

DANIEL MARINHO E SILVA

**SISTEMA PARA ENSAIO DE DESEMPENHO DE
VENTILADORES PULMONARES**

**FLORIANÓPOLIS
2007**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**SISTEMA PARA ENSAIO DE DESEMPENHO DE
VENTILADORES PULMONARES**

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

DANIEL MARINHO E SILVA

Florianópolis, setembro de 2007.

SISTEMA PARA ENSAIO DE DESEMPENHO DE VENTILADORES PULMONARES

Daniel Marinho e Silva

‘Esta dissertação foi julgada adequada como um dos requisitos para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em *Engenharia Biomédica*, e aprovado em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.’

Prof. Raimes Moraes, PhD.
Orientador

Prof^a. Kátia Campos de Almeida, PhD.
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:

Prof. Raimes Moraes, PhD.
Presidente

Prof. Fernando Mendes de Azevedo, D. Sc.

Prof. Maurício Campelo Tavares, Dr.

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD.

*“Dar menos que o seu melhor
é sacrificar o dom que você recebeu”
(Steve Prefontaine).*

*Dedico este trabalho a meus pais,
Fernanda e Valdinar.*

AGRADECIMENTOS

Gostaria de deixar aqui meus agradecimentos a todos aqueles que, de alguma forma contribuíram com este trabalho.

Começo por aquele que me deu a vida: Deus. Em seguida, àqueles que permitiram, através da educação, do exemplo, das oportunidades que me proporcionaram, e do apoio incondicional, que eu chegasse até aqui: meus queridos Pais, Fernanda e Valdinar. Sem menos importância, agradeço aos meus Irmãos, Mayana e David, por fazerem parte desta Família maravilhosa. Agradeço também àquela que me completa, que esteve ao meu lado nos últimos anos e que – espero – estará por muitos outros: Ane.

Agradeço ao Prof. Raimes, pelos ensinamentos, pela orientação, especialmente nos momentos de dispersão, e por acreditar no meu potencial.

Ao Instituto de Engenharia Biomédica pela estrutura de trabalho.

Ao Mário, pela amizade, pelo exemplo de dedicação e seriedade, e pela ajuda em todos os momentos.

Ao Ruas, pela amizade e pelo frete grátis na mudança, mesmo estando com a corda no pescoço, brigando contra prazos apertados.

Aos colegas de laboratório, que acabaram tornando-se grandes Amigos: Kolm, Baggio, Samir, Ricardo, Paim, Luiz, Juliana, Paulo, Juliano, Gustavo, Robson, Daniel, Marcos, Eduardo.

Ao Felipe, Vander, Márcio e Geovani pelas consultorias gratuitas em C++ Builder e Banco de Dados.

Aos demais colegas de turma – Fernando, Priscila, César, Leandro, Rosele, Márcia, Ricardo e Gabriela –, pela amizade e pela convivência nestes anos.

Aos amigos George e Raphael, com quem tive a felicidade de dividir o apartamento, as contas e muitas risadas no último ano e meio.

Ao pessoal do LAT – Marisete, Humberto, Felipe e Erlon – e do CELEC do Hospital Regional – Juliano, Eduardo, Marcos, Renan, Alisson e Rafael –, pela colaboração.

À Bia e à Aline, pela disposição em superar os entraves burocráticos do dia-a-dia.

Aos demais Professores e Colegas do IEB.

Ao Prof. Saulo Güths, ao Edevaldo e ao Prof Samir Gerges, da Engenharia Mecânica, pela solicitude na calibração dos sensores.

Ao Carlos Garcia, da Hospitália, pelo resistor pneumotacômetro.

Ao Maurício Tavares, da Contronic Sistemas Automáticos, por acreditar no projeto.

Ao CNPq (processo 507363/2004-3) pelo auxílio financeiro.

Agradeço também àqueles que quiseram criar obstáculos, pois me forçaram a me dedicar ainda mais e a ir ainda mais longe.

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

SISTEMA PARA ENSAIO DE DESEMPENHO DE VENTILADORES PULMONARES

Daniel Marinho e Silva

Setembro/2007

Orientador: Raimés Moraes, EE-MSc-PhD.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Palavras-chave: NBR 13763, NBR IEC 60-601-2-12/2004, *Bluetooth*, Ventiladores Pulmonares, Engenharia Clínica, Ensaio.

Número de Páginas: 127.

RESUMO: Este trabalho aborda o desenvolvimento de um protótipo para ensaio de desempenho de ventiladores pulmonares, tendo como base as prescrições das normas NBR 13763 e NBR IEC 60-601-2-12/2004. Com o sistema implementado realiza-se a aquisição das formas de onda de pressão nas vias aéreas e fluxo de ar, fornecidos pelo ventilador, através de um microcontrolador, programado para enviar os dados amostrados ao PC via *Bluetooth*. O sistema compreende cinco módulos: sensores, controle, comunicação *Bluetooth*, software e banco de dados. No primeiro módulo, através de dois transdutores diferenciais de pressão, medem-se a pressão nas vias aéreas e o fluxo de ar, por meio de um resistor pneumotacômetro. Neste mesmo módulo existe ainda um sensor de temperatura e umidade relativa, para medir as condições ambientais do ensaio e a temperatura/umidade do fluxo de ar. Com o software executado no PC são recebidos os dados e realizados os cálculos de volume e dos parâmetros ventilatórios fornecidos pelo ventilador pulmonar. Os dados adquiridos são armazenados no banco de dados, que pode ser acessado remotamente. Os resultados dos ensaios são apresentados automaticamente em uma planilha. Os sensores de pressão e fluxo foram calibrados utilizando como padrão de referência equipamentos com calibração rastreável. Dois testes com ventiladores pulmonares foram feitos para validar o sistema desenvolvido.

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

SYSTEM FOR PERFORMANCE ASSESSMENT OF LUNG VENTILATORS

Daniel Marinho e Silva

September/2007

Advisor: Raimes Moraes, EE-MSc-PhD.

Area of Concentration: Biomedical Engineering.

Keywords: NBR 13763, NBR IEC 60-601-2-12/2004, *Bluetooth*, lung ventilators, Clinical Engineering.

Number of Pages: 127.

ABSTRACT: This work presents a prototype based on a microcomputer to assess the performance of lung ventilators, based on NBR 13763 and NBR IEC 60-601-2-12/2004. The developed electronic circuit acquires airway pressure and airflow, provided by the lung ventilator, from a gauge pressure transducer and from a pneumotachograph based flow meter. The data is sampled by the microcontroller and sent to a PC via Bluetooth. Software running on the PC receives the data, calculates the volume and respiratory parameters. The acquired and calculated data are shown on the screen and stored into a database that can be remotely accessed. The assess results are automatically exhibited on a spreadsheet. The procedure to calibrate the sensors and two tests carried out with the developed system are presented.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	XIII
LISTA DE TABELAS.....	XVII
LISTA DE QUADROS.....	XVIII
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivo	2
1.1.1. Objetivos específicos.....	2
1.2. Justificativas	3
1.3. Organização do trabalho.....	4
2. O SISTEMA RESPIRATÓRIO HUMANO	5
2.1. Anatomia do sistema respiratório	5
2.2. Mecânica da ventilação pulmonar	8
2.2.1. Pressões pulmonares.....	10
2.2.2. Volumes e capacidades pulmonares.....	11
2.2.3. Ventilação alveolar e espaço morto.....	12
2.2.4. Resistência das vias aéreas e complacência pulmonar	13
2.3. Difusão dos gases através da membrana respiratória	14
2.3.1. Pressões parciais.....	14
2.3.2. Composição do ar alveolar	15
2.3.3. Difusão de gases entre a fase gasosa e a fase dissolvida.....	15
2.4. Transporte dos gases no sangue.....	16
2.5. Regulação da respiração	18
2.6. Distúrbios respiratórios	21
2.6.1. Hipoxia	21
2.6.2. Enfisema pulmonar.....	21
2.6.3. Pneumonia	21
2.6.4. Edema pulmonar.....	22
2.6.5. Asma.....	22
2.6.6. Atelectasia	22
2.6.7. SARA	23
2.6.8. Trauma cerebral.....	23
2.6.9. Embolismo pulmonar	23

2.7. Resumo	23
3. VENTILADORES PULMONARES.....	24
3.1. Diagrama funcional de um ventilador pulmonar	25
3.1.1. Fontes de gases	27
3.1.2. Seção de entrada dos gases no ventilador pulmonar	27
3.1.3. Misturador ar/oxigênio	29
3.1.4. Reservatório interno da mistura dos gases	30
3.1.5. Dispositivo de entrega de fluxo	30
3.1.6. Dispositivo de segurança do ramo inspiratório	32
3.1.7. Sistema de nebulização da medicação.....	32
3.1.8. Sensores de medição das variáveis respiratórias	33
3.1.9. Sistema da expiração	33
3.1.10. Painel de comandos de programação.....	34
3.1.11. Seção de monitorização de dados do paciente.....	35
3.1.12. Seção de alarmes	35
3.1.13. Sistema de controle interno	36
3.1.14. Circuito respiratório do paciente	36
3.1.15. Umidificador aquecido	37
3.2. Classificação de ventiladores pulmonares.....	37
3.2.1. Variável de controle.....	40
3.2.2. Variáveis de fase.....	41
3.2.2.1. Variável de disparo	41
3.2.2.2. Variável de limite	42
3.2.2.3. Variável de ciclagem	42
3.2.2.4. Variável de linha de base.....	43
3.2.3. Modos de ventilação.....	43
3.2.3.1. Ventilação mandatória contínua (<i>Continuous Mandatory Ventilation – CMV</i>)	44
3.2.3.2. Ventilação mandatória assistida (<i>Assisted Mandatory Ventilation – AMV</i>)... 44	
3.2.3.3. Ventilação mandatória intermitente (<i>Intermittent Mandatory Ventilation – IMV</i>)	45
3.2.3.4. Ventilação com pressão de suporte (<i>Pressure Support Ventilation – PSV</i>).... 45	

3.2.3.5. Ventilação com pressão contínua positiva nas vias aéreas (<i>Continuous Positive Airway Pressure – CPAP</i>)	46
3.2.3.6. Ventilação com relação I:E inversa (<i>Inverse Ratio Ventilation – IRV</i>)	46
3.2.3.7. Ventilação com liberação de pressão nas vias aéreas (<i>Airway Pressure Release Ventilation – APRV</i>)	46
3.2.3.8. Ventilação-minuto mandatória (<i>Mandatory Minute-Ventilation – MMV</i>)	47
3.2.3.9. Ventilação com suporte pressórico e volume garantido (<i>Volume-Assured Pressure Support Ventilation – VAPSV</i>)	47
3.3. Método de avaliação de desempenho de ventiladores pulmonares	48
3.3.1. Ventilador pulmonar	49
3.3.2. Modelo pulmonar	49
3.3.3. Analisador de desempenho	50
3.3.4. Ensaio de calibração	52
3.3.4.1. Metodologia de ensaio	53
4. SISTEMA DESENVOLVIDO	55
4.1. Hardware	56
4.1.1. Módulo de Sensores	56
4.1.2. Módulo de aquisição e controle	59
4.1.2.1. <i>Firmware</i> do microcontrolador	60
4.1.3. Módulo de comunicação <i>Bluetooth</i>	63
4.1.4. Protótipo do hardware	65
4.2. Software	67
4.2.1. Biblioteca para apresentação das formas de onda	70
4.2.2. Cálculo dos parâmetros ventilatórios	71
4.2.2.1. TI, TE, frequência respiratória e relação I:E	74
4.2.2.2. PIF, PEF e PIP	75
4.2.2.3. MAP e PEEP	75
4.2.2.4. Volume tidal e volume minuto	75
4.2.3. Banco de dados	76
5. TESTES E RESULTADOS	80
5.1. Calibração do transdutor de pressão das vias aéreas	80
5.2. Calibração do sensor de fluxo	83
5.2.1. Teste de validação da calibração do sensor de fluxo	85

