**ALEXANDRE RODRIGUES DA SILVA**

# MODELAGEM E CONTROLE DE UM DISPOSITIVO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA PULMONAR

São Paulo
2011

ALEXANDRE RODRIGUES DA SILVA

**MODELAGEM E CONTROLE DE UM DISPOSITIVO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA PULMONAR**

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

**Área de concentração**:
Engenharia de Sistemas.
**Orientador**:
Prof. Dr. Fuad Kassab Júnior

São Paulo
**2011**

## FICHA CATALOGRÁFICA

**Silva, Alexandre Rodrigues da**
**Modelagem e controle de um dispositivo de ventilação mecânica pulmonar / A.R. da Silva. -- São Paulo, 2011.**
**146 p.**

**Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle.**

**1.Ventilador mecânico pulmonar 2.Hardware 3.Válvulas proporcionais I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle II.t.**

*Aos meus filhos, Alan e Lucas, e à minha Aninha, pelo privilégio de fazer parte desta família.*

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por tudo que consegui até hoje, mesmo pelos meus problemas, pois este me ajudaram a crescer e a conseguir coisas que eu considerava além do meu alcance.

Agradeço ao Professor Fuad, pelo privilégio de participar deste processo e por me conceder a oportunidade de mostrar o meu trabalho.

Agradeço principalmente à minha família, minha esposa Ana pelo apoio, paciência e ajuda, e aos meus filhos Alan e Lucas, que acima de tudo, me motivaram a tentar dar este novo passo desafiador, mas muito proveitoso e prazeroso.

Agradeço ao meu amigo Bruno Turrin pelas discussões e a parceria que nos rendeu o projeto inteiro.

Um agradecimento especial vai à minha mãezinha, é claro, pois sem ela nada disto teria sido possível.

Enfim, agradeço por ter chegado até aqui. E espero que este tenha sido um passo apenas, um anterior aos muitos outros que ainda me esperam.

**RESUMO**

Este trabalho visou mostrar o desenvolvimento de um ventilador pulmonar mecânico, focando principalmente na parte de hardware necessária para que este equipamento pudesse funcionar**.** Ventilação mecânica é a modalidade da medicina mais importante no cuidado a pacientes criticamente enfermos. O ventilador é um equipamento utilizado principalmente em unidades de terapia intensiva, que basicamente coloca uma mistura de ar e oxigênio para dentro do pulmão de um paciente incapacitado de fazer isto naturalmente, quer seja por força de uma doença que o impossibilita de fazê-lo, ou por uma cirurgia, a qual impossibilitou o movimento do músculo do diafragma para que o ar entrasse no pulmão naturalmente. Este projeto cobriu uma descrição abrangente sobre este ventilador, sua transformação de ar comprimido e oxigênio provenientes de um cilindro em uma mistura controlada de fluxos que entra no pulmão para a inspiração de um volume, ou para atingir uma pressão determinada, e a saída desta mistura, mantendo no pulmão uma pressão também controlada. Foi desenvolvido um protótipo de hardware e firmware para este aparelho, e o intuito foi mostrar o processo de transformação da ideia inicial e as necessidades de projeto em um aparelho testado e certificado para uso no mercado.

**ABSTRACT**

This work aimed to present the development of a pulmonary mechanical ventilator, mainly focusing on the hardware part needed in order for this device to work. Mechanical ventilation is the most important medical mode concerning the care of patients that are critically ill. The ventilator is a device very much used in intensive care units (ICUs), and it basically delivers an air and oxygen mixture to the patient's lungs that is normally unable to do so naturally, either because the patient is seriously ill that prevents him/her to do so, or due to surgery, in this case prevented the movement of the diaphragm muscle so the air could be naturally delivered to the lung. This work covered a comprehensive description about this ventilator, its transformation of compressed air and oxygen coming from a cylinder in a controlled mixture of flows that enters the lung for the inspiration of a volume, or to achieve a determined pressure, and the output of this mixture, maintaining a controlled pressure in the lung too. A hardware and firmware prototype was developed for this device. The aim was to show the transformation process from the main idea and the need for a project of a tested and certified device to be used in the market.

**Lista de Ilustrações:**

Figura 1Pulmão metálico: ventilação a pressão negativa (Tobin, 2006) ..... 17
Figura 2 Elementos básicos do controle da respiração (Lucangelo, et al., 2008) ..... 28
Figura 3 Fases do ciclo ventilatório (Carvalho, et al., 2007)..... 29
Figura 4 Complacência do pulmão vs pressão aplicada (Gould, et al., 2007)..... 33
Figura 5 O modelo RIC (DIONG, et al., January/February 2007)..... 34
Figura 6 O modelo Visco-elástico (DIONG, et al., January/February 2007)..... 34
Figura 7 O modelo DuBois (DIONG, et al., January/February 2007) ..... 35
Figura 8 Modelo Mead (DIONG, et al., January/February 2007)..... 35
Figura 9 O modelo RIC estendido (DIONG, et al., January/February 2007) ..... 36
Figura 10 Modelos do sistema ventilatório (Chatburn, 2003). ..... 39
Figura 11:Suporte Ventilatório parcial (Tobin, 2006)..... 41
Figura 12 Realimentação Classe 1 (Leonhardt, july 2007)..... 42
Figura 13 Classe 2 com interação do paciente (Leonhardt, july 2007)..... 42
Figura 14 Paciente internamente integrado na realimentação (Leonhardt, july 2007) 42
Figura 15 O controle a volume o controle a pressão (Cabodevila, et al., 2009)..... 43
Figura 16 Sequência CSV, CMV, IMV (Chatburn, 2003),..... 47
Figura 17Organização de níveis de controle (Chatburn, 2003)..... 49
Figura 18 Controle de set point automático (Chatburn, 2003)..... 59
Figura 19 Os 6 estágios da ventilação mecânica (Pneumatikos, et al., 2009) ..... 61
Figura 20 Pressão adaptativa (Branson, et al., April 2007)..... 64
Figura 219 Assincronia entre ventilador e paciente (Donn, et al., April 2003)..... 67
Figura 22 Frequências e volumes típicos (Chatburn, Septempber 2003) ..... 72
Figura 23 Sistema simplificado do ventilador ..... 73
Figura 24 Válvula reguladora (Plastomatic)..... 75
Figura 25Sistema de controle de fluxo de $O_2$ ou Ar..... 77
Figura 26 Formas de onda de fluxo (Carvalho, et al., 2007) ..... 80
Figura 27 Controle de Pressão inspiratória..... 80
Figura 28 Forma de onda PCV (Carvalho, et al., 2007) ..... 81
Figura 29 Sistema de controle de pressão expirada ..... 82
Figura 30 Esquema de válvula proporcional (Carvalho, et al., 2007)..... 84
Figura 31 Bloco pneumático..... 86
Figura 32 Filtro tipo Sallen Key (Texas, ; 2002) ..... 88

Figura 33 Aplicação de Bernouilli (NAKAYAMA, et al., 1998) ..... 95
Figura 34 Ilustração de Windup no controlador (Åström, et al., 1995)’..... 99
Figura 35 Modalidade VCV ..... 118
Figura 36 VCV forma de onda quadrada..... 119
Figura 37 VCV forma de onda descendente ..... 119
Figura 38 VCV onda ascendente ..... 120
Figura 39 VCV onda senoidal..... 120
Figura 40 Modalidade PCV ..... 121
Figura 41 Modalidade PCV/AV®..... 122
Figura 42 Sequência de Inicialização – PCV/AV® ..... 123
Figura 43 Modalidade SIMV/V..... 124
Figura 44 Modalidade SIMV/P..... 125
Figura 45 Modalidade BIPV ®..... 126
Figura 46 Modalidade CPAP/PS ..... 128
Figura 47 Placa controle ..... 129

Índice

Conteúdo

Capítulo 1. Introdução ..... 16
1.1 Histórico da ventilação ..... 16
1.2 Justificativas ..... 19
1.2.1 Melhorar resolução de leitura ..... 20
1.2.2 Melhor interação entre paciente e ventilador ..... 20
1.2.3 Fidelidade dos parâmetros setados pelo controle de modalidades. ..... 20
1.2.4 Controlar mesmo com as variações de complacência e resistência. ..... 20
1.2.5 Controlar a porcentagem de $O_2$ na mistura. ..... 21
1.2.6 Estabelecimento de um fluxo de gases apropriado à necessidade. ..... 21
1.2.7 Controle de pressão expiratória. ..... 21
1.2.8 Troca do controle analógico. ..... 22
1.3 Objetivos ..... 23
1.4 Metodologia ..... 23
1.4.1 Como fazer com que o ventilador seja melhor e mais eficaz ..... 23
1.4.2 Sistemas Eletrônicos ..... 24
1.4.3 Escolha do processador ..... 24
1.4.4 Comunicação ..... 24
1.4.5 Atuadores ..... 25
1.4.6 Entradas ..... 25
1.4.7 Escolha das válvulas para o controle do fluxo inspiratório ..... 25
1.4.8 Escolha de sensores de fluxo e transdutores apropriados. ..... 26
Capítulo 2. Descrição do Problema ..... 27
2.1 Introdução ..... 27
2.2 O ventilador Convencional ..... 28
2.3 O ciclo ventilatório ..... 29
2.4 Disparo do ventilador ..... 30
2.5 Ventilador de alta frequência ..... 31
2.6 Carga ..... 31
2.7 Complacência e resistência ..... 32
2.8 Modelos ..... 33
2.8.1 O modelo RIC ..... 34
2.8.2 O modelo Visco-elástico ..... 34

2.8.3 O modelo DuBois....34
2.8.4 Modelo Mead....35
2.8.5 O Modelo RIC estendido....35
2.9 Componentes de um ventilador. ....37
2.9.1 Fontes de energia:....37
2.9.2 O sistema de transmissão e conversão de energia. ....37
2.9.3 Atuadores. ....37
2.9.4 Sistema de controle. ....38
2.10 Malhas de controle....42
2.11 Modalidades para ventilação tradicional ....43
2.11.1 A sequência....43
2.11.2 O objetivo....44
2.11.3 Classificação de modalidades ....44
2.11.4 Padrões da respiração....45
2.11.5 Variáveis de controle ....45
2.11.6 Ciclos mandatórios ou assistidos....45
2.11.7 Tipo de controle ....48
2.11.8 Algoritmos Operacionais....49
2.11.9 Mistura Ar-Oxigênio ....51
2.11.10 Controle de Pressão ....52
2.11.11 Controle a volume....53
2.12 Auto PEEP ....53
2.13 Auto trigger....53
2.14 Ciclos e Ciclagem ....54
2.15 PEEP intrínseco....54
2.16 Tempo....54
2.16.1 O Tempo de fluxo inspiratório....54
2.16.2 O Tempo de pausa da Inspiração....54
2.16.3 O Tempo de Inspiração ....54
2.16.4 O tempo de inspiração....55
2.16.5 Tempo de pausa da expiração ....55
2.16.6 O tempo de expiração....55
2.16.7 O tempo de expiração....55

2.16.8 O período ventilatório....55
2.16.9 Constante tempo....55
2.16.10 Tempo de ciclagem total....56
2.17 Limites....56
2.18 Ventilação mandatória....56
2.19 Pressão....56
2.19.1 A pressão das vias aéreas principais....57
2.19.2 PEEP Total....57
2.19.3 A pressão de platino....57
2.19.4 Diferença de pressão vias aéreas....57
2.19.5 Diferença de pressão trans-alveolar....57
2.19.6 Diferença de pressão da caixa torácica....57
2.19.7 Diferença de pressão transpulmonar....58
2.19.8 Diferença de pressão trans-respiratória....58
2.19.9 Pressão Trans-torácica....58
2.20 Controle de set point automático....58
2.21 Ventilação Mandatória Minuto....59
2.22 Pressão de Suporte....60
2.23 Ventilação assistida....61
2.24 Ventilação não invasiva....61
2.25 Modos adaptativos....62
2.25.1 Tipos de modos adaptativos....64
2.25.2 Motivos a favor destes métodos....65
2.26 Interfaces....65
2.26.1 Interface entre paciente e ventilador....65
2.26.2 Interface entre ventilador e operador....66
2.27 Problemas....66
2.27.1 Melhor interação entre paciente e ventilador....66
2.27.2 Recuperação de pacientes submetidos a ventilação mecânica....68
Capítulo 3. Metodologia....69
3.1 Introdução....69
3.1.1 Histórico....69
3.1.2 Proposta....69

3.1.3 Mercado ..... 69
3.1.4 Funcionalidade ..... 70
3.1.5 Objetivos ..... 70
3.1.6 Definição do desempenho desejado ..... 71
3.2 Descrição do sistema de ventilação ..... 73
3.2.1 Fonte de gases ..... 74
3.2.2 Reguladoras de Pressão ..... 74
3.2.3 O BLENDER ..... 76
3.2.4 Sistema de controle do fluxo de Oxigênio ou Ar ..... 76
3.2.5 A relação entre Ar e Oxigênio ..... 77
3.2.6 Atuadores ..... 78
3.2.7 Transdutores ..... 78
3.2.8 O controle de fluxo ..... 79
3.2.9 Controle da pressão Inspiratória ..... 80
3.2.10 O sistema controlador da pressão expirada ..... 81
3.3 O sistema Pneumático ..... 85
3.4 Descrição da Eletrônica ..... 88
3.4.1 Filtros ..... 88
3.4.2 A placa ..... 89
3.4.3 A interface ..... 89
3.4.4 Memória ..... 90
3.4.5 O Processador ..... 91
3.4.6 A memória Interna ..... 91
3.4.7 PWM ..... 92
3.4.8 Interrupções ..... 92
3.4.9 A comunicação ..... 93
3.4.10 Conversão Analógico-Digital ..... 94
3.4.11 Leitura do sensor expiratório ..... 94
3.4.12 A medição ..... 95
3.4.13 O controlador ..... 97
Capítulo 4. Testes e Resultados ..... 100
4.1 Objetivos dos testes: ..... 100
4.2 Testes dos módulos ..... 101

4.2.1 Quando o hardware foi ativado. 101
4.2.2 Funcionamento básico 102
4.3 Testes para certificação 103
4.3.1 Testes de segurança elétrica 103
4.3.2 Testes de compatibilidade eletromagnética 105
4.4 Testes de funcionalidade 105
4.5 Conclusão 106
Capítulo 5. Conclusão e Sugestões 107
5.1 O que se aprendeu com o trabalho 107
5.1.1 Eficiência dos controles de fluxo e pressão 107
5.1.2 Dois sensores e geometria melhor para sensor de fluxo 107
5.1.3 Controle da Fração de Oxigênio na mistura ($FiO_2$) 107
5.1.4 Importância da curva de resposta da válvula proporcional 107
5.1.5 Erros na medição de volume 108
5.1.6 Blindagem e Ruído 108
5.2 O que as soluções trouxeram de benefício 108
5.2.1 Fidelidade das medidas 108
5.2.2 Controle mais preciso 108
5.2.3 Confiabilidade 109
5.2.4 Segurança 109
5.2.5 Custo objetivo alcançado 109
5.2.6 Manutenção simplificada 109
5.3 Resultados 109
5.3.1 Resultados parciais satisfatórios 110
5.3.2 Projeção de problemas de campo 110
5.4 Estado da arte 110
5.4.1 Processador 110
5.4.2 Válvulas 110
5.4.3 Sensores 111
5.4.4 Blocos 111
5.4.5 Modalidades 111
5.5 Novas pesquisas derivadas deste projeto 111
5.5.1 Ventilador para pacientes neonatais 111

5.5.2 Mesa de anestesia com monitorização ..... 111
5.6 Melhorias de hardware para futuros trabalhos ..... 112
5.6.1 Novos processadores ..... 112
5.6.2 Novas válvulas ..... 112
5.6.3 Novos transdutores ..... 112
5.7 Conclusão ..... 112
Capítulo 6. Bibliografia ..... 114
A.1 VCV – Ventilação Controlada a Volume ..... 118
A.2 PCV – Ventilação com Pressão Controlada ..... 121
A.3 PCV/AV® – Ventilação Pressão Controlada com Volume Assegurado ..... 122
A.4 SIMV/V – Ventilação Mandatória Intermitente com controle de Volume ..... 123
A.5 SIMV/P® – Ventilação Mandatória Intermitente com controle de Pressão ..... 124
A.6 BIPV® – Ventilação Espontânea em dois Níveis de Pressão ..... 126
A.7 CPAP/ PS – Ventilação com Pressão Contínua com Pressão de Suporte ..... 127
A.8 NIV – Ventilação Não Invasiva ..... 128
B.1 Circuito Comunicação Serial (Cian) ..... 130
B.2 Serial isolada (Magenta) ..... 130
B.3 PWM ..... 130
B.4 Válvula Sobre pressão / Nebulizador /TGI (Vinho) ..... 130
B.5 Circuito Watchdog (Amarelo) ..... 131
B.6 Circuito da Fonte (Azul marinho) ..... 131
B.7 Circuito Sinais Analógicos (roxo) ..... 131
B.8 Circuito Sinais de Fluxo ..... 132
B.9 Circuito Sinais de Pressão ..... 132
B.10 Circuito Sinal de Pressão Atmosférica ..... 133
B.11 Circuito do Sinal da Bateria ..... 133
B.12 Circuito Sinal da Temperatura Interna ..... 134
B.13 Circuito Sinal da $FiO_2$ ..... 134
B.14 Circuito de processamento (Lilás) ..... 134
B.15 Circuito EEPROM (Verde escuro) ..... 139
B.16 Circuito Porta Paralela (Cinza) ..... 140

# Capítulo 1. Introdução

## 1.1 Histórico da ventilação

Ventilação mecânica é a modalidade da medicina mais importante no cuidado a pacientes criticamente enfermos (Gilmore, et al., 1995). Entender o motivo pelo qual a respiração é essencial a vida, ou seja, a função fisiológica da ventilação, entretanto não era intuitivamente aparente. Levou milhares de anos e um caminho difícil, incluindo avanços em campos completamente distintos antes que a espécie humana adquirisse um entendimento com relação à ventilação(Tobin, 2006).

A história de compreensão da ventilação está profundamente ligada com a história da anatomia, química e psicologia, exploração debaixo da água e no ar, e logicamente, a medicina moderna. Especialistas em anatomia da Grécia antiga até Malphighi descreveram as conexões estruturais dos pulmões ao coração e o sistema vascular e criaram as primeiras análises das relações destes dois órgãos. Eles enfatizaram o papel dos pulmões em trazer o ar para dentro do corpo e, provavelmente, expelindo resíduos, mas mostraram pouco entendimento de como o ar é utilizado pelo corpo. Químicos definiram o que constitui o ar e explicaram o processo metabólico pelo qual as células utilizam oxigênio e a produção de dióxido de carbono. Fisiologistas complementaram estes estudos explorando as relações entre os níveis de oxigênio e dióxido de carbono no sangue e na ventilação. Os exploradores testaram os limites da fisiologia. Viagens pelo ar e embaixo da água expuseram os seres humanos a pontos extremos das necessidades de ventilação, além de apontar a necessidade de se desenvolver atividades mecânicas que fossem ligadas à ventilação. Seguindo as várias linhas históricas trazidas pelos anatomistas, químicos, fisiologistas e exploradores pode-se ter uma perspectiva útil na associação de técnicas que médicos modernos aceitam casualmente como ventilação mecânica (Tobin, 2006).

Tentativas para ressuscitar pessoas aparentemente mortas começaram a ser feitas em meados do século XVIII. Muitos médicos foram encorajados a desenvolver dispositivos engenhosos como aparelhos de ajuda a

ressuscitação. A ventilação positiva, na qual o ar era empurrado para dentro dos pulmões com o auxilio de um fole se tornou popular. À medida que as técnicas para ressuscitação foram ganhando ampla aceitação a eficiência desta ventilação por fole começou a ser questionada. Casos de barotraumas foram constatados. Sem a percepção de que as pressões atingidas pelos dispositivos provavelmente não seriam atingidas na prática clínica e também não considerando que o uso de coifas também garantiria o volume ventilatório, o uso de intubação e fole foram abandonados. Consequentemente, ventilação à pressão positiva foi banida da prática médica na sua infância, e não se confiou nela para o tratamento de pacientes até bem tarde no século XX. Como alternativa para ventilação com pressão positiva, os médicos começaram a desenvolver aparelhos para ventilação com pressão negativa (Behbehani, 2000). O primeiro respirador com tanque foi projetado como uma caixa vedada para ar na qual o paciente sentava, ficando dentro dela até o pescoço. . Estes equipamentos foram simplificados e melhorados e o seu custo reduzido. (Tobin, 2006)

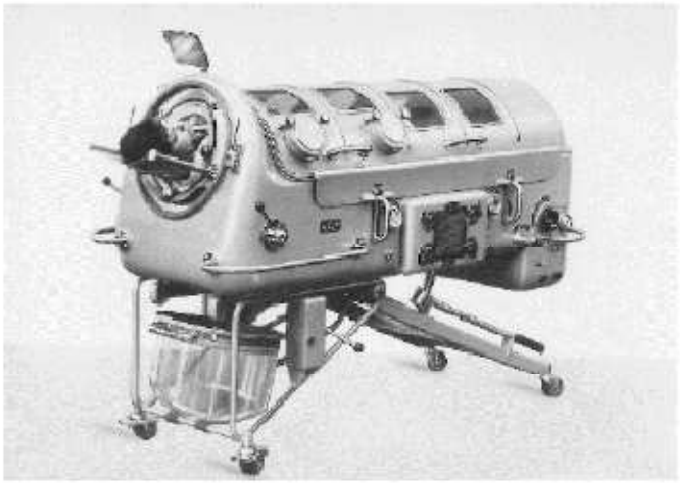


**Figura 1Pulmão metálico: ventilação a pressão negativa (Tobin, 2006)**

Pelo fato de que seu custo ter sido reduzido, a sua facilidade de operação, e suas melhorias tecnológicas, este respirador com tanque tornou-se fator dominante no tratamento de pacientes até cerca de 1950. Seguindo a advertência contra a ventilação com fole, a utilização de ventilação com pressão positiva foi inicialmente desaprovada por médicos, mas foi muito

utilizada em laboratórios. Durante a última metade dos anos 1800, os fisiologistas ficaram mais sofisticados em suas técnicas de investigação e estavam confiando cada vez mais na ventilação com pressão positiva durante suas experiências com animais. O uso adequado da ventilação também foi determinado pela oxigenação. Oxigênio suplementar foi usado para tratar inúmeros problemas médicos desde o início do século XX, e os benefícios fisiológicos da terapia com oxigênio foram mais bem entendidos, e despertou interesse dos médicos em usar oxigênio para especificamente tratar problemas respiratórios. Tanto quanto se acreditava que o uso de oxigênio era de grande benefício no tratamento de problemas respiratórios, o seu uso foi incorporado em muitos dos primeiros ventiladores (Tobin, 2006).

A quantidade de oxigênio em média nos primeiros ventiladores não era controlada de maneira precisa. Variações substanciais e ocasionalmente perigosas na quantidade de oxigênio inspirado foram medidas quando os ventiladores foram diretamente comparados. A gravidade deste problema foi estabelecida quando foram descobertos pela primeira vez em seres humanos danos alveolares difusos (conhecidos por síndrome do ventilador pulmonar) com o uso prolongado de ventiladores utilizando uma alta concentração de oxigênio(Tobin, 2006).

Um problema intrigante começou a acontecer com o uso mais amplo de ventiladores com pressão positiva. Uma vez que pacientes foram colocados em um ventilador mecânico, como eles seriam eventualmente retirados de tal suporte respiratório? Na verdade, esta questão teve duas partes: Como o médico pode determinar quando o paciente está pronto para ser retirado deste suporte respiratório? Quais métodos poderiam ser utilizados para facilitar o processo de desmame? Inúmeros critérios foram defendidos como indicadores razoáveis de que determinados pacientes eram candidatos a este desmame, mas nenhum provou ser infalível. De maneira similar, um grande número de técnicas foram propostas como modalidades para maximizar as chances para um processo de desmame de sucesso. Melhorias na tecnologia de ventiladores na década de 70 conduziram à proposta dos métodos denominados de Ventilação Mandatória Intermitente (IMV) e Volume Minuto Mandatório como

alternativas ao método padrão de desmame. Embora muitos médicos expressem preferência por uma modalidade de desmame ou outra nunca foi provado claramente que modalidades como IMV facilitassem o processo de desmame (Casaseca-de-la-Higuera, et al., July 2006).

Tendo-se por base uma revisão na história do desenvolvimento da ventilação mecânica, uma onda complexa de descobertas em muitas áreas científicas e técnicas nos trouxe aos dias de hoje para uma época na qual os médicos são treinados para fazer uso de ventiladores mecânicos em sua rotina para lidar com todo o tipo de doenças sérias e agudas. É impressionante que, apenas quarenta anos atrás, estudantes de medicina e de odontologia precisavam manualmente ventilar pacientes e que na virada do século um fole operado com o pé era uma grande inovação(Tobin, 2006).

No século XVI, o ato de ressuscitar um paciente com a utilização de re-inflar o seu pulmão poderia ser considerado como bruxaria, para ser punido com a morte do médico em questão. Muito se deve aos pioneiros que contribuíram para os avanços no campo da ventilação mecânica, e a esperança das contribuições de hoje para as melhorias do futuro são extremamente cativantes(Tobin, 2006).

## 1.2 Justificativas

Pelo fato de estar exposto aos diversos problemas comuns à área médica, sendo engenheiro de projetos, trabalhando na K.TAKAOKA por já alguns anos no decorrer normal de minhas atribuições, o desenvolvimento de um módulo de ventilação mecânica se tornou uma realidade. Perante todas as dificuldades encontradas para a introdução de inovações para ventiladores projetados anteriormente, veio a lógica conclusão de que seria viável procurar ajuda em uma instituição de educação. Surgiu então a ideia de estudar na engenharia de sistemas da EPUSP, para obter meios para estas inovações.

### 1.2.1 Melhorar resolução de leitura

As medidas tomadas de valores de pressão e fluxo foram sempre discutidas e a sua funcionalidade questionada. Com a tecnologia em estado de constante modificação melhores sensores estão agora no mercado. Os valores lidos pelos sensores atuais são mais confiáveis e a tecnologia melhor. Lançando mão destas inovações e com o uso também de processadores melhores e mais eficientes, foi possível projetar um módulo muito melhor do que o existente (Upp, et al., 2001).

### 1.2.2 Melhor interação entre paciente e ventilador

Mesmo sendo os sensores melhores e com definição maior, existe sempre o momento onde o paciente está reagindo ao meio ambiente e irá começar um esforço para voltar a respiração espontânea. Neste momento, o ventilador deverá saber que isto está acontecendo e reagir de acordo, para que a transição seja suave e sem problemas graves (Chao, et al., 1997).

### 1.2.3 Fidelidade dos parâmetros setados pelo controle de modalidades.

Um controle fiel, onde o tempo de subida de pressão seja rápido e o fluxo inspiratório seja controlado da melhor maneira possível foi uma grande parte deste projeto. Permitindo a melhora do estado clínico de pacientes com problemas ventilatórios agudos ou crônicos. Controle de maneira apropriada foi então estudado e aplicado (Åström, et al., 1995).

### 1.2.4 Controlar mesmo com as variações de complacência e resistência.

Diversos estudos sobre a variação principalmente da complacência em pacientes com complicações pulmonárias sérias, e variações de resistências são frequentes na área médica. Os ventiladores devem ser capazes de lidar com as variações da planta que naturalmente ocorrem (Reuben, 1971).

### 1.2.5 Controlar a porcentagem de $O_2$ na mistura.

Um dos problemas a ser abordado, pois mesmo quando são controlados separadamente, o ar e o $O_2$ com valores que representariam a porcentagem correta em função da soma dos volumes entregues destes gases, o valor de porcentagem não se mantém. O controle preciso de concentração é um assunto bastante abordado (MACKENZIE, et al., 2008).

### 1.2.6 Estabelecimento de um fluxo de gases apropriado à necessidade.

Para que ocorra o processo de inspiração, existe a necessidade da entrada de gases nos pulmões de uma forma adequada e segura, levando-se em consideração a condição atual do paciente. A estrutura do sistema laringe/pulmões pode estar afetada pelo estado clínico do paciente no momento. Dependendo da própria condição do paciente e do tempo no qual a respiração artificial está sendo aplicada, as condições tendem a se tornar mais difíceis rapidamente. O controle adequado, ou seja, mantendo o fluxo apropriado e controlado de forma precisa, irá assegurar um valor de pressão apropriado na respiração que siga as determinações do médico, o qual é responsável pela qualidade e quantidade de respiração, oxigenação e sedação do paciente (Upp, et al., 2001).

### 1.2.7 Controle de pressão expiratória.

Da mesma forma no processo de expiração, o ar, o oxigênio e a mistura gasosa saem dos pulmões de uma forma desordenada, dependendo da fisiologia do próprio pulmão e da laringe, dificultando o controle e estabelecimento dos parâmetros desejados pelo médico. Então, torna-se necessário controlar a pressão adequadamente na saída destes gases do pulmão, e para que seja mantida uma pressão constante e um valor desejado no final da expiração (PEEP), neste momento, é necessário um controle preciso do fluxo que está vindo do ventilador (C. Brighenti, 2003).

### 1.2.8 Troca do controle analógico.

Na K.TAKAOKA nossos produtos incluem ventiladores para anestesia e Terapia Intensiva (UTI). Os ventiladores contam com processadores de 8 bits, com a sua devida capacidade e velocidade.

O set point é um valor de saída do ventilador (Por exemplo, limite pressão, volume, limite do fluxo, tempo) que é como um objetivo para cada respiração determinada (exemplo, um modelo matemático ou um programa de inteligência artificial) (Chatburn, 2003).

O controle de set point é um algoritmo que combina a saída do ventilador a uma entrada constante pré-estabelecida pelo operador (Por exemplo, limite**9 de pressão, limite de fluxo, $V_T$), e o limite de volume é o valor pré-estabelecido que o ventilador está ajustado para obter antes do ciclo de inspiração terminar (Chatburn, 2003).

O controle era tradicionalmente feito apenas com uma análise da modalidade em questão e a geração de um set point a ser seguido, seja de pressão ou de fluxo, que é convertido para um valor analógico e conectado diretamente em uma entrada de um circuito analógico que realimenta e controla adequadamente. Ajustes eram então necessários e calibrações de potenciômetros para os ajustes maiores e os finos. É um sistema com grande ênfase na sua parte de hardware. O circuito analógico é conectado a um circuito de potência responsável por prover uma corrente constante que obedeça a referência do controlador. Conectado a válvulas proporcionais, que são responsáveis pelo estabelecimento do fluxo inspiratório expiratório. O circuito pneumático era composto de válvulas reguladoras, válvulas proporcionais e solenoides de controle conectados com tubos de diversos tamanhos (K.TAKAOKA, 2007).

## 1.3 Objetivos

Apresentar um projeto de módulo de ventilação pulmonar que demonstre sensíveis melhorias em relação a um ventilador equivalente anterior. Os ventiladores utilizados atualmente podem ser melhorados em função de vários aspectos, e este trabalho tem como objetivo estudá-los e propor soluções. Utilizar tecnologia do “estado da arte” para o controle rápido, preciso e com resolução aumentada em comparação aos modelos anteriores, para introduzir uma melhora sensível e oferecer aos pacientes melhores cuidados e chances para sua sobrevivência.

Os passos deste trabalho começarão com a escolha apropriada de processador. A escolha deste processador tem o intuito de trazer a função da maioria dos circuitos analógicos existentes para o software para que as modificações sejam mais fáceis e as calibrações sejam feitas e que o controle seja robusto para todas as possíveis variações. Este processador também tem um DSP que torna possível a implantação de filtros digitais, e para que a resolução das leituras e do controle possa ser aumentada.

O projeto também contempla o uso de uma placa com quatro camadas e filtros analógicos projetados de forma mais cuidadosa, a fim de minimizar o ruído das leituras dos diversos transdutores necessários, aumentando a resolução destas leituras e consequentemente do controle(Texas, 1999).

## 1.4 Metodologia

### 1.4.1 Como fazer com que o ventilador seja melhor e mais eficaz

Para conseguir atingir o objetivo da melhoria pretendida foram necessárias pesquisas e decisões, pelo custo e necessidade de vários itens, bem como a forma de proceder para elaboração de uma construção robusta mas com o custo acessível, projeto cuidadoso dos circuitos eletrônicos e propiciar ação rápida para modificações possíveis e criar um aparelho que fosse compatível com as normas vigentes no país, tanto para segurança como para funcionalidade. Um estudo foi feito previamente, e foi proposta uma estrutura mecânica, uma nova funcionalidade pneumática, nova eletrônica e novos sensores e atuadores.

### 1.4.2 Sistemas Eletrônicos

Várias ideias foram pesquisadas para a utilização de novas soluções em termos de componentes e circuitos eletrônicos. São elas:

### 1.4.3 Escolha do processador

A intenção era utilizar um processador com DSP, para implementação de filtros digitais e melhor resolução no controle, melhor resolução das medidas de pressão, fluxo e uma resolução melhor do controle do valor de fluxo inspiratório, fluxo expiratório, pressão inspiratória, PEEP e FIO2.

O controle de pressão no ventilador antigo era feito com um set point gerado pelo cálculo definido pelo controle da modalidade e era fornecido pelo conversor digital para analógico do microprocessador o qual era conectado a uma série de amplificadores operacionais que controlavam a saída para que um valor ficasse constante, e isto demandava uma calibração analógica, por meio de potenciômetros, difícil de fazer, instável e não repetitiva, pois em geral respeitava uma situação de calibração única para toda a faixa de funcionamento.

O novo processador deveria ser capaz de lidar com todas as condições de funcionamento, calibradas não com o auxílio de variações de hardware e potenciômetros, mas com valores mudados em uma interface de calibração e armazenados em uma memória, para serem utilizados pelo software. Para isto foi escolhido um processador apropriado.

### 1.4.4 Comunicação

Este ventilador se comunica com uma IHM (Interface Homem Máquina), que irá mostrar os gráficos de ventilação e todos os outros parâmetros necessários. Irá também propiciar ao operador a entrada dos dados que irão definir como a ventilação será efetuada.

### 1.4.5 Atuadores

Para os atuadores, o micro controlador tem um sinal de PWM interno gerado com tensão baixa. Este sistema está ligado a um circuito de DRIVER com MOSFET, o qual irá se encarregar de prover o sinal com a tensão e correntes suficientes para o funcionamento das válvulas.

### 1.4.6 Entradas

Os circuitos para as conexões das entradas serão responsáveis pela primeira filtragem analógica para os ruídos que são provenientes dos transdutores. Esta filtragem é necessária para evitar erros de medição. Internamente, estas entradas analógicas serão convertidas e passarão por outra filtragem, que será digital.

### 1.4.7 Escolha das válvulas para o controle do fluxo inspiratório.

A escolha destas válvulas deve contemplar algumas regras básicas e fundamentais e deve ser confiável e consistente nas suas características mecânicas e elétricas:

Estas válvulas devem ter características consistentes. Uma destas características é a sua curva de resposta. Se as curvas de resposta de válvulas do mesmo lote forem muito diferentes, o processo de produção se torna difícil, pelo fato de oferecer condições de calibração também muito diferentes para cada aparelho. Este fato inviabilizaria a sua produção.

Características devem se manter constantes para períodos longos de funcionamento, uma vez que o ventilador pulmonar mecânico utilizado em terapia intensiva pode ter que ser utilizado ininterruptamente por longos períodos de tempo.

Dever ter preço compatível com o mercado e custo objetivo para o mercado escolhido.

O seu tamanho deve ser compatível e ter facilidade para ser montado em um bloco que facilite o trabalho de montagem em linha de produção.

### 1.4.8 Escolha de sensores de fluxo e transdutores apropriados.

Sensores de fluxo inspiratório: estes sensores têm que ser capazes de medir um fluxo baixo, sem variações consideráveis de valores lidos e que as suas medidas tenham um atraso mínimo, que não interfira com a filtragem digital. Devem ter uma faixa de operação de 0,5 a 120 litros mas não muito maior para não prejudicar a resolução da medida.

