratório. A mecânica pulmonar de um paciente com quadro asmático apresenta as seguintes características [McFadden, 1980]:

- Incremento da capacidade pulmonar total TLC
- Incremento marcado do volume residual RV
- Diminuição do volume expiratório forçado
- Apresenta pulmões hiper-insuflados
- Decréscimo do fluxo
- Incremento do trabalho respiratório
- Diminuição das características elásticas dos pulmões
- Incremento da resistência ao fluxo nas vias aéreas
- Desenvolvimento da respiração dependente da frequência

Neste caso de estudo, se simulará a ventilação mecânica de um paciente asmático com dados obtidos do caso apresentado por [McFadden, 1980]. Na Tabela 20, se apresenta o resumo das características da mecânica respiratória consideradas.

Parâmetros	Parâmetros Normais	Parâmetros no quadro asmático
Capacidade Pulmonar Total TLC (ml)	6000	7620
Capacidade Vital VC (ml)	4800	2388
Volume Residual RV (ml)	1200	5232
Resistência ao fluxo de ar $\text{cmH}_2\text{O}/(\text{l/s})$	4	10
Complacência (pulmonar e torácica) $\text{l}/\text{cmH}_2\text{O}$	0,40	0,20
Constante de Tempo s	1,6	2,0

Na Figura 38 apresentam-se as curvas da característica estática dos pulmões e tórax segundo os dados da Tabela 20.

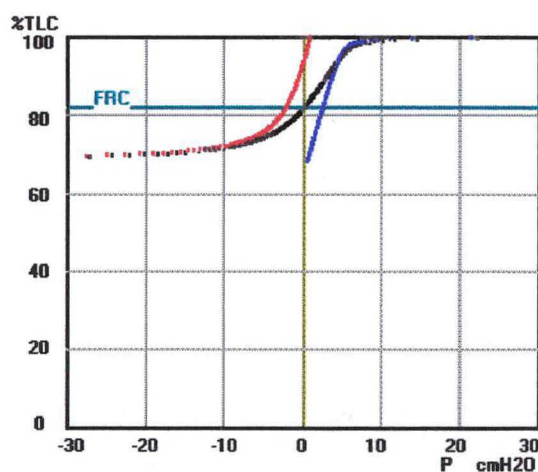
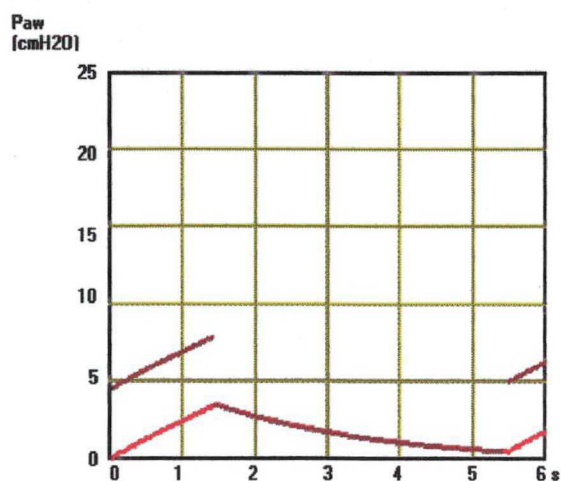


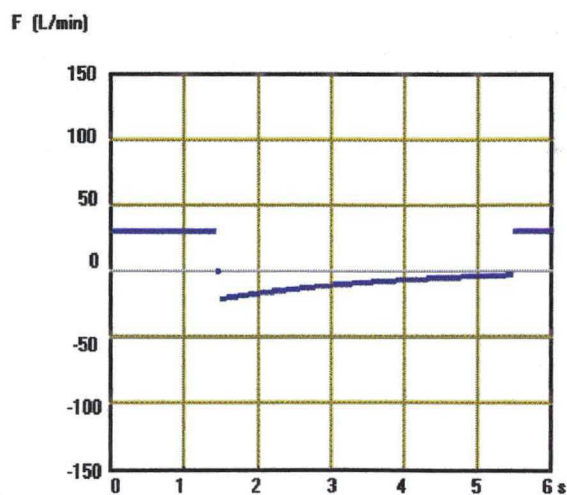
Fig. 38: Característica estática dos pulmões e do tórax

Devido ao marcado incremento do volume residual RV e à redução da constante de tempo, se tem que a Capacidade Residual Funcional FRC se estabelece a um volume muito alto: 82% do volume total dos pulmões TLC (efeito "air trapping"), como pode-se ver na Figura 38.