5.3. Ensaio de desempenho em Ventiladores Pulmonares.....	87
5.3.1. Montagem utilizada	87
5.3.2. Resultados obtidos.....	88
6. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	92
6.1. Discussão.....	92
6.2. Conclusão	97
6.3. Trabalhos futuros.....	98
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	100
ANEXO I – CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO SENSOR SHT75.....	104
ANEXO II – DEFINIÇÕES DE TERMOS METROLÓGICOS	105
ANEXO III – PLANILHA DE DADOS DO ENSAIO DO VP “A1”	107
ANEXO IV – PLANILHA DE DADOS DO ENSAIO DO VP “B1”	108

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Diagrama do aparelho respiratório (modificado de Guyton, 2006).	6
Figura 2.2 – Estruturas que constituem a unidade respiratória (modificado de Guyton, 2006).	7
Figura 2.3 – Retração e expansão da caixa torácica durante a expiração e inspiração (modificado de Guyton, 2006).	9
Figura 2.4 – Alterações do volume pulmonar, da pressão alveolar, da pressão pleural e da pressão transpulmonar durante a respiração normal (modificado de Guyton, 2006).	11
Figura 2.5 – Diagrama mostrando os volumes e capacidades pulmonares em adulto durante a ventilação normal e durante a inspiração e a expiração máximas (modificado de Guyton, 2006).	12
Figura 2.6 – Efeito da PO_2 sangüínea sobre a quantidade de oxigênio que se liga à hemoglobina para cada 100 ml de sangue (modificado de Guyton, 2006).	17
Figura 2.7 – Curva de dissociação do dióxido de carbono (modificado de Guyton, 2006). Notar a estreita faixa de operação normal, entre 40 mmHg (nos capilares alveolares) e 45 mmHg (nos capilares teciduais) de pressão de dióxido de carbono no sangue, a qual determina a quantidade deste gás que é transportada dos tecidos para os pulmões.	18
Figura 2.8 - Organização do centro respiratório (modificado de Guyton, 2006).	19
Figura 2.9 – Ritmo respiratório característico em repouso. Aumento da atividade dos neurônios inspiratórios durante dois segundos, até interrupção no início da expiração (modificado de Silverthorn, 2003).	20
Figura 3.1 – Diagrama em blocos de um ventilador pulmonar (Auler Júnior, 1995).	26
Figura 3.2 – Seção de entrada dos gases de um ventilador pulmonar (Auler Júnior, 1995).	28
Figura 3.3 – Esquema funcional de um misturador de ar e oxigênio de um ventilador mecânico (Auler Júnior, 1995).	30
Figura 3.4 – Dispositivo de entrega de fluxo de ventilador pulmonar (Auler Júnior, 1995).	31
Figura 3.5 – Sistema de nebulização de medicação (Auler Júnior, 1995).	33
Figura 3.6 - Modelagem do sistema respiratório (Branson, 1995).	39
Figura 3.7 – Importância da distinção entre variável de limite e variável de ciclagem. Em “A”, o volume é uma variável limitada, pois, atingido o seu valor limite, este é mantido até	

o fim da fase inspiratória, cujo instante é determinado por outra variável (tempo, por exemplo). O fluxo também é limitado pois não ultrapassa o nível estipulado. Em “B”, o fluxo é limitado, mas quando o volume atinge um certo valor, o ventilador muda para a fase expiratória. Neste caso, o volume é encarado como variável de ciclagem (Branson, 1995).....	42
Figura 3.8 – Modelos pulmonares: (a) SMS “Manley” Lung Sim; (b) BC Biomedical LS-2000 Series (BC Group International, Inc., 2007).....	49
Figura 3.9 – Analisadores de desempenho de ventiladores pulmonares: (a) Fluke VT Plus, (b) TSI Certifier FA Plus e (c) Puritan Bennett PTS 2000.....	51
Figura 4.1 – Diagrama em blocos do sistema desenvolvido. Dados de fluxo e pressão são obtidos a partir do resistor pneumotacômetro.	55
Figura 4.2 – Circuito de condicionamento dos sinais dos transdutores diferenciais de pressão.	57
Figura 4.3 – Vista axial do resistor pneumotacômetro (RP), mostrando o obstáculo mecânico que produz queda de pressão proporcional ao fluxo de ar.	58
Figura 4.4 – Resistor pneumotacômetro (RP). Através de orifícios ao longo do tubo, amostra-se a pressão das vias aéreas e a queda de pressão que determina o fluxo de ar. ...	58
Figura 4.5 – Fluxograma do <i>firmware</i> desenvolvido para o microcontrolador. À esquerda, a rotina principal do programa; no centro, tratador de interrupção da porta serial do microcontrolador; à direita, tratador de interrupção do temporizador.....	62
Figura 4.6 – Módulos Bluetooth (KC Wirefree) utilizados para a comunicação entre o microcontrolador e o computador: (a) KC-21 e (b) KC-210.	64
Figura 4.7 – Diagrama de utilização do <i>bus transceiver</i> , para conversão dos níveis lógicos de tensão utilizados pelo microcontrolador e pelo módulo <i>Bluetooth</i> na comunicação serial.	65
Figura 4.8 – Protótipo do hardware desenvolvido, com destaque para cada um de seus componentes.	66
Figura 4.9 – Desenho da placa de circuito impresso proposta para o circuito de condicionamento dos sinais dos transdutores de pressão.	66
Figura 4.10 – Tela do software para cadastrar o VP, registrar sua avaliação qualitativa e as condições de ensaio.	67
Figura 4.11 – Folha de dados de um ensaio, preenchida automaticamente pelo programa quando é feita uma consulta ao banco de dados.	68

Figura 4.12 – Tela de aquisição de parâmetros de desempenho do VP.	69
Figura 4.13 – (a) Curva de pressão entregue por um VP. (b) Derivada da curva de pressão, utilizada na obtenção dos instantes de início das duas fases do ciclo respiratório. Picos positivos indicam o início da inspiração; picos negativos, a expiração.	73
Figura 4.14 – Curva de fluxo de ar entregue por um VP, com a identificação correta dos instantes de início das fases inspiratória e expiratória em cada ciclo respiratório.	74
Figura 4.15 – Interface de cadastramento de VPs do software desenvolvido. Na parte inferior, a lista com todos os ventiladores já cadastrados e a seleção do ventilador “Modelo 1”, “Marca A”	76
Figura 4.16 – Interface de inserção de dados do ensaio a ser realizado. A parte inferior mostra os dados dos ensaios já realizados no VP selecionado (Figura 4.10).	77
Figura 4.17 – Seção da tela do programa reservada para o usuário anotar a pressão atmosférica e a tensão na rede elétrica (medidas com equipamentos auxiliares), bem como, exibir os valores de temperatura e umidade relativa (adquiridas após acionamento da opção “Medir temperatura e umidade”.	77
Figura 4.18 – Campos da avaliação qualitativa do VP. O usuário deve indicar a conformidade do VP com cada item e, se julgar necessário, realizar observações.	78
Figura 4.19 – Destaque para os campos onde são exibidos os parâmetros ventilatório na tela do programa que apresenta as curvas de pressão, fluxo e volume.	79
Figura 5.1 – Montagem experimental para a calibração do transdutor de pressão das vias aéreas.	80
Figura 5.2 – Relação entre a tensão de entrada do conversor A/D e a pressão indicada pelo medidor calibrado.	81
Figura 5.3 – Curva de erros do transdutor do sistema desenvolvido que mede pressão nas vias aéreas.	82
Figura 5.4 – Esquema da montagem experimental para a calibração do transdutor de fluxo de ar.	83
Figura 5.5 – Relação entre tensão de entrada do conversor A/D do microcontrolador e o fluxo de ar através do RP.	84
Figura 5.6 – Curva de erros do sensor de fluxo do sistema desenvolvido.	85
Figura 5.7 – Curva de fluxo de um VP, na qual encontram-se destacados os pontos identificados pelo sistema como início de cada fase respiratória e picos dos fluxos inspiratório e expiratório em cada ciclo.	86

Figura 5.8 – Montagem utilizada nos ensaios de avaliação de desempenho de VPs.	87
Figura 5.9 – Nesta montagem, as pressões nos pontos P_{VA1} e P_{VA2} , onde são lidas por cada um dos analisadores, são diferentes, devido à queda de pressão ao longo da resistência da tubulação da montagem. Ressaltam-se as quedas de pressão ΔP_1 e ΔP_2 utilizadas pelos analisadores para a medição do fluxo de ar.	88
Figura 5.10 – Tela do programa desenvolvido para a análise quantitativa de VPs durante o ensaio do VP A1.	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Pressões parciais de gases nos alvéolos e no sangue (Guyton, 2002).....	16
Tabela 3.1 – Critérios de classificação de ventiladores pulmonares (Branson, 1995).....	38
Tabela 3.2 – Características de três modelos de analisadores de desempenho de VP	52
Tabela 3.3 – Condições ambientais para realização de ensaios de ventiladores (Tolotti, 2004).....	53
Tabela 4.1 – Especificações técnicas do sensor SHT75.....	59
Tabela 4.2 – Lista de comandos enviados pelo computador ao microcontrolador.....	63
Tabela 4.3 – Níveis lógicos de tensão do microcontrolador e do módulo Bluetooth (Analog Devices, 2003; KC Wirefree, 2006).....	65
Tabela 5.1 – Comparação dos valores de PIF e PEF obtidos pelo sistema desenvolvido e pelo sistema padrão para o fluxo fornecido pelo primeiro VP testado.....	86
Tabela 5.2 – Comparação dos valores de PIF e PEF obtidos pelo sistema desenvolvido e pelo sistema padrão para o fluxo fornecido pelo segundo VP testado.....	86
Tabela 5.3 – Avaliação quantitativa do VP A1 realizada pelo <i>VT-Plus</i>	89
Tabela 5.4 – Avaliação quantitativa do VP A1 realizada com o sistema desenvolvido.....	90
Tabela 5.5 – Avaliação quantitativa do VP B1 realizada pelo <i>VT-Plus</i>	90
Tabela 5.6 – Avaliação quantitativa do VP B1 realizada pelo sistema desenvolvido.....	91
Tabela 6.1 – Diferença entre os parâmetros obtidos pelos dois analisadores no ensaio do ventilador pulmonar A1.....	94
Tabela 6.2 – Diferença entre os parâmetros obtidos pelos dois analisadores no ensaio do ventilador pulmonar B1.....	95
Tabela 6.3 – Comparação entre as diferenças percentuais entre os dois analisadores nos ensaios de cada VP.....	95

LISTA DE QUADROS

Quadro I – Definições de termos metrológicos usados nesse trabalho. Fonte: Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia (VIM)-Inmetro, 2005. .. 105

1. INTRODUÇÃO

É constante a incorporação de novas tecnologias na medicina para realizar o diagnóstico e o tratamento de doenças, bem como para assistir e monitorar pacientes debilitados. Isto traz benefícios cada vez mais significativos para a qualidade de vida da população (Esperança, 1996).

Entretanto, a aplicação destas tecnologias demanda cuidados de planejamento por parte das instituições de assistência em saúde. Estes cuidados envolvem tanto a pesquisa de novos tratamentos quanto a substituição de tecnologias obsoletas. Compreendem ainda, a aquisição, o gerenciamento da utilização e a manutenção (corretiva e preventiva).

Surge assim, a necessidade de se estabelecer procedimentos e ferramentas para avaliar o desempenho dos equipamentos médicos, não apenas pelos fabricantes destes, como também, por laboratórios habilitados a realizar este tipo de avaliação.

Através de ensaios, os procedimentos e ferramentas utilizadas devem ser capazes de detectar desempenho insatisfatório, tendo, como referências, as orientações e determinações das normas. No Brasil, estas normas são estabelecidas pelo Ministério da Saúde e pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

Dentre os diversos equipamentos utilizados em instituições de assistência médica, encontra-se o ventilador pulmonar (VP). O VP é um dispositivo médico essencial em qualquer unidade de terapia intensiva (UTI) (ABNT, 2004). Seu objetivo é fornecer suporte ventilatório total ou parcial a pacientes com insuficiência respiratória causada por doenças, anestesia ou defeitos congênitos, dentre outros fatores (Ministério da Saúde, 2002).