Sensores de fluxo expiratório: diferentemente da inspiração, os sensores de fluxo expiratório estão expostos a umidade e ar contaminado proveniente dos pacientes. Portanto, é necessário um sistema que seja capaz de funcionar com estas condições e a faixa de fluxo definida, sem a variação de sensibilidade em toda a faixa. Não é desejada nenhuma descontinuidade.

Sensor de pressão: o sensor de pressão no circuito respiratório também deverá ser escolhido. Estes sensores têm a função de medir esta pressão que é representativa da pressão a ser controlada dentro dos pulmões. Deve seguir as mesmas regras dos sensores de fluxo, mas não é necessário que seja resistente à umidade ou às impurezas, pois fica em uma parte do circuito que não está exposta a tais condições.

.

# Capítulo 2. Descrição do Problema

## 2.1 Introdução

A respiração consiste de duas fases: inspiração e expiração. Durante a inspiração, o diafragma e os músculos intercostais contraem. Durante a expiração o diafragma e músculos relaxam. Quando uma respiração é tomada, o ar passa para dentro através do nariz, através das passagens nasais, na faringe, através da laringe, pela traqueia, em um dos brônquios principais, então nos menores tubos bronquiais, nos ainda menores bronquíolos e dentro de uma pequena bolsa chamada alvéolo. Ali é que a ventilação ocorre. Humanos precisam de um fornecimento contínuo de oxigênio para a respiração celular e eles precisam eliminar o excesso de dióxido de carbono, o resíduo venenoso deste processo. A troca de gases supre a necessidade de oxigênio fornecendo constantemente oxigênio e retirando gás carbônico. A necessidade de oxigênio vem do ar da atmosfera, que tem 21% de oxigênio. Este oxigênio do ar é trocado no corpo pelos alvéolos que compõem a superfície de troca gasosa do ser humano (Devdatta, et al., March 2009).

A Respiração é uma mudança positiva no fluxo nas vias aéreas (inspiração) que está associada a uma mudança negativa no fluxo, associada com a ventilação nos pulmões. Ela não inclui mudança no fluxo causada por soluços ou oscilações causadas pelos músculos cardíacos. Entretanto, ela permite a superposição de, por exemplo, uma respiração espontânea em uma respiração mandatória ou vice-versa (Chatburn, 2003).

A Ventilação mecânica pode ser explicada como sendo uma máquina automática projetada para fornecer toda ou parte do trabalho necessário para levar o gás para dentro e para fora dos pulmões, para atender as necessidades respiratórias do corpo (Chatburn, 2003).

Um ventilador entrega gás ao sistema respiratório do paciente e normalmente é necessário quando este não é capaz de manter uma ventilação adequada. Tipicamente, os ventiladores atuais incluem um sistema pneumático, que entrega e recebe pressão, fluxo e volume de gás e um sistema de controle, que fornece uma interface para o profissional da área médica responsável (Gilmore, et al., 1995).

Um Ventilador Pulmonar Mecânico pode simplesmente ser descrito como um aparelho projetado para transmitir energia aplicada em uma determinada maneira para efetuar um trabalho útil. Ventiladores são alimentados com energia na forma de energia elétrica ou de gás comprimido. Esta energia é transmitida, de uma determinada maneira para assistir ou substituir o esforço muscular de um paciente para fazer o esforço de respiração. Portanto, para entender os ventiladores mecânicos, primeiro, deve-se compreenderas suas quatro características mecânicas, que são: a energia aplicada na entrada, a conversão e a transmissão desta energia, o seu sistema de controle e as suas saídas na forma de pressão, de volume e de fluxo (Chatburn, Septempber 2003).

Fisiologicamente, a ventilação é controlada e ajustada pelos seres humanos para manter uma pressão parcial de Ar e $O_2$ apropriados. Este controle homeostático necessita um sistema de sensores, um mecanismo controlador central e um atuador para armar e efetuar estes comandos. As informações aferentes dos sensores modulam os controles centrais dos músculos respiratórios. O cérebro constantemente recebe informações das vias aéreas superiores, dos pulmões e cavidade pulmonar e decide como o sistema ventilatório responderá (Lucangelo, et al., 2008).

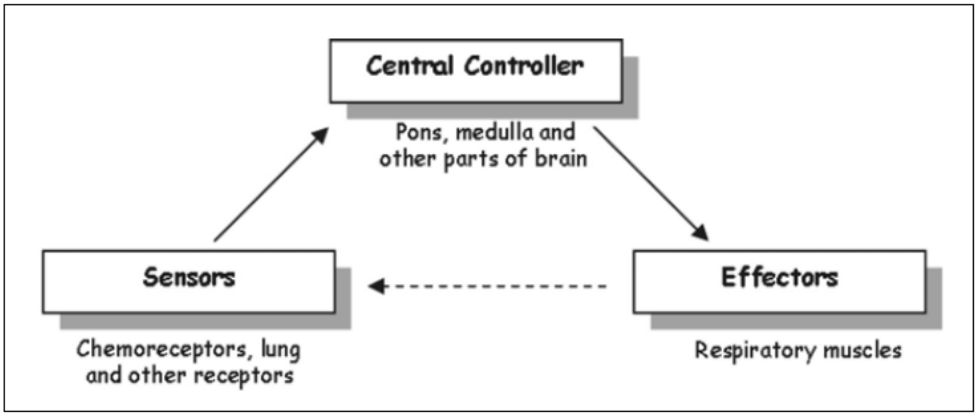



**Figura 2 Elementos básicos do controle da respiração (Lucangelo, et al., 2008)**

## 2.2 O ventilador Convencional

Ventilador convencional é um ventilador que produz padrões de ventilação que imitam a maneira que seres humanos respiram, as frequências e volumes que nossos corpos produzem durante nossas atividades de vida

normais. São de 12 a 25 respirações por minuto para crianças e adultos, e 30 a 40 respirações por minuto para pacientes neonatos (Chatburn, 2003).

### 2.3 O ciclo ventilatório

As fases representam um dos quatro eventos importantes que ocorrem durante um ciclo de ventilação: (1) a mudança de expiração para inspiração, (2) inspiração, (3) a mudança de inspiração para expiração, e (4) expiração. E as variáveis de fase são as variáveis que são medidas e usadas pelo ventilador para iniciar alguma fase do ciclo de respiração (Chatburn, 2003)

O ciclo ventilatório durante a ventilação mecânica com pressão positiva pode ser dividido em:

1 Fase inspiratória: Corresponde à fase do ciclo em que o ventilador realiza a insuflação pulmonar, conforme as propriedades elásticas e resistivas do sistema respiratório. Válvula inspiratória aberta;

2 Mudança de fase (ciclagem): Transição entre a fase inspiratória e a fase expiratória;

3 Fase expiratória: Momento seguinte ao fechamento da válvula inspiratória e abertura da válvula expiratória, permitindo que a pressão do sistema respiratório equilibre-se com a pressão expiratória final determinada no ventilador;

4 Mudança da fase expiratória para a fase inspiratória (disparo): Fase em que termina a expiração e ocorre o disparo (abertura da válvula ins.) do ventilador, iniciando nova fase inspiratória (Carvalho, et al., 2007).

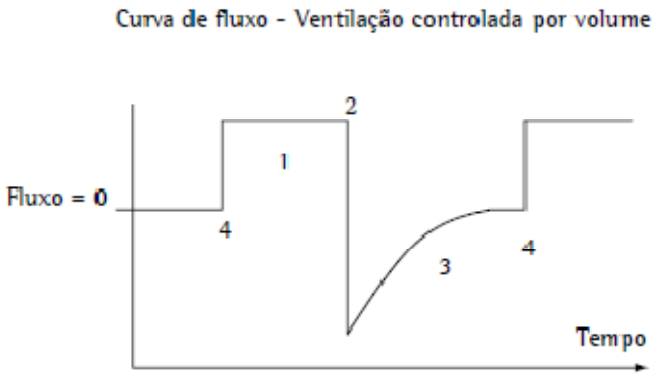



**Figura 3 Fases do ciclo ventilatório (Carvalho, et al., 2007)**

## 2.4 Disparo do ventilador

A sensibilidade do ventilador é o valor ajustado para a variável de disparo que, quando atingido, inicia a inspiração (Chatburn, 2003)

As modalidades assistidas são modalidades nas qual cada respiração é disparada pelo paciente, limitada a pressão, e ciclada a fluxo, similar ao suporte de pressão. Entretanto, o limite de pressão não é estabelecido de maneira constante, com valor arbitrário. Ao invés disso, é automaticamente ajustada pelo ventilador, para ser proporcional ao esforço do paciente. A ideia deste modo é permitir que o ventilador suporte, e basicamente cancele os efeitos específicos da patologia pulmonar. Ou seja, o ventilador pode ser ajustado para apoiar tanto uma carga elástica extra ou carga resistiva extra (ou ambas) causada por uma doença do pulmão (Chatburn, 2003).

Durante a ventilação mecânica, uma variável de disparo pré-determinada deve ser alcançada para iniciar a inspiração. Com a ventilação controlada, a variável é o tempo e é independente do esforço do paciente. Nos modos que permitem ciclos assistidos e espontâneos, a inspiração começa quando se alcança um nível de pressão ou fluxo pré-determinado.

O *disparo de pressão*, ou *trigger de pressão* é o caso controlado pelo ventilador que faz a inspiração começar quando a pressão das vias aéreas atinge valor pré-estabelecido e o *disparo a volume* a inspiração assistida começa quando o volume inspiratório (por exemplo, volume inicial pequeno devido ao esforço inspiratório do paciente) atinge um valor pré-estabelecido (Chatburn, 2003).

Trabalho ventilatório é a pressão integral com respeito ao volume. Existem dois componentes comuns de trabalho relacionados à ventilação mecânica. O primeiro é o trabalho realizado pelo ventilador no paciente, que é refletido por uma mudança positiva na pressão da via aérea acima da linha de base durante inspiração. O segundo componente é o trabalho que o paciente faz no ventilador para disparar a inspiração (Chatburn, 2003).

No *disparo à pressão*, o ventilador detecta uma queda na pressão de vias aéreas ocasionada pelo esforço do paciente. Este esforço pode iniciar a inspiração se a pressão negativa realizada ultrapassar o limiar de pressão para

o disparo (sensibilidade ou trigger) ou pode não disparar o ciclo, caso a pressão negativa não ultrapasse este limiar, gerando apenas trabalho respiratório e dissincronia. O limiar de pressão é determinado pelo operador no ventilador, que indicará sempre a pressão negativa abaixo da PEEP necessária para disparar o ventilador. O *disparo a fluxo* envolve o uso de um fluxo inspiratório basal contínuo. Quando a diferença entre o fluxo inspiratório e o fluxo expiratório alcançar um determinado limite, abre-se a válvula inspiratória e um novo ciclo ventilatório começa (Carvalho, et al., 2007).

Quando o disparo é determinado pelo paciente existe um intervalo entre o início da deflexão negativa da pressão e o início do fluxo inspiratório. A este intervalo chamamos de “tempo de resposta do ventilador”. Este tempo depende da sensibilidade da válvula inspiratória do ventilador e da capacidade do ventilador em gerar o fluxo. Quando o tempo de resposta do ventilador é elevado, o paciente fará um esforço acima do necessário até que o fluxo se inicie, aumentando o trabalho respiratório e gerando dissincronia paciente-ventilador. Em geral admite-se como um tempo de resposta aceitável aquela abaixo de 150 milissegundos (Carvalho, et al., 2007)

### 2.5 Ventilador de alta frequência

Ventilador que gera padrões de respiração com frequências muito mais altas que podem ser produzidas voluntariamente (150-900 ciclos por minuto) (Chatburn, 2003).

### 2.6 Carga

A carga é a pressão necessária para gerar a inspiração.

A carga elástica é a diferença da pressão aplicada em todo o sistema (por exemplo, um frasco) que sustenta o volume do sistema com relação a algum volume de referência, e/ou a quantidade de seus conteúdos comprimidos relativos a alguma quantidade de referência. Para um sistema linear é elasticidade X volume, ou, volume/complacência. Para o frasco, a elasticidade efetiva total (complacência) inclui as elasticidades (complacências) de seus componentes estruturais e a compressibilidade do fluido (gás ou liquido) dentro do mesmo.

A carga resistiva é a diferença de pressão aplicada através do sistema que está relacionado à taxa de mudança do volume do sistema e/ou o fluxo do fluido dentro ou através do sistema. Para um sistema linear é a resistência x fluxo ou resistência x taxa de mudança do volume. Para o frasco, a resistência efetiva inclui as resistências mecânicas (geralmente viscosa) de seus componentes estruturais e a resistência do fluxo do fluido (gás ou liquido) dentro do mesmo (Chatburn, 2003).

### 2.7 Complacência e resistência

Complacência descreve as propriedades elásticas de varias partes do sistema respiratório. Ela representa uma mudança em volume por unidade de mudança da pressão, por exemplo, $^{200mL}/_{cm\ H_2O}$ em um pulmão normal. A complacência respiratória total consiste da combinação de pulmão e cavidade torácica e é normalmente $^{70-80mL}/_{cm\ H_2O}$. Ela pode ser dividida em dois componentes:

Complacência estática, que é medida quando não há nenhuma atividade de fluxo no final da respiração e complacência dinâmica que descreve a mudança no volume quando a pressão muda durante o fluxo de gases em um ciclo respiratório.

O gráfico seguinte mostra a medida da complacência estática e também mostra o que acontece com os alvéolos se a pressão mantida dentro do pulmão se não for controlada de maneira devida. Note que se a pressão for excessiva há uma sobre distensão dos alvéolos, enquanto a pressão for menor que o ponto de inflexão inferior, haverá um colapso dos alvéolos (Gould, et al., 2007).

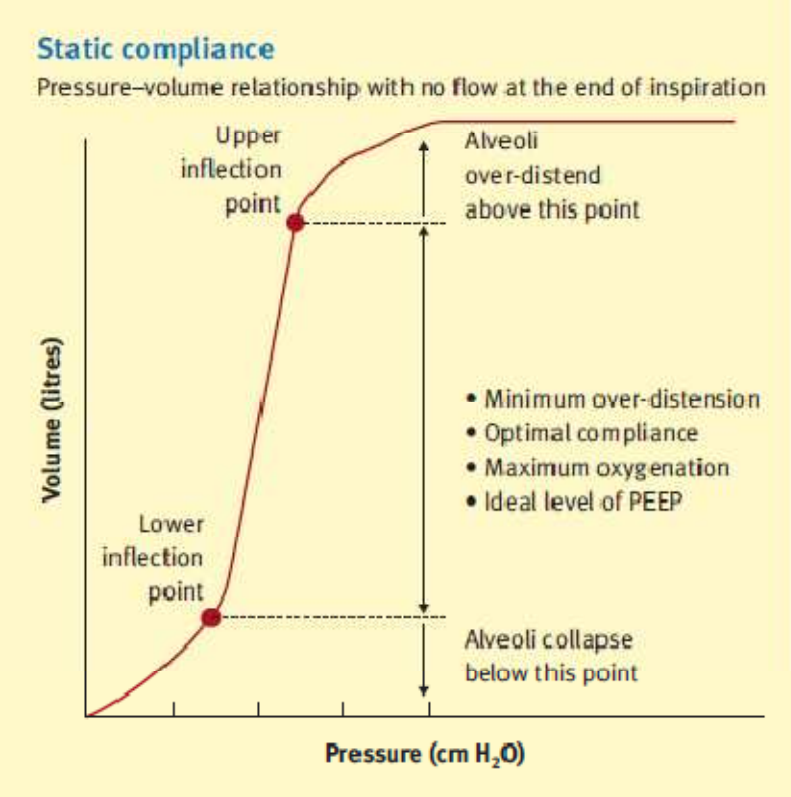



Figura 4 Complacência do pulmão vs pressão aplicada (Gould, et al., 2007)

A resistência é definida como a diferença de pressão entre o começo e o fim de um tubo dividido por um fluxo do volume de gás por unidade de tempo. No pulmão é a diferença entre a pressão atmosférica e a pressão alveolar.

### 2.8 Modelos

Ventiladores funcionando em laboratório têm o seu funcionamento relativamente simples. Como descrito eles empurram a mistura gasosa para dentro de um balão e este balão empurra esta mistura para fora e o volume entregue volta para a atmosfera. Em pacientes reais isto não acontece, principalmente pelo fato das características dos pulmões devido às enfermidades mudarem em função do tempo. Para o projeto de um ventilador ser eficiente, é necessário um estudo destas características e o método para este estudo é um modelamento das suas características. Alguns modelos aceitos do sistema respiratórios são conhecidos, alguns com a fidelidade maior do que os outros. Estes modelos são:

### 2.8.1 O modelo RIC

A resistência das vias aéreas R, a inertância (indutância) do pulmão I, e a complacência dos alvéolos C, são modelados como uma simples associação em série destes três elementos (como na figura, com R tipicamente em $^{cm\,H_2O}/_{L/_S}$ ou $^{Kpa}/_{L/_S}$, L em $^{cm\,H_2O}/_{L/_S}$ ou $^{Kpa}/_{L/_{S^2}}$, e C em $^{L}/_{cm\,H_2O}$ ou $^{L}/_{Kpa}$).

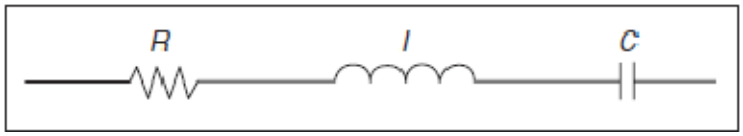



Figura 5 O modelo RIC (DIONG, et al., January/February 2007)

### 2.8.2 O modelo Visco-elástico

Ele parametriza o sistema respiratório baseado na resistência geral das vias aéreas $R_{aw}$, a complacência estática $C_s$, e a resistência e complacência, $R_{ve}$ e $C_{ve}$, respectivamente.

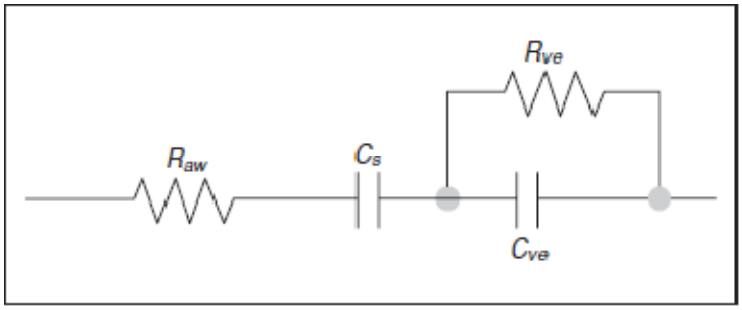



Figura 6 O modelo Visco-elástico (DIONG, et al., January/February 2007)

### 2.8.3 O modelo DuBois

Neste modelo, divide as vias aéreas, os tecidos e as propriedades alveolares entre compartimentos individuais. Os parâmetros são resistências do tecido e das vias aéreas ($R_{aw}$, $R_t$), inertância do tecido e vias aéreas ($I_{aw}$, $I_t$), e complacência do tecido e alveolar ($C_t$, $C_g$)

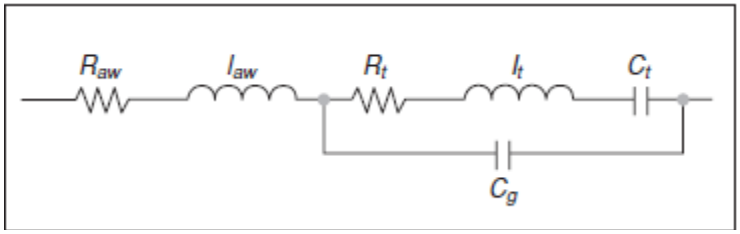



Figura 7 O modelo DuBois (DIONG, et al., January/February 2007)

### 2.8.4 Modelo Mead

Este modelo simula mecânicas diferentes do pulmão e da cavidade pulmonar. Os seus 7 parâmetros são inertância ($I$), resistência central e periférica, ($R_c$ e $R_p$), e complacência da cavidade pulmonar, dos brônquios e complacência extratorácica ($C_l$, $C_w$, $C_b$, $C_e$).

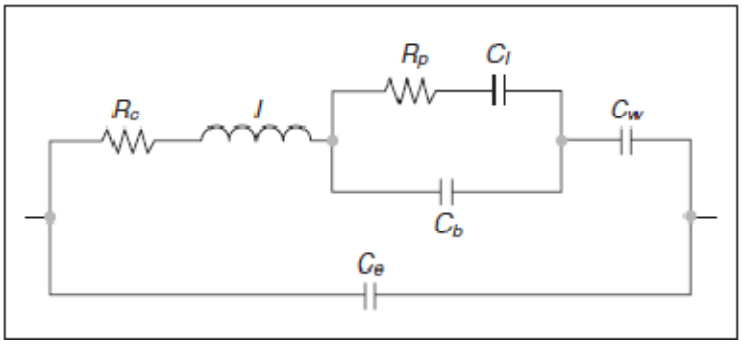



Figura 8 Modelo Mead (DIONG, et al., January/February 2007)

### 2.8.5 O Modelo RIC estendido

O modelo estendido foi proposto como uma melhoria ao modelo RIC. Especificamente, a resistência periférica acrescentada $R_p$ leva em consideração a variação com a frequência observada em impedâncias reais. A justificativa física para estes componentes adicionais é que esta modela também as menores vias aéreas do pulmão. De maneira alternativa, este modelo pode ser considerado uma simplificação do modelo DuBois (com $I_t$ igual a zero e $C_t$ igual a infinito)ou o modelo Mead (com $C_l$, $C_w$ igual a infinito e $C_e$ igual a zero). A impedância equivalente deste circuito é:

$$Z = R + \frac{R_p}{1 + (\omega R_p C)^2} + j\left(\omega I - \frac{\omega R_p^2 C}{1 + (\omega R_p C)^2}\right)$$

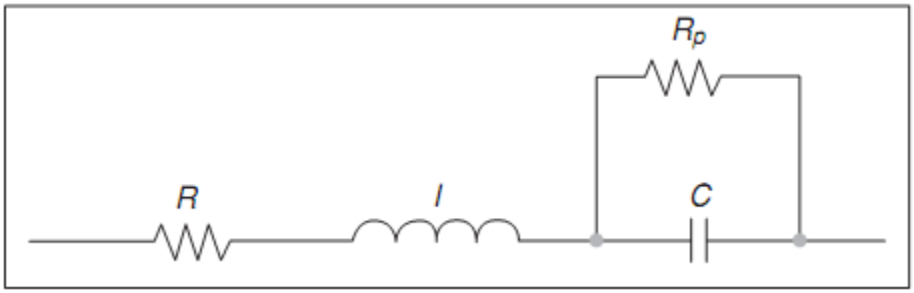



Figura 9 O modelo RIC estendido (DIONG, et al., January/February 2007)

De todos estes modelos, testes mostraram que o modelo Mead foi o que apresenta o menor erro de estimação para adultos normais ou com desordens obstrutivas ou restritivas e crianças normais ou asmáticas. (DIONG, et al., January/February 2007)

Para pacientes infantis, é necessário que o ventilador tenha uma complacência extremamente baixa, porque se este não for o caso, atrasos na entrega do fluxo acontecerão. Na tabela seguinte estão alguns dos valores de complacência de ventiladores conhecidos no mercado:

Tabela 1 Tabela de complacência típica para ventiladores (DIONG, et al., January/February 2007)

CHARACTERISTICS OF COMMONLY USED VENTILATORS

| Manufacturer | Model | Compliance | Flow |
|---|---|---|---|
| Bennett | MA-1 | 5 | Constant |
| Bourns | BEAR-1 | 3 | Constant |
| Bourns | 104 | 0.5 | Constant |
| Emerson | 3-PV | 5 | Sinusoidal |
| Engstrom | 300 | 4.5 | Sinusoidal |
| Siemens | Servo 900B | 1-4 | Constant or Sinusoidal |

Considerando os três componentes de resistência: das vias aéreas ($R_{aw}$), tecido pulmonar ($R_t$) e cavidade pulmonar ($R_p$), podemos afirmar que no paciente adulto os dois últimos componentes são muito pequenos, e de importância diminuída no pulmão afetado por doença quando a resistência das vias aéreas aumenta. O modelo para pacientes infantis tem só dois componentes, a resistência pulmonar total e a complacência total. Valores típicos desta resistência são (20-1000) e complacência (1-10) (EPSTEIN, et al., may 1979).

## 2.9 Componentes de um ventilador.

Ventiladores pulmonares podem ser descritos separando-os em quatro partes principais, as quais são: a fonte de energia, o sistema de conversão de energia, os atuadores e o sistema de controle (Chatburn, 2003).

### 2.9.1 Fontes de energia:

A entrada do ventilador é que fornece a energia necessária para inflar os pulmões de um paciente, podendo ser: Elétrica:

$$(Energia = Volts\ x\ Amperes\ x\ Time)$$

ou Gás comprimido

$$(Energia = Pressão \cdot Volume).$$

O ventilador tem como fonte de energia elétrica uma fonte de energia AC, convertida para DC, a qual é a fonte de energia para o circuito eletrônico, e inclusive está disponível em baterias, que são responsáveis por manter o ventilador ligado em caso de falta de energia elétrica. O ventilador utiliza como fonte de energia pneumática o gás comprimido. Este é o caso da maioria dos ventiladores atualmente. Eles têm válvulas que reduzem a pressão, isto para resolver os problemas de flutuação na fonte de gás comprimido (Chatburn, 2003).

### 2.9.2 O sistema de transmissão e conversão de energia.

Este sistema consiste de mecanismos de controle dos atuadores. Este mecanismo entrega a força real que irá fornecer o gás com uma determinada pressão ao paciente. Este sistema consiste em uma ou mais válvulas que regulam o fluxo do gás que chega até o paciente (Chatburn, 2003).

### 2.9.3 Atuadores.

O mecanismo dos atuadores do ventilador converte a energia de entrada em trabalho útil. O tipo de mecanismo define o tipo de fluxo e o padrão da pressão que o ventilador produz. Neste exemplo de ventilador, os atuadores

são a aplicação de pressão de entrada em uma válvula redutora de pressão. Esta válvula controla o fluxo de gás entregue ao paciente. Há uma válvula proporcional que controla o fluxo enviado durante a inspiração e diminui o fornecimento do gás durante a expiração. Existe também uma válvula que controla a pressão dentro do pulmão para o seu valor máximo durante a inspiração, e para o seu valor mais baixo durante a expiração. Será utilizado um modelo para a mecânica da respiração a fim de explicar como o ventilador funciona. Este modelo irá simplificar e explicar as relações entre as variáveis de interesse. Especificamente, o interesse está na pressão que é necessária para empurrar o gás através das vias aéreas para inflar os pulmões (Chatburn, 2003).

### 2.9.4 Sistema de controle.

O sistema básico da respiração (equação da mobilidade) é utilizado na mecânica da respiração para fornecer uma estrutura fundamental para o entendimento de como os ventiladores funcionam. Estes modelos simplificam e ilustram as relações entre as variáveis de interesse. Especificamente, o foco está na pressão que é necessária para empurrar o gás para dentro do sistema respiratório e inflar os pulmões. O sistema de respiração é composto de um tubo rígido conectado a um compartimento elástico como ilustrado na figura 10. Esta é uma versão simplificada do sistema respiratório humano real, levando em consideração a pressão, o volume e o fluxo (Chatburn, 2003).

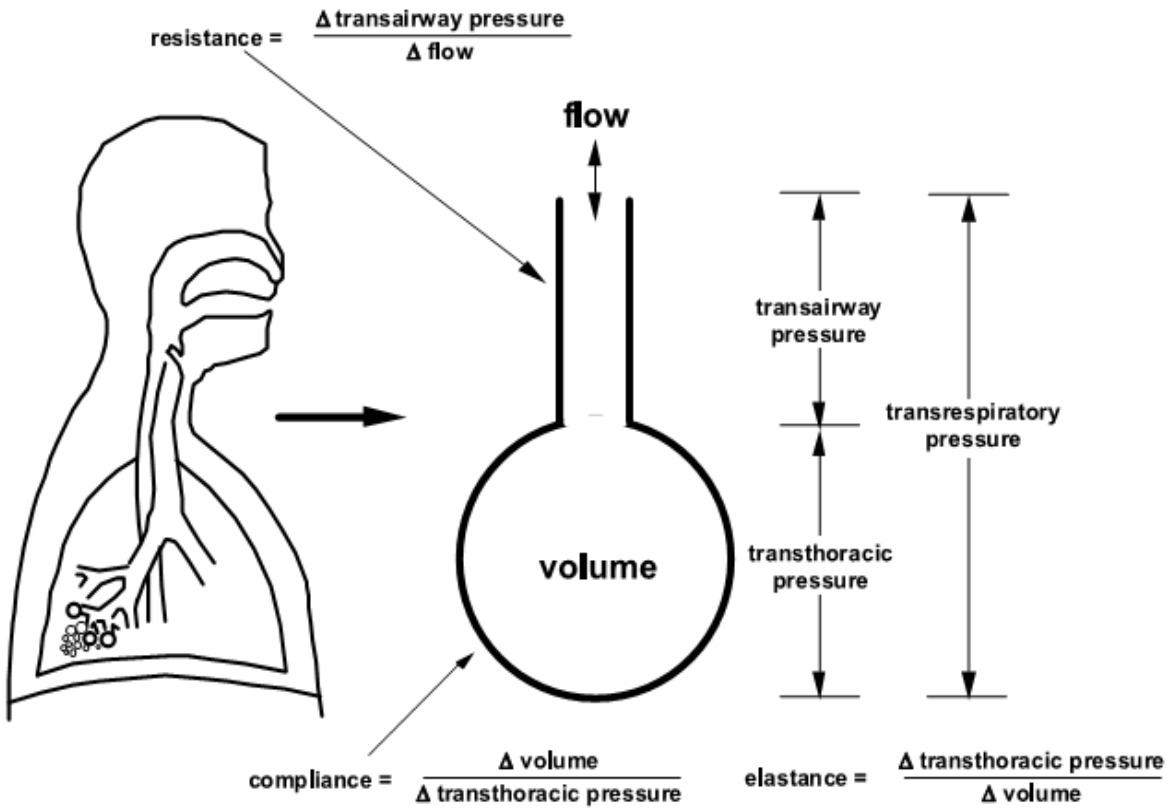



Figura 10 Modelos do sistema ventilatório (Chatburn, 2003).

O modelo matemático que relaciona a pressão, o volume e o fluxo, durante a ventilação, é conhecido como a equação do movimento para o sistema respiratório:

$$Pressão\ músculos + pressão\ ventilador = (elastância \cdot volume) + (resistencia \cdot fluxo)$$

$$Pressão\ dos\ músculos + pressão\ do\ ventilador = \left(\frac{volume}{complacência}\right) + (resistencia \cdot fluxo)$$

A pressão, o volume e o fluxo são variáveis com o tempo, todos são medidos em relação aos seus valores ao final da expiração. Em condições normais, estes valores são:

$$Pressão\ dos\ músculos = 0$$

$Volume = co - capacidade\ funcional\ residual$, ou seja, o volume residente no pulmão que o impede de entrar em colapso, ou colabar

$Pressão\ do\ ventilador = 0$

$Fluxo = 0$

Durante a ventilação mecânica, estes valores são:

$Pressão\ dos\ músculos = 0$

$Volume = volume\ ao\ final\ da\ expiração$

Elastância e resistência são constantes.

Quando a pressão nas vias aéreas sobe além da linha de base, (ou seja, quando a pressão do ventilador aumenta), a inspiração é assistida. A pressão na abertura das vias aéreas (boca, tubo endotraqueal ou tubo de traqueostomia) é definida, menos a pressão na superfície do corpo. O sistema trans-respiratório tem dois componentes, sendo eles: a pressão na vias aéreas (definido como a pressão na abertura das vias aéreas menos a pressão nos pulmões) e a pressão trans-torácica(definida como a pressão nos pulmões menos a pressão na superfície do corpo). A pressão dos músculos é um valor que não pode ser medido, e é a medida da resistência oferecida para expandir a caixa torácica e os pulmões. A pressão combinada entre os músculos e o ventilador faz com que o gás flua para dentro dos pulmões. Complacência é igual a variação de volume definido pela variação de pressão, enquanto que a resistência é definida pela variação de pressão dividida pela variação de fluxo e as duas contribuem para a carga contra a qual os músculos e o ventilador trabalham (Chatburn, 2003).

$$Pressão\ dos\ musculos + pressão\ do\ ventilador = carga\ elástica + carga\ resistiva$$

Carga elástica é a pressão necessária para entregar o volume (elastância x volume) e a carga da resistência é a pressão necessária para entregar o fluxo (resistência x fluxo). Da equação anterior, pode-se perceber que, se a pressão do ventilador for zero, os músculos realizam todo o trabalho da respiração. Esta é uma respiração normal, sem assistência. Note que se o paciente está conectado ao ventilador e o aparelho oferta apenas o fluxo necessário, a pressão não irá subir além da linha de base, ou seja, $P_{vent}$ é igual a zero durante a inspiração. Se o ventilador não oferecer fluxo suficiente para satisfazer a demanda de pressão nas vias aéreas, a pressão irá diminuir para um valor abaixo da linha de base. Se o ventilador oferecer um fluxo maior do que a demanda, a pressão subirá acima da linha de base, e a ventilação será assistida. Se as pressões do ventilador e dos músculos não for zero, o paciente faz parte do esforço e o ventilador faz a outra parte. Este caso é chamado de suporte ventilatório parcial. Se a pressão dos músculos for zero, o ventilador precisa fornecer todo o trabalho de ventilação. Este caso é chamado de *suporte ventilatório total* (Chatburn, Septempber 2003).

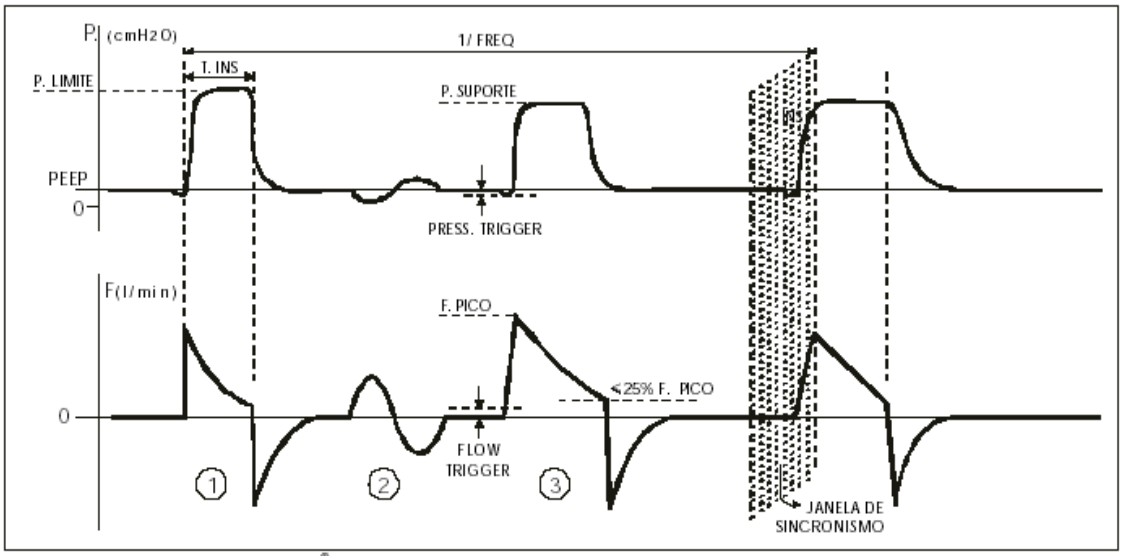



**Figura 11:Suporte Ventilatório parcial (Tobin, 2006)**

## 2.10 Malhas de controle

Para que o ventilador controle a pressão, o volume e o fluxo de maneira apropriada é necessário que estas grandezas sejam controladas com uma realimentação. Estas realimentações, são classificadas em três classes, a classe 1 sendo realimentação interna, a classe 2 realimentada pelo paciente e a classe 3 realimentada para a compensação fisiológica. Tipicamente, a realimentação interna do dispositivo utiliza os sinais de sensores e não tem nenhuma interferência do paciente como na figura 11 (Leonhardt, july 2007):

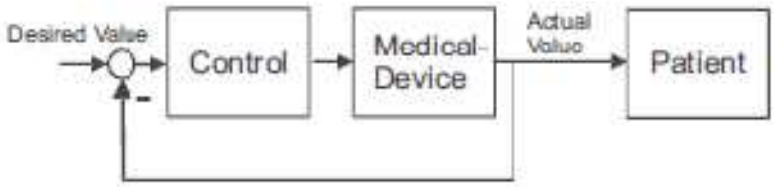



Figura 12 Realimentação Classe 1 (Leonhardt, july 2007)

Na realimentação orientada pelo paciente todos os sinais necessários podem ainda ser obtidos dentro do aparelho, mas estes dispositivos tem uma interação entre o dispositivo e o paciente (Leonhardt, july 2007).