Na Figura 39, se apresentam as curvas obtidas considerando uma ventilação CMV controlada por fluxo e a Figura 40, considera a ventilação CMV controlada por pressão.



a: Curva Pressão vs. Tempo



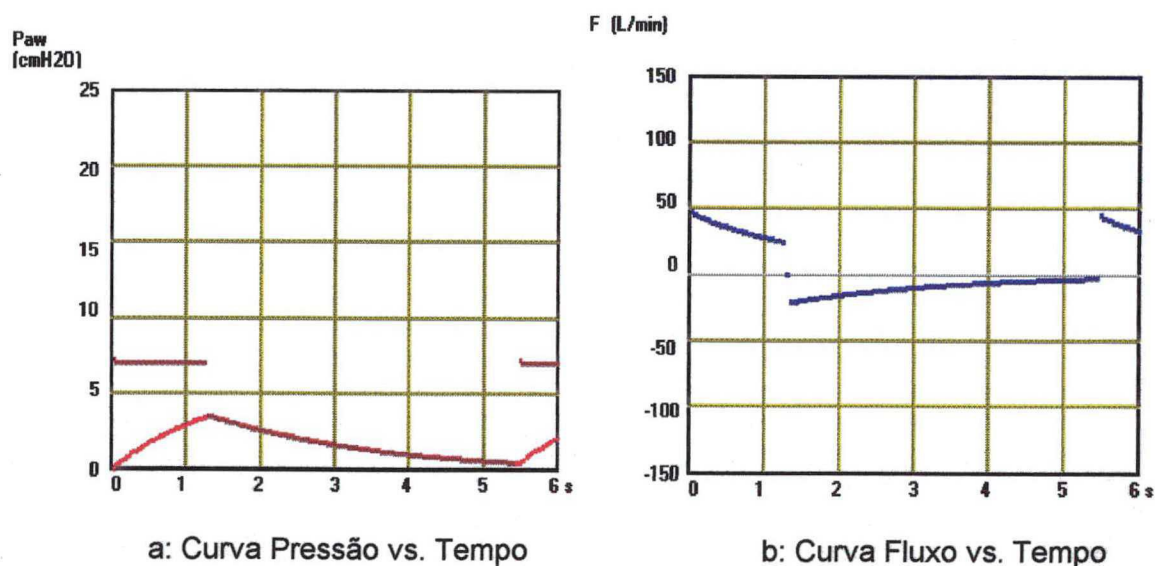
b: Curva Fluxo vs. Tempo

Dados da ventilação mecânica:

Controlado por fluxo:	30 l/min	Ciclo iniciado por frequência:	11 bpm
Forma de curva retangular		Relação I:E:	1 : 2,7
Ciclado por volume:	700 ml	Volume minuto:	7,75 l/min

Fig. 39: Ventilação CMV controlada por fluxo num paciente com quadro asmático

Na inspiração, o suporte ventilatório apresenta um marcado gradiente de pressão nas vias aéreas (4,5 cmH₂O), a causa do incremento da resistência. A expiração é bem mais demorada devido à diminuição do fluxo. Assim neste caso, precisa-se de maior tempo para a pressão alcançar a pressão de base (pressão atmosférica), caso contrário, se produz um PEEP intrínseco ("air trapping") ao início do seguinte ciclo respiratório. Então a frequência deve-se reduzir. Igualmente, observa-se que um pico de pressão ao final da inspiração, poderia alcançar valores perigosos se o volume minuto aumentar.

**Dados da ventilação mecânica:**

Controlado por pressão:	7 cmH ₂ O	Ciclo iniciado por frequência:	11 bpm
Forma de curva retangular		Relação I:E:	1 : 2,7
Ciclado por volume:	700 ml	Volume minuto:	7,75 l/min

Fig. 40: Ventilação CMV controlada por pressão num paciente com quadro asmático

As curvas da Figura 40, apresentam características similares ao caso anterior, com a diferença que a curva de pressão máxima alcançada é ligeiramente menor e o gradiente de pressão nas vias aéreas ao início da inspiração resulta maior, o qual incrementa o fluxo neste ponto.

6. DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

6.1 DISCUSSÕES

A importância de ter uma adequada classificação dos ventiladores mecânicos é que esta permite explicar, de forma clara e didática, o funcionamento e operação dos ventiladores. Igualmente, uma classificação adequada, ajudaria a melhorar a utilização destes equipamentos e compreender suas capacidades e limitações, através de uma terminologia comum e independente da marca ou modelo de ventilador. Neste trabalho se considera a classificação dos ventiladores proposta por [Chatburn, 1991], baseada em princípios físicos e variáveis associadas, para a definição dos modos ventilatórios, a simulação do sistema de controle e para explicar a ventilação mecânica.

A Equação de movimento para o sistema respiratório ("Equation of Motion"), apresentada na Seção 2.2.4, representa um modelo matemático simples da mecânica respiratória, que pode ser aplicada à ventilação mecânica, mas deve-se considerar que esta só é válida quando o volume pulmonar está próximo a Capacidade Residual Funcional FRC, como pode-se observar nas Figuras 26 e 27. Os parâmetros da complacência total e resistência total ao fluxo de ar, considerados constantes na equação de movimento, poderiam ter uma variação apreciável quando maior a variação de volume ou em caso de alguma doença do sistema respiratório.