Para reduzir problemas decorrentes do uso de VPs, tais como lesões pulmonares causadas pelo uso indiscriminado de ventilação mecânica artificial (Carvalho, 2004), estes devem ser operados por pessoal capacitado que conheçam bem o funcionamento dos diferentes modelos. Inspeções e avaliações periódicas devem ser também realizadas de acordo com os procedimentos determinados pelo fabricante do equipamento, bem como, pela política de manutenção preventiva da instituição de saúde. Para tal, utiliza-se analisadores específicos para VPs (Button, 2002).

Estes analisadores são equipamentos que permitem a medição de diversas variáveis de desempenho previstas pelas normas, verificando-se assim, sua conformidade com as exigências mínimas.

Apesar de sua grande importância, poucas são as instituições que podem dispor deste tipo de suporte, devido ao elevado custo de aquisição que apresentam (Endres, 2003). Por exemplo, o analisador de VP, modelo VT Plus (Fluke Medical Inc), custa em torno de US\$ 14,000.00 (preço este sem a incidência de impostos de importação e outros encargos).

1.1. Objetivo

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema de análise de desempenho de ventiladores pulmonares de uso adulto.

O sistema proposto é constituído por um módulo de sensores para a aquisição de curvas de pressão nas vias aéreas e fluxo de ar entregues pelo ventilador pulmonar. É composto também por um módulo microcontrolado, através do qual estas curvas são digitalizadas e enviadas por rádio-freqüência a um microcomputador. Com um software em execução no microcomputador os sinais amostrados são processados e os parâmetros de desempenho são calculados. Estes dados são armazenados em um banco de dados para o acompanhamento do desempenho do ventilador pulmonar ao longo de sua vida útil.

1.1.1. Objetivos específicos

- Implementação de um módulo microcontrolado para aquisição dos sinais de pressão nas vias aéreas e fluxo de ar entregues pelo ventilador pulmonar;
- Realizar a comunicação entre o módulo de aquisição e o microcomputador através de Bluetooth;
- Desenvolvimento de aplicativo em microcomputador para processar os dados provenientes do módulo de aquisição, exibir ao usuário as curvas de pressão nas vias aéreas e de fluxo de ar, e calcular os parâmetros que devem ser analisados para medir o desempenho do VP;
- Criação de banco de dados para armazenar informações de cadastro do VP ensaiado, das condições ambientais de ensaio, da avaliação qualitativa e da avaliação

quantitativa (desempenho), de acordo com o procedimento de ensaio adotado pelo Laboratório de Avaliação Técnica (LAT) do Instituto de Engenharia Biomédica (IEB) da Universidade Federal de Santa Catarina (o qual será apresentado na Seção 3.3);

- Validação do sistema desenvolvido, através da comparação de seus resultados com os de ensaios realizados por um sistema adotado como padrão, com certificado de calibração rastreável.

1.2. Justificativas

Aproximadamente metade dos pacientes em UTI recebe, através de VPs, suporte respiratório parcial ou total. Dada a vulnerabilidade destes pacientes, o correto funcionamento, a confiabilidade e a segurança do VP são aspectos de fundamental importância (ABNT, 2004). Ou seja, a avaliação periódica deste tipo de equipamento é necessária em qualquer instituição de assistência em saúde.

Entretanto, existem dificuldades a serem superadas. Além da necessidade de se estabelecer políticas públicas que incentivem a adoção de boas práticas de gerenciamento dos equipamentos médico-assistenciais nas instituições de saúde, há o custo elevado de analisadores de desempenho que se fazem necessários para avaliar os parâmetros respiratórios fornecidos pelos VPs. Estes aspectos dificultam o processo de identificação de ocasionais falhas que podem, na rotina clínica, colocar em risco a saúde e a segurança daqueles cuja vida depende do equipamento ou daqueles que o operam.

O armazenamento em banco de dados das informações obtidas em cada ensaio permite, aos estabelecimentos assistenciais de saúde, realizar o acompanhamento, de forma eficiente e segura, do desempenho dos VPs ao longo do tempo. Uma das vantagens deste procedimento é a obtenção de informações a respeito da vida útil e do número médio de manutenções corretivas requeridas por cada modelo de equipamento, o que pode vir a auxiliar a decisão referente à aquisição de equipamentos de diferentes fabricantes.

Em 2001, foi desenvolvido, no Instituto de Engenharia Biomédica (IEB) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), um sistema para a avaliação de VPs (Silva, 2001). Com este sistema objetivou-se, a captação dos sinais e cálculo de parâmetros, através de um equipamento para aquisição e um programa de computador. A comunicação deste sistema com o computador é realizada pela porta paralela. Esta interface de comunicação vem sendo substituída pela porta USB ou por conexão via rádio-

frequência. Ao término do desenvolvimento deste equipamento, não foi possível proceder a validação do sistema, devido à ausência de um equipamento que servisse como padrão para sua aferição.

Com relação ao sistema de Silva (2001), a proposta apresentada neste trabalho amplia os objetivos propostos à medida em que armazena os dados amostrados em um banco de dados, permitindo o acompanhamento do desempenho de determinado VP ao longo do tempo. Outro avanço é a medição de variáveis, como a temperatura e a umidade do fluxo de ar, que não são eram medidas no trabalho anterior. Além disso, desde 2001, surgiram transdutores de pressão com melhor sensibilidade.

Outro diferencial do sistema desenvolvido é sua conformidade com o procedimento de ensaio de VPs proposta por Tolotti (2004) e adotado pelo Laboratório de Avaliação Técnica (LAT) do IEB-UFSC desde então. Com a aplicação deste procedimento é possível uma avaliação objetiva, impessoal e reproduzível, garantindo que diferentes profissionais possam medir de forma confiável o desempenho deste tipo de equipamento (Tolotti, 2004). O sistema aqui proposto atende ao procedimento adotado pelo LAT, sendo capaz de armazenar as informações exigidas por este procedimento, tanto de cadastro do equipamento ensaiado, quanto das avaliações qualitativa e quantitativa do equipamento.

1.3. Organização do trabalho

Este documento está dividido em seis capítulos. No Capítulo 1 são apresentados os objetivos, as justificativas e a organização do trabalho.

No Capítulo 2 há uma explanação acerca do funcionamento do sistema respiratório humano. No Capítulo 3 são descritos o modo de funcionamento e a classificação dos VPs, bem como, o procedimento para avaliação de seu desempenho.

No Capítulo 4 é explicada a metodologia empregada no desenvolvimento do trabalho, explicando a elaboração de cada módulo do sistema proposto. No Capítulo 5 são abordadas a realização de testes de validação e a discussão dos resultados obtidos nestes testes. Por fim, no Capítulo 6 são apresentadas a conclusão e algumas possibilidades de atividades futuras para o aperfeiçoamento do sistema.

2. O SISTEMA RESPIRATÓRIO HUMANO

Para entender a função do ventilador pulmonar, é importante, primeiramente, compreender a anatomia e fisiologia da respiração, bem como algumas das ocasionais disfunções a que pode ser acometido o sistema respiratório.

O metabolismo aeróbio das células do organismo consome oxigênio e nutrientes obtidos do meio, produzindo resíduos como o dióxido de carbono (Silverthorn, 2003). A respiração é o processo pelo qual o corpo humano realiza trocas gasosas com o meio ambiente. Capta oxigênio, usado para gerar energia para os tecidos (utilizada para contrair músculos, secretar substâncias, conduzir estímulos elétricos pelas fibras nervosas, dentre outras atividades) a partir de sua reação com os nutrientes oriundos da digestão. Além da energia, produz-se o gás dióxido de carbono que deve ser eliminado do organismo (Guyton, 2002). O aparelho respiratório, objeto de estudo deste capítulo, possibilita a captação de oxigênio e a eliminação do dióxido de carbono.

Este capítulo discute, inicialmente, a anatomia do sistema respiratório. Em seguida, descreve o processo de respiração. Este processo pode ser dividido em quatro eventos: a ventilação pulmonar, a difusão dos gases entre os alvéolos e o sangue, o transporte dos gases no sangue e em outros tecidos, e a regulação da respiração (Guyton, 2002). Por fim, alguns distúrbios que acometem o sistema respiratório são citados e discutidos.

2.1. Anatomia do sistema respiratório

O sistema respiratório é constituído basicamente por duas estruturas: uma responsável pelo condicionamento e condução do ar atmosférico para o interior do organismo; a outra realiza a troca de gases da respiração com o sangue (hematose pulmonar). Na Figura 2.1, o aparelho respiratório e a localização dos seus diferentes integrantes são exibidos.

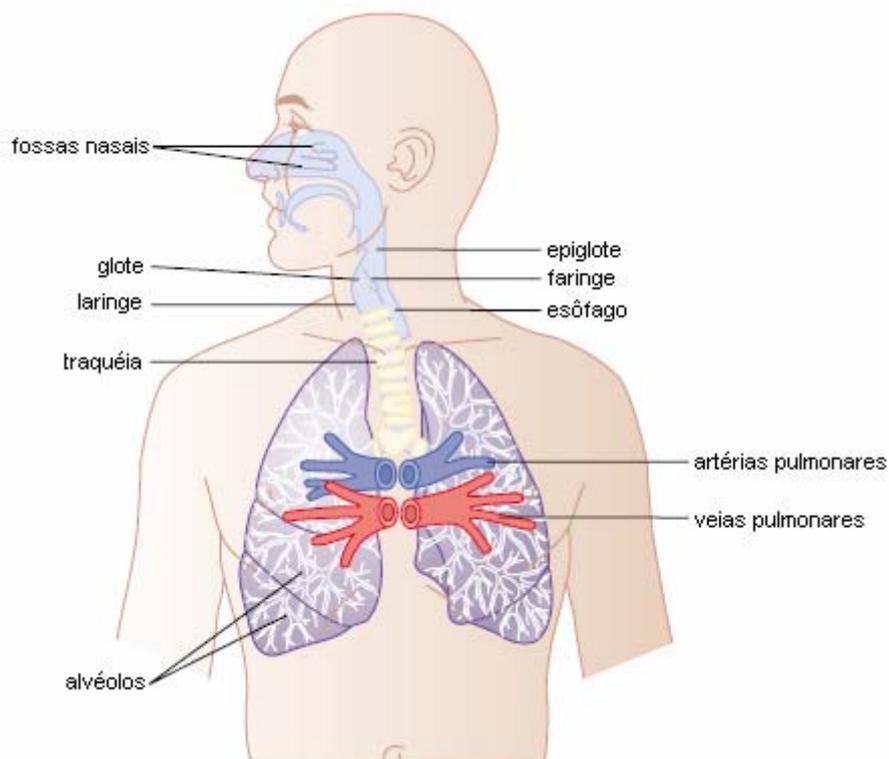


Figura 2.1 – Diagrama do aparelho respiratório (modificado de Guyton, 2006).

A estrutura de condução do sistema respiratório é constituída pelo nariz (formado pelo nariz externo e fossas nasais), glote, faringe, laringe, traquéia, brônquios e bronquíolos. Toda esta estrutura tem a parede revestida por uma camada de muco, sendo este responsável pela retenção de partículas suspensas no ar inspirado, impedindo que as mesmas cheguem aos alvéolos. Pequenos cílios, presentes em toda a superfície das vias aéreas, movimentam-se continuamente, carregando o muco produzido e as partículas nele aprisionadas em direção à faringe, onde são expelidos pela tosse ou deglutidos (Guyton, 2002).

Durante o processo de inspiração, o nariz aquece, umidifica e retira partículas suspensas no ar. Este condicionamento é importante, pois evita o resfriamento e ressecamento das vias aéreas, o que poderia levar à formação de crostas no pulmão e infecções respiratórias graves (Guyton, 2002).