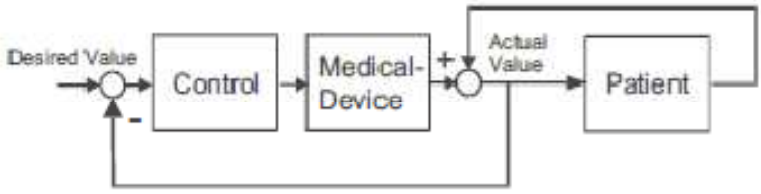



Figura 13 Classe 2 com interação do paciente (Leonhardt, july 2007)

As malhas fisiologicamente compensatórias são diferentes porque o paciente é parte da realimentação e as variáveis são fisiológicas ao invés de parâmetros físicos (Leonhardt, july 2007).

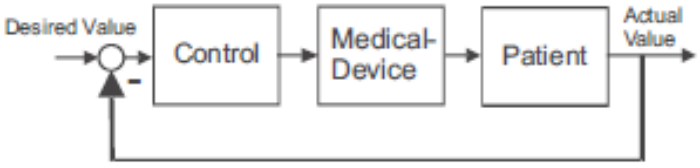



Figura 14 Paciente internamente integrado na realimentação (Leonhardt, july 2007)

### 2.11 Modalidades para ventilação tradicional

Modalidades de ventilação são uma combinação especifica do padrão de respiração, tipo de controle e algoritmos operacionais (Chatburn, 2003).

Uma modalidade tem três componentes essenciais, que são: a variável de controle, a sequência de respiração e o objetivo a ser alcançado. Em geral, a inspiração é um processo ativo, atuado pelo esforço do paciente, do ventilador ou ambos, enquanto a expiração é passiva (Cabodevila, et al., 2009).

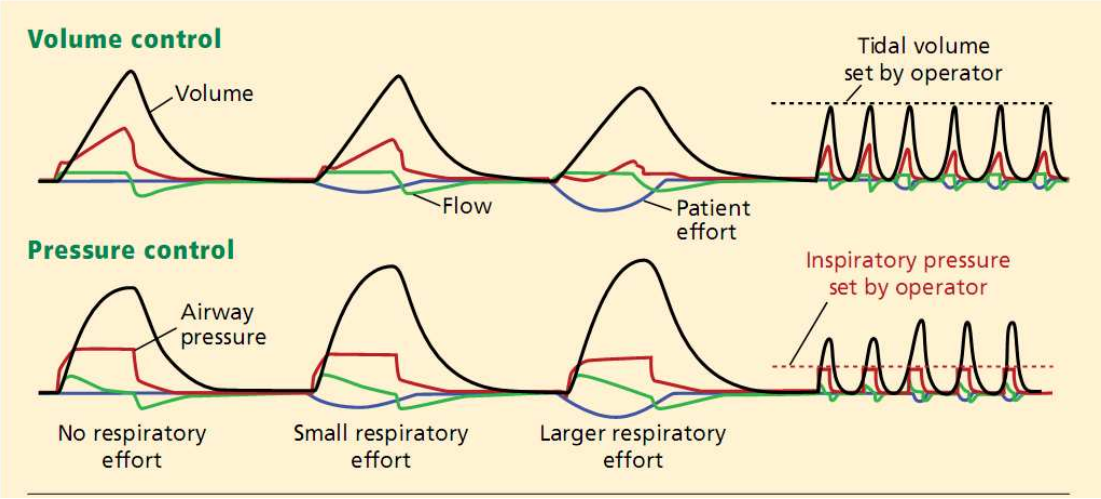



Figura 15 O controle a volume o controle a pressão (Cabodevila, et al., 2009)

O ventilador pode apenas controlar o volume (fluxo) ou a pressão entregue. As respirações podem ser explicadas ainda com base no que "dispara" estas respirações, no que as limita (valor máximo de variável de controle) ou o que as finaliza (o ciclo). Estes parâmetros são as chamadas variáveis de controle (Cabodevila, et al., 2009).

#### 2.11.1 A sequência

Há três sequências de respiração possíveis, sendo elas: ventilação mandatória continua na qual todas as respirações são controladas pelo aparelho (mas que também podem ser iniciadas pelo paciente); a ventilação mandatória intermitente, na qual o paciente pode receber respirações espontâneas entre as respirações ou ciclos mandatórios; e a ventilação espontânea continua, na qual todas as respirações são espontâneas (Cabodevila, et al., 2009).

### 2.11.2 O objetivo

Objetivo refere-se ao conjunto de condições dos parâmetros do ventilador e a programação que ditam a sua resposta, a complacência dos pulmões do paciente e a resistência do esforço respiratório. O sistema pode simplesmente controlar a pressão em ventilação controlada à pressão, ou pode ser baseada em um algoritmo específico. Discutindo as funções do ventilador em relação à sua interação com o paciente em maiores detalhes, o modo assistido ou controlado em relação ao controle neurológico do paciente, refere-se ao modo no qual o ventilador poderá controlar a respiração, substituindo o controle neurológico do próprio paciente ou assistir o mesmo depois de seu próprio esforço para iniciar a inspiração (Cabodevila, et al., 2009).

### 2.11.3 Classificação de modalidades

O servo controle é quando a saída do ventilador automaticamente segue uma entrada variável. Por exemplo, a característica da compensação automática do tubo no ventilador Draeger Evita 4 (Draeger, 2004) segue o fluxo e força a pressão a ser igual a do fluxo com o perfil de forma de onda quadrada multiplicado por uma constante (a qual representa a resistência do tubo endotraqueal) (Chatburn, 2003).

O Controle de Volume é a manutenção do valor desejado do volume inspiratório mesmo havendo mudança do sistema mecânico respiratório, usando controle de realimentação com o sinal de volume (Chatburn, 2003).

O controle a volume e a pressão focam na operação do ventilador e referem-se a maneira que o ventilador controla a ventilação e independe do paciente para inicializar um novo ciclo. Esta modalidade abrange três características, sendo elas: o padrão de interação entre o paciente e o ventilador, a sequência de ciclos espontâneos e a especificação de como o ventilador controla a pressão, o volume e o fluxo dentro de um ciclo respiratório, juntamente com uma descrição de como é a sequência dos ciclos. Esta, por sua vez, deve descrever a sequência da respiração e das variáveis entre os ciclos respiratórios, o tipo do controle entre estes ciclos e a função

detalhada dos algoritmos de controles, que funcionam em conjunto para o efeito desejado (Chatburn, 2003).

### 2.11.4 Padrões da respiração

Dadas as três variáveis de controle possíveis, volume, pressão e volume e pressão juntas, e as 3 sequências de ciclos de ventilação (controlada, intermitente e espontânea) há oito combinações possíveis, notando-se que controle a volume combinado com espontânea não é normalmente utilizado, pois o controle a volume não é compatível com ciclos espontâneos e o motivo é que para o controle a volume define-se que o ventilador determine o volume corrente e na ventilação espontânea quem o faz é o paciente (Chatburn, 2003).

### 2.11.5 Variáveis de controle

A variável de controle é aquela que o ventilador utiliza para realimentar o controle da inspiração (seja pressão, fluxo ou volume) se a pressão de pico se mantém constante e a carga que é imposta ao ventilador muda, a variável de controle é a pressão. Se a pressão de pico muda, e o volume corrente se mantém constante, a variável de controle é o volume corrente. Controle a volume implica no controle com fluxo e vice versa, mas é possível distinguir entre os dois baseando-se em qual é usado para a realimentação do controle (Chatburn, 2003).

### 2.11.6 Ciclos mandatórios ou assistidos

A Respiração espontânea é uma respiração na qual o tempo e a quantidade de gás são controlados pelo paciente, ou seja, o paciente dispara o ciclo da respiração. Na Ventilação Mandatória Controlada, CMV, tem o controle completo do ventilador, que seria utilizado para suporte completo até respiração não assistida. Já a chamada Ventilação mandatória Intermitente, IMV, permite que o paciente inspire espontaneamente entre os ciclos mandatórios. Isto é importante quando os parâmetros ajustados no ventilador não são exatamente os valores que são necessários ao paciente. A diferença básica entre os dois é que com o CMV a intenção clinica é fazer de cada ciclo

um ciclo mandatório, enquanto o IMV tem a intenção de suprir suporte de pressão entre os ciclos mandatórios. Isto significa que quando o paciente faz um esforço ventilatório em CMV, um novo ciclo mandatório é iniciado. E se o operador diminui a frequência no ventilador, considerado como um backup de segurança com a função única de segurança, o nível da ventilação é mantido, se o paciente continuar iniciando ciclos mandatórios na mesma frequência. Como o IMV, a mudança da frequência muda diretamente o nível de ventilação uma vez que o suporte da pressão não fornece o mesmo de ventilação que os ciclos mandatórios. CMV é considerado um suporte ventilatório completo enquanto IMV é visto como um suporte ventilatório parcial, utilizado para o desmame (Chatburn, 2003).

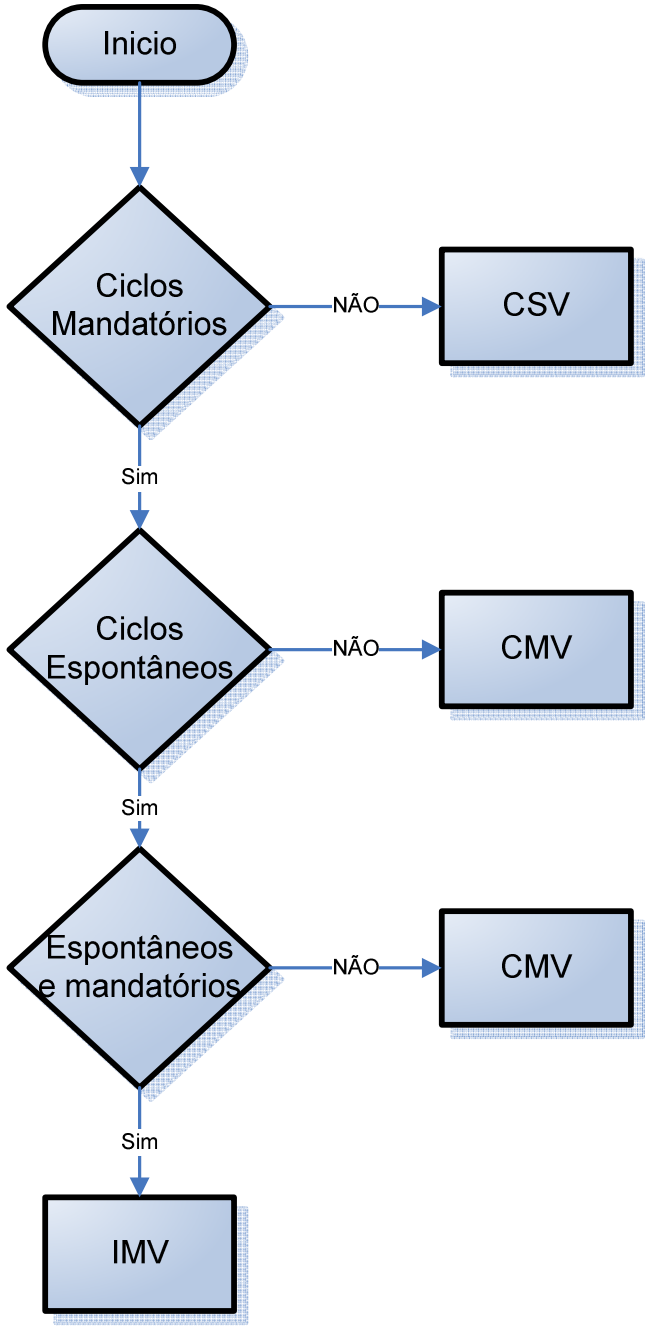



Figura 16 Sequência CSV, CMV, IMV (Chatburn, 2003),

### 2.11.7 Tipo de controle

O tipo do controle é a colocação em categorias na função de controle da realimentação do ventilador. Este controle pode ser descrito organizado em níveis do controle. No nível mais baixo o controle é focado diretamente no que acontece na inspiração em si. Este controle é chamado **controle tático** e há uma necessidade direta de intervenção do operador para a entrada de valores estáticos, os valores dos limites máximos de pressão e fluxo, volume corrente e temporização. O **controle estratégico** é utilizado na classe de ventilador com tipos de controle que permitem ao ventilador realizar mudanças táticas (por exemplo, set Point automaticamente ajustados) em resposta a mudanças na condição do paciente, baseado em uma estratégia de longo prazo. Neste controle, o ventilador assume o controle dos parâmetros estáticos setados pelo operador. Eles são ajustados dinamicamente pelo ventilador utilizando a informação colhida em vários ciclos, baseando em algum modelo de desempenho desejado. O ultimo nível, o mais alto do controle pode ser considerado o **controle inteligente**, onde o operador poderia, em teoria, ser eliminado totalmente, sendo utilizados então programas de inteligência artificial que controlariam totalmente os controles táticos e estratégicos (Chatburn, 2003).

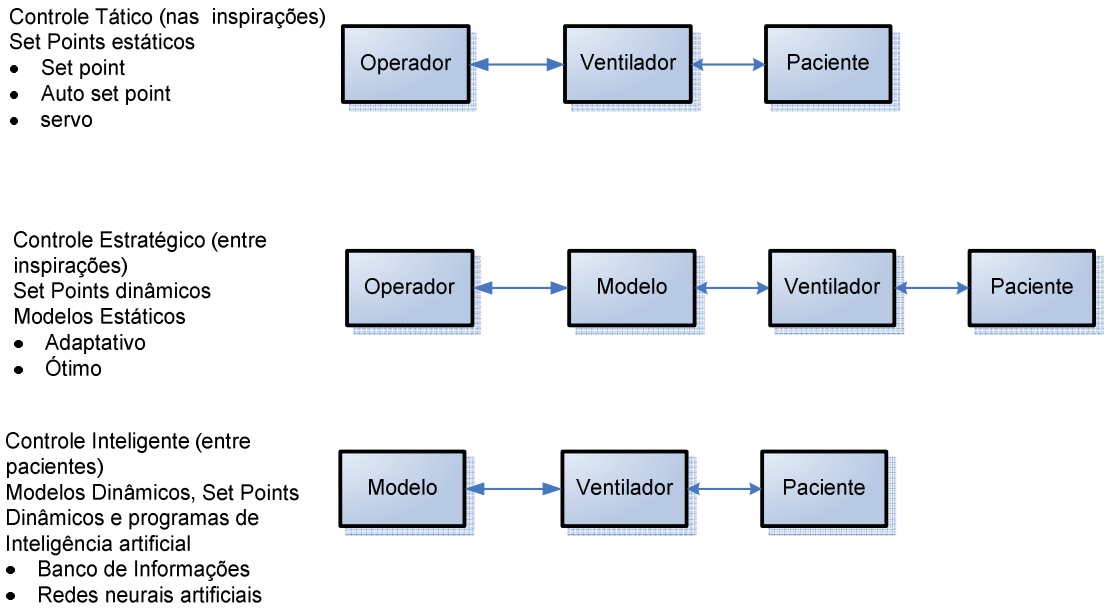



**Figura 17Organização de níveis de controle (Chatburn, 2003)**

### 2.11.8 Algoritmos Operacionais

No nível mais alto de detalhe, a descrição da modalidade deve trazer as situações especificas usadas pelo circuito de controle do ventilador para gerar o padrão da respiração. Esta descrição deve incluir uma lista das variáveis por fase, variáveis condicionais e se usados, qualquer programa de inteligência artificial. As variáveis de fase são variáveis utilizadas para descrever aspectos porque alguns modos são tão similares que a descrição de 2º. nível não é suficiente para descrevê-los. No caso de IMV, a diferença entre estar com a pressão de suporte ligada ou desligada seria apenas o valor da pressão de suporte, que estaria acima da pressão de base (Chatburn, 2003).

Em se referindo a modos é conveniente mencionar ciclo ventilatório sendo iniciado pelo ventilador ou iniciado pelo paciente. Para que o ciclo seja iniciado pelo paciente este deve ter a capacidade de fazê-lo espontaneamente, modificando o tempo inspiratório. Se este não for o caso, a inspiração deve ser controlada e inicializada pelo ventilador. Com ciclagem a pressão, o paciente pode tornar o tempo inspiratório mais longo fazendo um esforço inspiratório. Como no caso de pressão de suporte, onde a inspiração termina com um valor ajustado, que em ciclagem a fluxo, seria uma porcentagem do valor máximo atingido pelo fluxo de demanda do paciente. Pode também acontecer o que é

chamado de ciclagem passiva, que acontece quando a entrega de gás nos pulmões é limitada por restrições físicas da complacência e resistência da caixa torácica (Chatburn, 2003).

O Volume ($V_T$) é volume do gás, quer seja inalado ou expirado, durante a respiração (Chatburn, 2003).

Em resumo, o ciclo pode ser iniciado pelo tempo ou volume. Ele é chamado de trigger pela máquina, enquanto trigger a pressão ou fluxo junto com mecanismos como movimento da parede do peito, impedância trans-torácica e atividade elétrica no diafragma podem ser chamadas de trigger do paciente (Chatburn, 2003).

Quanto mais complexo for o modo, mais necessário se torna para lógica do programa de controle que maneja os eventos, distinguir as diferentes fases do padrão da respiração. Uma maneira de fazê-lo é especificar variáveis condicionais. Por exemplo, se a ventilação espontânea-minuto ficar abaixo de um determinado valor, então entregar ciclos mandatórios para subir este valor. Mas, resumidamente, um conjunto destes algoritmos poderia tecnicamente representar uma modalidade, mas não necessariamente ser chamada assim. Pode ser apenas parte de um algoritmo geral para o controle desta modalidade (Chatburn, 2003).

O Controle Inteligente é utilizado em uma classe de ventilador com tipos de controle que têm controle estratégico e/ou controle táticos, usando programas de inteligência artificial. E o controle baseado em conhecimento é um tipo de controle de ventilador que tenta capturar a experiência de especialistas humanos. Pode usar  vários sistemas de inteligência artificial, tais como algoritmos de lógica ramificados, tabelas de procura e busca, ou lógica FUZZY. O Controle com rede Neural é um tipo de controle que pode ser utilizado em um ventilador e que utiliza ferramentas de dados de um modelo chamado de rede neural artificial para capturar e representar relações complexas de entrada-saída. Uma rede neural aprende por experiência, da mesma forma que o cérebro humano faz, armazenando conhecimento nas forças das suas conexões. O controle ótimo é o tipo de controle de ventilador que usa ajustes automáticos dos set points para otimizar outras variáveis para

quando o paciente necessita de mudança. Otimizar indica que a realização de algumas medidas do sistema é maximizada ou minimizada. Por exemplo, cada respiração pode ser pressão-limitada e o limite da pressão é automaticamente ajustada entre as respirações. Portanto, este ajuste não é apenas para atingir um valor pré-estabelecido tal como $V_T$ (como no controle adaptativo). Apesar disso, o ajuste é feito de tal forma que o trabalho da respiração (que é calculada e atualizada dinamicamente) é minimizado e a ventilação por minuto pré-estabelecida é mantida (Chatburn, 2003).

Modos de controle utilizam modelos que especificam interações relativamente complexas entre ventilador e paciente. A lógica computacional é a interação entre as entradas (valores ajustados), sinais de realimentação e as saídas (padrão da respiração), acrescentando detalhes de como a modalidade opera, que não são dados nos outros componentes de especificação desta modalidade. (Chatburn, 2003)

### 2.11.9 Mistura Ar-Oxigênio

Oxigenação é uma das funções primárias do pulmão. Para uma oxigenação adequada do pulmão, há dois aspectos a serem apresentados. Um para a situação dentro do pulmão e outro no que diz respeito aos outros órgãos. A parte pulmonar aborda o quanto o pulmão é capaz de aproveitar o oxigênio. A parte externa estuda se a quantidade entregue aos órgãos do paciente é suficiente, e no caso negativo, causando a chamada Hipoxemia aguda, que é definida como a pressão parcial do oxigênio arterial menor que 8kpa (Chatburn, 2003).

A Hipercapnia é um valor relacionado a pressão parcial de CO2, Paco2 e quando atinge o valor abaixo de 3.7kA causa vaso dilatação na pele e região cerebral. Aumenta a pressão arterial. E a Hipocapnia é quando atinge um valor acima de 6.7kpa e causa vaso constrição e fluxo de sangue para os órgãos (Chatburn, 2003).

O uso de oxigênio suplementar tem sido para aliviar os efeitos da hipóxia nos tecidos causados pela insuficiência respiratória ou cardíaca e é uma das substancias mais utilizadas no ambiente hospitalar. Oxigenação dos tecidos depende da entrega adequada de oxigênio e extração com a detecção precoce da hipóxia para destruição progressiva dos órgãos e morte. O ar presente na atmosfera possui uma porcentagem de 21% portanto tem uma fração de Oxigênio, o $FiO_2$ de 0,21. É, portanto possível entregar qualquer faixa de $FiO_2$ começando em 0.21 e indo até 1.0, dependendo da mistura de ar e oxigênio usada e as características dos dispositivos que está entregando esta mistura e a interface. A pressão parcial de $O_2$ não pode ser realisticamente predita em pacientes doentes. A recepção de hemoglobina do oxigênio é determinada pela pressão parcial do oxigênio, que por sua vez é determinada pelo $FIO_2$ e a pressão barométrica (MACKENZIE, et al., 2008).

O uso excessivo de $O_2$ em um período de tempo prolongado pode danificar os pulmões, embora seja difícil de medir o dano causado em população humana. Uma diminuição na complacência pode ocorrer, junto com hemorragia intersticial e edema intra-alveolar que resultaria em fibrose pulmonar. Porcentagens seguras para uso ainda não são conhecidas e toxicidade pode ocorrer. Como a Hipoxemia só pode ser resolvida com o aumento de porcentagem de $O_2$. A situação fica em um ciclo vicioso (MACKENZIE, et al., 2008).

### 2.11.10 Controle de Pressão

A precisão deste sistema é importante por muitos aspectos. Uma das funções do ventilador é medir a complacência e a resistência do pulmão. Quando o sistema respiratório falha e a ventilação mecânica é necessária, o sistema mecânico respiratório pode mudar em modos característicos que podem ser estudados com um controle preciso de pressão tanto inspiratória quanto expiratória. O método quasi-estático de pressão-volume (curva P-V) descreve o comportamento mecânico do pulmão e da cavidade pulmonar durante o enchimento e esvaziamento. Este método necessita muita precisão no controle da pressão, pois os fluxos utilizados para estas medições precisam ser bastante baixos (Harris, 2005).

Um desempenho rápido e preciso também é necessário para um número de situações em ventilação mecânica. Doenças como ARDS, que se caracteriza com um aumento em resistência impõe uma dificuldade grande para o controle de pressão e medidas precisas e controle rápido são imprescindíveis. (Bigatello, et al., February 2005).

### 2.11.11 Controle a volume

Volume entregue ao pulmão deve também ser bem controlado, e um volume diminuído pode acarretar em uma diminuição do tamanho dos alvéolos, um desrecrutamento. Este controle é indireto, dependendo do controle de fluxo. É sabido que o recrutamento, que consiste no aumento da pressão mantida no pulmão por uma quantidade de tempo. O oposto que pode ser causado por um controle pobre do fluxo e volume pode causar o efeito contrário (Bigatello, et al., February 2005).

## 2.12 Auto PEEP

A Diferença positiva entre a pressão alveolar do fim da expiração e a pressão ao final da expiração (PEEP) que o clínico ajusta no aparelho. O auto PEEP é a pressão associada com o gás preso no circuito respiratório quando a hiperinflação ocorre. A Pausa da expiração é a obstrução das vias aéreas no momento quando a próxima inspiração irá começar para medir esta situação (Chatburn, 2003).

## 2.13 Auto trigger

O vazamento é a diferença do estado permanente entre o volume inspirado produzido pelo ventilador e o volume expirado produzido pelo paciente (Chatburn, 2003).

Uma condição na qual o ventilador repetidamente triga sozinho por que a sensibilidade foi ajustada em um valor muito alto. Para o trigger de pressão o ventilador pode auto trigar devido a um vazamento no sistema que diminui a pressão do circuito ventilatório abaixo do valor limite de trigger. Quando a sensibilidade é ajustada muito alta, mesmo a batida do coração pode causar um falso trigger (Chatburn, 2003).

### 2.14 Ciclos e Ciclagem

Limite de Pressão é quando a pressão inspiratória atinge um valor pré-estabelecido e é mantido antes do ciclo terminar (Chatburn, 2003).

Ciclar é quando o tempo da inspiração termina e o fluxo expiratório começa. A Variável de ciclagem é aquela variável que o quando o seu valor chega a um ponto determina a mudança de inspiração para expiração, ou seja a ciclagem. O ciclo de pressão é a inspiração termina (por exemplo, o fluxo expiratório começa) quando a pressão das vias aéreas alcança o valor limite pré-estabelecido. (Chatburn, 2003).

### 2.15 PEEP intrínseco

É um aumento do volume no final da inspiração, causando um aumento do volume residual (chamada hiperinflação dinâmica). Ele causa uma pressão no final da expiração residual. Pode ser também chamado auto-PEEP (Chatburn, 2003).

### 2.16 Tempo

Quando se falando em modalidades as definições de tempo são bem específicas.

#### 2.16.1 O Tempo de fluxo inspiratório

É o período desde o início do fluxo inspiratório ao término do fluxo inspiratório (Chatburn, 2003).

#### 2.16.2 O Tempo de pausa da Inspiração

É O período desde quando o fluxo de inspiração para até o início do fluxo e expiração (Chatburn, 2003).

#### 2.16.3 O Tempo de Inspiração

É o período do início do fluxo de inspiração até o começo do fluxo de expiração (Chatburn, 2003).

### 2.16.4 O tempo de inspiração

É igual ao tempo do fluxo de inspiração mais o tempo de pausa da inspiração (Chatburn, 2003)

### 2.16.5 Tempo de pausa da expiração

É o período desde o final do fluxo de expiração até o começo do fluxo a inspiração (Chatburn, 2003).

### 2.16.6 O tempo de expiração

É o período desde o começo do fluxo expiração até o início do fluxo de inspiração (Chatburn, 2003).

### 2.16.7 O tempo de expiração

É igual ao tempo de fluxo de expiração mais o tempo de pausa de expiração Período Ventilatório (Chatburn, 2003).

### 2.16.8 O período ventilatório

Também chamado tempo de ciclo total ou ciclo de respiração total, é o tempo desde o início do fluxo inspiratório de uma respiração até o início do fluxo inspiratório da próxima respiração; tempo inspiratório mais tempo expiratório; é o recíproco da frequência ventilatória (Chatburn, 2003).

### 2.16.9 Constante tempo.

O tempo ao qual uma função exponencial conseguiu 63% de seu estado de valor constante em resposta a uma etapa da entrada; o tempo necessário para pulmões inflados para esvaziarem passivamente para 63%; o tempo necessário para que os pulmões encham passivamente 63% durante ventilação por pressão-controlada com uma forma de onda de pressão retangular. A constante de tempo para um sistema mecânico passivo é calculado como produto de resistência e complacência, e tem unidades de tempo (normalmente apresentada em segundos) (Chatburn, 2003).

### 2.16.10 Tempo de ciclagem total

O mesmo que "período ventilatório," que é a soma do tempo inspiratório e do tempo expiratório (Chatburn, 2003).

## 2.17 Limites

Restringir a magnitude de uma variável (pressão, volume, ou fluxo) de alguns valores pré-estabelecidos. O limite da variável é quando a variável pode alcançar e ser mantida a um nível previamente estabelecido antes do final da inspiração mas não termina a inspiração. Pressão, fluxo, ou volume podem ser variáveis de limite (Chatburn, 2003).

## 2.18 Ventilação mandatória

Uma respiração na qual o tempo e/ou tamanho da respiração é controlada pelo ventilador. Ou seja, o aparelho dispara e ou ciclos de respiração (Chatburn, 2003).

## 2.19 Pressão

Valores de pressão típicos importantes para as modalidades ventilatórias.

### 2.19.1 A pressão das vias aéreas principais

é a média da pressão na abertura das vias aéreas; a pressão da via aérea principal é a área sob a curva do tempo de pressão para um ciclo de respiração dividido pelo tempo total do ciclo de respiração (por exemplo, tempo inspiratório mais o tempo expiratório). O PEEP é a Pressão positiva final da expiração, que é pressão positiva (relativa a pressão atmosférica) mantida durante a expiração. Normalmente associada com ventilação assistida (Chatburn, 2003).

### 2.19.2 PEEP Total.

A soma do auto-PEEP e intencionalmente aplicado PEEP ou CPAP (Chatburn, 2003).

### 2.19.3 A pressão de platino

é a pressão estática trans-respiratória no final da inspiração durante uma espera inspiratória para uma respiração assistida (Chatburn, 2003).

### 2.19.4 Diferença de pressão vias aéreas.

Pressão na abertura da via aérea menos pressão nos pulmões (por exemplo, pressão alveolar) (Chatburn, 2003).

### 2.19.5 Diferença de pressão trans-alveolar.

Pressão nos pulmões menos pressão no espaço pleural. Igual a diferença de pressão transpulmonar somente abaixo das condições estáticas. (Chatburn, 2003)

### 2.19.6 Diferença de pressão da caixa torácica.

A pressão no espaço pleural menos a pressão na superfície do corpo (Chatburn, 2003).

### 2.19.7 Diferença de pressão transpulmonar.

Pressão na abertura da via aérea menos pressão no espaço pleural (Chatburn, 2003).

### 2.19.8 Diferença de pressão trans-respiratória.

Pressão na abertura da via aérea menos pressão na superfície do corpo (Chatburn, 2003).

### 2.19.9 Pressão Trans-torácica.

Pressão nos pulmões menos pressão na superfície do corpo (Chatburn, 2003).

## 2.20 Controle de set point automático

O ventilador automaticamente calcula o set point que será utilizado naquele momento. Por exemplo, a saída do ventilador é automaticamente ajustada durante a ventilação para manter o volume ajustado usando ou a pressão ajustada ou o fluxo ajustado. A respiração pode começar como controlada a pressão e automaticamente mudar para controlada a volume ou vice versa (Chatburn, 2003).

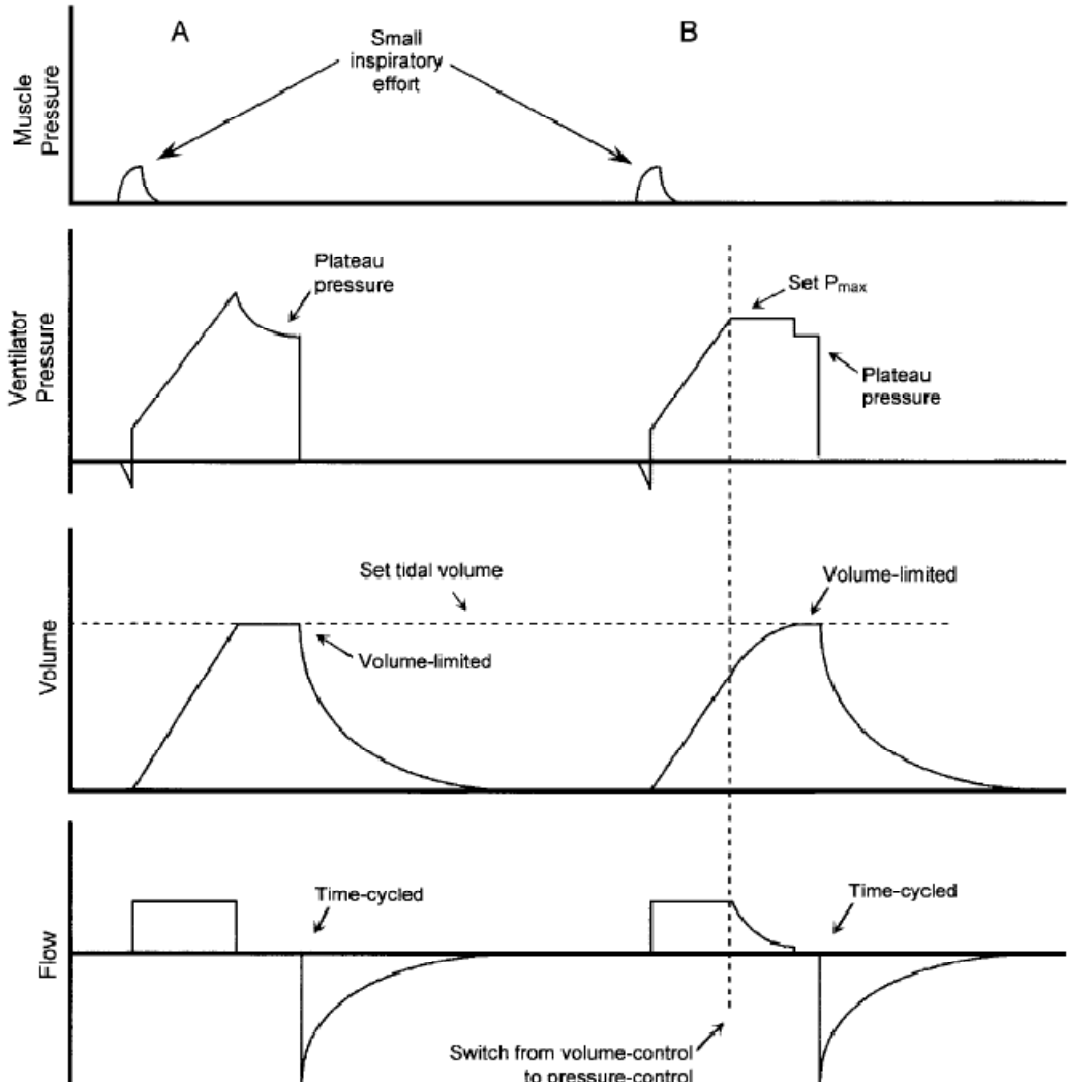



Figura 18 Controle de set point automático (Chatburn, 2003)

### 2.21 Ventilação Mandatória Minuto

Um modo no qual o ventilador monitora a ventilação por minuto expirada como uma variável condicional. No caso de que o paciente ou dispare respirações mandatórias ou gere suas próprias respirações espontâneas sempre que possível para manter a ventilação por minuto pré-determinada, o ventilador não interfere. Portanto, se a ventilação por minuto expirada cai para um valor menor do que o estabelecido pelo operador, o ventilador irá disparar respirações mandatórias ou aumentará o limite da pressão até que o objetivo seja alcançado**.** A Ventilação Minuto é a média do volume de gás entrando ou saindo, dos pulmões por minuto (Chatburn, 2003).

É um modo ventilatório com volume minuto pré-ajustado. O paciente pode respirar espontaneamente (com ou sem pressão de suporte) e contribuir para o volume minuto total. A diferença entre o volume minuto pré-ajustado e o volume minuto do paciente é compensada por ciclos mandatórios. Vantagem: ajusta automaticamente o suporte ventilatório, evitando reduções do volume minuto decorrentes de alterações da mecânica respiratória ou do esforço do paciente; e Desvantagem: se o paciente não realizar ventilações espontâneas funciona como um modo controlado. (Carvalho, et al., 2007).