As capacidades funcionais dos ventiladores mecânicos dependem diretamente das características físicas e dinâmicas dos seus componentes eletromecânicos. Um dos parâmetros mais importantes destes componentes é a Constante de Tempo. Componentes com constante de tempo apreciavelmente grande não poderiam produzir uma forma de curva retangular como acontece com os ventiladores usando fole e mola. Por outro lado, componentes eletromecânicos rápidos, com constante de tempo pequena, poderiam produzir valores picos nas variáveis de pressão ou de fluxo, criando condições perigosas para o paciente.

Os termos usados para descrever o funcionamento do ventilador pulmonar, se apresentam diferentes na bibliografia consultada. Para o melhor entendimento da ventilação mecânica é aconselhável conhecer a evolução dos ventiladores mecânicos nos últimos anos, enfatizando especialmente os dispositivos mecânicos e dispositivos de medida de parâmetros, quais determinam as características e limitações do ventilador.

6.2 CONCLUSÕES

O programa SILMEV, simulador da ventilação mecânica desenvolvido neste trabalho, permite configurar patologias da mecânica respiratória de um paciente hipotético e permite configurar um ventilador pulmonar. Em conjunto é possível avaliar o suporte ventilatório para condições particulares como mostrado na Seção 5.4 em Estudo de Casos. Embora as capacidades visuais do programa ajudem a ter características ergonômicas e didáticas, são as variáveis utilizadas para definir o ciclo respiratório que permitem explicar o funcionamento do ventilador pulmonar e desta forma facilitar o entendimento da ventilação mecânica. Neste sentido, o programa SILMEV pode ser usado como sistema de treinamento. Considera-se assim, que os objetivos gerais estabelecidos para este trabalho, foram alcançados.

As variáveis utilizadas para definir o ciclo respiratório conseguem explicar, com simplicidade, a operação dos ventiladores, independente do princípio mecânico de funcionamento. Assim, ventiladores de marca podem ser simulados definindo as correspondentes variáveis de controle, de fase, de base e as variáveis condicionais. Estas variáveis permitem classificar os ventiladores como mostrado nos exemplos do Capítulo 5. No SILMEV, programa desenvolvido neste trabalho, a classificação adotada permitiu oferecer ao usuário uma apresentação didática e simples que corresponde com

os sistemas de ensino. Aliás, o uso destas variáveis facilitam a simulação do ventilador pulmonar.

Os modelos matemáticos da mecânica respiratória permitem definir patologias do sistema respiratório quando ventilado mecanicamente. Embora os modelos não considerem o efeito da elasticidade das vias aéreas e as características estáticas e dinâmicas dos pulmões e do tórax durante as respirações forçadas, os parâmetros dos modelos podem se ajustar para representar condições patológicas encontradas normalmente no suporte ventilatório. Uma afirmação mais exata poderia ser feita logo depois de um estudo com dados reais obtidos dos pacientes da UTI. Igualmente, pode-se afirmar que a resistência ao fluxo turbulento de ar exerce mínima influência durante a ventilação mecânica, como pode-se observar na Figura 27-c, Seção 5.1.3. Estas considerações não se aplicam no caso da modelagem das respirações naturais.

O modelo de ventilador pulmonar simulado (ver Figura 21, Seção 4.2.3) representa um ventilador simples considerando os componentes eletromecânicos envolvidos, mas apresenta excelentes capacidades funcionais. Como pode-se observar na Tabela 17, Seção 5.2.1, o número de combinações possíveis de variáveis físicas para a definição da variável condicional, de controle, de fase, de base e ainda a variável limite na expiração, define um conjunto muito grande de possibilidades para definir o ciclo respiratório a ser aplicado ao paciente. Considerando que uma pequena parte destas combinações representa um modo ventilatório, pode-se dizer que a estrutura utilizada para o ventilador permite definir os modos ventilatórios atualmente desenvolvidos, mas também admite pesquisar no desenvolvimento de novos modos, fazendo esta estrutura versátil e flexível para se considerar no projeto de ventiladores mecânicos.

A ventilação controlada na expiração, como proposto neste trabalho (ver Seção 5.4.1), representa uma alternativa para dispor de uma pressão de base variável, onde

se tem um valor de pressão maior no começo da expiração do que ao final. Neste sentido difere do PEEP (Positive End-Expiratory Pressure) o qual mantém a pressão de base num valor constante. Esta alternativa se apresenta como uma capacidade adicional da estrutura eletromecânica do modelo de ventilador utilizado neste trabalho. Esta capacidade de controle na expiração ainda precisa ser avaliado segundo os critérios médicos e de aplicabilidade na UTI.