A traquéia é um tubo fibromuscular de formato cilíndrico que possui comprimento de 10 a 12 cm e diâmetro de 1,4 a 2,0 cm. Em uma região denominada carina, a traquéia divide-se em dois brônquios. Assim como na traquéia, suas paredes são compostas por fibras musculares que controlam o diâmetro da via aérea, e por anéis cartilagosos, que impedem o seu colapso. Os brônquios dividem-se em brônquios

menores que se subdividem em bronquíolos que, por sua vez, ramificam-se em tubos de menor diâmetro, até chegarem aos alvéolos (Johnson, 2000).

Já a estrutura responsável pela hematose pulmonar é composta pelos pulmões e pelos vasos sanguíneos que os irrigam. O tecido que compõe os pulmões é esponjoso devido à presença predominante dos alvéolos, sendo estas, as estruturas elementares dos pulmões onde as trocas gasosas ocorrem. Formados por uma fina camada de tecido epitelial, os alvéolos são circundados por capilares sanguíneos que liberam o gás carbônico presente nos tecidos e recebem o oxigênio a ser transportado para o corpo através da circulação (Johnson, 2000). Na Figura 2.2 é mostrada a região terminal das vias aéreas, denominada de unidade respiratória, constituída por bronquíolo respiratório, ductos alveolares, átrios e alvéolos.

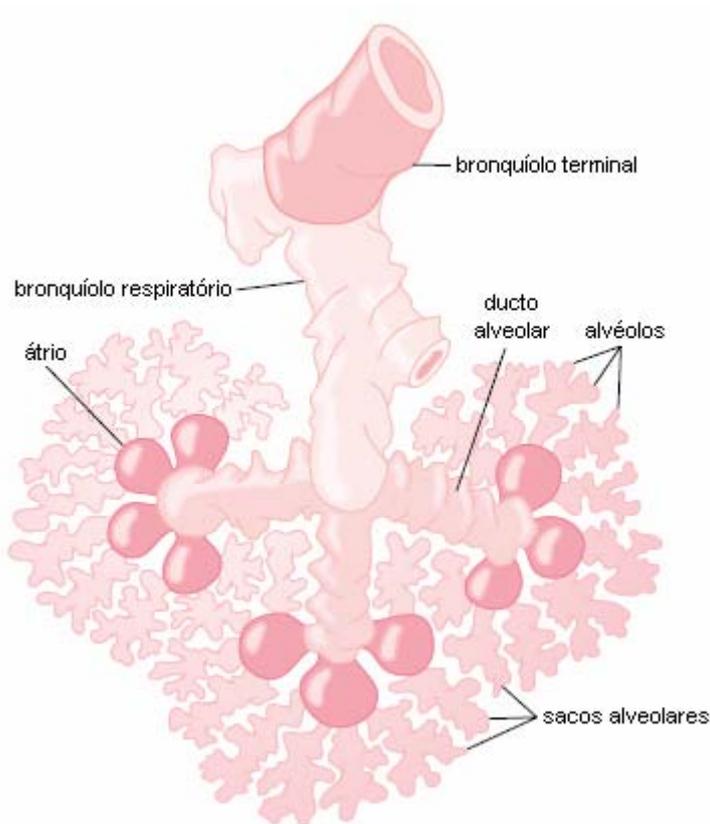


Figura 2.2 – Estruturas que constituem a unidade respiratória (modificado de Guyton, 2006).

A parede interna dos alvéolos é revestida por uma lâmina de água, cuja tensão superficial tende a esvaziar por completo, ou colapsar, os alvéolos, expelindo o ar de seu interior. Entretanto, existe uma substância surfactante sobre a lâmina de água (composta por fosfolipídios, proteínas e íons) que contribui para evitar este colapso, pois reduz a

tensão superficial nas paredes dos alvéolos (Johnson, 2000; Guyton, 2002). Assim, com uma tensão superficial menor, o trabalho necessário para expandir os alvéolos a cada respiração também se reduz (Silverthorn, 2003).

Além da dependência da pressão do ar com a tensão superficial gerada pela substância que reveste as paredes dos alvéolos para mantê-los abertos, há também a dependência desta pressão com relação ao raio do alvéolo: quanto menor o alvéolo, maior a tensão superficial. Um alvéolo normal tem em média 100 μm de raio (Guyton, 2002).

Os pulmões são envolvidos por duas membranas: a pleura visceral (reveste externamente os pulmões) e a pleura parietal (reveste internamente a cavidade torácica). Estas membranas estão separadas por uma fina camada de líquido pleural. Este líquido serve como lubrificante, permitindo que as membranas deslizem uma sobre a outra, fazendo também, com que estas se mantenham constantemente aderidas (Guyton, 2002).

2.2. Mecânica da ventilação pulmonar

A ventilação pulmonar compreende a entrada dos gases da respiração para os alvéolos (inspiração) e sua saída (expiração) através da expansão e contração dos pulmões, respectivamente (Guyton, 2002).

Os pulmões não são formados por tecido muscular, não podendo, portanto, expandir-se e contrair-se sozinhos. Músculos presentes no tórax alteram o volume da caixa torácica, aumentando-a na inspiração e reduzindo-a na expiração. Estas variações de volume geram diferenças de pressão entre o interior da caixa torácica e a atmosfera, ocasionando o movimento do ar para dentro ou para fora dos pulmões (Guyton, 2002).

Os pulmões acompanham o aumento e diminuição do volume da caixa torácica à medida que os músculos da respiração contraem ou relaxam, graças às membranas que os envolvem e ao líquido presente entre estas, que fazem os pulmões aderirem às paredes da cavidade torácica (Guyton, 2002).

Os mecanismos que acarretam a variação no volume da caixa torácica são o movimento do diafragma e o movimento das costelas, através dos músculos intercostais. (Guyton, 2002) O funcionamento destes mecanismos nos momentos de expiração e inspiração é exibido na Figura 2.3.

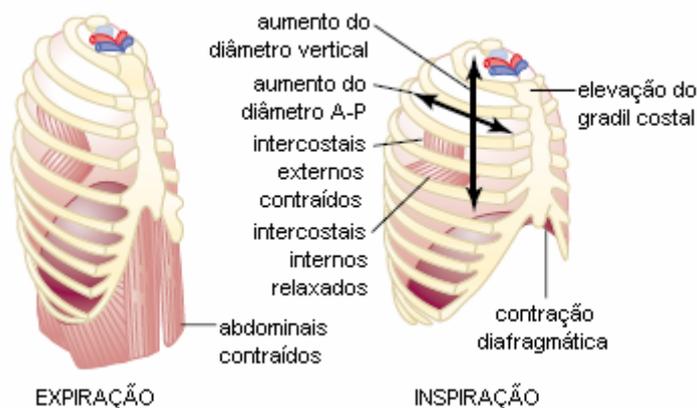


Figura 2.3 – Retração e expansão da caixa torácica durante a expiração e inspiração (modificado de Guyton, 2006).

A contração do diafragma, na inspiração, traciona a superfície inferior da caixa torácica para baixo, deslocando a superfície inferior dos pulmões, inflando-os. Em seguida, na expiração, os pulmões são comprimidos com o relaxamento do diafragma e a retração elástica dos pulmões, da parede torácica e do abdome. Na respiração intensa, a expiração conta com o auxílio de contrações dos músculos abdominais, que empurram os órgãos internos do abdômen contra a base do diafragma, elevando mais rapidamente a superfície inferior dos pulmões (Guyton, 2002).

Um outro mecanismo envolve a elevação da porção anterior da caixa torácica, com a projeção para frente das costelas. Isto é realizado pelos músculos intercostais externos, presentes entre as costelas adjacentes. Quando estes músculos se contraem, trazem as costelas superiores para frente, em relação às costelas inferiores. Este movimento provoca um efeito de alavanca sobre as costelas, ocasionando sua elevação e, conseqüentemente, o aumento de volume da caixa torácica e dos pulmões (Guyton, 2002).

Na expiração, o simples relaxamento dos músculos intercostais faz com que as costelas retornem à posição inicial, forçando a saída de ar dos pulmões. No entanto, em situações de respiração forçada, os músculos intercostais internos, que agem no sentido contrário ao dos externos, forçam o movimento das costelas na expiração a ocorrer mais rapidamente (Guyton, 2002).

Existem ainda outros músculos que auxiliam o movimento da respiração, além do diafragma e dos músculos intercostais. Estes músculos contribuem muito pouco durante a respiração normal, mas atuam intensamente durante o exercício ou na respiração forçada. Os principais são (Guyton, 2002): os escalenos (elevam as duas primeiras costelas), os

esternocleidomastóides (elevam o esterno) e os serráteis anteriores (elevam algumas costelas).

2.2.1. Pressões pulmonares

Na inspiração, o gradiente de pressão gerado pela diminuição da pressão dentro da pleura – e, conseqüentemente, da pressão dentro dos alvéolos – em relação à pressão atmosférica é o responsável pela entrada de ar nos pulmões. Na expiração, ao contrário, a diminuição do volume da caixa torácica cria um gradiente de pressão que ocasiona a saída do ar dos pulmões para a atmosfera (Guyton, 2002).

O excesso do líquido presente entre as pleuras visceral e parietal é constantemente drenado pelos canais linfáticos, gerando uma pressão ligeiramente negativa no espaço entre as duas pleuras, a pressão pleural. Esta pressão, no início da inspiração, é de aproximadamente $-5 \text{ cmH}_2\text{O}$, encontrando-se presente, mesmo quando não há fluxo de ar. A pressão pleural é importante para manter os pulmões abertos quando em repouso, e impede que os alvéolos colapsem devido à pressão resultante da tensão superficial da substância presente em suas paredes (água e surfactante). Durante a inspiração normal, a pressão pleural diminui ainda mais e atinge em média $-7,5 \text{ cmH}_2\text{O}$. Na expiração, a pressão pleural eleva-se novamente ao patamar de $-5 \text{ cmH}_2\text{O}$ e o volume pulmonar retorna ao valor inicial (Guyton, 2002).

Para que haja fluxo inspiratório e expiratório, há também variação de pressão de ar dentro dos alvéolos. Durante a inspiração, a pressão alveolar cai para aproximadamente $-1 \text{ cmH}_2\text{O}$, ocasionando a entrada de $0,5 \text{ l}$ de ar nos pulmões. O oposto ocorre na expiração. A pressão alveolar sobe para cerca de $+1 \text{ cmH}_2\text{O}$ e o ar inspirado ($0,5 \text{ l}$) é expelido de volta à atmosfera (Guyton, 2002).

De um lado, tem-se a pressão pleural que força os pulmões a se manterem abertos. De outro, a pressão alveolar presente no interior dos alvéolos. A diferença entre estas duas pressões, denominada pressão transpulmonar, fornece uma medida das forças elásticas dos pulmões que tendem a produzir seu colapso.

Na Figura 2.4 é mostrada a variação, em um ciclo respiratório, do volume pulmonar, da pressão alveolar, da pressão pleural e da pressão transpulmonar.

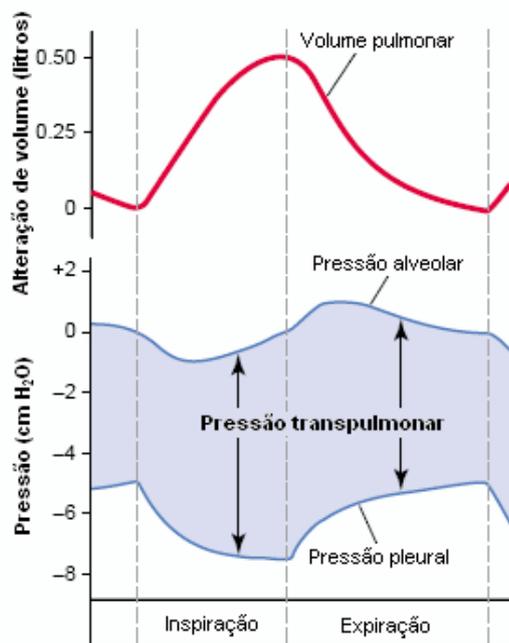


Figura 2.4 – Alterações do volume pulmonar, da pressão alveolar, da pressão pleural e da pressão transpulmonar durante a respiração normal (modificado de Guyton, 2006).