### 2.22 Pressão de Suporte

Pressão de suporte é uma modalidade ventilatória comumente utilizada. É uma modalidade trigada pelo paciente, limitada pela pressão e normalmente ciclada pelo fluxo. A dificuldade de trigger normalmente vem do PEEP intrínseco, ou uma pressão residual no pulmão do paciente. A pressão gerada nas vias aéreas no inicio da inspiração é determinada pelo valor escolhido de pressão de suporte e o tempo de subida. O valor do tempo de subida é um valor ajustado pelo profissional da área médica. A entrega de fluxo durante o PSV é determinado pelo valor da pressão de suporte, a pressão gerada pelos músculos respiratórios e a mecânica do sistema respiratório. O volume entregue é determinado pela área abaixo da curva de fluxo. A assincronia entre paciente e ventilador pode ocorrer durante este modo se o fluxo no qual o ventilador esta passando para a expiração não coincide com o determinado pela inspiração neural do paciente (Hess, February 2005).

O suporte parcial de ventilação é quando o ventilador e os músculos respiratórios respectivamente proporciona algum trabalho de respiração. Durante um suporte parcial de ventilação, pressão do músculo se adiciona à pressão do ventilador na equação do movimento. No caso de Suporte ventilatório total o ventilador proporciona todo o trabalho de respiração. Em modo suporte de ventilação total, pressão do músculo na equação do movimento é zero (Chatburn, 2003).

### 2.23 Ventilação assistida

Uma ventilação durante a qual toda ou parte do fluxo inspiratório ou expiratório é gerada pelo ventilador que está fazendo todo o trabalho de respiração do paciente. Em termos mais simples, se a pressão nas vias aéreas sobe acima da pressão de final de expiração durante a inspiração a respiração é assistida (como em pressão de suporte). Também é possível assistir a ventilação diminuindo a pressão nas vias aéreas abaixo da pressão de final da expiração. Em contraste, respiração espontânea durante a pressão positiva continua nas vias aéreas CPAP são não assistidas, porque o ventilador apenas mantém uma pressão constante durante a inspiração (Chatburn, 2003).

### 2.24 Ventilação não invasiva

O tratamento ventilatório tem 6 estágios (Pneumatikos, et al., 2009):

1. Tratamento de falha respiratória aguda
2. Suspeita de descontinuidade potencial de ventilação mecânica
3. Estimativa de critérios de melhora
4. Teste para a tentativa de respiração espontânea
5. Retirada de tubo de traqueostomia
6. Recolocação de tubo de traqueostomia

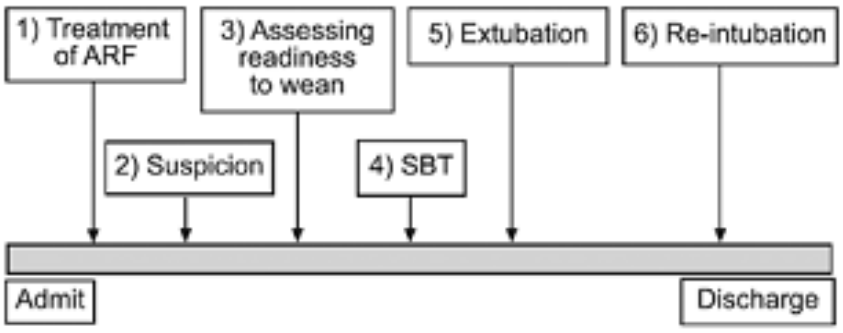



Figura 19 Os 6 estágios da ventilação mecânica (Pneumatikos, et al., 2009)

Em pacientes com intubação endotraqueal, que não conseguem respirar espontaneamente, a ventilação não invasiva pode ser estagio intermediário para um desmame de sucesso. Para pacientes com riscos aumentados de reintubação, incluindo os estados pós-operatórios são especialmente sujeitos a problemas com o desmame. Muitos casos de reintubação terminam por causar a morte do paciente. Estudos foram feitos e apontaram a ventilação não invasiva como método de sucesso para a retirada da intubação. Este método pode e deve ser utilizado para evitar problemas para o desmame de pacientes de ventilação mecânica (Pneumatikos, et al., 2009).

Ventilação assistida depende de maneira crítica de se adaptar as necessidades dos pacientes. Ventiladores podem ser categorizados na maneira que o ventilador é configurado para entregar um fluxo de ar e como ele cicla entre inspiração e expiração. São controlados, assistidos ou uma combinação dos dois. A ventilação intermitente sincronizada (SIMV) é um exemplo, podendo inclusive ser encontrado em muitos ventiladores portáteis. O CPAP, Pressão Continua Positiva nas vias aéreas pode ser usada usando fluxo por demanda ou fluxo contínuo. Pode ser usado com uma fonte de fluxo normal ou um compressor portátil. O PSV permite o paciente controlar os tempos de inspiração e expiração, mas mantendo um valor de pressão ajustado, em conjunto com o esforço do paciente e a mecânica do paciente é que determina o fluxo e o volume entregue. O trigger pode ser constante, mas a maioria dos ventiladores permite ajustar um valor. Manter a pressão enquanto se mantém o volume entregue é um fator também necessário. A maneira utilizada para a ciclagem também tem um impacto relevante no esforço expiratório e pode causar a perda de sincronização entre ventilador e paciente (Schnhofer, et al., 2002).

### 2.25 Modos adaptativos

Controle adaptativo é onde um set point (por exemplo, o de pressão) do ventilador é ajustado automaticamente ao longo de vários ciclos para manter outro set point (por exemplo, um de volume) à medida que a condição do

paciente muda. Portanto, o ventilador se adapta a mudanças de set point (Chatburn, 2003)

Ventilação mecânica tradicional é feita tanto a volume constante ou com pressão constante. Nos últimos anos, um controle duplo (controle de pressão adaptativa) foi introduzido na tentativa de combinar a entrega de volume da ventilação (volume e volume por minuto) com as vantagens da ventilação à pressão (fluxo rápido e variável e esforço de respiração reduzido). Controle de pressão adaptativo é uma ventilação com pressão controlada que utiliza um controle em malha fechada da pressão configurada para manter o mínimo de volume entregue. Estudos mostraram que o controle de pressão adaptativa reduz o pico da pressão inspiratória, comparada ao controle de volume. Quando comparado à ventilação com controle de pressão tradicional, nenhuma diferença foi identificada. Enquanto que o controle com pressão adaptativa pode garantir um volume mínimo, não tem a capacidade de garantir um volume constante. Uma das preocupações é que o ventilador não seja capaz de diferenciar entre um esforço pulmonar melhorado e um aumento do esforço do paciente (Branson, et al., April 2007).

Os médicos devem estar alerta às limitações do controle de pressão adaptativo e entender quando outras técnicas de entrega de respiração são mais apropriadas (Montecchia, et al., 2007).

Ciclos com pressões controladas são entregues usando se o quanto de fluxo for necessário para alcançar o limite de pressão pré-estabelecido. Embora existam algumas pequenas diferenças nos algoritmos que controlam estas técnicas, a operação das mesmas é bem semelhante. Ao selecionar uma modalidade com controle de pressão adaptativa, o ventilador proporciona um teste de respiração. Este teste pode ser com uma constante de pressão ou volume (Branson, et al., April 2007).

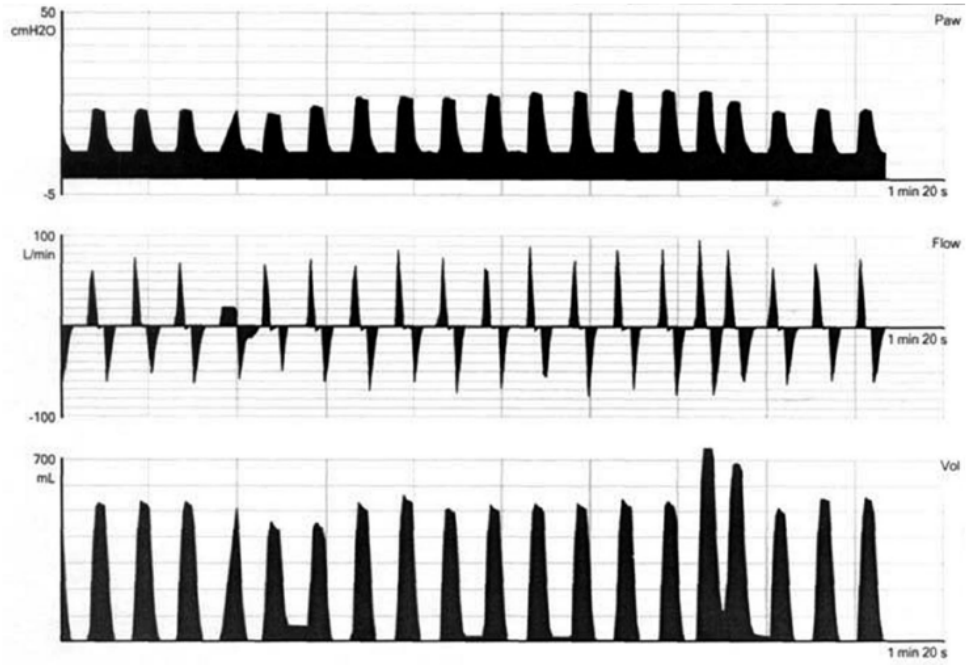



**Figura 20 Pressão adaptativa (Branson, et al., April 2007)**

As primeiras 3 inspirações são simplesmente controladas a pressão. O processo se inicia, e uma inspiração de teste é entregue usando um controle a volume e fluxo constante. Inspirações sucessivas usam controle adaptativo até o volume desejado é atingido, neste caso, um volume de 550 ml. Quando a complacência aumenta, o volume passa do desejado e a pressão é reduzida ao longo de 3 inspirações até o volume chegar ao valor desejado (Branson, et al., April 2007).

### 2.25.1 Tipos de modos adaptativos

Inovações para estas modalidades adaptativas foram pesquisadas para sistemas avançados para alcançar as melhorias para os sistemas existentes para ventilação assistida e controlada. Otimização da ventilação dual com formas de onda quadradas, porque o estimulo das vias aéreas pela pressão para um paciente com problemas graves. Realimentação adaptativa para o controle, que utiliza as características respiratórias monitorizadas do paciente ao invés de valores pré-definidos de parâmetros. Aproximação mais realística da forma de onda da pressão para uma forma de onda para uma forma de onde pressão fisiológica transpulmonar e implementação de um procedimento de compensação para que as formas de onda de pressão ficassem imunes a

variação das características respiratórias do paciente (Branson, et al., April 2007).

### 2.25.2 Motivos a favor destes métodos

Controle de pressão adaptativo deve ser usado com virtualmente todos os pacientes com ventilação mecânica. A função e os atributos do controle de pressão adaptativo sugere um grande número de vantagens, se comparado a ambos controle a volume e a pressão. A função do controle de pressão adaptativo é tal que o pico da pressão das vias aéreas proporcionada é a pressão mais baixa possível para manter o volume entregue desejado. Há uma melhor sincronia entre paciente-ventilador, e menos intervenção do médico e desmame automático (Branson, et al., April 2007).

## 2.26 Interfaces

### 2.26.1 Interface entre paciente e ventilador

A maneira que o ventilador se relaciona com o paciente e como os parâmetros de controle são corrigidos definem como o controle pode ser. O controle pode ser feito em malha aberta ou malha fechada, que usa sensores para a determinação de que os parâmetros de controle estão sendo mantidos dentro das faixas desejadas. Alguns refinamentos dos controles em malha fechada são o auto controle de set point, o servo controle, que segue o valor do parâmetro e corrige quando ele não está no valor desejado e o controle adaptativo, que além de controlar a pressão também se assegura que o volume entregue esteja assegurado. Mais sofisticados que estes dois modos, existe o controle chamado ótimo, que permite que o ventilador ajuste automaticamente volume e pressão para conseguir a entrega de volume ao longo do tempo que seria ideal para a melhora do paciente. Existem métodos mais sofisticados ainda para o controle, baseados em bancos de dados ou redes neurais, para a supervisão do controle para um objetivo mais complicado (Chatburn, 2004)

### 2.26.2 Interface entre ventilador e operador

Inicialmente, apenas botões e sinalizações com LEDS eram utilizados para servir de interface entre o ventilador e o operador, mas a evolução trouxe a possibilidade de uma troca de informações muito mais completa. Existe muito pouca literatura para descrever as interfaces homem máquina (IHM), e uma maneira para se analisar este problema é o método heurístico. Este método usa regras práticas para um bom projeto para identificar dificuldades que operadores encontram (Chatburn, 2004).

Os dados fornecidos pelos ventiladores podem ser de grande ajuda clinica para avaliar a mecânica ventilatória durante a ventilação mecânica. Em terapia intensiva, a mecânica respiratória pode ser acessada em condições dinâmicas, sem interrupção de fluxo ou condições estáticas, com técnicas de oclusão. Para gravar a complacência e a resistência e monitorar pressão fluxo e volume. A visualização em tempo real da curva de pressão é crucial para o monitorização durante a ventilação a volume, na qual a pressão é uma variável dependente. A analise da curva de pressão tem pouca utilidade durante a pressão controlada a pressão na qual a variável dependentes é a forma de onda de fluxo, que varia de acordo com mudanças na mecânica do sistema respiratório (Chatburn, 2004).

Loops de pressão versus volume e fluxo versus volume fornecem informação útil na variação da complacência e resistência do sistema. São também fornecidos dados completos da monitorização da mecânica do sistema respiratório associados com a ventilação mecânica (Lucangelo, et al., 2005)

## 2.27 Problemas

### 2.27.1 Melhor interação entre paciente e ventilador

A não sincronização entre paciente e ventilador se refere ao fenômeno do paciente mecanicamente ventilado que falha ao tentar iniciar um ciclo ventilatório do ventilador em um modo assistido, resultando em uma frequência do ventilador que é menor do que os esforços ventilatórios do paciente. A figura que segue mostra um exemplo de dificuldade de um paciente em iniciar um ciclo de ventilador, pode se notar que apenas um ciclo inicia a cada três

tentativas. As tentativas de trigger do paciente podem ser observadas como variações negativas no peso, que é a pressão medida na traqueia. Esta falta de sincronização ocorre normalmente quando a pressão inspiratória é menor que o valor escolhido para a o ventilador acionar, o valor de trigger não é o apropriado ou o ventilador tem dificuldades em identificar este estímulo (Chao, et al., 1997).

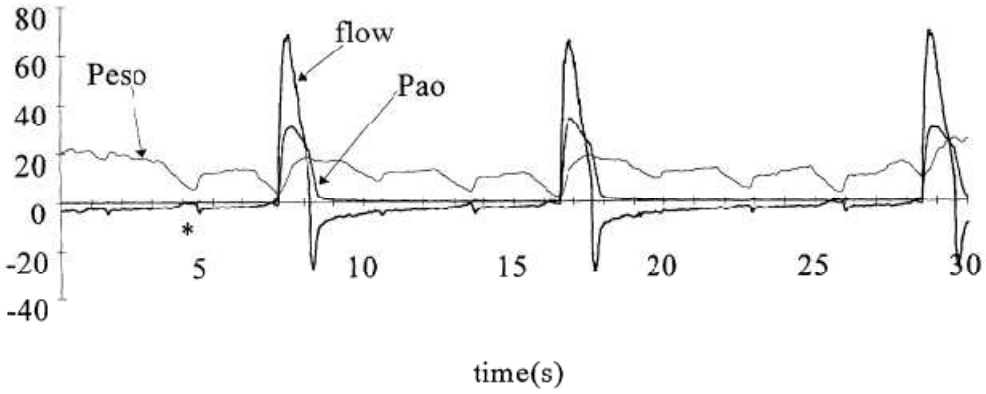



**Figura 219 Assincronia entre ventilador e paciente (Donn, et al., April 2003)**

A assincronia de trigger é associada a com a baixa capacidade respiratória e o alto auto PEEP. Os motivos relacionados ao ventilador são a baixa sensibilidade do trigger, vazamentos e alta resistência dos circuitos ventilatórios e baixo fluxo inspiratório (Chao, et al., 1997).

Para pacientes neonatais o sinal do trigger precisa ser uma medida ou relacionado com o esforço espontâneo, mas ele dever minimizar quaisquer outros mecanismos externos. Muitos sinais de trigger são utilizados para neonatos, incluindo variações em fluxo e pressão movimento abdominal, e impedância torácica. A chave para o sucesso de ventilação iniciada espontaneamente pelo paciente é o tempo de resposta, também chamado de atraso no trigger (trigger Delay). É o tempo que passa entre o valor do trigger atingido e o aumento mensurável de pressão na via aérea proximal. Tempos de atraso longos causam danos porque o paciente já está muito adiantado na sua inspiração quando o ventilador finalmente fornece o suporte ventilatório (Donn, et al., April 2003)

### 2.27.2 Recuperação de pacientes submetidos a ventilação mecânica

A sobrevivência de pacientes com falha respiratória que necessitam ventilação mecânica por mais de 12 horas foi 69%, dependendo não apenas de fatores presentes quando a ventilação foi iniciada, mas principalmente pelo desenvolvimento de complicações, mudanças em variáveis monitoradas, e o modo com o qual os pacientes evoluem durante o tempo de cuidado. A razão pela qual a utilização do ventilador também influencia no resultado dos tratamentos destes pacientes, considerando que pelo uso estendido dos aparelhos acaba por trazer algumas condições pulmonares que não existiam no paciente em primeiro lugar. O tempo que o paciente fica em ventilação mecânica e complicações no estado por causa dela são os fatores considerados (Esteban, et al., January 2010).

Quando o paciente está em fase de ser retirado do ventilador, ele está em um momento crítico para o seu restabelecimento. Desta forma, sensibilidade do ventilador, ou a capacidade de haver uma boa interface entre ventilador e paciente é fundamental.

Parte do problema a ser resolvido com o projeto do novo ventilador é justamente esta interface.

# Capítulo 3. Metodologia

## 3.1 Introdução

### 3.1.1 Histórico

O ponto de partida deste trabalho foi a análise da situação atual de ventiladores existentes, e o quanto poderia ser feito para que melhorias significativas pudessem ser introduzidas. O histórico de ventiladores mecânicos anterior era de ventiladores que, tinham muito sucesso de mercado, mas poderiam ser melhorados, de acordo com a opinião de profissionais da área, que pediam por modelos com número maior de ferramentas que facilitariam o seu trabalho. Estes poderiam evoluir em vários aspectos, eletrônicos, considerando os seus circuitos e componentes, ou mecânicos, pelas suas ligações com mangueiras para facilitar manutenção. As possibilidades que a tecnologia nos proporciona nos dias de hoje eram ferramenta importante para estas mudanças (K.TAKAOKA, 2007).

### 3.1.2 Proposta

A proposta deste trabalho é um novo ventilador, com hardware simplificado com qualidade aumentada e custo competitivo e funcionalidade seguindo os padrões de mercado, oferecendo facilidade de operação. Como este projeto teve caráter de pesquisa a ideia era transformar este estudo também em um ventilador comercialmente viável que fosse introduzido no mercado e ocupasse uma posição de destaque não só como um produto de alta qualidade mas também prático de usar, confiável e de fácil manutenção.

### 3.1.3 Mercado

Para o projeto ser realizável no prazo disponível, foram feitas pesquisas de mercado e reuniões com auxílio de profissionais da área de marketing e definiu-se a real tendência do mercado, com sugestões apresentadas nestas reuniões. Em grande parte, um ventilador líder de mercado foi utilizado para exemplificar estas sugestões, da empresa alemã (Draeger, 2004).

O segmento de mercado que este ventilador deveria ocupar era o segmento de hospitais na sua maioria públicos, onde o fator preço é o fator

mais importante. Nestes casos, o custo reduzido é fator determinante para a comercialização do aparelho. A qualidade e a fidelidade para os parâmetros controlados não diminui, portanto a qualidade dos componentes de hardware tem uma importância primordial neste conjunto. Como conclusão, o ventilador deveria ter o seu custo o mínimo possível, ainda considerando o uso de componentes de qualidade encontrados no mercado.

A partir das informações discutidas e pesquisas efetuadas, foi feita uma definição de inovações desejadas para ventiladores. Foram discutidas necessidades comerciais a serem incorporados e definiu-se a configuração mínima para o ventilador, as características funcionais e modificações em modalidades que este deveria ter e o custo objetivo para que ficasse competitivo no mercado.

### 3.1.4 Funcionalidade

Foi dada grande atenção à parte funcional do ventilador. Fabricantes de ventiladores e a área acadêmica ainda não adotaram um sistema padronizado para classificação e descrição de modos de ventilação. A proposta é seguir um padrão comum e existente no mercado hoje (Chatburn, 2003).

Ventiladores são projetados e construídos por engenheiros. Mesmo assim, todos os livros sobre este assunto, quase sem exceção são escritos por médicos. A distância entre os produtores e os utilizadores finais sempre causou problemas de interpretação dos dois lados.

### 3.1.5 Objetivos

Com a proposta, foram definidos os pontos que precisavam ser pesquisados e melhorados para que o ventilador fosse projetado como desejado. Optou-se pela escolha de certos componentes com desempenho melhor do que os constatados em aparelhos de geração anteriores. Alguns exemplos são o processador, circuito de PWM e transdutores medidores de fluxo. Foram substituídos certos componentes que eram fabricados internamente por componentes importados e de qualidade assegurada, como válvulas proporcionais e válvulas reguladoras. Outra diferença decidida foi

utilização de um sistema separado para a leitura do fluxo de ar e do fluxo de oxigênio, para um controle mais eficiente da mistura entregue pelo ventilador.

Grande ênfase foi colocada na leitura de fluxo e pressão. Para este fim, ela será feita utilizando a leitura de sensores, que trarão informação de como a pressão da mistura de gases está internamente e o seu fluxo, tanto entrando no pulmão, no momento da inspiração, quanto saindo dele, na expiração. O ventilador então será então responsável pelo controle do fluxo de ar inspiratório, do fluxo de oxigênio inspiratório, pressão inspiratória durante a descida de pressão do pulmão e por fim a pressão ao fim da expiração (PEEP). Para este fim, o sistema fará as leituras de fluxo inspiratório de ar e oxigênio, pressão no circuito respiratório e fluxo expiratório.

### 3.1.6 Definição do desempenho desejado

Enfim, é necessário definir exatamente quais os valores que devem ser alcançados pelo ventilador. Quando se fala em desempenho do ventilador mecânico, especificações básicas são obrigatórias, outras escolhidas por competição de mercado, outras por simples melhoria de desempenho.

Quando se fala de especificações obrigatórias, a referência é normativa, exigida pela ANVISA. As normas a ser em seguidas são (ISO-10651-1, 1993) (ABNT-NBR-13763, 1997), (ABNT-NBR-IEC-60601-1, 1994), (ABNT-NBR-IEC-60601-2-12, 2004). Estas normas cobrem a especificação de desvio máximo e mínimo permitido para as medidas do ventilador. Estas medidas são de pressão, fluxo e volume.

Parâmetros cujos valores vêm de exigências de mercado são a Frequência ventilatória, o tempo inspiratório e o tempo expiratório. Estes parâmetros são também dependentes da idade e peso dos pacientes. Para pacientes infantis, adultos e neonatais, a frequência inicial de funcionamento é 1 RPM. A frequência máxima para adultos dever ser 30 RPM, para Infantis 100 e para neonatos 150RPM. (Puritan-Bennett) O gráfico seguinte mostra valores padrão para frequências em todas as faixas de idade. (Chatburn, 2003)

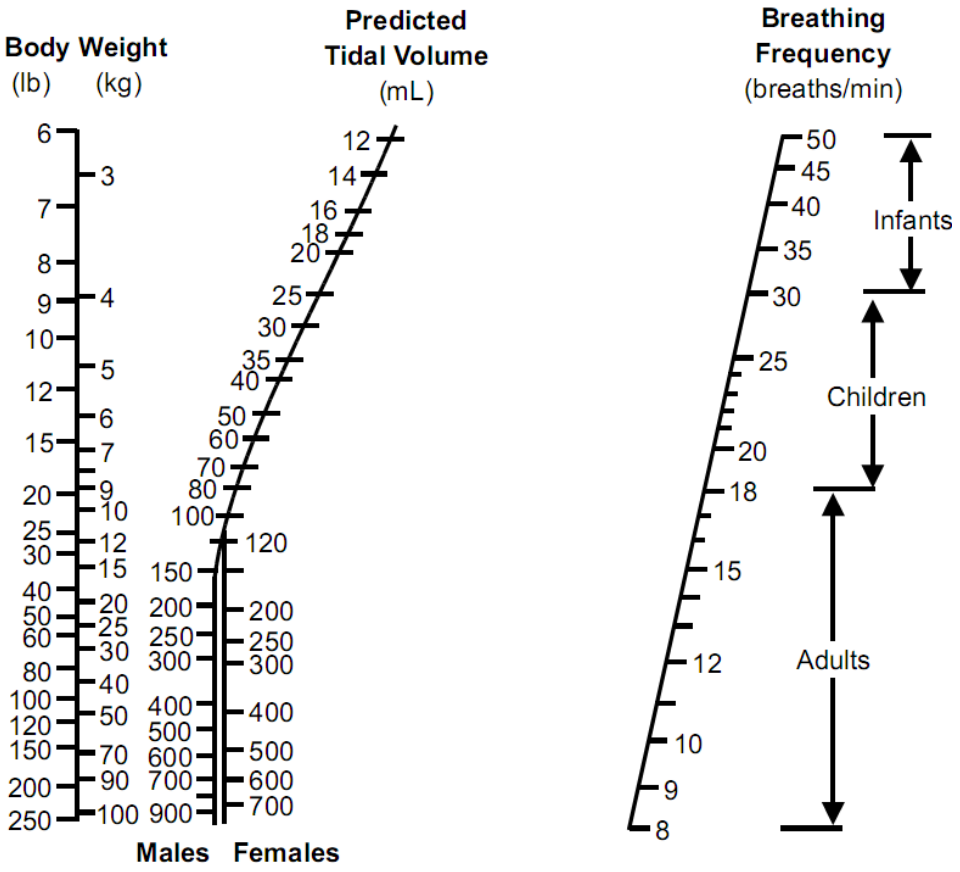



Figura 22 Frequências e volumes típicos (Chatburn, Septempber 2003)

Tempos inspiratórios variam para as idades consideradas. Para pacientes adultos, o tempo inspiratório mínimo é 0,5 segundo, enquanto para infantis é 0,3 e para Neonato 0,2. O tempo inspiratório máximo para os três casos é 80% do período, e os tempos expiratórios são 0,7seg para Adulto, 0,5seg para Infantil e 0,2seg para neonatal. (Siemens, 1992-1997)

Este ventilador tem a intenção de apenas atender pacientes infantis e adultos. Para atender também pacientes neonatais é necessário a utilização de diferentes transdutores e outra válvula de custos maiores.

Para o controle de fluxo, é necessário que atinja o fluxo desejado em menos de 250 mili segundos. Este valor foi determinado levando-se em consideração o tempo de resposta da válvula proporcional, típico de 120ms com uma margem de tolerância para diferentes peças em um lote (Norgren).

O tempo para se atingir o fluxo desejado também têm influência no sincronismo entre paciente e ventilador. Um estudo mostram que estes tempos

são relevantes, e foi considerado para o projeto (Chatmongkolchart, et al., July 2001).

O valor máximo de overshoot de no máximo 1% do valor de referência, ou 0,5 litro/min, o que for menor.

### 3.2 Descrição do sistema de ventilação

Na figura seguinte, pode-se ter uma visão simplificada do sistema de controle do ventilador.

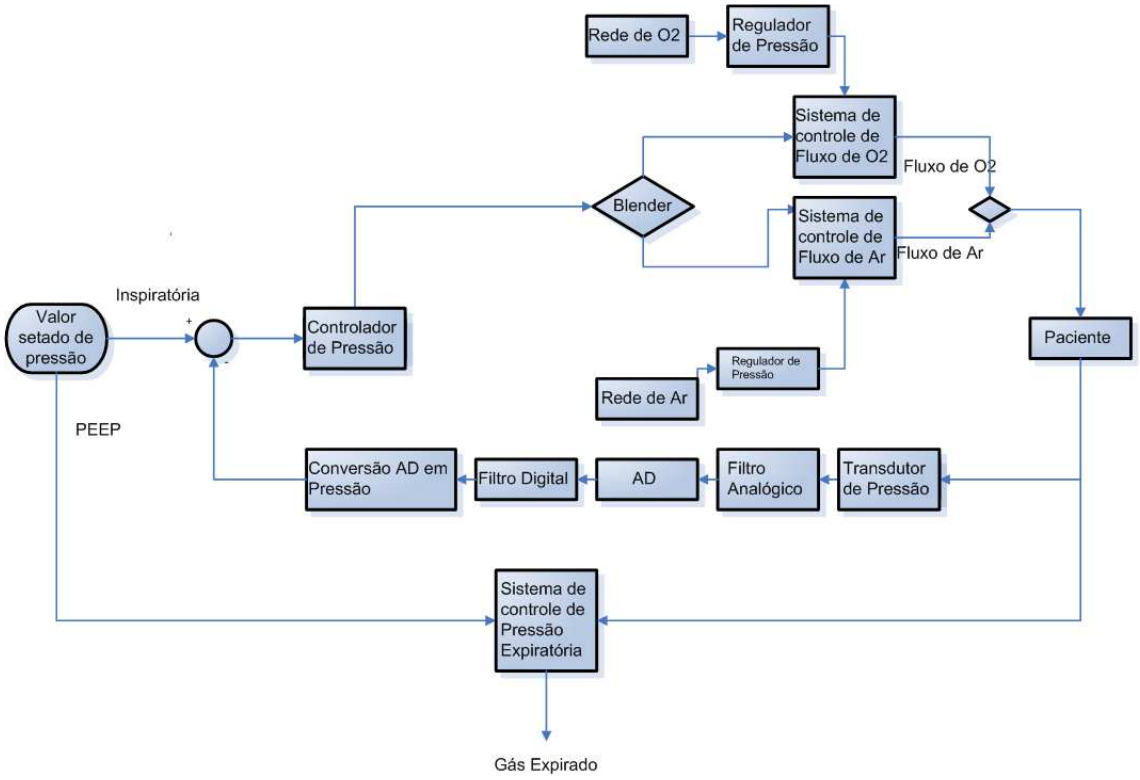



**Figura 23 Sistema simplificado do ventilador**

O operador define a modalidade e os seus parâmetros. Estes parâmetros são enviados ao controlador de modalidades que irá calcular os valores a ser controlados ao longo do tempo. O controlador de modalidades define volume, pressão limite, PEEP e $FIO_2$. O valor da pressão limite é enviado ao controlador de pressão inspiratória. Este valor é enviado para o circuito do BLENDER, que calcula e divide os valores de $O_2$ e Ar para que a porcentagem final seja a desejada. Este fluxo composto das duas parcelas dos gases é entregue ao paciente, e o seu valor somado dos dois transdutores de AR e $O_2$ é controlado como um valor total, passando pelo filtro analógico e o

conversor A/D, e este valor digital passa então pelo filtro Digital e convertido para valor real de fluxo para ser controlado.

O BLENDER calcula e controla o valor da porcentagem de fluxo. Quando o fluxo é entregue ao paciente, é controlado por uma quantidade de tempo também determinada pela modalidade, e quando este tempo termina, começa a fase expiratória. A mistura de gases então sai do pulmão do paciente, e a válvula magnética controla esta pressão para que fique no valor determinado.

### 3.2.1 Fonte de gases

A alimentação típica em um hospital é de ar comprimido ligado a um compressor e o Oxigênio proveniente de um cilindro ou uma usina. Ambos fornecem gases com pressão alta para os equipamentos médicos.

O ar e o oxigênio comumente disponível em um hospital vêm com uma faixa de pressão de entrada na ordem de 3 a 5 $Kgf/cm^2$, portanto é necessário baixar esta pressão para um valor, compatível com a pressão de entrada de uma válvula proporcional de mercado.

### 3.2.2 Reguladoras de Pressão

A maioria dos sistemas de entrega de fluxo que dependem de uma fonte constante de pressão que vem de reguladores pneumáticos como parte do sistema do ventilador. Reguladores de pressão são tipicamente mecanismos mecânicos que podem introduzir dinâmicas dependentes do fluxo, levando a problemas de controle. Queda de pressão de entrada a fluxo alto, recuperação depois do início de funcionamento (liftoff) oscilações, e limitação de fluxo são alguns dos problemas de reguladores que podem dificultar o desempenho do controle. Embora a fonte da entrada de ar e oxigênio entre hospitais diferentes possa variar, eles são frequentemente limitados entre valores mínimos e máximos conhecidos. Usando uma pressão constante para a entrada, o ventilador pode utilizar uma grande faixa de serviço, minimizando o impacto da entrega irregular do fluxo. A entrega de fluxo a um valor fixo reduz

significativamente a complexidade dos controles que possivelmente teriam que levar a pressão de entrada em consideração (Borrello, 2005).

Reguladores idealmente fornecem uma saída de pressão constante independente de variações de pressão na entrada ou fluxo de saída (Norgren).

No mercado, existem válvulas proporcionais cuja pressão na entrada pode ser alta, sem o perigo de vazamento, mas estes modelos são normalmente maiores e de custo elevado. Portanto, a pressão de saída da válvula proporcional foi escolhida como sendo um valor mais baixo.

Uma válvula reguladora de mercado é uma válvula normalmente aberta, e é colocada no início de um sistema para regular ou reduzir pressão (Plastomatic).

A pressão de saída foi definida como 35 PSI, pois ficava ainda na faixa dos outros equipamentos já existentes e era suficiente para que o fluxo na saída da válvula proporcional fosse alcançado. A válvula reguladora de pressão utilizada foi a do fabricante (Norgren).

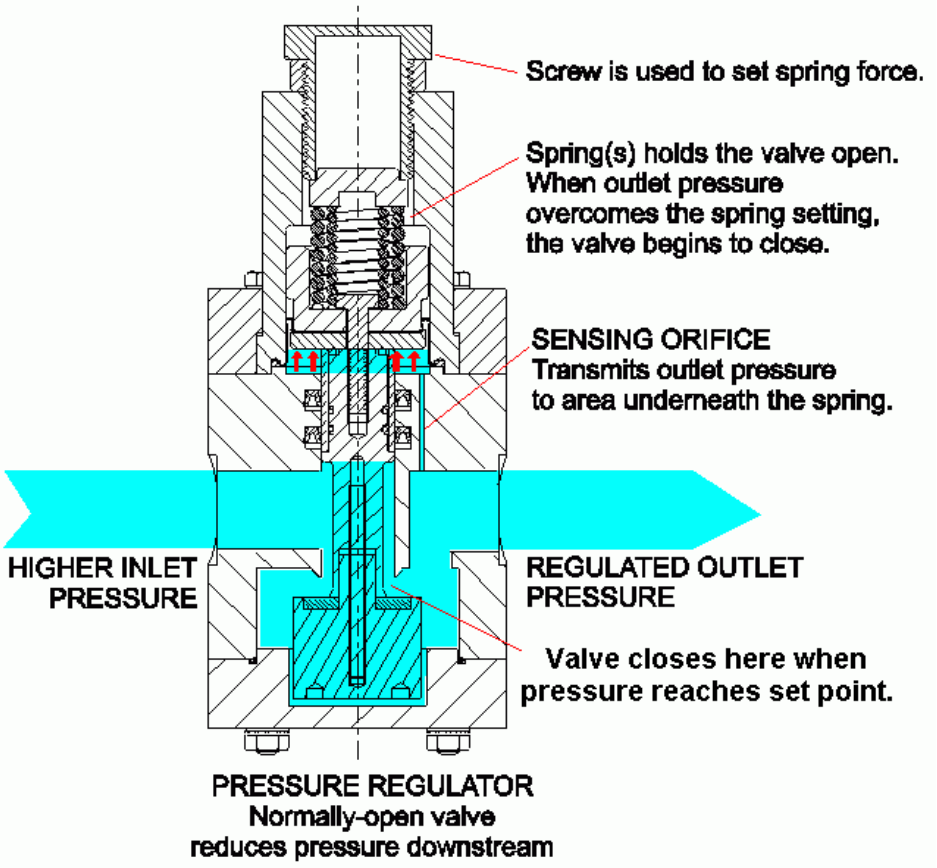



Figura 24 Válvula reguladora (Plastomatic)

### 3.2.3 O BLENDER

O controle da mistura, ou controle da fração de Oxigênio na mistura, o $FiO_2$, é necessário para fornecer uma concentração desejada na mistura de gases. Projetos anteriores de ventiladores se baseavam em misturadores mecânicos para fornecer gases misturados previamente para um controle único de fluxo, e misturadores como este ainda são comuns hoje em dia. Com o aparecimento de sensores medidores de fluxo de alta qualidade e a facilidade para lidar com o valor lido por estes sensores, um fornecimento mais preciso da mistura se tornou possível (Borrello, 2005).