Os modos ventilatórios controlados, tais como o CMV e IRV, podem ser simulados no SILMEV considerando todas as suas características funcionais. Este resultado pode ser explicado devido a considerar-se que durante estes modos de ventilação, a ação dos músculos da respiração do paciente são diminuídos ao ponto de serem anulados, portanto neste caso, o padrão respiratório do paciente está completamente definido pelo ventilador. No caso dos modos ventilatórios assistido/controlados, a simulação se apresenta em forma restrita devido a que a função de assistir ou melhorar o padrão respiratório gerado pelo paciente não pode-se cumprir pelo motivo não se ter o modelo matemático deste gerador do padrão respiratório. Deve-se considerar ainda, que o gerador do padrão respiratório do paciente, depende da ventilação alveolar, o que envolve o processo de troca de gases, ou seja, o processo da difusão alveolar.

A Capacidade Funcional Residual FRC define um estado de equilíbrio de forças elásticas dos pulmões e do tórax quando os músculos da respiração permanecem relaxados. Esta afirmação se destaca como resultado deste trabalho, considerando que a definição do FRC apresentada na bibliografia consultada, não considera com suficiente clareza este importante conceito envolvido na ventilação mecânica.

A constante de tempo da glote e o esforço respiratório aplicado pelo paciente definem a primeira parte da curva de fluxo vs. volume para respirações forçadas. Este resultado pode-se observar na Figura 29, da Seção 5.1.3. O restante da curva é

independente destes parâmetros e representa a resposta devido as características elásticas e dinâmicas do sistema respiratório.

6.3 TRABALHOS FUTUROS

A classificação dos ventiladores proposta por [Chatburn, 1991] e utilizada neste trabalho, pode ser de utilidade para desenvolver um novo sistema simplificado de monitorização na ventilação mecânica. Estes sistemas independem da marca ou modelo de ventilador utilizado e a apresentação dos dados teria fácil leitura para o usuário. Neste sentido, a classificação dos ventiladores utilizada, ajudaria a definir uma forma alternativa de monitorização, por exemplo usando variáveis lingüísticas da lógica nebulosa segundo a proposta de [Becker, 1993].

O fato de ter inúmeras possibilidades para definir um modo ventilatório, permite afirmar que o sistema de controle da ventilação pode ser melhorado ou aperfeiçoado, considerando o objetivo da ventilação mecânica que é obter adequada ventilação alveolar e a conveniência de ter ciclos respiratórios mais compatíveis ou adaptáveis com as condições variáveis do paciente.

O controlador PID, optado para o controle das servo-válvulas no ventilador pulmonar simulado, não satisfaz o requisito de pronta estabilidade em todos os casos estudados. Considerando que o modelo utilizado para a modelagem da mecânica respiratória é de tipo não linear e com parâmetros variáveis no tempo, estaria-se criando condições incompatíveis com o controlador PID. Portanto, considerando as diversas condições de funcionamento dos ventiladores mecânicos, deve-se desenvolver controladores alternativos para o controle das servo-válvulas. Igualmente, deve-se considerar que a constante de tempo das servo-válvulas normalmente é pequena,

portanto trata-se de dispositivos rápidos, o qual exige controladores com melhores capacidades de controle.

Na ventilação mecânica é necessário saber se o tipo de suporte ventilatório aplicado ao paciente é realmente possível de realizar, sem causar danos ao sistema respiratório e cumprindo o objetivo da ventilação alveolar. Neste sentido, um modelo de sistema respiratório que permita simular as condições atuais de ventilação do paciente, de forma "on-line", teria a possibilidade de avaliar a ventilação mecânica continuamente ao lado do paciente e portanto, ajudaria a decidir qual tipo de suporte ventilatório é melhor aplicar nesse instante.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 ANSI Z79.7-76
American National Standard for Breathing Machines for Medical Use
American National Standard Institute, Inc., New York
1976
- 2 ASTM F1100-90
Standard Specification for Ventilators Intended for Use in Critical Care
American Society for Testing and Material, Philadelphia
1990
- 3 ATTARDI, G. & SIMI, M.
Descriptions Oriented Logic for Building knowledge Based
Proc. IEEE, V. 74, N. 10, p. 1335 - 1344
October, 1986
- 4 BARRETO, JORGE & LEFÈVRE, J.
Model structure in physiology: A bond - graphs approach
Modelling and data analysis in biotechnology and medical engineering
Vansteenkiste, G. and Young P. (eds.)
North - Holland Publishing Company, IFIP, p. 139 - 149, 1983
- 5 BECKER K.; RAU, G.; KAESMACHER, H.; PETERMEYER & ZIMMERMANN H.
Fuzzy Logic Approaches to Intelligent Alarms
IEEE Engineering in Medicine and Biology
p. 710-716, Nov./Dic. 1994
- 6 BENITO, S. & LEMAIRE, F.
Pulmonary Pressure-Volume Relationship in Acute Respiratory Distress
Syndrome in Adults: Role of Positive End Expiratory Pressure
Jornal Critical Care, Vol. 5, P. 27 - 34
1990
- 7 BEYDON, L.; CHASSE, M.; HARF, A. & LEMAIRE, F.
Inspiratory Work of Breathing During Spontaneous Ventilation Using Demand
Valves and Continuous Flow Systems
American Review of Respiratory Disease, Vol. 138, No. 4
p. 300 - 304, 1988
- 8 BRANSON, RICHARD; HESS, DEAN & CHATBURN, ROBERT
Respiratory Care Equipment
First Edition, J. B. Lippincott Company, Philadelphia
1995
- 9 BRONZINO, J. (ED.) & BEHBEHANI, K.
Mechanical ventilation.
The biomedical engineering, Handbook, IEEE,
Hartford - Connecticut, p. 1301-1310, 1995