2.2.2. Volumes e capacidades pulmonares

O registro da ventilação pulmonar indica as variações no volume pulmonar em diferentes instantes e condições da respiração. Na Figura 2.5 é mostrado um diagrama deste registro em um homem adulto. Para facilitar a descrição das variações volumétricas no pulmão, o diagrama foi dividido em quatro volumes e quatro capacidades. As capacidades são obtidas pela soma de dois ou mais volumes (Guyton, 2002):

- Volume corrente (VC): Volume de ar inspirado ou expirado em uma respiração normal. Seu valor médio é de 500 ml;
- Volume de reserva inspiratório (VRI): Volume de ar que pode ser inspirado além do volume corrente. Seu valor é de cerca de 3000 ml;
- Volume de reserva expiratório (VRE): Volume de ar que, por meio de uma expiração forçada, pode ser eliminado, ao fim da expiração normal. Esse volume é, em média, de 1100 ml;
- Volume residual (VR): Volume de ar que permanece nos pulmões, mesmo após o esforço máximo de expiração. Cerca de 1200 ml;
- Capacidade inspiratória (CI = VC + VRI): Soma do volume corrente com o volume de reserva inspiratório. É a quantidade de ar que a pessoa pode inspirar, a partir do

nível expiratório normal, realizando esforço de inspiração máximo. Seu valor médio está em torno de 3500 ml;

- Capacidade funcional residual (CFR = VRE + VR): Soma do volume residual expiratório com o volume residual. É o volume de ar que fica nos pulmões ao término da expiração normal. Aproximadamente 2300 ml;
- Capacidade vital (CV = VRI + VC + VRE): Soma do volume de reserva inspiratório, ao volume corrente e ao volume de reserva expiratório. É a máxima quantidade de ar (cerca de 4600 ml) que pode ser expirada por um indivíduo após um esforço máximo de inspiração seguido por um esforço máximo expiratório;
- Capacidade pulmonar total (CPT = VRI + VC + VRE + VR): Soma dos quatro volumes descritos. É o volume total de ar dentro dos pulmões após o esforço inspiratório máximo, aproximadamente 5800 ml.

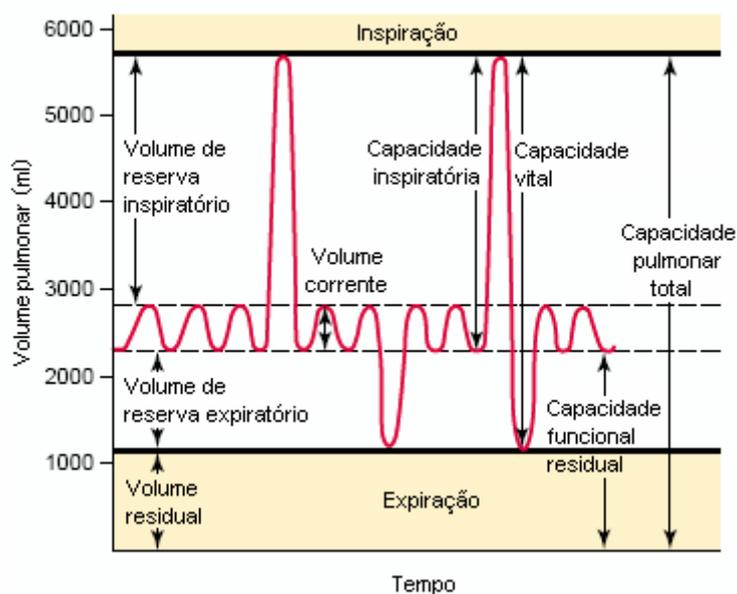


Figura 2.5 – Diagrama mostrando os volumes e capacidades pulmonares em adulto durante a ventilação normal e durante a inspiração e a expiração máximas (modificado de Guyton, 2006).

2.2.3. Ventilação alveolar e espaço morto

A função primordial do mecanismo de ventilação pulmonar é a renovação do ar nas regiões dos pulmões em que há trocas gasosas (unidades respiratórias). O volume de ar renovado (ar fresco) que chega às unidades respiratórias é denominada de ventilação

alveolar. Entretanto, para um indivíduo respirando normalmente em repouso, o volume de ar inspirado não é suficiente para que este alcance os alvéolos, mas apenas os bronquíolos terminais. O ar inspirado chega aos alvéolos por difusão gasosa (Guyton, 2002).

Ainda assim, parte do volume de ar inspirado não alcança os alvéolos. Dos 500 ml inspirados, cerca de 150 ml preenchem o espaço das vias aéreas onde não há trocas gasosas, o denominado espaço morto (constituído pelo nariz, faringe e traquéia). Além disso, estes 150 ml são expirados antes do ar contido nos alvéolos, mais rico em gás carbônico e mais pobre em oxigênio. No início da próxima inspiração, parte do ar oriunda dos alvéolos ocupa o espaço morto, sendo então, novamente transportado aos alvéolos, em conjunto com volume de ar fresco. Por isso, o espaço morto é um inconveniente para a remoção dos gases expiratórios dos pulmões (Guyton, 2002).

2.2.4. Resistência das vias aéreas e complacência pulmonar

Em um circuito elétrico, capacitância e resistência elétrica determinam grandezas elétricas como tensão, corrente e carga elétrica. Fazendo uma analogia com o aparelho respiratório, a resistência das vias aéreas e a complacência dos pulmões determinam as grandezas envolvidas com a ventilação pulmonar, como pressão, fluxo de ar e volume armazenado.

As vias aéreas, condutores do ar às unidades de armazenamento (alvéolos), oferecem resistência mecânica ao fluxo de ar que conduzem, da mesma forma que um resistor oferece resistência elétrica a uma corrente elétrica. Quanto menor o calibre do tubo que conduz o ar, maior a resistência ao fluxo de ar.

No aparelho respiratório humano, a parte mais significativa da resistência das vias aéreas encontra-se em alguns dos brônquios maiores, nas proximidades da traquéia. Apesar de terem diâmetro muito menor, por existirem em grande número (cerca de 65000) os bronquíolos terminais não oferecem tanta resistência ao fluxo quanto os maiores brônquios (Guyton, 2002).

À medida que o ar é inspirado, os pulmões aumentam de volume para armazená-lo, ocorrendo também, um aumento de pressão aplicada aos pulmões para que o ar se mantenha armazenado. Em outras palavras, a complacência dos pulmões (razão entre variação de volume ocorrida nos pulmões e a variação da pressão transpulmonar) aumenta (Guyton, 2002). Este comportamento é semelhante ao de um capacitor, que armazena

portadores quando suprido por corrente elétrica, apresentando uma tensão elétrica cada vez maior em seus terminais.

A complacência dos dois pulmões em um adulto normal atinge, em média, cerca de 200 ml/cmH₂O. Varia de acordo com a idade do indivíduo e com o acometimento por patologias, como enfisema, por exemplo (Guyton, 2002).

2.3. Difusão dos gases através da membrana respiratória

Com a ventilação pulmonar, existem meios para que o oxigênio seja transportado para o sangue através das paredes dos alvéolos, assim como o dióxido de carbono migra para o ar alveolar cedido pelos vasos capilares presentes ao redor dos alvéolos. O transporte destes gases é realizado por difusão, e é decorrente da diferença entre as pressões parciais de cada um dos gases em cada um dos meios: sangue e ar alveolar.

2.3.1. Pressões parciais

Uma mistura gasosa exerce pressão sobre a superfície do recipiente que a contém, sendo o resultado da contribuição de todos os gases presentes na mistura; ou seja, cada gás exerce sobre o recipiente uma parcela da pressão total da mistura. A pressão de cada gás é a pressão parcial do gás naquela mistura, e é diretamente proporcional à sua concentração (Johnson, 2000).

O ar atmosférico é uma mistura gasosa cuja pressão total ao nível do mar é 760 mmHg. O nitrogênio responde por aproximadamente 79% da pressão total, ou seja, possui pressão parcial de cerca de 600 mmHg. O oxigênio contribui com 21% da pressão do ar, o que equivale a quase 160 mmHg (Guyton, 2002).

Para gases dissolvidos em líquidos, como ocorre com os gases dissolvidos no sangue, a pressão parcial, além de diretamente proporcional à concentração do gás, é inversamente proporcional ao coeficiente de solubilidade do gás no líquido. O dióxido de carbono possui coeficiente de solubilidade na água igual a 0,57 ml/l·mmHg, sendo cerca de vinte vezes maior que o do oxigênio, 0,024 ml/l·mmHg (Guyton, 2002).

2.3.2. Composição do ar alveolar

Dentro dos alvéolos, as concentrações dos diversos gases são diferentes daquelas presentes no ar atmosférico. O primeiro fator que contribui para isto é a umidificação do ar que entra nos pulmões, aumentando a pressão parcial de vapor de água na mistura gasosa que chega aos alvéolos pulmonares.

O segundo fator é a lenta substituição do ar nos pulmões a cada ciclo respiratório. A presença do espaço morto e da capacidade funcional residual impede que todo o ar alveolar, ao fim da inspiração, seja expulso dos pulmões na expiração (Guyton, 2002).

Um terceiro fator é a troca de gases no alvéolo, fazendo com que a concentração de oxigênio seja menor e a de dióxido de carbono maior no ar alveolar em relação ao ar atmosférico (Guyton, 2002).

2.3.3. Difusão de gases entre a fase gasosa e a fase dissolvida

A pressão parcial de cada gás nos pulmões força suas moléculas contra a membrana alveolar, facilitando sua passagem para o sangue nos capilares. Por outro lado, algumas das moléculas destes gases, movendo-se aleatoriamente no sangue, atravessam a membrana alveolar, escapando assim, da solução sangüínea e difundindo-se no ar alveolar (Guyton, 2002).

A difusão efetiva de cada um dos gases, ou seja, o saldo da sua difusão nos dois sentidos, depende da diferença entre a pressão parcial do gás no sangue e a pressão parcial do gás no ar alveolar.

No caso do oxigênio, a pressão parcial é normalmente maior na fase gasosa dentro dos alvéolos (cerca de 104 mmHg) do que no sangue venoso que chega aos pulmões através da circulação (aproximadamente 40 mmHg). Portanto, mais moléculas de oxigênio passam do ar para o sangue do que do sangue para o ar; ou seja, a difusão efetiva do oxigênio dá-se dos pulmões para o sangue, até que a pressão parcial deste gás no sangue seja igual à pressão de oxigênio no ar do alvéolo, quando se estabelece o equilíbrio entre a difusão nos dois sentidos.

Em contrapartida, a pressão parcial do dióxido de carbono no sangue (45 mmHg) é normalmente maior do que no ar alveolar (40 mmHg). Assim, sua difusão efetiva

ocorre em sentido contrário à do oxigênio, até que sua concentração aumente para 45 mmHg no ar alveolar (Guyton, 2002).

Após as trocas gasosas, o sangue oxigenado passa a ser denominado de sangue arterial. Este é transportado pela circulação para as diversas regiões do organismo, até atingir os capilares sangüíneos nos tecidos.

Por ser constantemente consumido pelas células do organismo, o oxigênio ocorre em menor concentração no líquido intersticial do que no sangue arterial. Surge assim, um gradiente de pressão que proporciona a difusão do oxigênio do sangue para o líquido intersticial (Guyton, 2002).

As reações químicas do metabolismo celular têm como produto o dióxido de carbono que se difunde até o espaço intersticial, onde apresenta uma concentração superior à existente no sangue arterial. Resulta disto a diferença de pressão que leva o dióxido de carbono a se difundir para o sangue, passando agora a ser denominado de venoso (menos oxigênio e mais dióxido de carbono que no sangue arterial). Este sangue retorna pelas veias ao coração, sendo impulsionado para os pulmões para novas trocas gasosas (Guyton, 2002).

Na Tabela 2.1 são apresentadas as pressões parciais de oxigênio, dióxido de carbono e nitrogênio no ar alveolar, no sangue venoso e no sangue arterial.

Tabela 2.1 - Pressões parciais de gases nos alvéolos e no sangue (Guyton, 2002).