Com o nome emprestado do inglês, o BLENDER é a parte deste sistema que é responsável por receber um valor determinado pelo profissional da área médica e gerar valores de Set point compatíveis com os controladores separados de fluxo dos dois gases a serem misturados. É um sistema que poderia ser de hardware ou software, que deve receber um valor de porcentagem e ter como resultado o valor parcial de cada gás a ser entregue para cada um dos controladores de fluxo.

Este algoritmo ou sistema pneumático leva em consideração a porcentagem de 21% existente no ar e mistura com o oxigênio puro para conseguir o valor desejado. Para o controle de $FiO_2$ foram estudados diferentes algoritmos (Luepschen, et al., 2007)

### 3.2.4 Sistema de controle do fluxo de Oxigênio ou Ar

O sistema de controle de fluxo de oxigênio ou ar é um sistema de controle que é responsável por controlar o fluxo no valor desejado. Um diagrama simplificado deste sistema é mostrado a seguir.

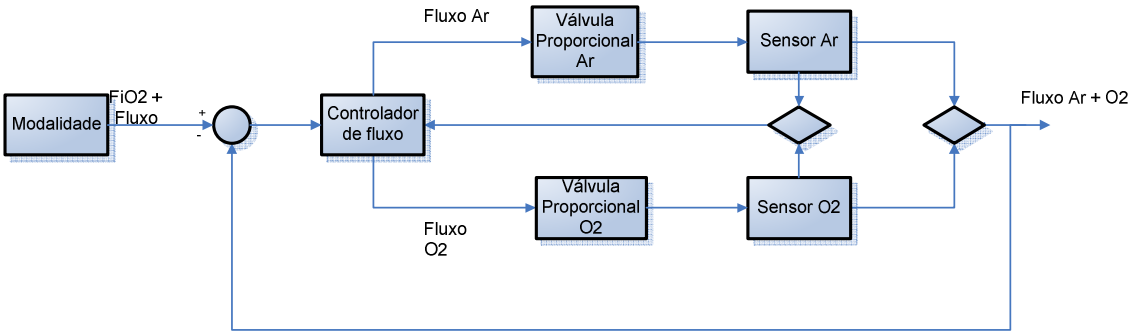



**Figura 25Sistema de controle de fluxo de $O_2$ ou Ar**

Como se pode ver no diagrama, o controle de modalidades define um valor de fluxo e o valor da fração de Oxigênio desejada. O controlador de fluxo define os valores parciais de ar e oxigênio. Estes são entregues ao paciente e o valor total do fluxo é controlado pela soma dos dois valores parciais lidos por sensores. O cálculo da porcentagem real da mistura define o valor final controlado para cada gás.

### 3.2.5 A relação entre Ar e Oxigênio

Este sistema controla o fluxo de ar e $O_2$ separadamente, mas também controla os valores finais para que a relação entre eles se mantenha constante. Mesmo controlando individualmente os fluxos, ele mantém uma relação obrigatória entre eles, pois também controla a porcentagem de oxigênio da mistura, além de controlar o valor final da soma dos dois gases. A maneira escolhida para fazê-lo foi controlar de maneira mais frequente o valor do fluxo como um todo, e controlar também a porcentagem entre os gases de maneira menos frequente, em malha aberta.

A leitura da porcentagem de oxigênio é possível e também é feita por este ventilador para monitorização. Este valor não é utilizado para o controle em malha fechada pela leitura do sensor ser muito lenta. Há métodos de leitura de porcentagem de oxigênio na mistura mais rápidos no mercado, mas o custo destes sensores é alto, e foi decidido que o custo não era compatível com este projeto.

### 3.2.6 Atuadores

A utilização de válvulas proporcionais era um requisito inicial do projeto, considerando que eram tradicionalmente usadas em outros equipamentos já fabricados pela companhia. A melhor possibilidade de escolha foi uma válvula importada da (Norgren), escolhida pela funcionalidade e pelo preço, compatível com o valor final do produto. Não só a K. TAKAOKA utiliza válvulas proporcionais. Os ventiladores Puritan-Bennett 7200, Hamilton Veolar e Amadeus, o Draeger Evita e o ventilador Siemens Servo 300 (Hamilton, 1994) (Puritan-Bennett) (Draeger, 2004) (Siemens, 1992-1997).

### 3.2.7 Transdutores

A escolha do sensor de fluxo da inspiração foi um pouco mais demorada, pois tradicionalmente os sensores utilizados anteriormente eram fabricados pela própria empresa, ligados a transdutores medidores de fluxo por diferencial de pressão.

Foram utilizados sensores térmicos de fluxo. Eles são transdutores, que incluem resistências de aquecimento e sensores de temperatura. O calor interage com o gás que envolve o sistema. Este carrega uma parte do calor e a distribuição de temperatura em volta do elemento aquecedor se modifica junto com o gás em movimento. Em particular, a temperatura da resistência depende do fluxo. Micro usinagem permite a fabricação de componentes pequenos, onde muitas funções podem ser integradas para que a funcionalidade destes sensores aumente. E também, a resposta destes sensores pode ser bastante rápida devido ao seu tamanho reduzido (Elwenspoek, 1999).

Para cumprir a exigência de projeto de precisão de 0,5 litros/minuto, determinada por pesquisa de mercado de aparelhos equivalentes, o sensor escolhido foi o de fluxo massa de ar (Honeywell).

O preço deste sensor estava compatível com o definido, e não havendo necessidade de cuidados com limpeza ou umidade, por estar localizado no circuito inspiratório.

### 3.2.8 O controle de fluxo

O controle de fluxo é a base para outros controles do ventilador, frequentemente aplicados em uma malha interno de realimentação. Um bom controle de fluxo possibilita um controle preciso da mistura, a entrega do volume e o controle a pressão.

Ventiladores estudados utilizam um controle de fluxo inspiratório por meio de diversas válvulas previamente ajustadas para oferecer valores de fluxo que associados resultariam no valor desejado (Grianti, et al., 1996). Neste projeto uma única válvula proporcional é utilizada.

Controles separados de fluxo para ar e oxigênio estabilizam e entregam quantidades de fluxos entre um manifold para mistura para obter uma concentração de oxigênio para o fluxo entregue (Borrello, 2005).O controle de fluxo é feito com PID e ajustes automáticos de ganho (Åström, et al., 1995). Do ponto de vista de Hardware, o valor de referência de fluxo vem da determinação de qual fluxo deve ser ao longo do tempo, informação que vem do controle de modalidades. Em algumas situações, como no uso da modalidade VCV, o fluxo deverá ser controlado para que o volume seja entregue de maneira apropriada.

A modalidade VCV é baseada no controle de fluxo inspiratório instantâneo, entregue em um tempo inspiratório pré-determinado, e de acordo com um perfil definido para atingir um determinado volume. VCV garante uma ventilação por minuto mínima mesmo que a complacência e a resistência do pulmão mudem. (ShahabNaqvi, 2008).

Neste caso, este fluxo pode variar em formato de senoidal, rampa ascendente e descendente, ou onda quadrada, perfis comuns utilizados em ventiladores no mercado em geral, um exemplo sendo o ventilador Draeger Evita (Draeger, 2004). O fluxo será cuidadosamente controlado e a pressão inspiratória só obedecerá a um valor máximo, que será determinado pelo operador.

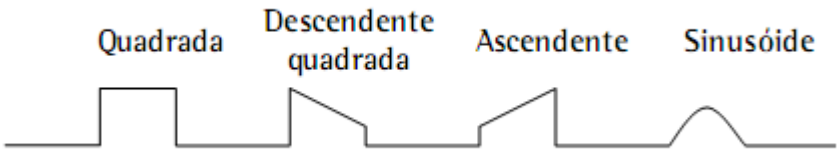



Figura 26 Formas de onda de fluxo (Carvalho, et al., 2007)

### 3.2.9 Controle da pressão Inspiratória

O controle de pressão faz a leitura com um transdutor de pressão ligado ao bloco expiratório e atua na válvula magnética para controlar a pressão. Seu controle preciso é imprescindível para o funcionamento do ventilador.

Todas as modalidades precisam deste controle. A função é obvia para as modalidades a pressão. Nas com controle a volume, a função é controlar a pressão inspiratória para que ela não ultrapasse um valor máximo.

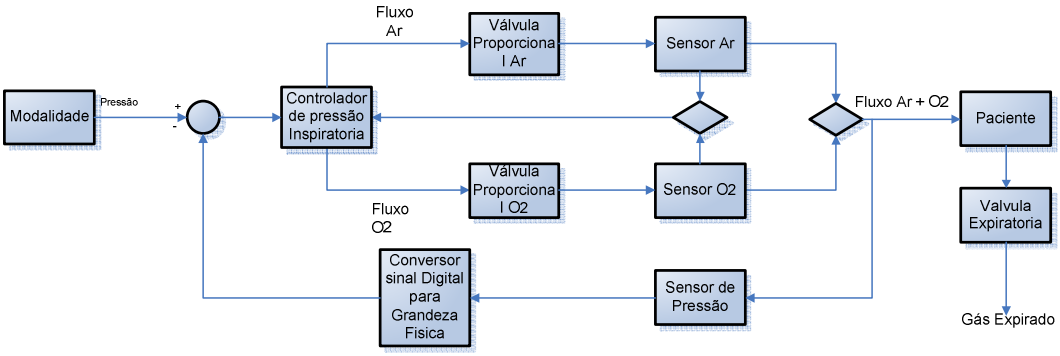



Figura 27 Controle de Pressão inspiratória

Ele se dá de maneira análoga ao controle de fluxo. Da mesma maneira, o fluxo é controlado para ar e oxigênio. A porcentagem de $O_2$ na mistura é mantida e o fluxo vai para o paciente. A leitura da pressão é feita pelo transdutor de pressão na saída do circuito inspiratório, a pressão é controlada através do acionamento da válvula magnética. As modalidades a pressão entregam um valor determinado de pressão às vias aéreas e com o volume que depende totalmente deste nível de pressão, complacência e resistência do sistema respiratório e o esforço do próprio paciente. Ela entrega um valor de pressão por um valor garantido de tempo, mas permite ao paciente respirar em taxa acima a taxa estabelecida no aparelho (Gammon, et al., 1995)

A pressão neste caso deve subir o mais rápido possível para o valor do set point. O sensor escolhido foi um sensor Honeywell (Honeywell). Ele está

soldado diretamente na placa de circuito impresso e mede a pressão no circuito respiratório, conectado a um ponto na saída do aparelho.

Todos ventiladores no mercado em uso hoje medem pressão dentro do seu próprio circuito respiratório. O ponto exato de medida pode ser o Y do paciente (tubo proximal endotraqueal) ou interno ao ventilador, no ramo inspiratório ou no ramo expiratório (Tobin, 2006)

O ponto onde se dá a medida da pressão inspiratória é na saída do ventilador, no ramo inspiratório. Neste ponto também ficam a válvula de sobre pressão e anti-asfixia, e o encaixe para o sensor de porcentagem de oxigênio. A figura seguinte ilustra a forma de onda PCV, mostrando o controle de pressão inspiratória, e de pressão no fim da expiração, o chamado PEEP.

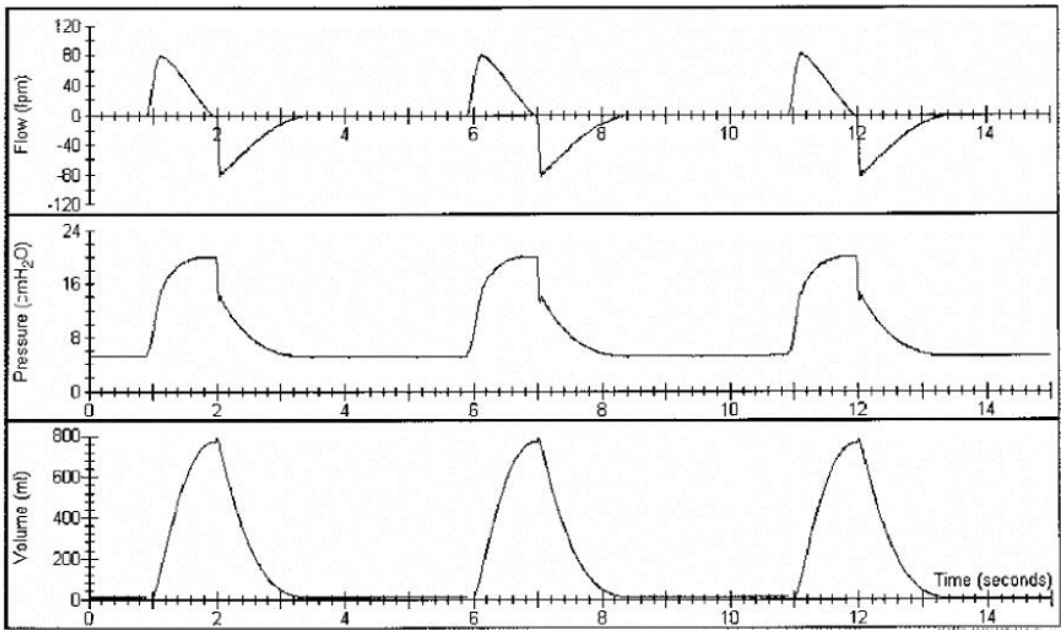



Figura 28 Forma de onda PCV (Carvalho, et al., 2007)

### 3.2.10 O sistema controlador da pressão expirada

Este sistema é de extrema importância, pois controla a pressão no final da expiração. O diagrama em blocos do funcionamento é como segue:

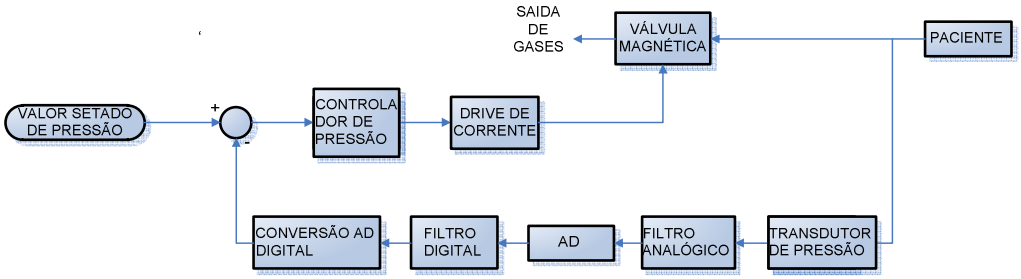



**Figura 29 Sistema de controle de pressão expirada**

Esta pressão é que garante que os alvéolos não tenham as suas paredes encostadas, e por consequência colabem, ou entrem em colapso completo. No caso de pressões muito grandes podem causar a ruptura das paredes destes mesmos alvéolos. E no caso de vibração, o efeito de ruptura também é possível, pois as paredes irão vibrar expondo o risco também de um evento adverso e ruptura destas paredes. O sistema controlador da pressão expiratória está abaixo. Ele fica no final do circuito expiratório e é composto de um atuador em um sensor. O atuador é a válvula magnética, que aciona um diafragma, e quando acionado proporcionalmente pelo PWM abre e fecha a passagem da mistura gasosa. Esta mistura passa pelo diafragma e sai para o meio ambiente através do sensor expiratório, também chamado de apito. Ele oferece uma resistência ao fluxo, entre dois pontos de medida de pressão. Estes dois pontos são medidos, com ajuda de tubos ligados ao transdutor de fluxo diferencial, para a medida do fluxo expiratório. Este sistema foi simplificado ao máximo, e para a melhoria da medida de fluxo expiratório foram utilizados dois sensores de fluxo diferenciais ao invés de só um. A grande inovação, e os tipos de transdutores são fabricados especialmente, com uma tecnologia do estado da arte, o que melhorou a sensibilidade às variações pequenas de fluxo, melhorando muito a performance principalmente para modalidades espontâneas.

O sistema de controle de pressão expirada controla a forma como o paciente expira, mantém a pressão em certos níveis como o PEEP e a Pressão Limite durante as modalidades de ventilação e limita o sistema para que haja apenas dentro de uma faixa possível de pressão.

Por fim, o sistema que controla a pressão expiratória completa o circuito, e de forma genérica, o sistema tem a seguinte configuração:

Durante a inspiração, a função deste sistema é simplesmente limitar a pressão a um certo valor. Caso o sistema de controle de pressão inspirada cause um overshoot, ou caso haja um distúrbio no sistema causado pelo paciente ou pelo médico, este sistema deve deixar escapar os gases para que a pressão se mantenha menor ou igual ao máximo permitido de pressão.

Já durante a expiração, o sistema deve permitir que o paciente expire causando a menor resistência ao fluxo possível para que o esforço de expiração seja mínimo, mas não deve permitir que o valor de pressão decaia além do valor de PEEP.

Por fim, a válvula estará em contato com o fluxo expirado do paciente, por este motivo ela deve possibilitar algum tipo de esterilização das partes que entram em contato com o fluxo de gases expirados.

O sistema atual se concentra basicamente em uma válvula limitadora de pressão que pode ser ajustada para uma determinada pressão limite.

A válvula magnética possui uma bobina, que é acionada pelo PWM. Quanto maior o duty cycle maior a energia transferida para a bobina, que proporcionalmente o diafragma. Este faz então uma pressão contrária ao fluxo expiratório controlando esta pressão para o valor desejado.

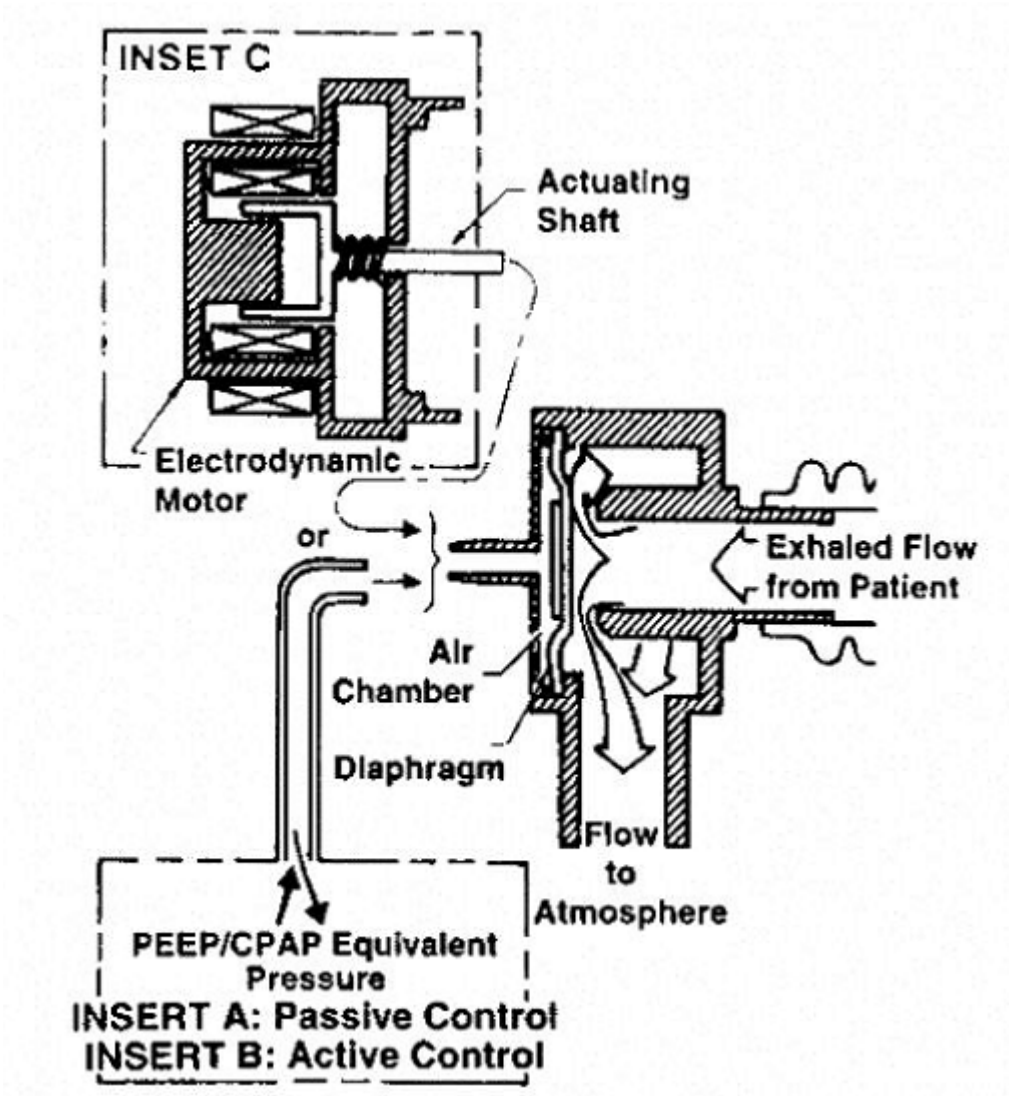



Figura 30 Esquema de válvula proporcional (Carvalho, et al., 2007)

A ilustração anterior é de uma válvula expiratória do tipo diafragma. O posicionamento do diafragma geralmente segue uma entre três estratégias (1) mantém uma pressão de PEEP/CPAP na câmara de ar (controle passivo pneumático), (2) algoritmo de modulação da pressão na câmara de pressão entre um valor equivalente de PEEP/CPAP e um valor menor, melhorando portanto a eficiência quando o PEEP/CPAP é finito(controle pneumático ativo) e (3) posicionamento com o cálculo de um algoritmo de posicionamento de um diafragma via um motor eletrodinâmico (controle ativo direto). Se o motor eletrodinâmico e o diafragma estiverem acoplados diretamente (ao invés de desacoplados) todas as posições do diafragma precisam ser especificadas pelo algoritmo de controle. No método não acoplado, a força da expiração abre a válvula, mas o fechamento é controlado pelo motor(Tobin, 2006).

O sistema utilizado aqui tem o mesmo princípio do controle ativo direto com o método não acoplado, utilizando um diafragma e um atuador que movimenta um pino que toca no diafragma mas não está preso a ele. Quando a pressão no circuito expiratório é menor que a pressão desejada, o controle atua sobre a válvula que age contra o fluxo de gases que sai do pulmão do paciente, aumentando a pressão. Se a pressão é maior o controle relaxa a pressão e o diafragma é movido pelo próprio exalar do paciente.

Para o controle de pressão expiratória é necessário cuidados especiais. Este controle é responsável tanto pelo controle de pressão ao terminar a fase inspiratória como também o controle da pressão durante a própria fase expiratória, que é a pressão que fica residualmente no pulmão do paciente ao final da expiração. Este valor tem controle crítico e é necessário o controle confiável para evitar danos aos alvéolos.(Tobin 2006).

Foi projetado um controle também de valor mínimo de pressão aceitável para uma determinada pressão, o que garante um controle sobre a pressão mínima criando uma situação mais segura para o controle do PEEP.

### 3.3 O sistema Pneumático

O sistema pneumático possui entrada com pressão mais elevada com os dois gases, oxigênio e ar. Os dois são conectados, por engate rápido (21), a dois circuitos separados (dois blocos separados). Estes engates estão conectados a filtros e a entrada do circuito, conectado ao bloco. Válvulas reguladoras estão instaladas nestes blocos.

O caminho do gás é interno ao bloco, e neste caminho está a válvula proporcional. Como diz o nome, ela fornece um fluxo proporcional à largura de pulso do PWM aplicado.

O bloco é bem reduzido. Ele eliminou a necessidade de um número muito grande de mangueiras e conexões, minimizando assim a chance de vazamento e demora em montagem. A montagem ficou bem simplificada, o que também proporciona um acesso mais fácil para técnicos em campo.

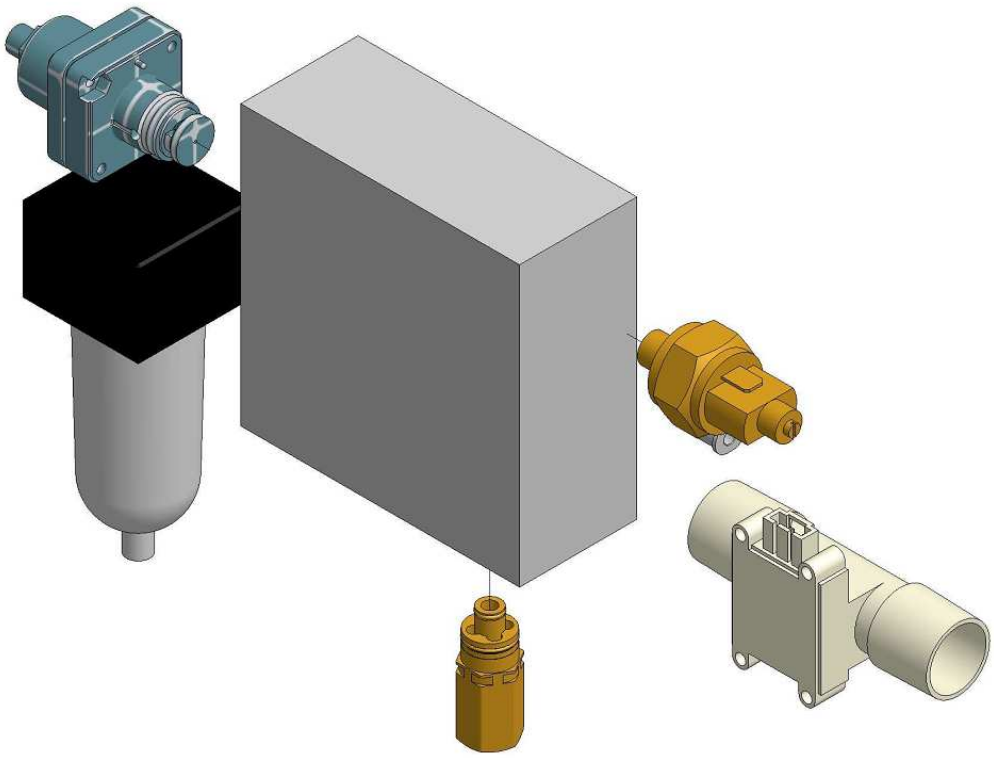


Figura 31 Bloco pneumático

Para facilidade de produção este bloco foi criado para incorporar o regulador de pressão de entrada, o filtro de gás, o sensor de presença desta pressão, a válvula proporcional e o sensor de fluxo inspiratório. Há dois blocos iguais a este no módulo de ventilação, um para Oxigênio e outro para ar. Neste bloco é ligado diretamente o gás em questão e a sua saída é controlada pelo software diretamente, simplificando o projeto.

O sistema pneumático deste bloco deve ser capaz de regular a pressão de entrada para a válvula proporcional de fluxo em 35 PSI e a queda de pressão neste ponto não deve ser maior que 15 PSI para o fluxo máximo de saída. O pico de fluxo deve ser maior que 110 L/min. O tempo de abertura para este valor deve ser menor que 0,2 segundos e o sistema deve ser estável, ou seja, com uma entrada constante de corrente na válvula o fluxo de saída deve se estabilizar em um valor constante.

O sensor de pressão tem a função de verificar a presença de alimentação do gás em questão, seja oxigênio ou ar. Quando a pressão de rede na entrada do sistema pneumático cai abaixo de 20 PSI, o sensor fecha

um contato indicando ao controlador que a pressão de rede está abaixo do valor mínimo necessário. Para que problemas durante o funcionamento ocorram, um teste é feito na inicialização, aumentando o fluxo da válvula proporcional e testando para ver se a pressão de entrada se comporta da maneira esperada. Se não for o caso, o ventilador não opera.

Eles estão ligados por meio de um Y à saída de outro bloco, chamado bloco inspiratório. Neste bloco estão também instaladas duas outras válvulas.

Uma das medidas de segurança é a válvula de sobre-pressão. Comandada por software, ela tem a função de liberar a passagem da mistura de gases expiratórios no caso de uma obstrução na parte expiratória do circuito ventilatório. Quando a pressão na expiração não desce por um determinado tempo na expiração, o acionamento desta segurança acontece, acionando a sua bobina. A configuração da passagem do fluxo se modifica, fechando a passagem original e abrindo uma passagem na direção oposta, aliviando a pressão na saída da válvula. Esta válvula comanda a câmaras de sobre pressão. Caso a pressão atinja um valor muito alto, esta válvula fecha, abrindo uma passagem dentro bloco para aliviar a pressão do circuito respiratório.

O fluxo inspiratório, que é empurrado para dentro do pulmão do paciente deve ser controlado de maneira totalmente variável, deve poder aumentar a qualquer momento e definido por qualquer perfil. Para isto é necessário uma válvula proporcional, que obedece a intensidade de corrente na sua bobina e responde de maneira proporcional.

O circuito respiratório contém duas partes separadas. O circuito inspiratório, que é formado por uma mangueira corrugada ligada a saída do bloco inspiratório e a outra saída ligada o Y.

A outra entrada deste Y esta conectada a um receptáculo, no qual está instalada a válvula magnética, que é responsável pelo controle de pressão expiratória.

## 3.4 Descrição da Eletrônica

### 3.4.1 Filtros

Circuitos de filtragem são usados numa larga variedade de aplicações. Para a aquisição de dados os sistemas normalmente precisam filtros anti-aliasing passa baixa e filtros para ruído nos seus estágios de condicionamento de sinal. Numa faixa mais alta de frequência apenas componentes passivos, como indutores resistores e capacitores são utilizados (Liu, et al., 1995). Para faixa de frequência baixa, (1Hz a 1MHz) o valor do indutor se torna alto e o tamanho deste indutor se torna grande, tornando a produção do circuito muito difícil. Portanto no caso deste projeto, um filtro ativo será utilizado (Kugelstadt, 2008).

Esta filtragem, devido a frequência máxima de operação que para o ser humano, mesmo sendo um neonatal está na ordem de 3 Hertz (Chatburn, 2003) foi considerado como um filtro analógico um Sallen-Key passa-baixa de 3ª ordem(Texas, ; 2002). Foi usado um filtro do tipo Bessel. Filtros passa baixa Bessel tem um Delay de cerca de 0 Hz, o que faz com que a sua resposta de fase seja aproximadamente linear em toda a sua faixa de passagem (Miller, 1998, 2002, 2006). Isto facilita o controle do processo uma vez que a resposta dinâmica do filtro não tem sobre sinal ou oscilações indesejadas. O filtro analógico é responsável por eliminar os sinais de frequências que estão muito acima da frequência de funcionamento do ventilador. A frequência escolhida para o filtro é então 30Hz, 10 vezes maior que a frequência máxima de operação.

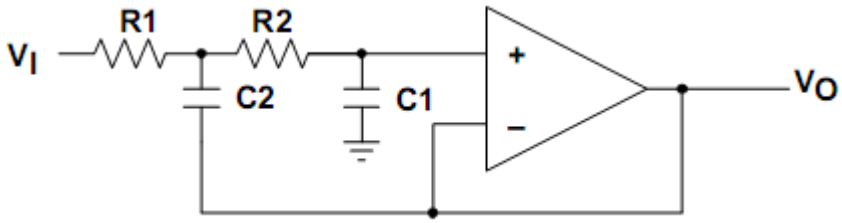



Figura 32 Filtro tipo Sallen Key (Texas, ; 2002)

Para complementar, o circuito conta também com um filtro digital. Um dos motivos principais pela escolha de um processador com DSP. Ele é responsável por agir no sinal lido pelos conversores analógicos internos do

processador. Ele faz a filtragem antes da conversão da grandeza digital para grandeza física. Ele é um filtro FIR, com janela do tipo Barlet-Hanning. Este também tem o atraso de fase constante na sua faixa de atuação. A frequência resultante foi escolhida também para ser o mesmo valor da frequência do filtro analógico.

### 3.4.2 A placa

Esta placa que foi projetada para este dispositivo passou por grande pesquisa e alguns protótipos.

Finalmente, um protótipo final foi desenvolvido para que testes funcionais pudessem ser aplicados.

Esta placa tem como seu mais importante componente um micro processador TMS32F2808 (Texas, 2003 revised 2011).

O sistema todo terá 5 transdutores para a medição de fluxo e de pressão. Os dois sensores de fluxo estão na saída dos blocos inspiratórios.

Os sensores têm a característica de medida de transdutores de massa. Os outros 2 transdutores de fluxo são diferenciais de pressão e estão ligados em paralelo a um sensor que medirá, por diferencial de pressão, o fluxo expirado pelo paciente. O último sensor tem a função de medir a pressão do paciente.

Esta placa de controle é um módulo independente, capaz de controlar parâmetros de ventilação colocados pelo operador, seguindo as exigências de uma modalidade.

### 3.4.3 A interface

Para que este cenário funcione, é necessário que haja a entrada de dados em alguma interface. Este ventilador mecânico pulmonar é composto de várias partes, e uma delas é o chamada IHM, que recebe as informações do operador que são necessárias para a ventilação escolhida, e mostra seus dados e gráficos resultantes. O projeto do módulo de ventilação então inclui uma porta de comunicação protocolo de hardware RS232 e protocolo de software que inclui parâmetros de ventilação para monitorização dos

parâmetros de ventilação e uma função que é transmitida com dados diferentes a cada vez que o pacote é transmitido.

O identificador de início deste pacote são dois caracteres conhecidos, o K e o T. O pacote então ainda conta com 10 bytes, onde o primeiro identifica uma função variável, usada para enviar diversas informações da interface para o ventilador. Os dois valores seguintes compõem um valor numérico, argumento da função anterior. Em seguida vêm dois bytes para o valor de fluxo, dois para o valor de pressão, dois para o valor de volume e um tradicional check sum que fará a conferência de integridade do pacote.

A parte do protocolo que representa a “Função” pode representar desde a modalidade desejada, tempo inspiratório e parâmetros necessários para calibração.

A quantidade de parâmetros a serem guardados, incluindo parâmetros do controle PID para cada faixa e parâmetros de funcionamento ao longo do tempo precisam ser guardados na memória para serem acessados no funcionamento normal do aparelho.

### 3.4.4 Memória

O ciclo de gravações da memória FLASH do microprocessador é relativamente pequeno (1000) ciclos. Este ventilador têm o seu funcionamento baseado em um controle que será calibrado para diversas condições de funcionamento. Os valores então resultantes desta calibração devem ser guardados em uma memória. É necessário guardar frequentemente também dados de funcionamento na memória, como valores de tempo de funcionamento para manutenção preventiva. Portanto foi necessário acrescentar um circuito de memória externo com uma $E^2$Prom.

A tecnologia escolhida para a comunicação com esta memória foi $I^2C$. A ligação é serial e a comunicação rápida, podendo ter outras memórias ou periféricos conectados, como sensores de temperatura por exemplo.

### 3.4.5 O Processador

A premissa deste novo projeto foi substituir os circuitos analógicos como filtros e comparador, além de compensadores utilizados em outros ventiladores, e o motivo mais forte foi a necessidade de melhoria em qualidade e flexibilidade e facilidade para o processo produtivo. O sistema da Texas é composto por um processador de 32 bits, utilizado para substituir o anteriores de 8 bits, podendo assim ser utilizado para os diferentes trabalhos e retirando parte da responsabilidade de circuitos analógicos que tem a tendência de variarem e trazerem dificuldades de funcionamento de um aparelho para outro.

A diferença em velocidade foi assim relevante, e após o teste se mostrou realmente superior.