- 10 BRONZINO, J. (ED.) & POON, CHI - SANG
Respiratory models and control
The biomedical engineering, Handbook, IEEE,
Hartford - Connecticut, p. 2404 - 2421, 1995
- 11 BUARQUE, AURÉLIO
Novo Dicionário da Língua Portuguesa
Segunda Edição, Editora Nova Fronteira, S.A.
1986
- 12 CALCEV, G. & GOREZ, R.
Iterative technique for PID controller tuning
Proceedings of the 34 th. Conference on Decision & Control, New Orleans,
p. 3209 - 3210, Dec. 1995
- 13 CARLSON, R. (ED.) & SASSOON, C.
Clínicas de terapia intensiva, Volume 3,
Ventilação mecânica, Modos de ventilação: novos e antigos,
Interlivros Ed., RJ, p. 629-661,
1990
- 14 CELLIER, FRANÇOIS
Continuous System Modelling
Cap. 5: Hierarchical Modular Modeling of continuous Systems
Springer-Verlag New York, Inc
1991
- 15 CHATBURN, ROBERT
A New System for Understanding Mechanical Ventilators
Respiratory Care, Vol. 36, No. 10
p. 1123 - 1155, Oct. 1991
- 16 COMROE, JULIUS
Physiology the Respiration - An introductory text
2 ° Edition, Year Book Medical Publisher Incorporated, Chicago
1975
- 17 CONWAY, C.
Anaesthetic Breathing Systems
British Journal of Anaesthesia, Vol. 57
p. 649 - 657, 1985
- 18 EAST, THOMAS
A Microcomputer-Based Differential Lung Ventilation System
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 29, No. 11
November, 1992
- 19 EVITA - DRÄGER, INTENSIVE CARE VENTILATOR
Instructions for use
1° Edition, Germany, Nov. 1991

- 20 EYLES, J. & PIMMEL, R.
Estimating Respiratory Mechanical Parameters in Parallel Compartment Models
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 28, No. 4
p. 313 - 317, 1981
- 21 FISHMAN, ALFRED (ED.) & GEER, RALPH
Mechanical Ventilador
Pulmonary Diseases and Disorders
McGraw - Hill Book Company
1980
- 22 GUREWICH, ORI & GUREWICH, NATAN
Como criar aplicações de mundo-real com Visual Basic 3, for Windows
Axcel Books do Brasil Editora, RJ.
1994
- 23 GUYTON, ARTHUR
Tratado de Fisiologia Médica, 8 Ed.
R.J. Editora Guanabara - Koojan
1993
- 24 GUYTON, ARTHUR & HALL, JOHN
Textbook of Medical Physiology, 9Th. Ed.
Unit VII: Respiration, Cap. 37 - 42
W. B. Saunders Company, Pennsylvania
1996
- 25 KATS, J.; KRAMER, R. & GJERDE, C.
Inspiratory Work and Airway Pressure with Continuous Positive Airway
Pressure Delivery Systems
Chest, Vol. 88, p. 519 - 526
1985
- 26 HERBERG, DOUGLAS
Programando em Visual Basic, com aplicações em ambiente Windows
Livros técnicos e científicos editora, Rio de Janeiro
1992
- 27 LAUBSCHER, T.
An Adaptive Lung Ventilation Controller
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 41, No. 1
January, 1994
- 28 LEVY, M.; MIYASAKI, A. & LANGSTON, D.
Work of Breathing as Weaning Parameter in Mechanically Ventilated Patients
Chest, Vol. 108, No. 4, p. 1018 - 1020
October, 1995
- 29 LITTO, F.
A Escola do Futuro da Universidade de São Paulo
Tecnologia Educational, Vol. 22, p. 32 - 34
1994