Gás	Ar alveolar (mmHg)	Sangue venoso (mmHg)	Sangue arterial (mmHg)
Oxigênio	104	40	104
Dióxido de carbono	40	45	40
Nitrogênio	569	569	569

2.4. Transporte dos gases no sangue

Normalmente, apenas 3% de todo o oxigênio transportado no sangue arterial está dissolvido na água do plasma e nas células sangüíneas. 97% encontra-se combinado à porção heme da hemoglobina, presente nos eritrócitos. Ou seja, em condições normais, o transporte de oxigênio aos tecidos é realizado, quase que totalmente, pela hemoglobina. A

hemoglobina permite que a capacidade do sangue no transporte de oxigênio seja de 30 e 100 vezes maior em relação à quantidade que poderia transportar em sua forma dissolvida (Guyton, 2002).

Quando a pressão parcial do oxigênio está elevada, situação que ocorre nos capilares pulmonares, o oxigênio liga-se à hemoglobina. Entretanto, quando a pressão parcial de oxigênio diminui, o oxigênio dissocia-se da hemoglobina, como ocorre nos capilares teciduais (Guyton, 2002).

Para cada 100ml de sangue arterial normal, 19,4 ml de oxigênio estão ligados à hemoglobina (Figura 2.6). Já no sangue venoso, após a passagem do sangue pelos capilares, onde o oxigênio difunde do sangue para os tecidos, este volume cai para 14,4 ml. Portanto, para cada 100 ml de sangue, cerca de 5 ml de oxigênio são transportados pela hemoglobina dos pulmões aos tecidos (Guyton, 2002).

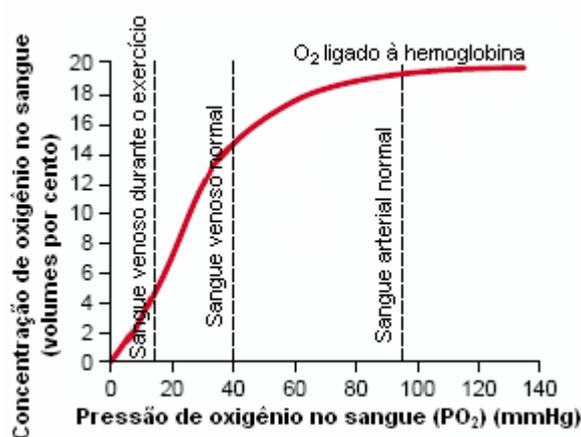


Figura 2.6 – Efeito da PO_2 sanguínea sobre a quantidade de oxigênio que se liga à hemoglobina para cada 100 ml de sangue (modificado de Guyton, 2006).

Aproximadamente, 7% do dióxido de carbono transportado no sangue encontra-se no estado dissolvido. Cerca de 70% é transportado sob a forma de íons bicarbonato, após reação (reversível) do dióxido de carbono dissolvido com a água. Os 23% restantes são transportados em combinação com a hemoglobina. Isto permite a capacidade de transporte do CO_2 seja aumentada de 15 a 20 vezes (Guyton, 2002).

O sangue armazena uma quantidade de dióxido de carbono muito maior do que a de oxigênio (Figura 2.7). Na estreita faixa de operação normal de pressão parcial de dióxido de carbono (entre 40 e 45 mmHg), o sangue contém um volume de 49 a 53 ml,

aproximadamente. Ou seja, para cada 100 ml de sangue, o sangue transporta uma média de 4 ml de dióxido de carbono dos capilares teciduais para os pulmões (Guyton, 2002).

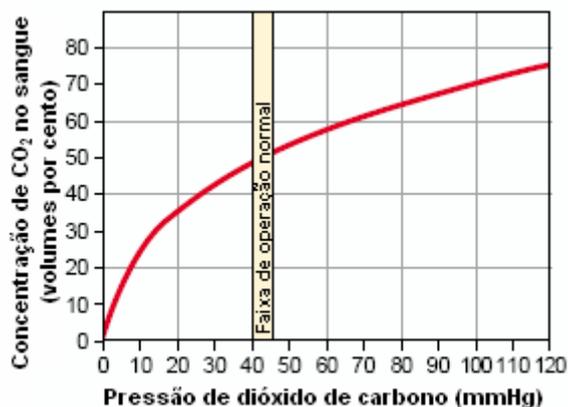


Figura 2.7 – Curva de dissociação do dióxido de carbono (modificado de Guyton, 2006). Notar a estreita faixa de operação normal, entre 40 mmHg (nos capilares alveolares) e 45 mmHg (nos capilares teciduais) de pressão de dióxido de carbono no sangue, a qual determina a quantidade deste gás que é transportada dos tecidos para os pulmões.

2.5. Regulação da respiração

Através de ajustes na ventilação alveolar, o centro respiratório do sistema nervoso faz com que as necessidades do organismo sejam supridas. Assim, durante a realização de exercícios ou na maioria das situações de estresse respiratório, as pressões de oxigênio e dióxido de carbono no sangue arterial mantêm-se praticamente constantes (Guyton, 2002).

O centro respiratório do sistema nervoso é composto por três grupos de neurônios, localizados bilateralmente no bulbo e na ponte (Figura 2.8). O grupo respiratório dorsal é responsável, principalmente, pela inspiração. O grupo respiratório ventral pode determinar tanto a inspiração quanto a expiração, dependendo dos neurônios sendo estimulados. Por fim, o centro pneumotáxico exerce controle sobre a frequência e o padrão da respiração (Guyton, 2002).



Figura 2.8 - Organização do centro respiratório (modificado de Guyton, 2006).

O ritmo básico da respiração normal é gerado pelo grupo respiratório dorsal (Guyton, 2002). Por causa da forma da curva do gráfico da atividade neural inspiratória (Figura 2.9), o estímulo inspiratório é comumente chamado de declínio ou rampa. Por cerca de dois segundos, os neurônios deste grupo gradualmente aumentam o estímulo dos músculos. Poucos neurônios iniciam a inspiração, recrutando outros neurônios inspiratórios, como num circuito com realimentação positiva. Com mais neurônios ativos, mais fibras musculares esqueléticas são recrutadas. Ao fim destes dois segundos, o sinal cessa abruptamente por três segundos, interrompendo a excitação do diafragma e permitindo a retração elástica dos pulmões (expiração). Após este intervalo, outro sinal inspiratório é gerado, iniciando um novo ciclo (Silverthorn, 2003). O sinal inspiratório, em forma de rampa, possibilita um aumento gradativo do volume dos pulmões (Guyton, 2002).

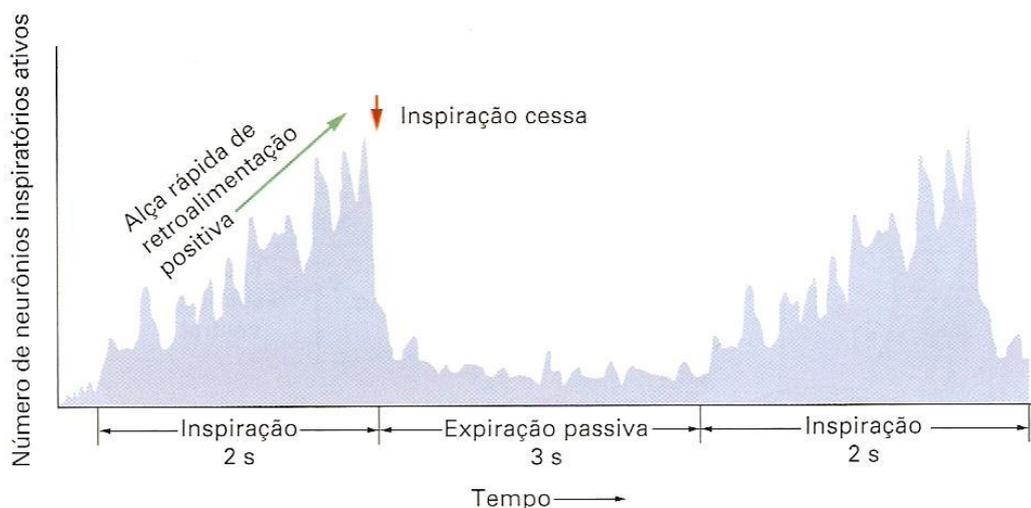


Figura 2.9 – Ritmo respiratório característico em repouso. Aumento da atividade dos neurônios inspiratórios durante dois segundos, até interrupção no início da expiração (modificado de Silverthorn, 2003).

O centro pneumotáxico controla o instante em que a rampa inspiratória cessa, ou seja, controla a duração da fase de enchimento dos pulmões. Quanto maior a frequência do sinal do centro pneumotáxico, menor a duração da fase inspiratória, podendo durar apenas meio segundo. Por outro lado, em ocasiões em que este sinal tem frequência menor, a inspiração pode durar cinco segundos ou mais. A função do centro pneumotáxico, portanto, é inibir o sinal inspiratório gerado pelo grupo respiratório dorsal e, em última análise, a frequência respiratória (Guyton, 2002).

O grupo respiratório ventral atua quase exclusivamente em situações de respiração intensa, como um reforço para suprir a demanda por altos níveis de ventilação pulmonar. A estimulação de alguns neurônios do grupo ventral causa inspiração e, a de outros, expiração. Durante a respiração normal em repouso, os neurônios deste grupo permanecem quase totalmente inativos (Guyton, 2002).

Além do controle da respiração pelo tronco cerebral, existem mecanismos de realimentação que contribuem para a determinação do ritmo respiratório. Dentre estes mecanismos, destacam-se os receptores de estiramento, localizados nas paredes dos brônquios e bronquíolos ao longo de todo o pulmão. Quando os pulmões ficam excessivamente distendidos, devido ao grande volume de ar em seu interior, estes receptores transmitem sinais para o grupo dorsal, os quais desligam a rampa inspiratória e interrompem a inspiração. Trata-se do chamado reflexo de insuflação de Hering-Breuer (Guyton, 2002).

2.6. Distúrbios respiratórios

Devido a distúrbios do sistema respiratório, pacientes podem necessitar ventilação mecânica. Alguns destes distúrbios são brevemente discutidos nesta seção.

2.6.1. Hipoxia

Hipoxia é a diminuição da disponibilidade de oxigênio para o sangue e os tecidos do organismo. Dentre suas causas, pode-se citar a hipoventilação alveolar e distúrbios de difusão. A hipoventilação alveolar ocorre devido à baixa concentração de oxigênio no ar inspirado, baixa quantidade de ar conduzida aos alvéolos, ou baixa quantidade de oxigênio que passa dos alvéolos para o sangue. Como exemplo dos distúrbios de difusão, tem-se o espessamento da membrana alveolar, dificultando a difusão de oxigênio. É possível reverter esta situação através da oxigenoterapia (enriquecimento em oxigênio do ar inspirado). Assim, a pressão parcial deste gás nos pulmões aumenta, compensando o déficit existente (Esperança, 1996).

2.6.2. Enfisema pulmonar

É a alteração pulmonar caracterizada pelo aumento anormal permanente dos espaços aéreos distais ao bronquíolo terminal e pela destruição de suas paredes. Ocasionalmente ocasiona insuficiência respiratória crônica e aumento da resistência das vias aéreas ao fluxo de ar, principalmente o expiratório. Entre suas causas destaca-se o tabagismo (Presto, 2005).

2.6.3. Pneumonia

Infecção do pulmão por bactéria ou vírus. A pneumonia causa inflamação e edemas nas paredes dos alvéolos e inundação dos espaços entre os alvéolos por líquidos e glóbulos sangüíneos. Como os alvéolos não recebem ar propriamente, por estarem cheios de líquido, e as paredes dos alvéolos tornam-se mais espessas que o normal, a pneumonia provoca hipoxemia (Esperança, 1996).

2.6.4. Edema pulmonar

É o acúmulo de líquido nos alvéolos, provocado por insuficiência do ventrículo esquerdo do coração em bombear o sangue da circulação pulmonar para a sistêmica. Com esta insuficiência, a pressão sangüínea nos capilares pulmonares aumenta. Assim, como os fluidos sangüíneos podem transitar muito rapidamente do plasma retido nos capilares para os alvéolos, ocorre depósito destes líquidos, dificultando a difusão dos gases (Esperança, 1996).