Vários motivos foram então responsáveis pela escolha deste processador, a maior delas sendo o DSP interno. Com a ajuda deste DSP os filtros digitais foram implementados. O fato de o processador ser de 32 bits trouxe mais velocidade para o processamento, o que possibilitou o controle em tempo real evitando assim erros causados por atrasos no processamento. O fato do PWM ser gerado internamente facilitou a implementação e como a possibilidade de uma faixa grande de frequências possibilitou o funcionamento em frequências maiores que as perceptíveis pela audição humana e pequenas o suficiente para que a faixa de leituras dos conversores A/D tivesse a definição necessária.

### 3.4.6 A memória Interna

O processo começou com a organização da memória a ser utilizada pelo processador como memória de programa. Este processador é capaz de uma inicialização a partir de memória RAM ou de memória FLASH. Embora o equipamento tenha no seu projeto uma bateria para o funcionamento por pelo menos 50 minutos sem energia elétrica, uma inicialização direta por memória FLASH foi o método escolhido.

Alguns pinos são então utilizados como entradas ao ser aplicada a energia em primeiro lugar, identificando que esta memória deve ser utilizada.

Em sequência, foi definida a organização da memória. O programa ficou com um tamanho extenso, foram então necessárias medidas para que posições de memória ficassem disponíveis.

### 3.4.7 PWM

Existem vários métodos para aplicação de PWM para a utilização em controles proporcionais. Quando o sistema não é capaz de gerar um sinal de largura de pulso variável pelo fato de não ser rápido o suficiente, vários sinais de duty cycle diferentes podem ser utilizados, e chaveados de tal forma que a resultado seja o desejado (Iwata, et al., 1998). Neste projeto o duty cycle é modificado de acordo com as necessidades do controle.

O PWM tem o seu funcionamento transparente para o programa, sendo apenas necessária a definição da frequência de funcionamento e quantas portas diferentes vão ser utilizadas. Uma mudança em um registrador é suficiente para a mudança de duty cycle que resultará no controle desejado. As saídas PWM serão utilizadas para o acionamento de três válvulas neste projeto. As válvulas proporcionais de Ar e de $O_2$ e a válvula magnética.

Um dispositivo PWM deve ser capaz de gerar formas de onda com larguras de pulsos complexas com o mínimo de intervenção da CPU. Ele é construído baseado em módulos menores com recursos separados que podem operar juntos se necessário para formar o sistema. Este modo modular resulta em uma arquitetura ortogonal e fornece uma visão mais transparente da estrutura periférica, que ajuda o entendimento do funcionamento (Texas, 2003 revised 2011).

### 3.4.8 Interrupções

Como outros processadores, os eventos que dependem de temporização ou de prioridade de execução são executados por meio de interrupções. O sistema de interrupções da Texas é um sistema chamado de “PIE”, que serve para multiplexar várias fontes de interrupções para um conjunto menor de interrupções. Das 96 possíveis interrupções, 43 podem ser

geradas por eventos externos. Cada interrupção pode ser habilitada ou desabilitada dentro do bloco de interrupções (Texas, 2003 revised 2011)
Interrupções que são utilizadas são: Int1.1, que significa conjunto 1, interrupção 1, interrupção de A/D, int1.7, Interrupção do Timer 0 que é utilizada para a os eventos que necessitam de contagem de tempo real. Como a comunicação com o IHM é realizada periodicamente, a chamada da função de transmissão acontece com este temporizador. A interrupção int8.1 é utilizada para I2C, Interrupção 9.1 para a recepção de dados, e a Interrupção 9.2 que é para o envio de dados.

### 3.4.9 A comunicação

A comunicação neste projeto tem duas possíveis funções. Uma delas é enviar e receber informações para uma interface de usuário, e enviar e receber dados para uma interface de programação. Para interface de usuário, vão dados como volume, fluxo e pressão ao longo do tempo e para que a interface de usuário mostre um gráfico sem falhas, é necessário que se envie dados ininterruptamente.

Tanto a interface do usuário como a interface de calibração mostram estes gráficos ao longo do tempo, mas a qualquer momento podem enviar algum pedido ou nova informação. Para que esta comunicação funcione e não tenha falhas apresentadas no gráfico, em primeiro lugar a comunicação deve ser um pouco mais rápida que a informação é mostrada na tela. Uma velocidade calculada e testada para a atualização da tela foi 200ms.

A comunicação envia dados então sem parar, a não ser que haja uma recepção de dados. Ela envia dados a cada 100ms. Uma rotina de transmissão de dados foi colocada na rotina de timer, e a cada espaço de tempo envia a mensagem. Mas para que a recepção não seja interrompida, na rotina de timer existe uma condição para verificar se nenhum dado de recepção está chegando. O recebimento dos dados é então feito se for o caso, e se não for a transmissão cíclica é feita. Isto foi necessário porque a prioridade de recebimento e recepção de dados é a mesma. No momento da recepção de dados não há nenhuma transmissão.

### 3.4.10 Conversão Analógico-Digital

O controlador A/D é superior aos usados nos ventiladores anteriores e tem 8 entradas multiplexadas de 12 bits para que diversas grandezas possam ser lidas uma de cada vez. As mais importantes serão lidas em uma frequência constante e necessária para que os dados sejam lidos no tempo certo para que o controle seja eficiente. São nove canais a serem convertidos. Alguns destes canais são lidos mais frequentemente, pois deles depende o controle final, outros são secundários. Os sinais que são lidos são os que vêm do transdutor de fluxo expiratório, o que vem da pressão do paciente. Também os dois sensores de fluxo de Ar e de $O_2$, o de temperatura, o de porcentagem de $O_2$ monitorizado, pressão atmosférica para a compensação para altitudes diferentes, e o último para a tensão de Bateria.

As medidas dos transdutores completam o sistema. A frequência de leitura o vem do fato que leituras mais rápidas e acionamentos não tão rápidos criam a possibilidade de oscilação. Isto é devido ao fato das mudanças na leitura não poderem ser mais rápidas que os acionamentos podem ser. As medidas são feitas por interrupção, baseadas na frequência do PWM, portanto a frequência do PWM está relacionada com o intervalo necessário entre as medidas.

### 3.4.11 Leitura do sensor expiratório

O sensor de fluxo é um sistema composto por um transdutor de pressão diferencial e um elemento gerador de diferença de pressão que é inserido no circuito respiratório ou no sistema pneumático onde se deseja medir o fluxo.

Para o funcionamento do sensor foi usado um elemento de resistência que provoca um diferencial de pressão. Esta é uma aplicação direta do teorema de Bernoulli. A resistência imposta funciona como uma diminuição de área. Quando há diferença entre a pressão antes e depois do elemento de resistência, a medida é calculada diretamente utilizando este valor de pressão como um valor proporcional ao fluxo (NAKAYAMA, et al., 1998).

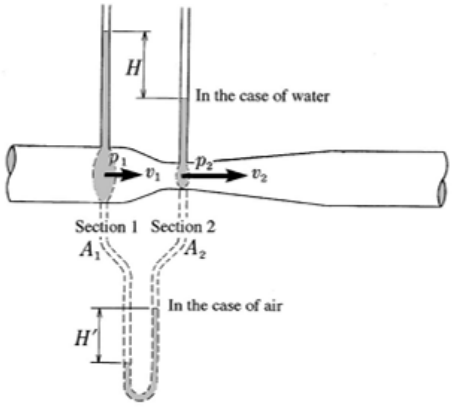



Figura 33 Aplicação de Bernouilli (NAKAYAMA, et al., 1998)

Esta diferença entre os dois pontos é medida, e através de valores conseguidos pela calibração o valor de fluxo expiratório é calculado.

### 3.4.12 A medição

Para que o controle do valor desejado deste fluxo seja possível são necessários sensores de fluxo, que medem o fluxo corrente seja de oxigênio ou de ar. A função destes sensores é medir os valores que, enviados ao processador e por meio dos controladores PID tenham os seus valores esperados. Uma outra função também importante é calcular o volume de gás entregue ao paciente, calculando a integral da diferença entre os dois sensores no tempo. Com uma análise apropriada é também possível determinar vazamentos e até prevenir obstruções.

Após a filtragem o sinal que ainda é um sinal digital, em pontos de A/D, é necessária uma conversão deste valor para um valor representativo de uma grandeza física, seja ela fluxo ou pressão. Esta conversão é conseguida através de cálculos feitos no software desenvolvidos em (Turrin, 2011). Isto significa dizer que o valor conseguido após a filtragem vai ser procurado em uma tabela que foi conseguida na calibração. Obviamente, esta tabela contém apenas 13 pontos e o software não irá achar o valor exato para fazer a conversão. A função do software neste primeiro momento é de encontrar o intervalo, que representa a primeira reta do conjunto de 12 retas que os 13 pontos representam. Ao localizar o ponto em questão e a sua respectiva reta, por um processo de extrapolação é encontrado o valor da grandeza física que é representada por este valor, seja fluxo ou pressão.

O controle de $FiO_2$ pode ser feito de várias maneiras. Uma maneira de se obter um controle, em malha aberta da concentração de $O_2$ é com um sistema com um misturador mecânico. Estes misturadores são simples, compostos por duas câmeras, um diafragma, e um parafuso que controla a posição na qual fica este diafragma.

Apenas um sensor de fluxo é então necessário. O valor de fluxo é escolhido pelo operador, e o sistema com microprocessador controlaria o fluxo como um valor absoluto. $O_2$ e Ar em alta pressão passam então por duas válvulas reguladoras que abaixam a pressão para um valor mais baixo, e este valor mais baixo foi padronizado pela K. TAKAOKA como 35PSI. Duas redes separadas então são ligadas na entrada deste bloco em câmeras separadas. A regulagem de porcentagem de $O_2$ é calibrada pela resistência de uma mola, e esta resistência é aumentada ou diminuída por pressão de um parafuso. A escala é calibrada para mostrar o valor de porcentagem e o fluxo como um todo é controlado.

O segundo método, que é usado neste trabalho tem um controle completo em malha fechada do valor da porcentagem de $O_2$.

Da mesma forma que o método anterior, as duas linhas de alta pressão de Ar e $O_2$ são conectadas a duas válvulas reguladoras para que a pressão desça até 35 PSI. Mas desta vez, as duas linhas já reduzidas são ligadas diretamente ao bloco onde ficam as válvulas proporcionais e os sensores de fluxo.

A soma do valor destas válvulas é ainda controlado como um todo, com a intenção de seguir o perfil necessário, determinado pelo controlador de modalidades. Com uma frequência menor, são verificados os valores parciais medidos pelos sensores de fluxo dos dois gases e é controlada a porcentagem de $O_2$ desta maneira.

Lembrando que a porcentagem de $O_2$ no ar é de 21%, o cálculo deve levar sempre em consideração esta porcentagem.

Para a calibração do sistema de controle do fluxo, tendo em vista que este controle é um controle do tipo PID, são modificados, por meio de um programa de calibração os valores de ganho não podem ser aumentados de

maneira não controlada, pois isto faria com que o sistema perdesse a sua estabilidade.

O controle do volume inspirado é feito com o controle do fluxo em função do tempo. Naturalmente, este cálculo é válido se a resposta do fluxo for imediata, e como o sistema não é ideal, há sempre um erro associado.

Tanto para a onda quadrada, ascendente, descendente ou senoidal há um erro que está associado ao tempo de resposta do sistema. Este erro varia de acordo com o perfil de onda desejado pelo operador. O erro cresce para uma resposta do sistema lenta. Estes erros são maiores para formas de onda quadrada, ascendente ou senoidal mas são relativamente baixos para forma de onda descendente e senoidal (Turrin, 2011).

Foi então dimensionado um ajuste no set point que corrige o fluxo enviado ao paciente. Esta correção é feita no software e foi implementada em algumas etapas. Um reajuste inicial é feito para o volume, e este ajuste é calculado apenas para as formas de onda quadrada e ascendente onde o erro é maior. Para os outros dois casos, o valor é corrigido baseado no erro constatado de ciclo a ciclo, por ser menor. Esta correção diminui quando o tempo inspiratório aumenta.

O controlador de pressão inspiratória tem uma correção em função do fluxo inspiratório. Portanto este controlador é realimentado tanto com a pressão como com o fluxo.

Como foi mencionado anteriormente, o volume entregue ao paciente é controlado por um ajuste efetuado ciclo a ciclo. Existe também um controle ciclo a ciclo de pressão inspiratória. Estes controles são simplesmente implementados para verificar a performance do controle e modificar o set point no caso deste controle não conseguir manter o valor desejado

### 3.4.13 O controlador

O controlador é um PID com filtro no componente derivativo, anti-windup na integral e ponderação na entrada de set point. Este controlador foi

discretizado usando a aproximação de Tustin (Åström, et al., 1995) (Turrin, 2011)

A diferenciação é sempre sensível a ruído. Isto é claramente mostrado para uma função de transferência $G(s) = s$ de um diferenciador que vai para o infinito para um $s$ de valor grande. Em um controlador prático é necessário limitar o ganho de alta frequência para o termo derivativo. Isto pode ser feito implementando o termo derivativo como

$$D = -\frac{sKT_d}{1 + s\,{}^{T_d}/_{N}}Y$$

Ao invés de $D = sT_d\,Y$. A aproximação pode ser interpretada como se o derivativo ideal $sT_d$ filtrado por um sistema de primeira ordem com a constante de tempo ${}^{T_d}/_{N}$. A aproximação age como um derivativo para sinais de frequência baixa. O ganho é limitado a $KN$. Isto significa que a medição do ruído de alta frequência é amplificado no máximo por um fator $KN$. Valores típicos para N são de 8 a 20 (Åström, 2002 )

Quando uma mudança em degrau é sentida no sinal de referência irá resultar em um impulso no sinal de controle. Este efeito é altamente indesejável, portando a ação derivativa frequentemente não aplicada diretamente ao sinal de referência. Este problema pode ser evitado filtrando o valor de referência antes de alimentá-lo ao controlador. Outra maneira é também deixar a ação proporcional apenas agir em parte do sinal de referencia, o que é chamado de ponderação do set point (Åström, 2002 ).

Embora muitos aspectos do controle sejam entendidos baseados em teoria linear, alguns efeitos não lineares devem ser levados em consideração para praticamente todos controladores. Windup é um destes fenômenos, que é causado pela interação entre a integração e saturações. Todos os atuadores têm limitações. Para o sistema de controle com uma grande faixa de condições de operação pode acontecer que a variável de controle alcance os limites desta atuação. Quando isto acontece o loop de realimentação se quebra e o sistema fica como um sistema de malha aberta porque o atuador permanecerá no seu limite independentemente da saída do processo. Se um

controlador com uma ação integral é usado, o erro continuará a ser integrado. Isto significa que o termo integrador pode se tornar muito grande. Então é necessário que o erro tenha o sinal contrário por um longo período antes que as condições voltem ao normal. A consequência é que qualquer controlador com ação integral oferecerá grandes transientes quando o atuador satura (Åström, 2002 ).

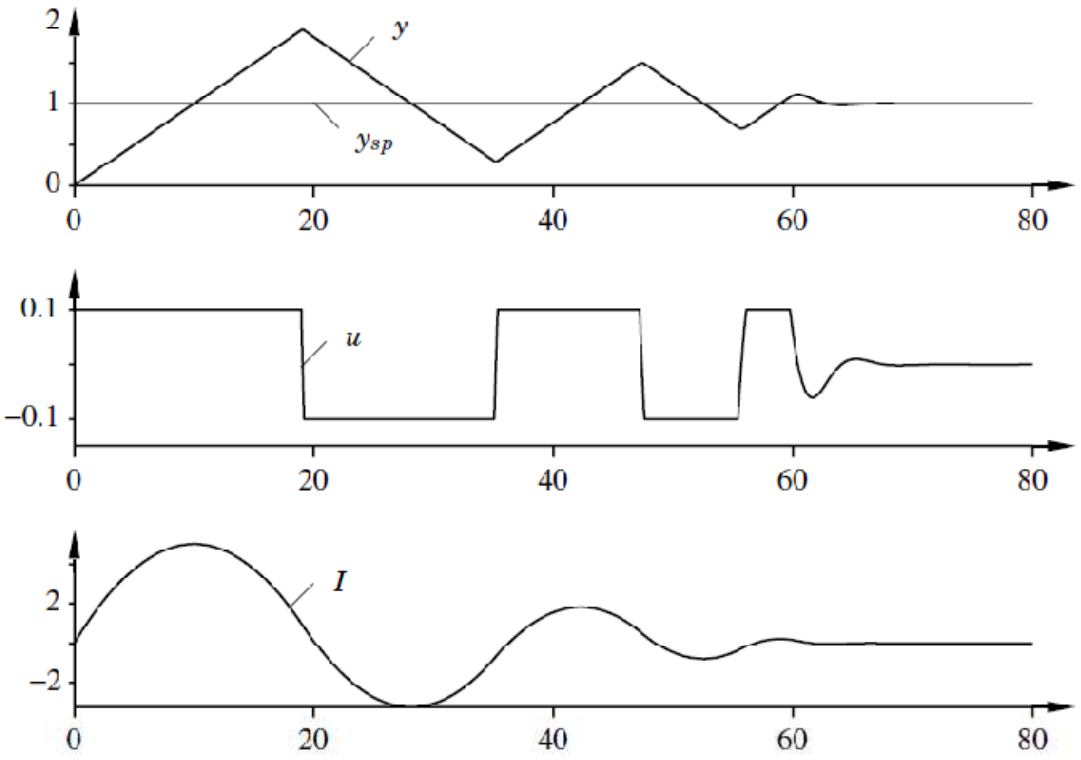



Figura 34 Ilustração de Windup no controlador (Åström, et al., 1995)'

O projeto contempla um compensador de histerese. A histerese de um atuador normalmente leva problemas em sistemas de controle porque causa erros de monitoramento, ciclos limites e efeitos como escorregamento e demora na atuação, principalmente devidos ao efeito dos campos magnéticos e os assentos das válvulas. Para se lidar com o efeito de histerese do atuador é a compensação inversa, tendo como objetivo o cancelamento do efeito da histerese construindo o inverso do modelo da histerese encontrado (Chan, et al., 2007). No caso da não utilização, o controle teria ficado mais lento para a estabilização (Turrin, 2011).

# Capítulo 4. Testes e Resultados

## 4.1 Objetivos dos testes:

Os testes foram conduzidos em três etapas. A primeira parte do teste ocorreu após a montagem da parte mecânica e eletrônica do hardware, outro teste foi realizado para testar os módulos, além de testar a programação de funções básicas do processador para certificar que estas estavam funcionando bem separadamente. Porque se elas funcionassem bem separadamente, então as mesmas poderiam ser testadas em conjunto para setup do hardware e software. Depois de cada função testada, e para que cada parte do circuito funcionasse independentemente, foram realizados testes para confirmar que estas partes interagissem apropriadamente. Após esta fase inicial, iniciou se uma intensa etapa de calibração com a função de garantir que as leituras feitas fossem fiéis a realidade, que a resposta não causasse nenhuma vibração e que as variações de pressão e de volume fossem rápidas e precisas. Quando este estágio inicial foi cumprido, o ventilador foi enviado para um laboratório autorizado para passar por um teste de segurança elétrica e de emissões eletromagnéticas, para efeito de certificação. A terceira e última fase de testes ainda está em andamento, e visa realizar um teste de funcionalidades completo para que o funcionamento geral do aparelho seja aprovado sem nenhuma ressalva. Esta é, sem dúvida, a fase mais longa de comprovação funcional que abordará todas as possibilidades, assegurar um funcionamento robusto para todas as funções, e que a sua funcionalidade seja compatível a dos aparelhos fabricados pela concorrência e queestão disponíveis no mercado hoje. Esta fase em média demora alguns meses para ser completada, em testes efetuados na propria engenharia.

A documentação de software, que segue procedimentos criados internamente é completada para a certificação do equipamento e deve ser apresentada para a certificação do produto.

## 4.2 Testes dos módulos

### 4.2.1 Quando o hardware foi ativado.

Para a primeira fase de testes, os seguintes pontos foram abordados e resolvidos.

- O funcionamento do bloco pneumático foi testado e comprovado.
- A frequência de funcionamento do PWM foi determinada para que a leitura de A/D fosse eficiente e o acionamento das válvulas ocorresse suavemente e sem ruído sonoro.
- A transferência de blocos de comunicação do ventilador e IHM foi testada, comprovando o funcionamento do protocolo.
- A transferência de dados entre o módulo de ventilação e o IHM foi testada para todos os casos para que as formas de onda de fluxo, de pressão e de volume fossem mostradas de forma transparente para o operador e para que o processo de amostragem desta onda não fosse interrompido por uma mensagem ou pedido de informação.
- A conversão A/D foi testada para ser rápida o suficiente e garantir que o controle pudesse funcionar, mas não rápida demais que provocasse efeitos indesejáveis.
- Fidelidade dos valores medidos pelo ventilador em comparação com os valores medidos por um aparelho de medição padrão (IMT, 2009) calibrado por entidade reconhecida.
- Segurança para que pacientes pudessem eventualmente ser ligados neste aparelho sem correr risco.
- Alarmes visuais precisos e verdadeiros para que o funcionamento seguisse as regras básicas de segurança exigidas pela ANVISA.
- Sequência comprovada de ações para a modalidade de ventilação escolhida e repetibilidade de funcionamento, medidas e segurança.

### 4.2.2 Funcionamento básico

Inicialmente o layout foi terminado e um protótipo da placa foi montado. Ligações básicas foram feitas, como os blocos pneumáticos e as válvulas proporcionais, e a válvula magnética. O PWM foi inicializado no software e as duas vávulas de ar e de $O_2$, foram testadas. Por fim foi acionada a válvula magnética e a pressão controlada, para os primeiros testes de hardware. Para que estes testes fossem finalizados com sucesso, um sistema com um medidor padrão de fluxo e de pressão foi utilizado (IMT, 2009) e o pulmão artificial (Michigan) foram utilizados, e um fluxo foi estabelecido com valores constantes e uma medida foi realizada para valores pré-estabelecidos.

A tabela pré-programada no programa de calibração(Turrin, 2011) foi acionada e valores pré-estabelecidos de fluxo foram medidos através domedidor de fluxo e calibrados no ventilador.

Então, valores foram inseridos em uma tabela fixa no programa, e com o auxilio de uma fórmula, foi possível fazer um pré-cálculo dos valores estabelecidos para doze retas que irão porpocionar uma correspondência entre o valor de AD e o valor de fluxo.

Por meio de uma tabela pré-calculada, foram também determinados os valores de pressão correspondentes aos valores de A/D de pressão.

Com valores de pressão e de fluxo já determinados, chegou a momento de acionar o sistema do aparelho como um todo, para a inspiração e expiração.

Colocado em modoVCV novamente, o funcionamento do sistema fechado foi verificado e Kp foram ajustados para que o ventilador funcionasse em toda a faixa.

Depois desta calibração inicial, o ventilador estava pronto para passar pelo seu primeiro teste.

A tabela seguinte mostra um estudo comparativo para os resultados de medições para este ventilador.

| | Antigo | | | Atual | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | 10 | 20 | 30 | 10 | 20 | 30 |
| Tempo de Subida(ms) | 450-600 | 420-580 | 400-530 | < 350 | < 350 | < 350 |
| Sobre-sinal cm de $H_2O$ | 0,8-1,0 | 1,6 | 2,5 | 0,1 | 0,1 | 0,1 |
| Erro de regime P Ins cm de $H_2O$ | >1 | >1 | >1 | 0,1 | 0,1 | 0,1 |
| Erro de regime P Exp cm de $H_2O$ | >1 | >1 | >1 | 0,1 | 0,1 | 0,1 |

Tabela 2.Comparação entre ventiladores antigos e o projeto apresentado

### 4.3 Testes para certificação

A etapa de testes de laboratório é especificamente voltada para testes de hardware. Estes testes são obrigatórios para todo equipamento eletromédico, sendo que cada tipo de equipamento deve também seguir as regras particulares prescritas para a sua classe. Este equipamento é classificado como equipamento eletromédico, ventilador pulmonar. Deve passar por testes de segurança elétrica e testes de imunidade eletromagnética. Estes testes têm a função de tornar o ventilador mais seguro para o uso pretendido e imune a interferências do ambiente no qual irá funcionar e que não interfira com outros equipamentos sensíveis, comuns a ambientes hospitalares.

#### 4.3.1 Testes de segurança elétrica

A finalidade deste teste foi efetuar os ensaios de segurança elétrica, realizados conforme as normas **NBR IEC 60601-1 (Nov-1994) + Errata n.º 1 (Nov-1994 ) + Emenda n.º 1 (Out-1997):** Equipamento eletro médico – Par (ABNT-NBR-IEC-60601-1, 1994): Prescrições gerais para segurança e **NBR IEC 60601-2-12 (Maio-2004):** Equipamento eletro médico – Parte 2-12 – Prescrições

particulares para segurança de ventilador pulmonar – Ventiladores para cuidados críticos (ABNT-NBR-IEC-60601-2-12, 2004).

Estes testes cobrem marcações de segurança e informativos no aparelho, conexões elétricas em geral, como plugs, fusíveis, potência, baterias e chaves. Partes condutivas e a sua resistência conectada à terra do aparelho. Enfim, as condições para que o aparelho ofereça segurança para operadores e pacientes.

O resultado destes testes teve apenas algumas ressalvas com relação a marcações e a resistência de partes condutivas para o ponto de terra. Resolvidos estes problemas, o ventilador foi aprovado satisfatoriamente.

### 4.3.2 Testes de compatibilidade eletromagnética

Este teste visava a comprovação da imunidade do equipamento a interferências eletromagnéticas de fontes externas, e que as emissões eletromagnéticas do aparelho estão dentro dos limites prescritos pelas normas **NBR IEC 60601-1 (1994) & Errata n.º 1 (1997) & Emenda n.º 1 (1997)** –.**NBR IEC 60601-1-2 (2006**) – Equipamento eletro médico – Parte 1-2: Prescrições gerais para segurança – Norma colateral: Compatibilidade eletromagnética – Prescrições e ensaios (ABNT-NBR-IEC-60601-1, 1994) e **NBR IEC 60601-2-12 (2004)** – Equipamento eletro médico – Parte 2-12: Prescrições particulares para segurança de ventilador pulmonar – Ventiladores para cuidados críticos – Seção V, Cláusula 36 (ABNT-NBR-IEC-60601-2-12, 2004).

Os testes foram ministrados em uma câmara semi anaecóica e as ressalvas foram poucas e rapidamente resolvidas. O equipamento foi então aprovado para a certificação e para continuação de testes de funcionalidade.

## 4.4 Testes de funcionalidade

Para os testes de funcionalidade, o ventilador será utilizado conectado a um sistema que emula um pulmão artificial e deve ter resistências padronizadas descritas na norma (ABNT-NBR-13763, 1997).

O primeiro teste realizado foi apenas um teste de funcionamento e os resultados não foram satisfatórios. O sistema foi apenas colocado em um medidor de fluxo e algumas funções básicas foram verificadas. Ciclagem básica foi comprovada, e o ventilador funcionou dentro dos limites de maneira apropriada, mas o funcionamento não foi necessariamente bom o suficiente para suportar vida humana.

Após a realização destes testes e mais os testes funcionais, o ventilador foi novamente testado desta vez para várias modalidades e os resultados obtidos foram bem melhores. A maioria dos resultados foram satisfatórios, alguns tempos de subida de fluxo e pressão foram maiores do que os esperados e alguma vibração ocorreu. Nem todas as modalidades funcionaram por completo, mas, em

geral, o ventilador mostrou que seria funcional com algumas modificações de software.

Este ventilador ainda irá passar por algumas modificações funcionais, mas os testes já efetuados demonstram que é viável, e quando o mesmo passar em todos os testes, poderá ser disponibilizado no mercado para ser comercializado para pacientes Infantis e Adultos.

### 4.5 Conclusão

Muitos testes já foram realizados e muito tempo foi consumido na fase de testes deste ventilador. Para que este aparelho seja utilizado em paciente ainda é necessário testar as modalidades pretendidas, além de todas as faixas de fluxo, de pressão e de volume estabelecidas na fase de definição do projeto. O funcionamento atual é bom e alguns testes ainda devem ser realizados e adequação no software deve ser concluída para que este ventilador possa ser testado em ambiente hospitalar e finalmente ser colocado no mercado. O projeto se provou viável e de qualidade suficiente para conseguir este resultado.

Os testes finais serão finalizados em 3 meses após a conclusão do protótipo final do ventilador.

.

# Capítulo 5. Conclusão e Sugestões

## 5.1 O que se aprendeu com o trabalho

### 5.1.1 Eficiência dos controles de fluxo e pressão

A medida que o ventilador foi sendo montado e os primeiros testes foram efetuados, foi possível determinar que a estrutura criada iria proporcionar medidas muito mais exatas e repetitivas dos valores físicos. Pequenos erros foram constatados e as devidas compensações foram feitas, e o controle ficou mais fiel em função disto. Em geral, muito foi aprendido neste aspecto.

### 5.1.2 Dois sensores e geometria melhor para sensor de fluxo

O sensor de fluxo necessitava de uma geometria interna que gerasse mais facilidade para o fluxo passar sem que, a turbulência em excesso, fosse introduzida. Com os diversos protótipos e os transdutores, o resultado esperado foi obtido e medidas muito melhores e mais precisas foram conseguidas.

### 5.1.3 Controle da Fração de Oxigênio na mistura ($FiO_2$)

A ideia inicial da medida da fração de oxigênio na mistura foi testada, e melhorias no controle foram introduzidas para que esta porcentagem pudesse ficar sólida e confiável. O resultado obtido foi muito melhor com estas melhorias.

### 5.1.4 Importância da curva de resposta da válvula proporcional

Inicialmente a válvula proporcional testada apresentava uma curva de resposta característica, e esta foi utilizada como base para que o equipamento fosse testado e calibrado para as faixas de fluxo necessárias. Outras amostras de válvulas proporcionais foram então testadas, mas elas não reagiram da mesma forma. Portanto foi necessária uma variação do circuito de alimentação para que o fluxo pudesse se manter no valor necessário e a calibração não fosse afetada de maneira apreciável. Esta modificação separou a tensão que alimentava o circuito

de acionamento das válvulas do restante do circuito que utilizava 12VDC. Foi utilizada uma tensão maior para garantir a entrega de potência necessária para acionar a válvula com o fluxo máximo necessário.

### 5.1.5 Erros na medição de volume

Com o valor de ganho para faixas diferentes, erros na medida de fluxo se tornaram importantes para que os valores finais de volume fossem consistentes. Foi empregada uma solução para que se pudesse manter o erro destes sensores controlado e a medida de volume correta.

### 5.1.6 Blindagem e Ruído

Grande atenção foi dedicada ao ruído gerado pelo hardware e quanto ruído era gerado. Técnicas de blindagem foram estudadas e filtros foram aplicados para este fim (Rich, 1983).

## 5.2 O que as soluções trouxeram de benefício

Mesmo nos testes preliminares, uma grande melhoria no funcionamento do ventilador pode ser percebida, utilizando a experiência adquirida com os ventiladores anteriores. As maiores diferenças foram as que seguem.

### 5.2.1 Fidelidade das medidas

As medidas foram comparadas com o equipamento de medição padronizado (IMT, 2009) e, em todos os testes realizados, se mostraram fiéis aos valores medidos.

### 5.2.2 Controle mais preciso

A estabilização das pressões nos valores desejados, a entrega medida de volume e o valor de fluxo correto, além de disparos de trigger verdadeiros constatados pelo uso de simulador de pulmão (Michigan), demonstraram que o

funcionamento do controle está mais preciso de acordo com os parâmetros de projeto.

### 5.2.3 Confiabilidade

O ventilador foi mantido operando por várias semanas sem parar, três conjuntos de testes já haviam sido efetuados e testes elétricos obtiveram sucesso. Os componentes utilizados são de alta qualidade e o funcionamento até o momento tem sido bem aceitável.

### 5.2.4 Segurança

Vários mecanismos de segurança no hardware e software foram implementados a fim de prevenir problemas. Em geral, os alarmes são bem claros e com a sua prioridade bem estabelecida.

### 5.2.5 Custo objetivo alcançado

O estudo do custo foi realizado durante a fase preliminar do projeto e, embora peças de qualidade tenham sido utilizadas, a economia foi obtida por conta de um projeto mais simples e mais eficiente. O custo objetivo foi alcançado para que quando o equipamento chegue ao mercado possa ser competitivo.

### 5.2.6 Manutenção simplificada

Os blocos, a forma fácil como podem ser removidos, e como a parte externa é desmontada expondo todos os seus componentes para manutenção foi aprovada e provará ser eficiente quando o ventilador chegar ao mercado.

## 5.3 Resultados

Para todos os testes efetuados até o momento, os resultados se demonstraram satisfatórios. Alguns detalhes de modalidades ainda podem ser

aprimorados, mas o ventilador apresentou um desempenho previsto pelas simulações (Turrin, 2011).

### 5.3.1 Resultados parciais satisfatórios

Os testes elétricos e de imunidade foram concluídos, o ventilador foi aprovado e é seguro para uso. Os testes funcionais ainda estão em andamento, mas até o momento obtiveram sucesso.

### 5.3.2 Projeção de problemas de campo

Com componentes garantidos por um longo período, montagens facilitadas e um plano de garantia, a proposta é oferecer um equipamento altamente confiável por um período de tempo estendido.

## 5.4 Estado da arte

### 5.4.1 Processador

O processador DSP (Texas, 2003 revised 2011) utilizado foi a melhor opção para a utilização pretendida quando o ventilador foi concebido. O desempenho deste processador provou ser ainda mais poderoso do que necessário para a filtragem, o controle e a comunicação.

### 5.4.2 Válvulas

As válvulas (Norgren), proporcionais e reguladoras estão entre as melhores do mercado, no que diz respeito a repetibilidade vbc e desempenho. O fluxo máximo alcançado excede o pedido pela definição de projeto e, com certeza, a durabilidade será a projetada pelo fabricante.

### 5.4.3 Sensores

Os sensores (Honeywell) também estão entre os melhores e os mais confiáveis no mercado e obtiveram os melhores resultados. A imunidade destes sensores a ruído é alta, a precisão das medidas muito elevada e estes fatores foram fundamentais para a conclusão deste projeto.

### 5.4.4 Blocos

Projetados e fabricados para este ventilador, eles oferecem uma solução inovadora, não só em termos de manutenção como para a diminuição de custo.

### 5.4.5 Modalidades

As modalidades existentes foram estudadas e comparadas com estudos do estado da arte para serem modificadas neste projeto (Girard, et al., March 2007). Modificações foram feitas e testadas para que fizessem parte do projeto final do ventilador.

## 5.5 Novas pesquisas derivadas deste projeto

### 5.5.1 Ventilador para pacientes neonatais

Este ventilador foi projetado para funcionamento com pacientes infantis e adultos. Um novo projeto, que poderá ser derivado deste, será para pacientes neonatais e também para todos os pacientes em um único ventilador.

### 5.5.2 Mesa de anestesia com monitorização

Este módulo poderá ser utilizado em uma mesa de anestesia e, com a ajuda de sensores ópticos. poderá ter monitorização de parâmetros que não são medidos em tempo real.

## 5.6 Melhorias de hardware para futuros trabalhos

### 5.6.1 Novos processadores

Este processador DSP utiliza um ponto fixo para os seus cálculos, uma vez que não havia, na plataforma escolhida um processador com ponto flutuante na época. Os cálculos do controle são feitos com ponto flutuante, devido a algoritmo de cálculo utilizado. Já existe no mercado um novo microprocessador capaz de realizar cálculos com ponto flutuante, para melhorar a velocidade e a capacidade de novos cálculos, além de ferramentas mais aprimoradas para monitorização e acionamento, como o cálculo para compensação de tubos, medição de PEEP ideal, entre outras.

### 5.6.2 Novas válvulas

Existem também válvulas de tamanho maior, mas de valor de fluxo máximo, melhores do que as utilizadas neste projeto. O custo seria maior, mas que o projeto poderá atender a um mercado diferenciado para ventiladores a custo maior.

### 5.6.3 Novos transdutores

Novas tecnologias também estão disponíveis para a medida de fluxo, e outras que ainda estão sendo estudadas. Para sensores que sejam capazes de medir valores em faixas mais largas e atender qualquer tipo de paciente, eles seriam utilizados.