- 30 LORENZINI, FERNANDO
Modelagem matemática do controle alveolar de agentes anestésicos inalatórios
Tese Dissertação do Mestrado
Programa de pós - Graduação em Engenharia Elétrica
UFSC, 1982
- 31 LUCE, J.; PIERSON, D. & HUDSON, D.
Intermittent Mandatory Ventilation
Chest, Vol. 79, p. 678 - 685
June 1981
- 32 MAEDA, MIKIO & MURAKAMI, SHUTA
A self-tuning fuzzy controller.
Fuzzy sets and system 51, North - Holland
p. 29-40, 1992
- 33 MARCY, THEODORE & MARINI, JOHN
Inverse Ratio Ventilation in ARDS, Rationale and Implementation
Chest, Vol. 100, No. 5, p. 494 - 504
1991
- 34 MARINI, J.; RODRIGUEZ, R. & LAMB, V.
The Inspiratory Workload of Patient-initiated Mechanical Ventilation
American Review of Respiratory Disease, Vol. 134, N. 5
p. 902 - 909, 1986
- 35 McFADDEN, REGIS & INGRAM, ROLAND
Pulmonary Performance in Asthma
Fishman, Alfred. Pulmonary Diseases and Disorders
N.Y; McGraw -Hill Book Company
1980
- 36 McINTYRE, NEIL
Respiratory Function During Pressure Support Ventilation
Chest, Vol. 5, p. 677 - 683,
May 1989
- 37 Microsoft Visual Basic, Version 3.0
Programmer's Guide
Programming System for Windows
1993
- 38 Microsoft Visual Basic, Version 3.0
Language Reference
Programming System for Windows
1993
- 39 MILHORN, HOWARD
The application of control theory to physiological systems
W. B. Sanders Company, Philadelphia
P. 230 - 254, 1966

- 40 MILLER, CYNDY
Respiratory Therapy - Mechanical Ventilation
Respiratory Care, Vol. 6, No. 10
October, 1993
- 41 NAJARIAN, K. & HAJIVANDI, M.
Identification and control of human respiratory system using fuzzy relational
modeling, Teheran - Iran
IEEE - EMBC and CMBEC
p. 1423 - 1424, 1995
- 42 NIEVOLA, JÚLIO
Sistema Inteligente para Auxílio ao Ensino em Traumatologia Crânio-Encefálica
Tese doutoral, UFSC - Brasil
1995
- 43 NORTON, PETER (ED.) & HOLZNER, STEVEN
Visual Basic, for windows, versão 3.0
Peter Norton Computing Group
1993
- 44 Operator's manual
Models VT-1B & VT-2 Ventilator testers
Bio - Tek Instruments, Inc.
April, 1989
- 45 PAGANO, R.
Computer simulation as a educational tool
Tese doutoral, Universidade de Louvain - Bélgica
1992
- 46 PEDRYCZ, W.
An Identification Algorithm In Fuzzy Relational Systems
Fuzzy Sets and Systems, No. 13
p. 153 - 167, 1984
- 47 PEREL, A.
Newer Ventilation Modes - Temptations and Pitfalls
Critical Care Medicine, Vol. 15, P. 707 - 709
1987
- 48 RALPH, D.; ROBERTSON, H.; WEAVER, L. & HLASTALA, M.
Distribution of Ventilation and Perfusion During Positive End-Expiratory
Pressure in Adult Respiratory Distress Syndrome
American Review of Respiratory Disease, Vol. 131, p. 54 - 60
1985
- 49 RAMÍREZ POZO, AURORA
Um sistema de ensino inteligente via sociedade de multiagentes aplicado ao
diagnóstico da epilepsia
Tese doutoral, UFSC - Brasil
1996