2.6.5. Asma

Inflamação crônica das vias aéreas caracterizada pela obstrução dos brônquios ao fluxo de gases. As causas da crise asmática estão ligadas, principalmente, a broncoespasmos severos, edemas de mucosa brônquica ou secreção (Presto, 2005).

Provoca extrema dificuldade para respirar, pois os músculos lisos das paredes dos bronquíolos contraem-se, obstruindo a passagem de ar aos alvéolos (Esperança, 1996).

2.6.6. Atelectasia

É o colapso dos alvéolos pulmonares devido à obstrução nas vias aéreas ou à ausência de surfactante nos líquidos que revestem a superfície interna dos alvéolos (Guyton, 2002).

A obstrução das vias aéreas que resulta em atelectasia é normalmente provocada por muco que bloqueia bronquíolos ou por tumores, secreção ou corpos estranhos que obstruem brônquios, podendo ocasionar o colapso dos alvéolos presentes além da obstrução. Pode ocorrer ainda, caso o pulmão esteja mais rígido devido à presença de tecido fibrótico, a passagem de líquido dos capilares pulmonares para os alvéolos, no chamado colapso maciço (Guyton, 2002).

No caso de ausência de surfactante, a tensão superficial dos fluidos alveolares e a tensão provocada pelas fibras elásticas dos espaços intersticiais do pulmão fazem com que este colapse, expulsando o ar do interior dos alvéolos (Esperança, 1996).

2.6.7. SARA

A Síndrome da Angústia Respiratória Aguda, ou SARA, caracteriza-se pela falta de surfactante na superfície interna dos alvéolos. Isto faz com que a tensão superficial do líquido que reveste internamente a parede dos alvéolos aumente, e impeça que os alvéolos fiquem abertos. O sangue que passa pelos capilares pulmonares não consegue captar oxigênio dos alvéolos, o que resulta em hipoxemia acentuada. Outro efeito desta síndrome é a redução da complacência dos pulmões, devido à incapacidade do pulmão de se expandir (Esperança, 1996).

2.6.8. Trauma cerebral

O trauma cerebral tem como principal característica a lesão encefálica ocasionada por uma agressão externa. A lesão e suas seqüelas podem ser temporárias ou permanentes, e podem ou não gerar comprometimentos funcionais, inclusive da função respiratória (Presto, 2005).

2.6.9. Embolismo pulmonar

O embolismo pulmonar ocorre quando vasos da circulação pulmonar ficam obstruídos por coágulos, impedindo a troca de gases nos alvéolos que deixam de ser irrigados (Esperança, 1996).

2.7. Resumo

Este capítulo apresentou o sistema respiratório e sua importância para a manutenção da vida. Descreveu ainda o processo envolvido nas trocas gasosas e algumas anormalidades que podem comprometer o seu funcionamento. Estas informações são importantes para a melhor compreensão do VP e do seu papel no tratamento de doenças respiratórias.

3. VENTILADORES PULMONARES

Um ventilador pulmonar é um dispositivo projetado para ser conectado às vias aéreas de um paciente, visando fornecer ou aumentar sua ventilação (ABNT, 1996; ABNT, 2004). De um modo geral, os VPs proporcionam suporte ventilatório temporário (parcial ou total) a pacientes incapazes de respirar normalmente, devido a fatores como doenças, anestesia e problemas congênitos, dentre outros (Button, 2002).

Alguns VPs, denominados “pulmões de aço”, trabalham com pressão negativa. Em uma câmara envolvendo praticamente todo o corpo do paciente (à exceção da cabeça), uma bomba de sucção de ar cria uma pressão sub-atmosférica em torno do tórax, sendo esta transmitida para a pleura e para os alvéolos, resultando na inspiração. O desligamento da bomba de sucção provoca a retração elástica passiva das estruturas pulmonares, provocando a expiração (Behbehani, 2000). Este tipo de aparelho foi amplamente utilizado entre 1930 e 1940, quando seu uso rotineiro começou a demonstrar suas limitações: dificuldade de acesso ao paciente para higiene, exames físicos e procedimentos médicos; surgimento de lesões nas regiões do corpo em que o paciente era vedado na máquina (pescoço, abdome ou tórax) e em regiões de decúbito; dificuldade em ventilar pacientes acometidos por pneumopatias com alterações de complacência ou resistência; necessidade de construir coletes individuais para garantir o conforto e a oclusão, em casos de uso prolongado. Por estas razões, este tipo de aparelho começou a dar espaço aos aparelhos de ventilação a pressão positiva (Carvalho, 2004).

Os VPs a pressão positiva aplicam uma pressão supra-atmosférica à entrada das vias aéreas do paciente na fase inspiratória. Assim, cria-se um gradiente de pressão que leva ar aos pulmões, onde as trocas gasosas ocorrem. Quando a pressão é retirada, o gradiente de pressão inverte-se e ocorre a expiração (Button, 2002). O uso de um gradiente de pressão positivo permite o tratamento de pacientes com altas resistências das vias aéreas e baixas complacências pulmonares (Behbehani, 2000).

Entre 1940 e 1960, os VPs a pressão positiva sofreram avanços técnicos significativos, permitindo o tratamento de pacientes adultos. Entre 1960 e 1970, os VPs foram aperfeiçoados para atender pacientes da pediatria. A partir da década de 1980 e ainda hoje, graças ao desenvolvimento dos microprocessadores, os VPs tornaram-se mais compactos e vem incorporando, cada vez mais, funções e padrões de ventilação,

permitindo seu uso no tratamento de qualquer patologia pulmonar em pacientes de qualquer faixa etária (Carvalho, 2004).

3.1. Diagrama funcional de um ventilador pulmonar

Atualmente, existem diversas marcas e modelos de VPs em uso nas instituições de assistência à saúde. Isto praticamente impossibilita apresentar toda a funcionalidade de todos os equipamentos existentes. Portanto, torna-se mais interessante apresentar um diagrama geral que contenha todos os componentes de um VP (Figura 3.1) e discutir seus princípios de funcionamento (Auler Júnior, 1995).

A quantidade de blocos que determinado modelo de VP possui, dentre os apresentados na Figura 3.1, e a forma com que desempenham dada função refletem o grau de sofisticação do equipamento (Auler Júnior, 1995). Informações e a função de cada bloco são descritas nas próximas seções.

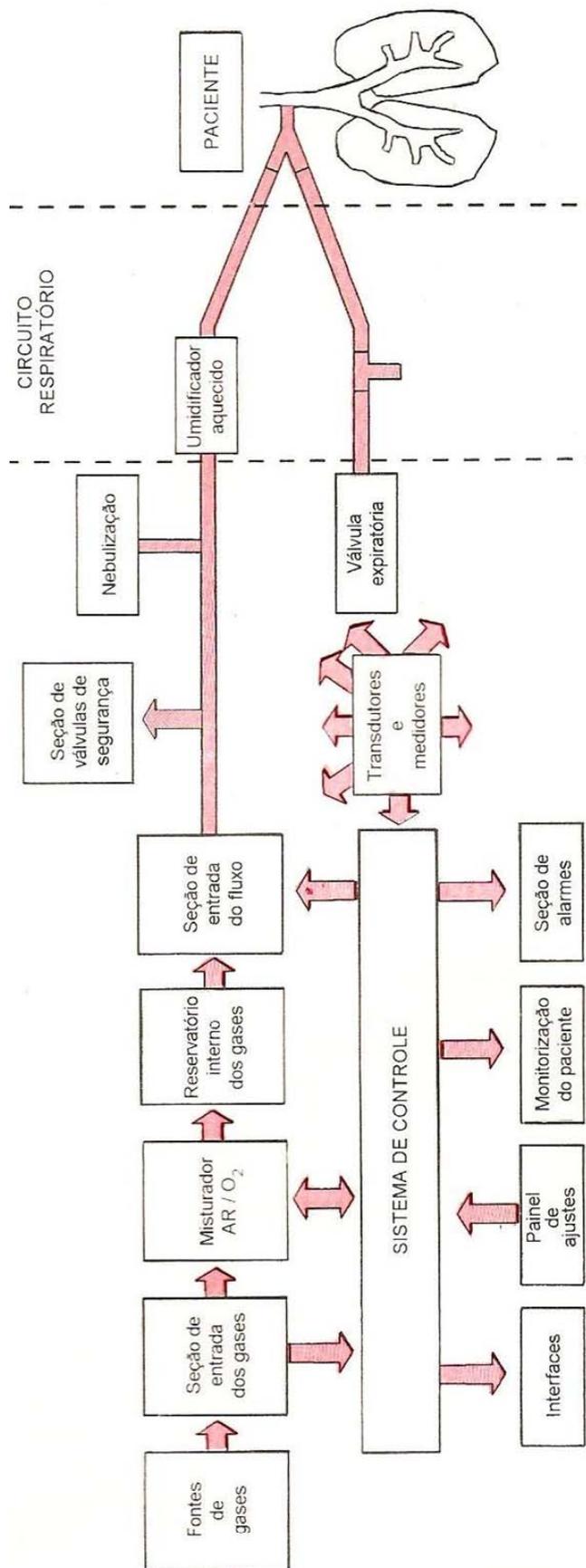


Figura 3.1 – Diagrama em blocos de um ventilador pulmonar (Auler Júnior, 1995).

3.1.1. Fontes de gases

A mistura de ar utilizada pelo VP para auxiliar a respiração de um paciente provém, idealmente, de uma rede canalizada de ar comprimido e de oxigênio. Estas redes estão cada vez mais presentes em hospitais pela praticidade e conforto que oferecem (Auler Júnior, 1995).

O sistema de fornecimento de oxigênio medicinal canalizado origina-se, normalmente, de reservatórios centrais sob pressão (estado líquido) que são recarregados periodicamente. Alternativas a esta situação são: conjunto de cilindros trabalhando como fonte principal para um certo número de VPs, ou cilindros isolados próximos aos VPs. Quanto à qualidade do gás, algumas organizações fiscalizadoras, como a *Food and Drug Administration (FDA)*, dos Estados Unidos, exigem que o oxigênio medicinal tenha um grau de pureza não inferior a 99% (Auler Júnior, 1995).

O ar comprimido medicinal pode ser originado de cilindros ou de compressores, preferencialmente. Os compressores não podem ser lubrificados com óleo e devem ter um filtro na sua conexão de saída (Auler Júnior, 1995).

Os sistemas canalizados de gases medicinais devem atender certas exigências de fornecimento. Por exemplo, devem ser capazes de entregar uma pressão de 3,4 kgf/cm² a todos os pontos de saída da rede simultaneamente ligados em seu fluxo máximo (Auler Júnior, 1995).

3.1.2. Seção de entrada dos gases no ventilador pulmonar

A seção de entrada dos gases tem por função reduzir a pressão destes ao nível de trabalho do VP, através de uma válvula reguladora de pressão. Diferentes VPs possuem níveis de pressão de trabalho diferentes (Auler Júnior, 1995).

Modelos mais simples de VPs podem demandar a colocação externa desta válvula reguladora. Em contrapartida, VPs mais modernos (microprocessados) têm sua seção de entrada de gases muito mais sofisticada (Figura 3.2). Ar comprimido e oxigênio entram por suas respectivas conexões, passam por filtros (*F1*, *F2*, *F3* e *F4*) e seguem para as chaves sensoras de pressão (*PS1* e *PS2*) que monitoram a pressão das fontes de alimentação de gases. Posteriormente, os gases seguem para válvulas unidirecionais (*CV1* e *CV2*) que impedem o retorno dos gases do VP para as fontes. Finalmente, os gases

atingem as válvulas reguladoras de pressão (*REG1* e *REG2*) onde têm suas pressões reduzidas ao nível de trabalho do VP (Auler Júnior, 1995).