## 5.7 Conclusão

Este trabalho foi de natureza muito complexa. O ventilador pulmonar não somente deve ser preciso e repetitivo, bem como deve ser competitivo em relação aos modelos de ventiladores similares no mercado. A intenção era atingir um determinado mercado que necessita de preços acessíveis, mas isto não significa que os componentes empregados podem ser de qualidade inferior.

# Capítulo 5. Conclusão e Sugestões

Ao longo do desenvolvimento deste projeto, muitas questões foram levantadas.

Ferramentas para facilitar o uso poderiam ter sido implementadas, mecanismos automáticos para correção deveriam ser utilizados, estas eram algumas das dúvidas. Embora o mercado fosse favorável a estas e outras posturas, o tempo era reduzido e o custo objetivo continuava a ser um parâmetro importante. Optou-se por um ventilador de custo acessível e com propriedades mais básicas, mas com desempenho de alta qualidade.

Todo este trabalho gerou muitas ramificações nas áreas: mecânica, eletrônica, controles e na área médica. Na área mecânica, novas ideias para blocos ainda mais compactos apareceram. Válvulas com faixa de funcionamento mais ampla e tecnologia mais avançada foram oferecidas e fluxos mais altos poderiam ser alcançados. A cada passo da evolução do projeto, a tecnologia evoluia de forma rápida e com isso mais processadores surgiam e, portanto novas possibilidades surgiam para melhorias nesta área.

Um número de melhorias foi previsto para este ventilador mesmo em tempo de desenvolvimento, como a utilização de controlador DSP com ponto flutuante e a possibilidade de uma quantidade maior de ciclos de leitura e de escrita para as memórias flash, a fim de que o circuito fosse mais simples.

Abordado o lado funcional, várias outras funcionalidades poderiam ser agregadas, bem como a introdução de uma classe a mais de pacientes, a de neonatais.

Em conclusão, a área médica apresenta infinitas possibilidades, e desde que este projeto foi iniciado, já apareceram inúmeras coisas novas que podem ser utilizadas no futuro, além de novas tecnologias a serem exploradas.

## Capítulo 6. Bibliografia

**ABNT-NBR-13763. 1997.** ABNT NBR 13763. *Ventiladores Pulmonares para uso medicinal*. Rio de Janeiro, Brasil : Associação Brasileira de Normas Técnicas, 31 de janeiro de 1997.

**ABNT-NBR-IEC-60601-1. 1994.** NBR IEC 60601-1 (Nov-1994) + Errata n.° 1 (Nov-1994 ) + Emenda n.° 1 (Out-1997): Equipamento eletromédico. 1994.

**ABNT-NBR-IEC-60601-2-12. 2004.** ABNT NBR IEC 60601-2-12. *Prescrições particulares para segurança de ventiladores pulmonares - Ventiladores para cuidados críticos.* Rio De Janeiro : Associação Brasileira de Normas Técnicas, 2004. Vol. 1, 2. ABNT NBR IEC 60601-2-12.

**Åström, Karl J. e Hagglund, Tore. 1995.** *PID Controllers - Theory, Design and tuning.* 2nd Edition. Lund : Instrument Society of America, 1995. ISBN 1-55617-516-7.

**Åström, Karl Johan. 2002 .** Control System Design. *Lecture notes for ME 155A.* 2002 .

**Behbehani, Khosrow. 2000.** Mechanical Ventilation. *The Biomedical Engineering Handbook.* Second Edition, 2000, Boca Raton: CRC Press LLC.

**Bigatello, Luca M, Davignon, Kristopher R e Stelfox, Henry Thomas. February 2005.** Respiratory Mechanics and ventilator waveforms; in the patient with acute lung injury. *Respiratory Care.* February 2005, Vol. 50, 02.

**Borrello, Mike. 2005.** Modeling and Control of Systems for Critical Care Ventilation. *2005 American Control Conference June 8-10, 2005. Portland, OR, USA.* 2005.

**Branson, Richard D e Chatburn, Robert L. April 2007.** Should adaptative pressure control modes be utilized for virtually all patients receiving mechanical ventilation? *Respiratory Care.* April 2007, Vol. 52, 4.

**Cabodevila, Eduardo M, Guzman, Enrique D e Gustavo A Heresi, Robert L Chatburn. BS. 2009.** *Alternative modes of mechanical ventilation.* s.l. : Cleveland Clinic Journal of medicine, 2009. Vols. Volume 76, no. 7.

**Carvalho, Carlos Roberto Ribeiro de, Junior, Carlos Toufen e Franca, Suelene Aires. 2007.** III Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica. *Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias.* J Bras Pneumol. 2007;33, 2007, Vol. (Supl 2):S 54, S 70.

**Casaseca-de-la-Higuera, Pablo, Martín-Fernández, Marcos e Alberola-López, and Carlos. July 2006.** Weaning from mechanical ventilation: A retrospective analysis leading to a multimodal perspective. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* July 2006, Vol. 53, 7.

**Chan, Che-Hang e Liu, Guangjun. 2007.** Hysteresis identification and compensation using a genetic algorithm with adaptive search space. *ELSEVIER Mechatronics.* 2007, Vol. 17, 391-402.

**Chao, David C, David J Schienhorn e Steam, Meg. 1997.** Patient-Ventilator Trigger Asynchrony in Prolonged Mechanical Ventilation. *CHEST.* 6, 1997, Vol. 112, pag. 1593-1599.

**Chatburn, Robert L RRT FAARC. 2004.** Computer Control of Mechanical Ventilation. *RESPIRATORY CARE.* 2004, Vol. 49, No. 5.

**Chatburn, Robert L RRT-NPS FAARC. 2003.** Classification of Ventilator Modes: Update and Proposal for Implementation. *RESPIRATORY CARE.* No. 3, Março de 2003, Vol. 52.

**Chatburn, Robert L. 2003.** *Fundamentals of Mechanical Ventilation.* Cleveland Heights, OH 4418-0284 : Mandu Press Ltd., 2003. 0-9729438-2-X.

**Chatburn, Robert L. RRT-NPS FAARC. Septempber 2003.** Engineering Principles Applied to Mechanical Ventilation. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS.* Cancun, Mexico , Septempber 2003.

**Chatmongkolchart, Sunisa, et al. July 2001.** Evaluation of Inspiratory Rise time and Inspiration Termination criteria in new generation mechanical Ventilators; A lung model study. *Respiratory Care.* July 2001, Vol. 46, 7.

**Devdatta, V.K.Katiyar e Pratibha. March 2009.** Mathematical Modeling of Respiratory System: A review. *Indian Journal of Biomechanics.* Special Issue, March 2009, NCBM 7-8.

**DIONG, BILL, et al. January/February 2007.** Modeling Human Respiratory Impedance - Comparing the Best Method with the Least Estimation Errors. *IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE.* 0739-5175/07, January/February 2007.

**Donn, Steven M e Sinha, Sunil K. April 2003.** Invasive and Noninvasive Neonatal Mechanical Ventilation. *Respiratory Care.* April 2003, Vol. 48, No.4.

**Draeger, Medical. 2004.** Manual Evita XL. *Evita XL Ventilação em UCi de adultos e pediatria.* [Online] 2004. http://www.draeger.com.br/BR/pt/.

**ECRI. 1998.** Intensive Care Ventilators. *Health Devices.* 9-10, 1998, Vol. 27.

**—. 2007.** Ventilators, Intensive Care. *Healthcare Product Comparison System.* 2007. www.ecri.org.

**Elwenspoek, M. 1999.** Thermal flow micro sensors. *IEEE.* Enschede, The Nederlands, 1999, 0-7803-5139-8.

**EPSTEIN, MARY ANNE FARRELL e EPSTEIN, RALPH A. may 1979.** Airway flow patterns during mechanical ventilation of infants:A mathematical model. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING.* may 1979, Vols. BME-26, NO. 5.

**Esteban, Andrés, Anzueto, Antonio e Al, Fernando Frutos et. January 2010.** Characteristics and Outocomes in Adult Patients Receiving Mechanical Ventilation A 28-Day International Study. *JAMA.* January 2010, Vol. 287, No.3.

**Gammon, R. Bruce, MD, et al. 1995.** Mechanical Ventilation: A Review for the Internist. *THE SCIENCE OF MEDICAL CARE.* Novembro de 1995, Vol. 99. NOSSA TRADUÇÃO.

**Gilmore, Brighton Don, Johnston, Winchester Douglas e Schroeder, Gary. 1995.** *VENTILATOR CONTROL SYSTEM AND METHOD.* Estados Unidos, 8 de Dec de 1995.

**Girard, Timothy D. e Bernard, Gordon R. March 2007.** Mechanical ventilation in ARDS: A state of the art Review. *CHEST.* March 2007, Vol. 131, No.3.

**Gould, Tim e Beer, J M A de. 2007.** Principles of artificial ventilation. *ANAESTHESIA AND INTENSIVE CARE MEDICINE.* 8, 2007, Vol. 3.

**Grianti, Francesco, et al. 1996.** A Versatile echanical Ventilator (DICIT) with High Flow Stability and a Programmable Inspiratory Phase Flow Pattern. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING.* NO. 11, 1996, Vol. VOL. 43.

**Hamilton, Medical AG. 1994.** Amadeus Service Manual. *Hamilton-Medical* . [Online] Hamilton-Medical, 1994. http://www.hamilton-medical.com/.

**Harris, R Scott. 2005.** Pressure-Volume Curves of the Respiratory System. *RESPIRATORY CARE*. 2005, Vol. 50, 1.

**Hess, Dean R. February 2005.** Ventilator Waveforms and the Physiology of Pressure Support Ventilation. *Respiratory Care.* February 2005, Vol. 50, No.2.

**Honeywell.** 0 to 1 PSI through 0 to 100 PSI Pressure Transducers. *ASDX Series Honeywell Sensing and Control.* [Online] http://sensing.honeywell.com/index.cfm/ci_id/156460/la_id/1.htm.

**—.** Mass Airflow Sensors. *www.honeywell.com/sensing.* [Online] [Citação: 01 de 05 de 2011.] http://content.honeywell.com/sensing/prodinfo/massairflow/lit.htm.

**IMT, Medical Inc. 2009.** PF-300 Flowmeter Manual. [Online] 2009. http://www.imtmedical.com/en-us/products/testingdevices/pf300/Pages/index.aspx.

**ISO-10651-1. 1993.** ISO 10651-1. *Lung Ventilators for Medical Use.* 1993.

**Iwata, A. e Nagata, M. 1998.** PWM signal processing architecture for Intelligent systems. *Computers Elect. Eng* . Elsevier Science Ltd., 1998, Vol. 23, No. 6, pp. 393 to 405.

**K.TAKAOKA. 2007.** Manual de Operação Servoventilador Color. *ANVISA - Serviços.* [Online] 2007. http://www.anvisa.gov.br/scriptsweb/correlato/correlato_rotulagem.htm. Nº. Registro MS: 10229820083.

**Karki, Jim. sept 2002.** Active Low Pass Filter Design. [Online] sept 2002. www.ti.com. SLOA049B.

**Keszler, M. 2009.** State of the art in conventional mechanical ventilation. *Journal of Perinatology.* Nature Publishing Group, 2009, Vol. 29, 262–275.

**Kugelstadt, Thomas. 2008.** Active Filter Design Techniques. *Texas Instruments.* [Online] 2008. http://www.ti.com.

**Leonhardt, Marian Walter and Steffen. july 2007.** Control applications in Artificial Ventilation. *Mediterranean Conference on Control and Automation.* july 2007, Vol. T06, 008.

**Liu, Xiaojian e Bruton, Leonard T. 1995.** Improved LDI digital filters derived from analog LC ladder filters. *Elsevier Science B.V,.* Calgary Alberta, 1995, 0165-1684/95.

**Lucangelo, Umberto, Bernabe, Francesca e Blanch, Luis. 2005.** Respiratory Mechanics Derived From Signals in the Ventilator Circuit. *RESPIRATORY CARE.* 1, 2005, Vol. 50, 1.

**Lucangelo, Umberto, et al. 2008.** *Respiratory System and Artificial Ventilation.* Milan : Springer, 2008. ISBN 978-88-470-0765-9.

**Luepschen, H., Zhu, L. e Leonhardt, S. 2007.** Robust close loop control of the inspired fraction of oxygen for the online assessment of recruitment maneuvers. *IEEE.* Lyon, France, 2007, 1-4244-0788-5.

**MACKENZIE, IAIN, et al. 2008.** *Core Topics in Mechanical Ventilation.* New York : Cambridge University Press, 2008. NOSSA TRADUÇÃO. ISBN-13 978-0-511-45164-5.

**Michigan, Instruments Inc.** Model 4600 Single Lung TTL Training Test Lung Operations Manual. *Training and Testing Lung.* [Online] http://www.michiganinstruments.com/home.

**Miller, Ray. 1998, 2002, 2006.** Bessel Filter Crossover. *Rane Professional Audio Products.* [Online] 1998, 2002, 2006. http://www.rane.com/.

**Montecchia, F., Guerrisi, M. e Canichella, A. 2007.** Advanced lung ventilation system (ALVS) with linear respiratory. *Medical Engineering & Physics.* 2007.

**NAKAYAMA, Yasuki e FEng, Robert Boucher. 1998.** *Introduction to Fluid Mechanics.* Tokyo : YOKENDO CO. LTD, 1998. ISBN 0 340 67649 3.

**Norgren.** Flatprop 16mm 2/2-way proportional valve. *www.norgren.com/fc/en224;*. [Online] [Citação: 01 de 05 de 2011.]

**—.** Miniature precision regulators for air and medical gases. *www.norgren.com.* [Online] [Citação: 01 de 05 de 2011.]

**Plastomatic.** http://www.plastomatic.com/bprvspr.html. [Online]

**Pneumatikos, Ioannis, Dragoumanis, Christos e Papaioannou, Vasilios E. 2009.** The use of Non Invasive Mechanical Ventilation during liberation from mechanical ventilation. 2009.

**Puritan-Bennett.** 7200 Series Ventilator System Service Manual. *Puritan Bennett.* [Online] http://www.puritanbennett.net/.

**Reuben, Stuart R. 1971.** *Compliance of the Human Pulmonary Arterial System in Disease*. Dallas : American Heart Association, 1971.

**Rich, Allan. 1983.** *Shielding and Guarding: how to exclude Interference-type Noise, what to do with it. A rational Approach.* 1983.

**Schnhofer, B e Sortor-Leger, S. 2002.** Equipment needs for noninvasive mechanical ventilation. 2002.

**Sensirion.** *Low Range Diferencial Pressure Sensor SDP 1108.*

**ShahabNaqvi, Dr. 2008.** Ventilator Modes; new and not so new. *CEEA - Committee for European Education in Anaesthesiology.* [Online] 2008. en.chinawanqi.com.cn/jp/simv-pdf.html.

**Siemens. 1992-1997.** Servo Ventilador 300/300A Service Manual. [Online] 1992-1997. [Citação: 01 de 05 de 2011.]

**Texas, Instruments. ; 2002.** Analysys of the Sallen Key Architecture. ; 2002.

**Texas, Istruments. 1999.** *PCB Design Guidelines For Reduced EMI.* 1999.

**Texas, Tinstruments. 2003 revised 2011.** TMS320F2808 Digital Signal Processors Data Manual. *www.ti.com.* [Online] 2003 revised 2011. [Citação: 01 de 05 de 2011.]

**Tobin, Martin J. 2006.** *Principles and practice of Mechanical Ventilation.* 2nd. s.l. : McGraw-Hill, 2006.

**Turrin, Bruno B. 2011.** Modulo de Ventilação Mecânica. 2011.

**Upp, E.L e J.LaNasa, Paul. 2001.** *Fluid Flow Measurement, a practical guide to accurate flow measurement.* s.l. : Oxford University Press, 2001.

# Apêndice A Modalidades Ventilatórias

## A.1 VCV – Ventilação Controlada a Volume

Neste modo o ventilador fornece o fluxo inspiratório ajustado até que seja atingido o volume corrente. A pressão inspiratória é variável e depende da mecânica respiratória do paciente.

Disponibiliza ciclos controlados e assistidos. Nos ciclos controlados o paciente está passivo e o aparelho comanda toda a ventilação, o disparo ocorre por tempo de acordo com a frequência respiratória ajustada.

Nos ciclos assistidos, o ventilador responde aos estímulos de drive respiratório do paciente através do ajuste de sensibilidade por pressão ou fluxo, ou seja, o início de cada ciclo e a frequência respiratória são determinados pelo esforço inspiratório do paciente. Pode-se ajustar um valor em pausa inspiratória, onde o fluxo inspiratório permanecerá em zero durante o tempo programado.

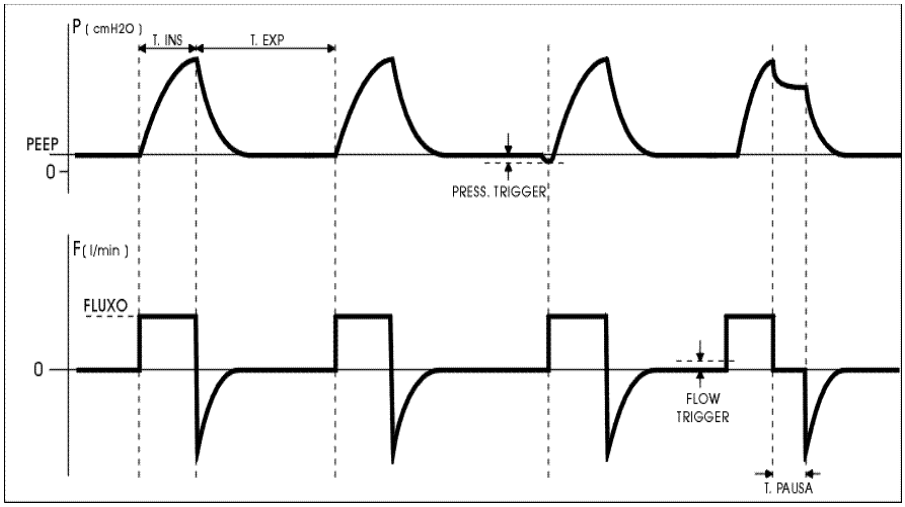


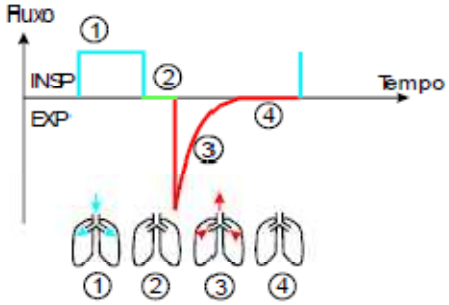

**Figura 35 Modalidade VCV**

Gráficos de pressão x tempo e fluxo x tempo. Os dois primeiros ciclos correspondem aos ciclos controlados, os seguintes, correspondem aos ciclos assistidos, sendo o último com pausa inspiratória.

Podem-se selecionar quatro tipos de formas de ondas de fluxo: quadrada, descendente, ascendente e senoidal.

Onda Quadrada

A onda de fluxo quadrada possui característica de fluxo constante e o pico de fluxo é equivalente ao fluxo calculado.

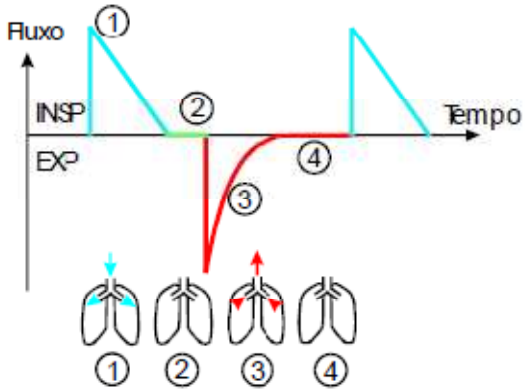



| | |
|---|---|
| 1 | Volume Inspirado |
| 2 | Pausa Inspiratória |
| 3 | Volume Expirado |
| 4 | Tempo Expirado |

Figura 36 VCV forma de onda quadrada

Onda Descendente

A onda de fluxo descendente atinge um pico de fluxo e diminui de forma linear.

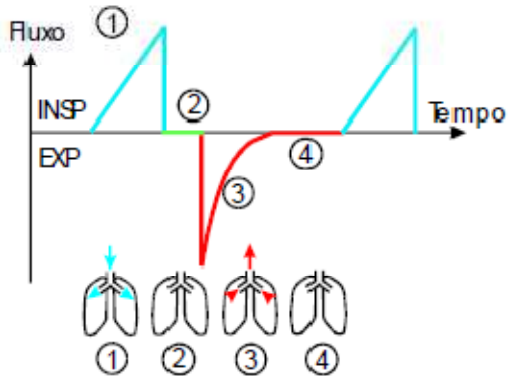



| | |
|---|---|
| 1 | Volume Inspirado |
| 2 | Pausa Inspiratória |
| 3 | Volume Expirado |
| 4 | Tempo Expirado |

Figura 37 VCV forma de onda descendente

Onda Ascendente

A onda de fluxo ascendente sobe de forma linear até atingir o valor de fluxo ajustado.

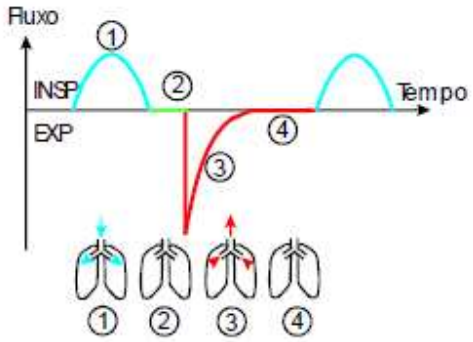



| | |
|---|---|
| 1 | Volume Inspirado |
| 2 | Pausa Inspiratória |
| 3 | Volume Expirado |
| 4 | Tempo Expirado |

Figura 38 VCV onda ascendente

Onda Senoidal

A onda de fluxo senoidal começa em zero, aumenta até o valor ajustado e retorna ao zero.




| | |
|---|---|
| 1 | Volume Inspirado |
| 2 | Pausa Inspiratória |
| 3 | Volume Expirado |
| 4 | Tempo Expirado |

Figura 39 VCV onda senoidal

O valor de Pressão Limite corresponde ao limite de pressão estabelecido, para que seja entregue o volume corrente ajustado. Caso seja atingido o valor de pressão limite, soará o alarme de “Pressão Limitada” e provavelmente, o volume entregue será menor que o ajustado. Se a pressão ultrapassar 5 $cmH_2O$ da pressão limite ajustada, o equipamento como forma de segurança, aborta o ciclo com a abertura da válvula expiratória.

O equipamento mantém um fluxo contínuo na fase expiratória com ajuste 4 a 50 l/min. Este fluxo auxilia na compensação de vazamentos e diminuição da resistência do circuito respiratório. Este valor é chamado de fluxo de base.

## A.2 PCV – Ventilação com Pressão Controlada

A pressão inspiratória é mantida constante por um tempo pré-determinado (tempo inspiratório), onde a forma de onda de fluxo possui uma característica decrescente e o volume corrente dependerá da mecânica respiratória do paciente. Disponibiliza ciclos controlados e assistidos.

Nos ciclos controlados o paciente está passivo e o aparelho comanda toda a ventilação, o disparo ocorre por tempo, de acordo com a frequência respiratória ajustada.

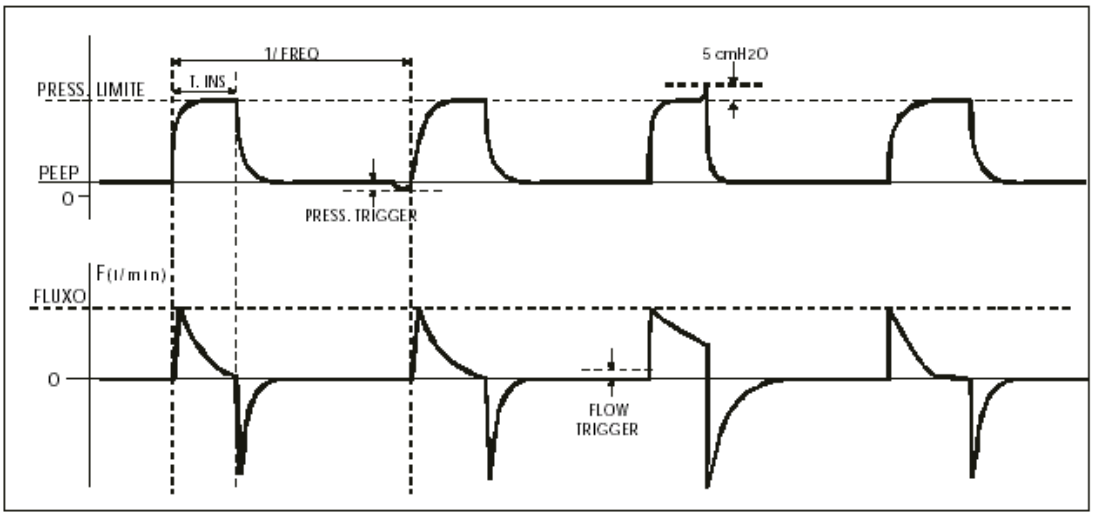



Figura 40 Modalidade PCV

Nos ciclos assistidos o ventilador responde aos estímulos de drive respiratório do paciente através do ajuste de sensibilidade por pressão ou fluxo, ou seja, o início de cada ciclo e a frequência respiratória são determinados pelo esforço inspiratório do paciente.

Opção de ajuste do tempo de subida que possibilita uma variação na rapidez de pressurização inspiratória, alterando de maneira direta, o pico de fluxo inspiratório, utilizado para pacientes que apresentam obstrução de vias aéreas.

Exemplos de Curvas: Pressão x Tempo e Fluxo x Tempo - O primeiro ciclo é controlado, o segundo é assistido com sensibilidade à pressão, o terceiro é assistido com sensibilidade a fluxo, com o ciclo interrompido devido à pressão excedida em 5 $cmH_2O$ acima do valor ajustado.

## A.3 PCV/AV® – Ventilação Pressão Controlada com Volume Assegurado

A ventilação ocorre por pressão controlada, porém ajusta-se um volume corrente alvo, e o aparelho ajusta a pressão limite a cada ciclo, para atingir o volume corrente pretendido.

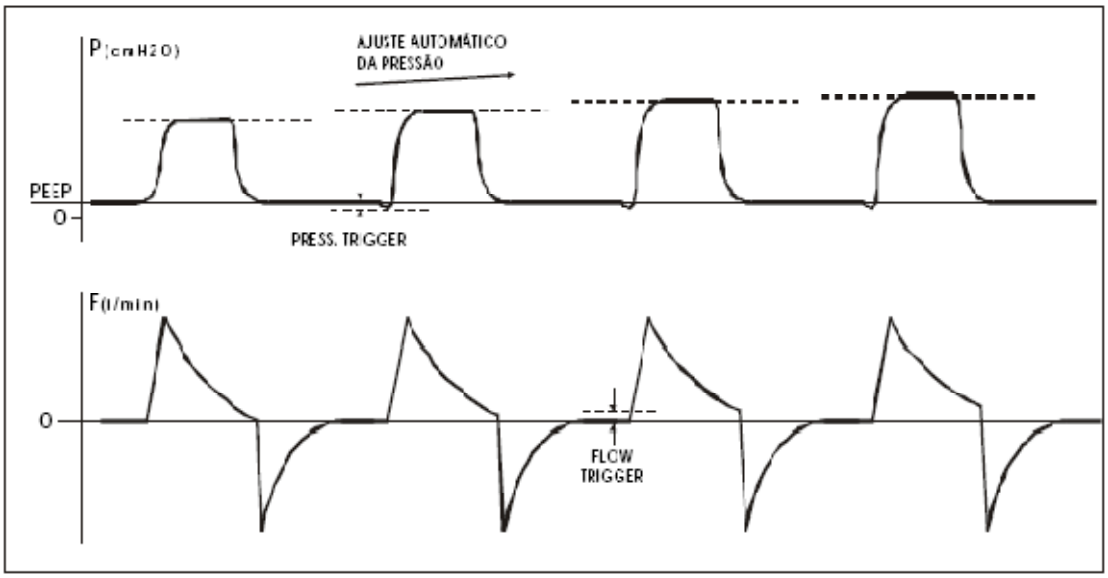



**Figura 41 Modalidade PCV/AV®**

Exemplos de Curvas: Pressão x Tempo e Fluxo x Tempo.

A Figura 60 apresenta curvas de pressão e de fluxo em função do tempo, para ajudar no entendimento da modalidade PCV/AV®.

O início de cada respiração pode ser comandado pelo ventilador ou pelo paciente, sendo que neste último caso, o disparo (*trigger*) pode ser por pressão ou por fluxo. No início da inspiração, o fluxo atinge o seu valor máximo, decaindo então, até o final do tempo inspiratório. A pressão é mantida constante durante cada inspiração, sendo que o nível de pressão inspiratória pode ser alterado

automaticamente, pelo ventilador entre os ciclos consecutivos para garantir a entrega do volume corrente ajustado.

Há uma opção de ajuste do tempo de subida, que possibilitará uma variação na rapidez de pressurização inspiratória, alterando de maneira direta o pico de fluxo inspiratório, utilizado para pacientes que apresentam obstrução de vias aéreas.

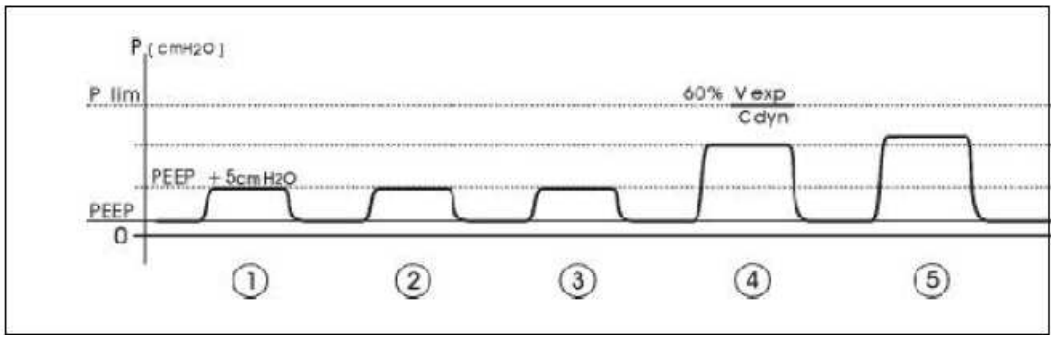



**Figura 42 Sequência de Inicialização – PCV/AV®**

Ciclos 1, 2 e 3 - PEEP + 5 $cmH_2O$ para medir a complacência dinâmica.

Ciclo 4 - 60% da pressão necessária para assegurar o volume desejado.

Ciclo 5 - Controle do nível de pressão para assegurar o volume desejado.

## A.4 SIMV/V – Ventilação Mandatória Intermitente com controle de Volume

Neste modo, o ventilador disponibiliza ciclos controlados, assistidos e espontâneos por controle de volume. Para os ciclos controlados e assistidos é fornecido o fluxo inspiratório ajustado até que seja atingido o volume corrente. Esta fase é identificada no gráfico de *fluxo x tempo* por um traço vermelho que corresponde à janela de sincronismo, se houver drive respiratório o aparelho responde com um ciclo assistido se não, com um ciclo controlado.

Para os ciclos espontâneos, o aparelho disponibiliza pressão de suporte ou CPAP, esta fase é identificada por um traço amarelo no gráfico de *fluxo x tempo* que corresponde à janela espontânea. Em pressão de suporte pode-se ajustar a ciclagem, que normalmente ocorre na queda dos 25% do pico de fluxo, há possibilidade de ajuste de 5 a 80% do pico de fluxo inicial para melhor sincronia paciente x ventilador. Há uma opção de ajuste do tempo de subida que

possibilitará uma variação na rapidez de pressurização inspiratória, alterando de maneira direta, o pico de fluxo inspiratório, utilizado para pacientes que apresentam obstrução de vias aéreas.

Para que seja disparado o ciclo assistido e espontâneo (PSV), é necessário o ajuste da sensibilidade (trigger) por pressão ou fluxo.

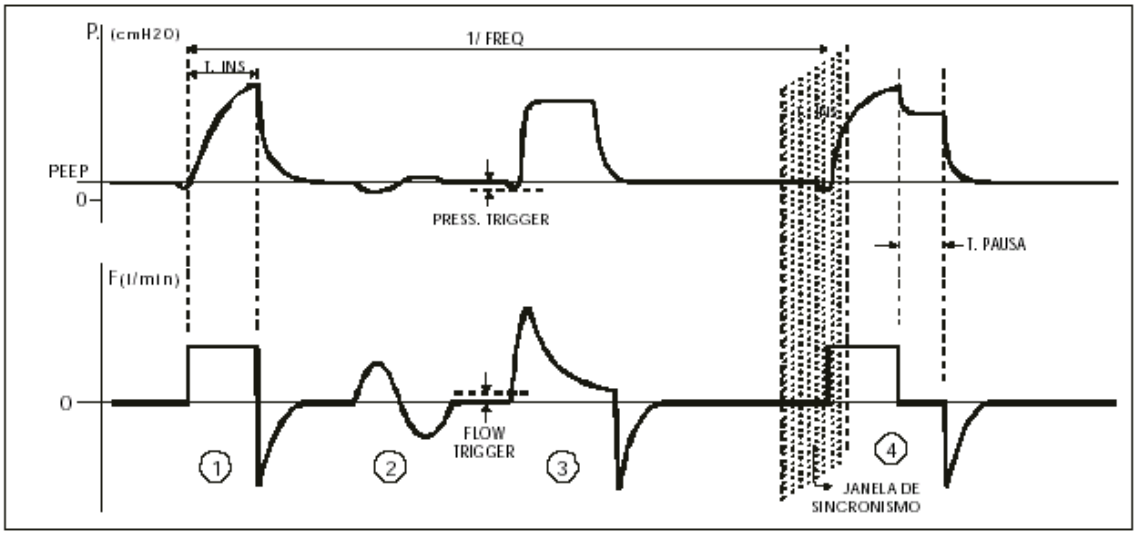



**Figura 43 Modalidade SIMV/V**

Exemplos de curvas: *pressão x tempo* e *fluxo x tempo*. O primeiro ciclo é controlado com onda de fluxo quadrada, o segundo é espontâneo no modo CPAP, o terceiro indica um ciclo espontâneo com pressão de suporte, podendo a sensibilidade ser por pressão ou por fluxo e o quarto indica um ciclo assistido disparado, na janela de sincronismo, com ajuste de pausa inspiratória.

## A.5 SIMV/P® – Ventilação Mandatória Intermitente com controle de Pressão

Neste modo, o ventilador disponibiliza ciclos controlados, assistidos e espontâneos controlados por pressão.

Para os ciclos controlados e assistido, a pressão inspiratória é mantida constante por um tempo pré-determinado (tempo inspiratório), onde a forma de onda de fluxo possui uma característica decrescente e o volume corrente dependerá da mecânica respiratória do paciente. Esta fase é identificada no gráfico de fluxo, por um traço vermelho que corresponde à janela de sincronismo.

Para os ciclos espontâneos, o aparelho disponibiliza pressão de suporte ou CPAP, esta fase é identificada por um traço amarelo no gráfico de *fluxo x tempo*, que corresponde à janela espontânea. Em pressão de suporte pode-se ajustar a ciclagem, que normalmente ocorre na queda dos 25% do pico de fluxo, há possibilidade de ajuste de 5 a 80% do pico de fluxo inicial para melhor sincronia paciente x ventilador. Há uma opção de ajuste do tempo de subida que possibilitará uma variação na rapidez de pressurização inspiratória, alterando de maneira direta, o pico de fluxo inspiratório, utilizado para pacientes que apresentam obstrução de vias aéreas.

Para os ciclos espontâneos, o aparelho disponibiliza pressão de suporte e esta fase é identificada por um traço amarelo no gráfico de fluxo, que corresponde à janela espontânea.

Para que seja disparado o ciclo assistido e espontâneo (PSV), é necessário o ajuste da sensibilidade (trigger) por pressão ou fluxo.