- 50 REVOW, MICHEL; ENGLAND, SANDRA; O'BEIRNE, HENRY & BRYAN, C.
A model of the maturation of respiratory control in newborn infant
IEEE - Transactions on biomedical engineering, v. 36, n. 4
p. 414 - 422, 1989
- 51 ROMALDINI, H. & LOBATO, J.
Recentes Avanços em Assistência Ventilatória
JBM, Jornal Brasileiro de Medicina, Vol. 49, No. 3, p. 15 - 33
1985
- 52 RUTLEDGE, G; THOMSEN, G.; FARR, B; ET AL.
The design and implementation of a ventilator - management advisor
Artificial intelligent in medicine journal, v. 5
p. 67 - 82, 1993
- 53 SANCHEZ, E. & SOULA, G.
Possibilistic analysis of fuzzy modeling in medicine.
Modeling and data analisys in biotechnology and medical engineering
Vansteenkiste, G. and Young P. (eds.)
North - Hollland Publishing Company, IFIP.
p. 127-137, 1983
- 54 SCHAUF, CHARLES; MOFFET, DAVIS & MOFFET, STACIA
Human Physiology: Foundation and Frontiers
Unit IV: Respiratory System
C. V. Mosby Company, Missouri
1990
- 55 Servo Ventilador 900 C - Manual de Instruções
Primeira Edição, Siemens
1983
- 56 SILLS, JAMES
Respiratory Care, Certification Guide
Second Edition, Mosby - Year Book, Inc., St. Louis
1994
- 57 SÖREN SCHMIDTMANN & BERNDT, R.
Total Lung Capacity (TLC) and Specific Airway Resistance (SRtot)
Chest, Vol. 108, No. 3, P. 1405 - 1407, Suplement
September 1995
- 58 STEIN, P.; JERALD, W. & GOTTSCHALK, A.
Interpretation of V/Q Scans in Pulmonary Embolism
Chest, Vol. 104, No. 5, p. 1472 - 1476
November, 1993
- 59 SUGIURA, TOSHIFUMI; KIMURA, M.; MIZUSHINA, S. & HARADA, Y.
Application of fuzzy sets for rate-adaptive cardiac pacing based on a
combination of minute ventilation and oxygen saturation
IEEE - Engineering in medicine and biology society, v. 13, n. 5
p. 2118 - 2119, 1991

- 60 THOMSEN G. & SHEINER L.
SIMV: An application of mathematical modeling in ventilator management
Proceedings of the thirteenth annual symposium on computer applications in
medical care, IEEE. p. 320 - 324, 1989
- 61 TOBIN, MARTIN
Respiratory Monitoring in the Intensive Care Unit
American Review of Respiratory Disease, Vol. 138, No. 6
p. 1625 - 1642, 1988
- 62 TOMLISON, J.; MILLER, K. & LORCH, D.
A Prospective Comparison of IMV and T-piece Weaning from
Mechanical Ventilation
Chest, Vol. 96, p. 348 - 352
1989
- 63 TYRONE, FERNANDO; PACKER, JOHN & CADE, JOHN
On - Line estimation of patient and ventilator respiratory work
IEEE - EMBC and CMBEC
p. 1639 - 1640, 1995
- 64 TZAFESTAS, SPYROS & PAPANIKOLOPOULOS, NIKOLAOS
Incremental fuzzy expert PID control
IEEE - Transaction on industrial electronics, v. 37, n. 5
p. 365 - 371, 1990
- 65 VAN NAUTA, H. & KRIJGSMAN A.
Design of fuzzy PID supervisors for systems with different performance
requirements
Mathematics of the Analysis and Design of Process Control, IMACS,
p. 593-602, Elsevier Science Publishers, 1992
- 66 VERBRAAK, A.; BOGAARD, J.; HOORN, E. & VERSPRILLE, A.
Modeling Lung Mechanics for The Interpretation of Body-Plethysmographic
Tracings; The Serial Lung Model.
Modelling and Data Analysis in Biotechnology and Medical Engineering
Vansteenkiste, G. and Young P. (eds.)
North - Holland Publishing Company, IFIP.
p. 165-174, 1983
- 67 WEISMAN, I.; RINALDO, J. & ROGERS, M.
Intermittent Mandatory Ventilation
American Review of Respiratory Disease, Vol. 127, No. 5
p. 641 - 647, 1983
- 68 WESTER, JOHN (ED.) & PRIMIANO, FRANK.
Medical instrumentation, Application and design, 2° Ed
Cap. 9, Measurement of the respiratory system
Houghton Mifflin Company, Boston
p. 457 - 539, 1992

ANEXOS

ANEXO A:

LISTAGEM DAS VARIÁVEIS UTILIZADAS NA SIMULAÇÃO

Sub Form Load ()

'valores iniciais e normais de volumes

vcap = 4800 'ml

erv = 1200 'ml

rv = 1200 'ml

ic = vcap - erv 'ml

frc = rv + erv 'ml

tlc = vcap + rv 'ml

'parâmetros do modelo da característica estática pulmonar

ptpa = .393

ptpb = 10

ptpg = .173

pcwa = .115

pcwb = 122

pcwv0 = 25.1

'parâmetros do modelo da dinâmica dos pulmões e vias aéreas

sraw = 5

rls = 2

rts = .1

'valores normais de complacência e resistência

compfrc = .01688 'l/cmH2O/l

rexpfr = 4.089 'cmH2O/(l/s)

rexpins = 2

'valores iniciais dos modos ventilatórios

modo = 1 'modo cmv

cmv(0) = 0 'var. condicional nenhum

cmv(1) = 1 'var. controlada fluxo

cmv(2) = 0 'forma de curva retangular

cmv(3) = 3 'trigger tempo

cmv(4) = 0 'limit nenhum

cmv(5) = 2 'cycle volume

cmv(6) = 0 'baseline nenhum

cmv(7) = 0 'limite expiratório

'valores iniciais dos parâmetros da ventilação no ventilador pulmonar

incdvmin = 10	'[0..100] l/min, var. condicional vol. minuto
inctpres = 10	'[0..100] cmH2O, var controle: pressão
inctflux = 20	'[0..120] l/min, var controle: fluxo
inctgf = 1	'[0..10] , var controle: ganho fluxo
inctgv = 1	'[0..10] , var controle: ganho volume
intrgpres = 1	'[0..40] cmH2O , trigger: pressão
intrgflux = 1	'[0..60] l/min , trigger: fluxo
intrgvol = 10	'[0..500] ml , trigger: volume
intrgfreq = 12	'[1..80] bmp , trigger: frequência
inlimpres = 20	'[0..100] cmH2O, limit: pressão
inlimflux = 40	'[0..120] l/min, limit: fluxo
inlimvol = 500	'[0..4000] ml , limit: volume (corrente TV)
incypres = 10	'[0..40] cmH2O , cycle: pressão max.
incypresm = 1	'[0..40] cmH2O , cycle: pressão min.
incyflux = 10	'[0..60] l/min , cycle: fluxo max
incyfluxm = 1	'[0..60] l/min , cycle: fluxo min
incyvol = 500	'[0..4000] ml , cycle: volume
incytmp = 1	'[0.3..30] seg , cycle: frequência
incyie = .5	'1:[0.25..5] , cycle: relação i:e, para irv 1:[0.2..1]
inbspeep = 0	'[0..35] cmH2O , base : peep
inpstmp = 0	'[0..10] seg , pausa: tempo
inexpres = 20	'[1..100] cmH2O, expiração: limite de pressão
inexpflux = 150	'[1..150] l/min, expiração: limite de fluxo
invalct = 2	'[0.01..4] seg , cte. tmp. da valvula
inpidkp = .5	'[0.1..10] , ganho do controlador
inpidti = 10	'[1..100] seg , tempo integral do controlador
inpidtd = 0	'[0.01..10] seg, tempo derivativo doncontr.
infreva = 1	'[0.1..5] 'factor forma de curva

'variáveis associados aos parâmetros da ventilação no ventilador pulmonar

setcdvmin = incdvmin	'[0..100] l/min, var. condicional vol. minuto
setctpres = inctpres	'[0..100] cmH2O, var controle: pressão
setctflux = inctflux	'[0..120] l/min, var controle: fluxo
setctgf = inctgf	'[0..10] , var controle: ganho fluxo
setctgv = inctgv	'[0..10] , var controle: ganho volume
settrgpres = intrgpres	'[0..40] cmH2O , trigger: pressão
settrgflux = intrgflux	'[0..60] l/min , trigger: fluxo
settrgvol = intrgvol	'[0..500] ml , trigger: volume
settrgfreq = intrgfreq	'[1..80] bmp , trigger: frequência
setlimpres = inlimpres	'[0..100] cmH2O, limit: pressão
setlimflux = inlimflux	'[0..120] l/min, limit: fluxo
setlimvol = inlimvol	'[0..4000] ml , limit: volume (corrente TV)
setcypres = incypres	'[0..40] cmH2O , cycle: pressão max.
setcypresm = incypresm	'[0..40] cmH2O , cycle: pressão min.
setcyflux = incyflux	'[0..60] l/min , cycle: fluxo max
setcyfluxm = incyfluxm	'[0..60] l/min , cycle: fluxo min
setcyvol = incyvol	'[0..500] ml , cycle: volume
setcytmp = incytmp	'[0.3..30] seg , cycle: frequência

setcyie = incyie	'1:[0.25..5] , cycle: relação i:e
setbspeep = inbspeep	'[0..35] cmH2O , base : peep
setpstmp = inpstmp	'[0..10] seg , pausa: tempo
setexppres = inexppres	'[1..100] cmH2O, expiração: limite de pressão
setexpflux = inexpflux	'[1..150] l/min, expiração: limite de fluxo
setvalct = invalct	'[0.01..4] seg , cte. tmp. da valvula
setpidkp = inpidkp	'[0.1..10] , ganho do controlador
setpidti = inpidti	'[1..100] seg , tempo integral do controlador
setpidtd = inpidtd	'0.1 ' '[0.01..10] seg, tempo derivativo doncontr.
setfrcva = infrcva	'[0.1..5] 'factor forma de curva

'variáveis associados aos parâmetros ventilatórios do paciente

'na respiração espontânea

trgpacfrq = intrgfreq

'freq. de trigger do paciente

volespml = 0

'[0..2000] volume da respiração espontânea: ml

End Sub