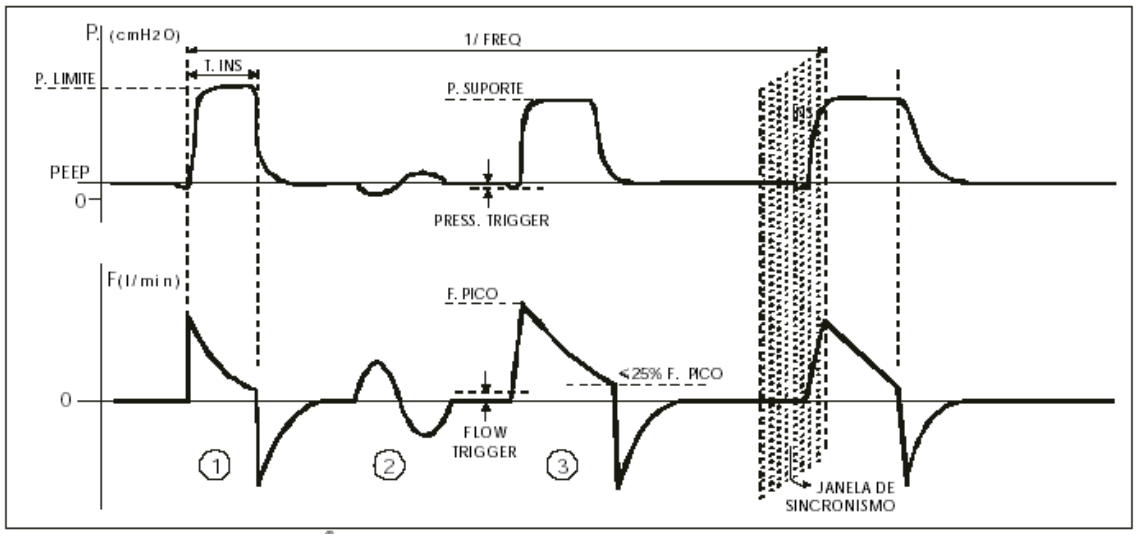



**Figura 44 Modalidade SIMV/P**

Exemplos de curvas: *pressão x tempo* e *fluxo x tempo*. O primeiro ciclo é controlado com característica de onda decrescente, o segundo é espontâneo no modo CPAP, o terceiro indica um ciclo espontâneo com pressão de suporte, indicando o momento da ciclagem de fluxo em 25% do pico de fluxo, podendo a

sensibilidade ser por pressão ou por fluxo e o quarto indica um ciclo assistido disparado na janela de sincronismo.

## A.6 BIPV® – Ventilação Espontânea em dois Níveis de Pressão

Este modo, disponibiliza ciclos espontâneos em dois níveis de pressão. Respiração espontânea em um nível alto de pressão, que corresponde a Pressão Limite e respiração espontânea em um nível baixo de pressão, que corresponde ao PEEP.

Para determinar o tempo superior (nível alto de pressão), ajuste o tempo inspiratório e para determinar o tempo inferior (nível baixo de pressão), ajuste a frequência respiratória.

No tempo inferior, o paciente respira espontaneamente sobre uma pressão contínua (CPAP), que é determinado pelo PEEP ou ainda pode-se ajustar a pressão de suporte para estas respirações do nível baixo de pressão.

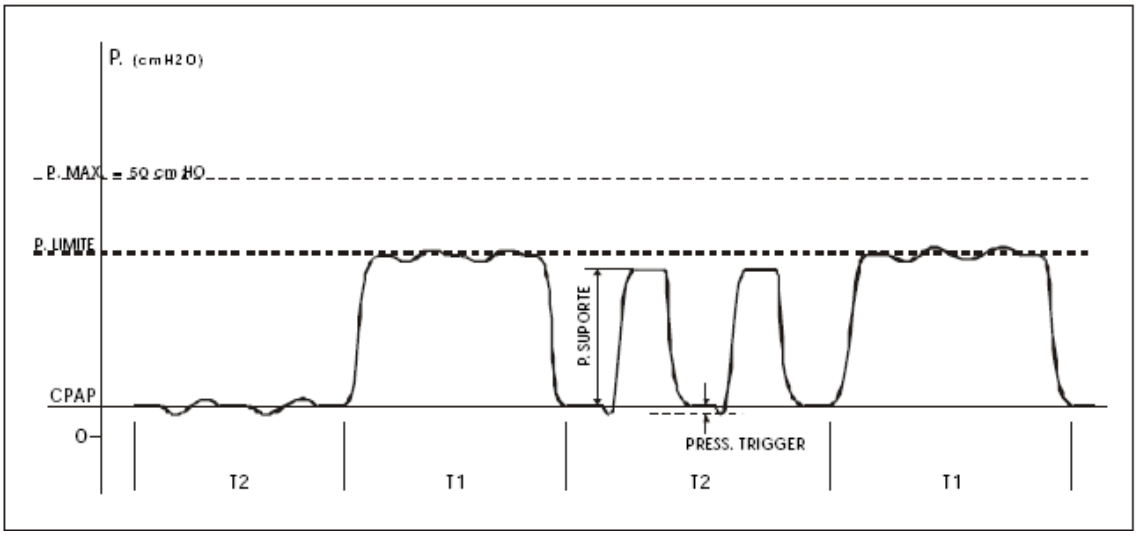



**Figura 45 Modalidade BIPV ®**

Exemplo de curva: *pressão x tempo*. Observamos que o T1 corresponde as respirações espontâneas do nível alto de pressão e o T2 corresponde no primeiro caso, as respirações espontâneas com pressão positiva contínua, e no segundo caso, com ajuste de pressão de suporte.

Em pressão de suporte pode-se ajustar a ciclagem, que normalmente ocorre na queda dos 25% do pico de fluxo, há possibilidade de ajuste de 5 a 80% do pico de fluxo inicial para melhor sincronia paciente x ventilador. É necessário que a sensibilidade a fluxo ou pressão esteja ajustada

Há uma opção de ajuste do tempo de subida que possibilitará uma variação na rapidez de pressurização inspiratória, alterando de maneira direta, o pico de fluxo inspiratório utilizado para pacientes que apresentam obstrução de vias aéreas.

Com alterações no ajuste do tempo superior (tempo inspiratório) e do tempo inferior (frequência respiratória), este modo possuirá características do APRV. Respiração espontânea livre a um nível alto de pressão e uma pressão baixa durante um curto período (alívio).

## A.7 CPAP/ PS – Ventilação com Pressão Contínua com Pressão de Suporte

Na modalidade CPAP, o paciente respira espontaneamente sobre uma pressão positiva, mantida constante no circuito respiratório. Neste modo, é necessário o ajuste de PEEP que corresponde ao CPAP (pressão positiva contínua) e $O_2$( $FIO_2$ – Fração Inspirada de Oxigênio).

Na mesma tela, possui a opção da modalidade PSV, onde o paciente respira espontaneamente com auxílio da pressão de suporte. Pode-se ajustar a ciclagem, que normalmente ocorre na queda dos 25% do pico de fluxo, há possibilidade de ajuste de 5 a 80% do pico de fluxo inicial para melhor sincronia paciente x ventilador. É necessário que a sensibilidade a fluxo ou pressão esteja ajustada.

Há uma opção de ajuste do tempo de subida que possibilitará uma variação na rapidez de pressurização inspiratória, alterando de maneira direta, o pico de fluxo inspiratório utilizado para pacientes que apresentam obstrução de vias aéreas.

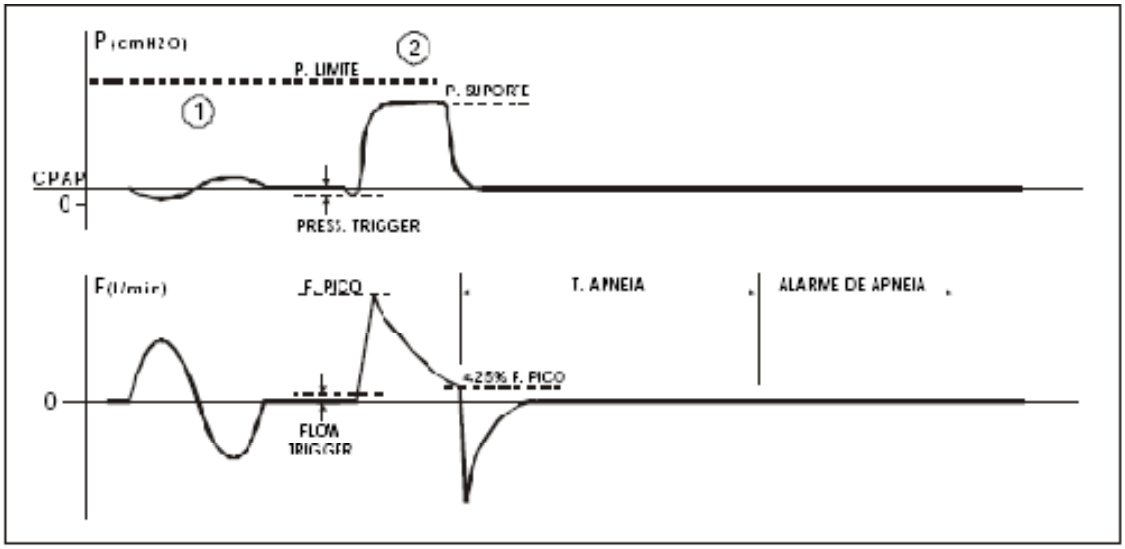



Figura 46 Modalidade CPAP/PS

Exemplos de curvas: pressão x tempo e fluxo x tempo. No primeiro ciclo observamos uma respiração espontânea com CPAP e no segundo ciclo uma respiração espontânea com pressão de suporte.

## A.8 NIV – Ventilação Não Invasiva

É uma modalidade indicada para uso em ventilação não invasiva, que disponibiliza ciclos espontâneos e utiliza a ventilação com pressão de suporte. Possui capacidade de compensação de fugas em até 40 l/ min, garantido a pressão ajustada.

A ciclagem (transição da inspiração para a expiração) pode ocorrer por dois critérios, isto é, mediante o ajuste da porcentagem de 5 a 80% do pico de fluxo ou ao alcançar o tempo de ciclagem pré-ajustado.

Há uma opção de ajuste do tempo de subida que possibilitará uma variação na rapidez de pressurização inspiratória, alterando de maneira direta, o pico de fluxo inspiratório. É necessário o ajuste de sensibilidade (Trigger) por pressão ou fluxo.

# Apêndice B Descrição dos circuitos

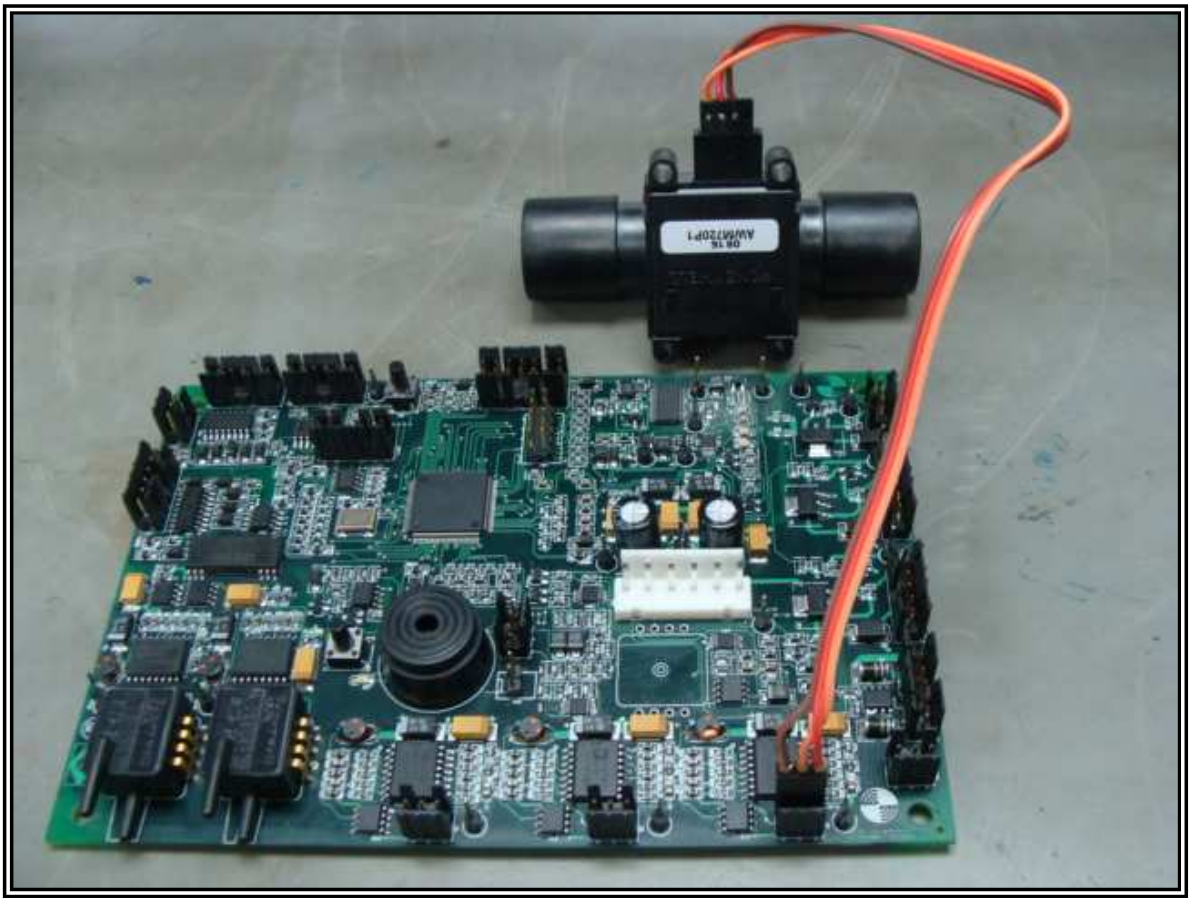


Figura 47 Placa controle

Apêndice B Hardware Placa

## B.1 Circuito Comunicação Serial (Cian)

Têm a função de fazer a comunicação digital com a placa PC (IHM). Sua sequência de operação consiste em fazer a comunicação com o DSP Texas na placa em nível lógico 0=0V e nível lógico 1=3,3V, para então um conversor de tensão transformar os níveis lógicos para transmissão e recepção pelo cabo de comunicação.

## B.2 Serial isolada (Magenta)

A comunicação com o sensor de capnografia de mercado normalmente é feito com comunicação RS 232, mas é necessária também uma alimentação. Normalmente estes sensores de mercado necessitam de tensão isolada e comunicação também isolada para evitar ruídos. Será utilizada para a comunicação, podendo fornecer potência igual ou inferior a 2 W por meio do da saída do regulador pertencente a um pino do mesmo conector.

## B.3 PWM

Foi construído um circuito que permite a utilização de até 12 sinais de PWM, sendo que destes, 8 podem fornecer alta corrente por estarem ligados a MOSFETs de potência. Os outros quatro fazem parte da porta I/O digital disponível para propósitos gerais. No entanto, está prevista a utilização de somente 3 sinais PWM: VF- $O_2$, VF-AR e VP-EX. Esses sinais irão acionar respectivamente as válvulas proporcionais de Oxigênio e Ar Comprimido e a válvula Expiratória (Magnética).

## B.4 Válvula Sobre pressão / Nebulizador /TGI (Vinho)

Saída digital alimentada por 12 V, que fornece alta corrente por estar ligada a um MOSFET de potência. É acionada pelo sinal por um dos sinais de PWM.

## B.5 Circuito Watchdog (Amarelo)

Para esta aplicação foi escolhido especificamente o CI TPS767D318, que possui as duas saídas de tensão fixas em 3,3V e 1,8V. A ligação deste circuito segue a sugestão dada pela Texas Instruments, substituindo apenas o transistor MOSFET por um TBJ. A figura abaixo ilustra o diagrama elétrico do circuito.

## B.6 Circuito da Fonte (Azul marinho)

Especificações desejadas:
Faixa de tensão de entrada: 90 – 264 VAC, 47 – 63 Hz.
Corrente de partida: <40 A.
Ripple: 50 mili V.
Proteção contra sobre corrente: > 105%.
Proteção contra sobre temperatura: sim.
Sinalização de presença de rede elétrica: sim.

## B.7 Circuito Sinais Analógicos (roxo)

Os circuitos Integrados de condicionamento de sinais analógicos devem ser alimentados por redes com pouca variação e com valor preciso de tensão. Para isso serão utilizados reguladores de referência de tensão alimentando amplificadores com maior potência de saída, quando estes últimos forem necessários. Os circuitos de referência de tensão utilizados são para as tensões de 3V, 5V e 10V, respectivamente. Foi utilizado também um circuito regulador de 5V que possui maior potência de saída, para alimentar parte da PCI Controle.

A tensão de 3V servirá para alimentar os amplificadores operacionais dos filtros analógicos. Como a corrente máxima fornecida pelos circuitos de referência não é suficiente para alimentá-los, será necessário ter um *buffer* para poder suprir a corrente consumida. O projeto eletrônico da PCI Controle prevê 10 sinais analógicos. Existirão 4 sinais internos provenientes dos transdutores/sensores

soldados na própria placa, que terão tratamentos individuais. Serão disponibilizadas 6 entradas para sinais analógicos externos, que terão tratamento igual. Estes últimos deverão ser fornecidos à PCI Controle com tensões entre 0,2V e 3,8V. Passarão por filtros analógicos e por circuitos de ajuste e limitação de faixa para serem ligados ao processador. Serão utilizados os amplificadores operacionais para executar estas funções. Ele será alimentado com 3V, proveniente de um circuito de referência de tensão seguido de um *buffer*, para poder limitar o valor de saída em até 2,98 V no pior caso. A finalidade é impedir que valores maiores que 3V sejam fornecidos à entrada do processado, o que prejudica o seu desempenho.

## B.8 Circuito Sinais de Fluxo

Para a medição dos sinais de fluxo de ar e oxigênio, serão utilizados transdutores AWM720P1 da Honeywell. Para o sinal de fluxo expiratório será utilizado o transdutor (Sensirion)em conjunto com o transdutor de pressão Honeywell.

## B.9 Circuito Sinais de Pressão

Os sinais de pressão do circuito respiratório terão o mesmo projeto. A saída do transdutor será ajustada para a faixa de tensão de 0,2V a 3,8V para poder ser ligada à PCI Controle. O transdutor ASDX005D44D, com sensibilidade teórica de 0,80 V/PSI = 11,4 mili V/cmH2O, foi escolhido por possuir uma faixa de operação de aproximadamente ±175 cmH2O, viável à aplicação. A sua saída de tensão é de 2,5 V ± 2 V, mas para melhor aproveitamento do sinal, a pressão observada será de -20 cmH2O a 90 cmH2O, cujos valores de tensão teóricos na saída serão respectivamente 2,272V e 3,524V, resultando numa faixa de 1,252V. Dada uma margem de 20% de tolerância, o intervalo fica de -31 cmH2O a 101 cmH2O, cujos valores de tensão teóricos na saída serão respectivamente 2,147V e 3,649V, resultando numa faixa de trabalho de 1,502 V. Estes valores devem ser considerados para o cálculo do circuito de ajuste de faixa. É importante atentar

para a recomendação da folha de dados que adverte para a utilização de um capacitor de filtragem de 220nF entre +VS e GND.

Para o cálculo do ajuste de faixa, utilizaram-se os seguintes resistores: R1 = 47,0kΩ; R2 = 20,0kΩ; RF = 24kΩ e RG =66,5kΩ. A tensão de referência, na entrada não-inversora, é de 2,5V. A sensibilidade resultante teórica é de 26,9 miliV/cmH2O na entrada do conversor AD, o que representa um ganho de 2,36 sobre o sinal de saída do transdutor.

## B.10 Circuito Sinal de Pressão Atmosférica

O transdutor ASDX015A24R tem a função de medir a pressão absoluta. Com esta informação é determinar a altitude onde se encontra o equipamento.

O sinal proveniente deste transdutor será ajustado para poder servir de entrada para o ADC. Considerando a faixa de valores de 3,08V até 4,42V, cuja diferença é de 1,34V, mais uma tolerância de 20%, haverá uma diferença de 1,61V. Fazendo a distribuição simétrica da nova diferença de tensão, têm-se os limites de 2,94V e 4,56V. Como o limite máximo de saída do transdutor igual a 4,58V, os valores estão coerentes, apesar de estar acima do valor típico para o fundo de escala superior. Estes valores representam altitudes de 4065 m e -324 m, respectivamente.

Os parâmetros de ajuste de faixa deste sinal são: R1 = 22KΩ; R2 = 27KΩ; RF = 39KΩ e RG = 51,1KΩ.

O sinal varia em baixa frequência, motivo pelo qual não é necessário ter filtro de alta precisão. Dessa forma será utilizado um filtro passa-baixas passivo de primeira ordem, utilizando R = 18 kΩ e C = 33µF, cuja constante de tempo RC é de 594mili segundos e fc = 0,268Hz.

## B.11 Circuito do Sinal da Bateria

Foi introduzido um circuito de desacoplamento do sinal com transistores para evitar que a bateria seja consumida quando o equipamento estiver desligado. Em seguida há um divisor de tensão para reduzir o nível de tensão do sinal para o seu adequado tratamento pelos circuitos analógicos a seguir.

## B.12 Circuito Sinal da Temperatura Interna

Será utilizado o sensor de temperatura STLM20W89F com saída analógica, que irá medir a temperatura interna do aparelho. Após a saída do sensor de temperatura existe um filtro de primeira ordem, para a filtragem do sinal antes de chegar a entrada analógica.

## B.13 Circuito Sinal da $FiO_2$

Será utilizado um sensor de medição de concentração de oxigênio. Este sensor pode ser ligado a uma carga com resistência mínima de 50 kΩ ou sem carga, isto é, resistência infinita. Foi escolhido o resistor de 100 kΩ como carga do sensor, pois está dentro da faixa permitida e provoca o aterramento da entrada do amplificador quando o sensor estiver desconectado.

Por possuir um sinal menor que 20mili V, um amplificador com ganho igual a 34 foi projetado. O sinal varia em baixa frequência, dessa forma será utilizado um filtro passa-baixas passivo de primeira ordem, utilizando R = 18 kΩe C = 33 µF, cuja constante de tempo RC é de 594ms e frequência de corte de 0,282Hz.

## B.14 Circuito de processamento (Lilás)

Foram definidas as funções dos pinos do DSP para este projeto e para atualizações futuras. As configurações possíveis e a escolha da função de cada pino do DSP são apresentadas abaixo na **Erro! Fonte de referência não encontrada.**. A **Erro! Fonte de referência não encontrada.** apresenta a descrição de cada função dos pinos com os respectivos comentários.

| Pino | Código DSP | ID no projeto | Função atribuída | Comentários |
|---|---|---|---|---|
| 1 | GPIO12 | PD-4 | Porta digital. Bit 4. | Ligado a um conector. |
| 2 | VSS | | GNDD | Conectar a terra digital. |
| 3 | VDDIO | | +3,3 V | Utilizar capacitor de desacoplamento em todos os pinos de força (datasheet, p.65) |
| 4 | SCITXDA | SCITXDA | UART 1 TX | Bridge para interface RS-232 isolada. Comunicação de propósito geral (capnógrafo, sensor de Fi$O_2$, etc.) |
| 5 | GPIO33 | SW1 | Chave táctil | Configurar como entrada digital. |
| 6 | GPIO30 | LBVM | LED Nível Bat (VM) | Ligar ao LED vermelho do componente bicolor. Configurar como saída digital. |
| 7 | GPIO31 | LBVD | LED Nível Bat (VD) | Ligar ao LED verde do componente bicolor. Configurar como saída digital. |
| 8 | GPIO14 | PD-6 | Porta digital. Bit 6. | Ligado a um conector. |
| 9 | GPIO15 | PD-7 | Porta digital. Bit 7. | Ligado a um conector. |
| 10 | VDD | | +1,8 V | Utilizar capacitor de desacoplamento em todos os pinos de força (datasheet, p.65) |
| 11 | VSS | | GNDD | Conectar a terra digital. |
| 12 | VDD1A18 | | +1,8 V | Utilizar filtro com capacitor e ferrite bead para melhor desacoplamento. |
| 13 | VSS1AGND | | GNDA | Conectar a terra analógico. |
| 14 | VSSA2 | | GNDA | Conectar a terra analógico. |
| 15 | VDDA2 | | +3,3 V | Conectar a +3,3 V, após filtragem com ferrite bead e capacitor. |
| 16 | ADCINA7 | | NA | Conectar a GNDA |
| 17 | ADCINA6 | | NA | Conectar a GNDA |
| 18 | ADCINA5 | | NA | Conectar a GNDA |
| 19 | ADCINA4 | FLX- $O_2$ | Fluxo de oxigênio | Ligar ao filtro RC (R=100Ohms, C=1nF) |
| 20 | ADCINA3 | FLX-AR | Fluxo de ar | Ligar ao filtro RC (R=100Ohms, C=1nF) |
| 21 | ADCINA2 | PR-C1 | Pressão ramo ins. | Ligar ao filtro RC (R=100Ohms, C=1nF) |
| 22 | ADCINA1 | PR-C2 | Pressão ramo ex. | Ligar ao filtro RC (R=100Ohms, C=1nF) |
| 23 | ADCINA0 | FLX-P1 | Fluxo expirado | Ligar ao filtro RC (R=100Ohms, C=1nF) |

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| 24 | ADCLO | | GNDA | Referência de nível baixo do circuito analógico. Conectar a GNDA. |
| 25 | VSSAIO | | GNDA | Conectar a terra analógico. |
| 26 | VDDAIO | | +3,3 V | Conectar a +3,3 V, após filtragem com ferrite bead e capacitor. |
| 27 | ADCINB0 | FLX-P2 | Fluxo expirado | Ligar ao filtro RC (R=100Ohms, C=1nF) |
| 28 | ADCINB1 | TEMP | Temperatura interna | Ligar ao filtro RC (R=100Ohms, C=1nF) |
| 29 | ADCINB2 | FI $O_2$ | Fi $O_2$ | Ligar ao filtro RC (R=100Ohms, C=1nF) |
| 30 | ADCINB3 | PR-ATM | Pressão atmosférica | Ligar ao filtro RC (R=100Ohms, C=1nF) |
| 31 | ADCINB4 | SBAT | Ref. tensão da bateria | Ligar ao filtro RC (R=100Ohms, C=1nF) |
| 32 | ADCINB5 | | NA | Conectar a GNDA |
| 33 | ADCINB6 | | NA | Conectar a GNDA |
| 34 | ADCINB7 | | NA | Conectar a GNDA |
| 35 | ADCREFIN | | GNDA | Entrada de referência externa do ADC. Será utilizada a referência interna. Conectar a GNDA. |
| 36 | ADCREFM | | Redução do ruído - ADC | Conectar a um capacitor para GNDA. Usar LMK212BJ225MG-T (TAIYO YUDEN) ou similar. (Capacitor com baixa ESR (50 mili Ohm a 1,5 Ohm) para o terra.) |
| 37 | ADCREFP | | Redução do ruído - ADC | Conectar a um capacitor para GNDA. Usar LMK212BJ225MG-T (TAIYO YUDEN) ou similar. (Capacitor com baixa ESR (50 mili Ohm a 1,5 Ohm) para o terra.) |
| 38 | ADCRESEXT | | Polarização ADC | Conectar a um resistor de 22kOhms para o terra. |
| 39 | VSS2AGND | | GNDA | Conectar a terra analógico. |
| 40 | VDD2A18 | | +1,8 V | Utilizar filtro com capacitor e ferrite bead para melhor desacoplamento. |
| 41 | VSS | | GNDD | Conectar a terra digital. |
| 42 | VDD | | +1,8 V | Utilizar capacitor de desacoplamento em todos os pinos de força (datasheet, p.65) |
| 43 | GPIO34 | VS-SP | Válvula anti-sobre--pressão. | Ligar a conector. Configurar como saída digital. |
| 44 | GPIO1 | PD-1 | Porta digital. Bit 1. | Ligado a um conector. |
| 45 | GPI $O_2$ | PD-2 | Porta digital. Bit 2. | Ligado a um conector. |

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| 46 | VDDIO | | +3,3 V | Utilizar capacitor de desacoplamento em todos os pinos de força (datasheet, p.65) |
| 47 | GPIO0 | PD-0 | Porta digital. Bit 0. | Ligado a um conector. |
| 48 | GPIO3 | PD-3 | Porta digital. Bit 3. | Ligado a um conector. |
| 49 | VSS | | GNDD | Conectar a terra digital. |
| 50 | SPISIMOA | SPISIMOA | Comunicação serial. | Reservado para aplicações futuras. |
| 51 | GPIO4 | ALM2 | Redundância de alarme | Saída disponível para ligação de auto-falante ou sonalarme. Configurar como saída digital. |
| 52 | SPISOMIA | SPISOMIA | Comunicação serial. | Reservado para aplicações futuras. |
| 53 | GPIO5 | TGI | TGI / Nebulizador | Ligar a conector. Configurar como saída. |
| 54 | SPICLKA | SPICLKA | Comunicação serial. | Reservado para aplicações futuras. |
| 55 | VSS | | GNDD | Conectar a terra digital. |
| 56 | EPWM4A | VP-EX | Válvula expiratória | Ligar a conector. Configurar como saída PWM. |
| 57 | SPISTEA | SPISTEA | Comunicação serial. | Reservado para aplicações futuras. |
| 58 | GPIO7 | SOL6 | Solenoide 6. | Ligar a conector. Configurar como saída digital. |
| 59 | VDD | | +1,8 V | Utilizar capacitor de desacoplamento em todos os pinos de força (datasheet, p.65) |
| 60 | EPWM5A | VF- $O_2$ | Válvula proporcional. de $O_2$ | Ligar a conector. Configurar como saída PWM. |
| 61 | GPIO9 | SOL5 | Solenoide 5. | Ligar a conector. Configurar como saída digital. |
| 62 | VSS | | GNDD | Conectar a terra digital. |
| 63 | GPI $O_2$0 | SOL4 | Solenoide 4. | Ligar a conector. Configurar como saída digital. |
| 64 | EPWM6A | VF-AR | Válvula de fluxo de Ar | Ligar a conector. Configurar como saída PWM. |
| 65 | VDDIO | | +3,3 V | Utilizar capacitor de desacoplamento em todos os pinos de força (datasheet, p.65) |
| 66 | XCLKOUT | PT8 | PT8 | Ponto de teste da saida de clock. Deve ser um PAD ser furo para não irradiar EMI. |
| 67 | GPI $O_2$1 | SOL3 | Solenoide 3. | Ligar a conector. Configurar como saída digital. |

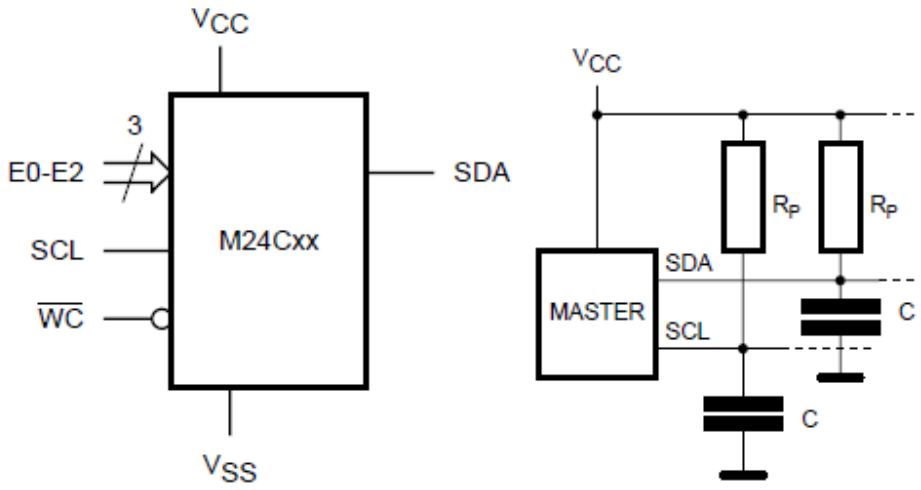
| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| 68 | VDD | | +1,8 V | Utilizar capacitor de desacoplamento em todos os pinos de força (datasheet, p.65) |
| 69 | VSS | | GNDD | Conectar a terra digital. |
| 70 | GPIO11 | SOL2 | Solenoide 2. | Ligar a conector. Configurar como saída digital. |
| 71 | SCITXDB | SCITXDB | UART 2 TX | Bridge para interface RS-485. Comunicação com IHM. |
| 72 | SCIRXDB | SCIRXDB | UART 2 RX | Bridge para interface RS-485. Comunicação com IHM. |
| 73 | TDI | TDI | JTAG | Ligarem conector. |
| 74 | TMS | TMS | JTAG | Ligarem conector. |
| 75 | TCK | TCK | JTAG | Ligarem conector. |
| 76 | TDO | TDO | JTAG | Ligarem conector. |
| 77 | VSS | | GNDD | Conectar a terra digital. |
| 78 | XRS | RESET | Reset. | Ligar à saída 2RESET do CI TPS767D318. |
| 79 | GPIO27 | SOL1 | Solenoide 1. | Ligar a conector. Configurar como saída digital. |
| 80 | EMU0 | | EMUL / DEBUG | Ligar no conector do JTAG. |
| 81 | EMU1 | | EMUL / DEBUG | Ligar no conector do JTAG. |
| 82 | VDDIO | | +3,3 V | Utilizar capacitor de desacoplamento em todos os pinos de força (datasheet, p.65) |
| 83 | GPIO24 | MRE | Monitor de rede elétrica | Ligar a conector. Configurar como entrada digital. |
| 84 | TSRT | TRST | EMUL / DEBUG | Ligar em resistor de 2k2 para o terra (datasheet p. 21) e em terminal para conector do JTAG. |
| 85 | VDD | | +1,8 V | Utilizar capacitor de desacoplamento em todos os pinos de força (datasheet, p.65) |
| 86 | X2 | | NC | Deixar desconectado, pois será utilizado oscilador externo. |
| 87 | VSS | | GNDD | Conectar a terra digital. |
| 88 | X1 | | GNDD | Ligar ao terra, pois será utilizado oscilador externo. |
| 89 | VSS | | GNDD | Conectar a terra digital. |
| 90 | XCLKIN | XCLKIN | Entrada do clock. | Conectar ao oscilador externo. |
| 91 | GPIO25 | PST-AR | Pressostato rede Ar | Ligar a conector. Configurar como entrada digital. |

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| 92 | SCIRXDA | SCIRXDA | UART 1 RX | Bridge para interface RS-232. Comunicação de propósito geral (capnógrafo, sensor de Fi$O_2$, etc.) |
| 93 | VDD | | +1,8 V | Utilizar capacitor de desacoplamento em todos os pinos de força (datasheet, p.65) |
| 94 | VSS | | GNDD | Conectar a terra digital. |
| 95 | GPIO13 | PD-5 | Porta digital. Bit 5. | Ligado a um conector. |
| 96 | VDD3VFL | | +3,3 V | Conectar a +3,3 V. |
| 97 | TEST1 | | NC | |
| 98 | TEST2 | | NC | |
| 99 | GPIO26 | PST-O2 | Pressostato rede O2 | Ligar a conector. Configurar como entrada digital. |
| 100 | GPIO32 | LCOM | LED comunic. (AM) | Ligar ao LED 3 que indica o funcionamento da comunicação da SCIB (RS-485) com a IHM. |

## B.15 Circuito EEPROM (Verde escuro)

Em função da memória flash do DSP Texas possuir uma vida útil limitada a 1000 ciclos, fez-se necessário acrescentar uma memória externa para a gravação dos dados das calibrações dos sensores para leituras de fluxo e pressão. Foi escolhido o CI M24C16, que é um dispositivo de memória EEPROM.

Para o projeto da placa Controle, a tensão de referência escolhida foi 5 V e RP= 20 kΩ e C = 1 nF para garantir a estabilidade da tensão DC, de acordo com o especificado pelo fabricante.




B.16 Circuito Porta Paralela (Cinza)

Porta de comunicação disponível para aplicações futuras. Existe ponto de fornecimento de 12 V e terra. Caso seja utilizado o CAN, será preciso construir circuito de interfaceamento com o barramento com um conversor do tipo SN65HVD235.