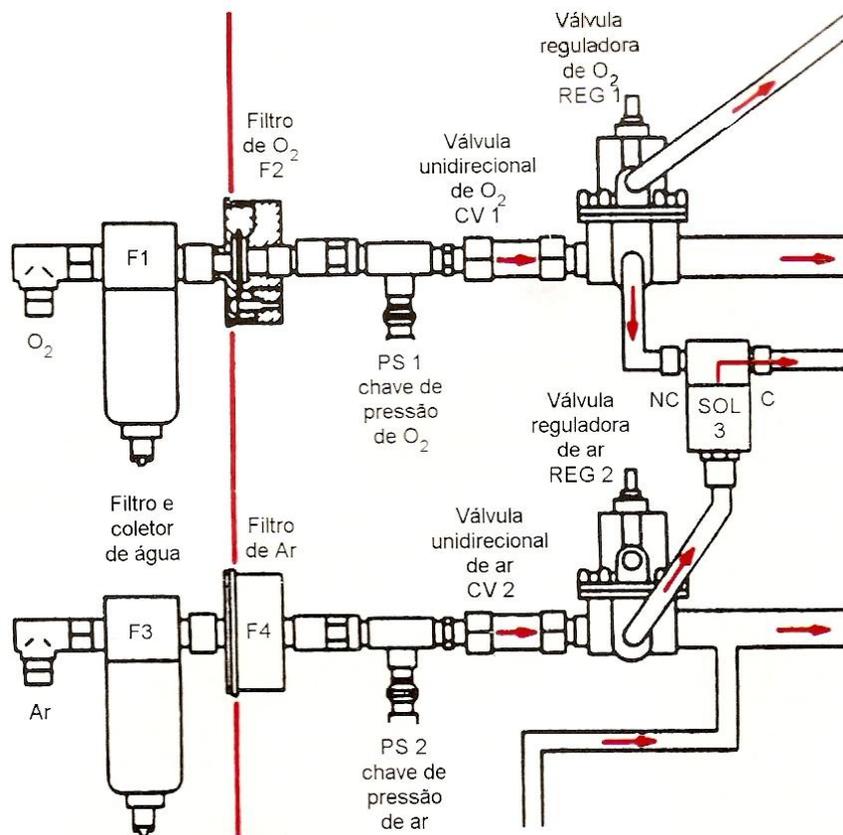


Figura 3.2 – Seção de entrada dos gases de um ventilador pulmonar (Auler Júnior, 1995).

Existem dois tipos de válvulas reguladoras de pressão: pré-calibradas e reguláveis. As pré-calibradas têm a pressão de saída determinada pelo fabricante, não podendo ser modificadas pelo usuário. As reguláveis têm sua pressão de saída controlada por meio de uma mola tensora regulável que modifica a área do bico injetor da válvula de entrada (Carvalho, 2004).

É importante salientar que as válvulas reguladoras de pressão apenas reduzem a pressão, ou seja, não geram pressão no caso da ausência ou insuficiência na fonte de gases. Portanto, é essencial que a pressão da fonte de gases seja sempre maior que a pressão de trabalho do VP (Auler Júnior, 1995).

3.1.3. Misturador ar/oxigênio

O misturador regula a porcentagem de oxigênio na composição da mistura gasosa entregue ao paciente pelo VP (Auler Júnior, 1995). Esta porcentagem pode ser de 21% (porcentagem de oxigênio no ar atmosférico) ou de cerca de 100% (quando oxigênio puro é administrado ao paciente).

A importância do misturador reside na necessidade de se aumentar a concentração do oxigênio do ar inspirado em relação àquela do ar atmosférico em determinadas situações clínicas, como no tratamento da hipoxemia (Gambaroto, 2006). A oxigenoterapia é a primeira forma terapêutica para abordar a hipoxemia, embora o tratamento de sua causa não possa ser negligenciado (Carvalho, 2004).

Atualmente, os misturadores podem ser encontrados em um único bloco funcional, agrupado à seção de entrada de gases e/ou ao dispositivo de entrega de fluxo. O misturador (Figura 3.3) consiste-se de duas válvulas solenóides, um sensor de pressão diferencial e um restritor de fluxo. O percentual de oxigênio na mistura gasosa é controlado por um microprocessador, que calcula o tempo necessário de ativação de cada válvula solenóide para a obtenção da concentração de oxigênio desejada no interior do reservatório do VP (Auler Júnior, 1995).

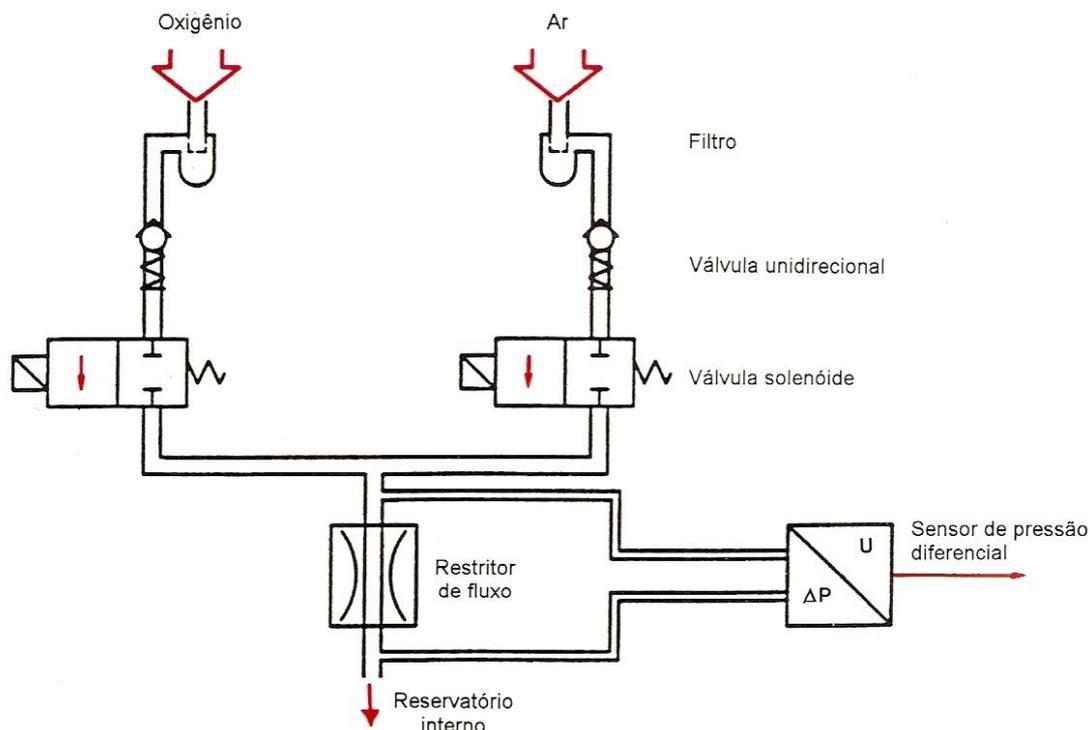


Figura 3.3 – Esquema funcional de um misturador de ar e oxigênio de um ventilador mecânico (Auler Júnior, 1995).

3.1.4. Reservatório interno da mistura dos gases

Constitui-se, geralmente, de uma câmara rígida que armazena alguns litros dos gases já misturados na proporção correta. Situa-se entre o misturador e a válvula de entrega de fluxo (Auler Júnior, 1995).

Este dispositivo é utilizado para permitir a geração de altos fluxos inspiratórios, independente da capacidade de fluxo das fontes de gases. Desta forma, reduz o atraso existente entre a detecção do esforço inspiratório espontâneo e a efetiva entrega do fluxo de ar, minimizando o trabalho respiratório do paciente. Além disso, o reservatório interno mantém uma melhor exatidão nos níveis da concentração de oxigênio desejada (Auler Júnior, 1995).

3.1.5. Dispositivo de entrega de fluxo

A maneira mais simples de controlar o fluxo inspiratório é através da colocação de uma resistência pneumática ajustável no caminho percorrido pelo fluxo, antes que o

mesmo prossiga para o circuito respiratório do paciente. Em série com este dispositivo um fluxômetro é colocado, permitindo que o operador do VP realize a leitura e o ajuste do fluxo desejado. Além do fluxômetro, encontra-se inserida uma válvula de admissão que é aberta durante a fase inspiratória, e fechada na expiratória (Auler Júnior, 1995).

Entretanto, para a implementação de algumas inovações introduzidas na ventilação mecânica (diferentes padrões de curvas de fluxo e modalidades de ventilação: com pressão de suporte ou com pressão controlada), a criação de dispositivos controladores de fluxo tornou-se indispensável. Nos VPs atuais, estes dispositivos são controlados por microprocessador, sendo capazes de fornecer valores instantâneos de fluxo, pré-programados ou não, em intervalos de milésimos de segundo (Auler Júnior, 1995).

Um exemplo de dispositivo de controle de fluxo é a servoválvula, presente em alguns modelos de VPs (Figura 3.4). Um cilindro contendo um orifício triangular bilateral movimenta-se verticalmente pela ação de um motor acionado pelo microprocessador, controlando a resistência mecânica ao fluxo proporcionada pela área do orifício por onde passa o ar. Um sensor diferencial de pressão mede a diferença de pressão entre a entrada e a saída da válvula, gerando um sinal de realimentação ao microprocessador, que controla a abertura da válvula (Auler Júnior, 1995).

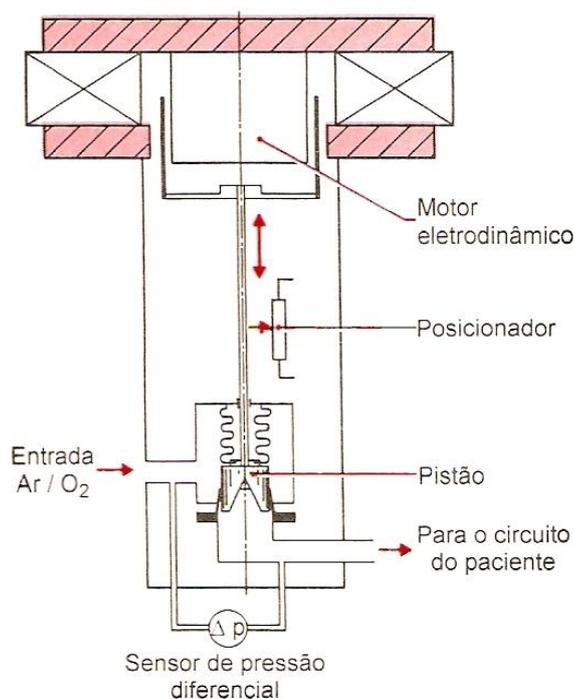


Figura 3.4 – Dispositivo de entrega de fluxo de ventilador pulmonar (Auler Júnior, 1995).

3.1.6. Dispositivo de segurança do ramo inspiratório

O dispositivo antiasfixia e o dispositivo de pressão máxima são mecanismos de segurança que devem estar presentes no ramo inspiratório de qualquer VP (Auler Júnior, 1995).

O dispositivo antiasfixia permite que o paciente respire ar ambiente em caso de falha do VP. Uma forma de implementar este dispositivo é através de uma válvula solenóide de três vias no ramo inspiratório. Em funcionamento normal, esta válvula conecta o paciente ao dispositivo de ventilação. Em caso de falha da fonte propulsora, conecta o paciente ao ar ambiente (Auler Júnior, 1995).

O dispositivo de pressão máxima protege o paciente contra a aplicação de níveis de pressão elevados em suas vias aéreas, evitando o risco de um barotrauma. Em VPs mais simples, esta função é desempenhada por uma válvula. Esta permite o escape dos gases para o ambiente se a pressão no ramo inspiratório exceder a pressão em sentido contrário exercida por uma mola. Nos modelos mais novos de VPs, um microprocessador interrompe a fase inspiratória se a pressão atingir o nível de segurança pré-programado. Possuem ainda, dispositivo pneumático que atua em caso de falha do sistema eletrônico (Auler Júnior, 1995).

3.1.7. Sistema de nebulização da medicação

A necessidade de vias rápidas de administração de drogas em situação de emergência, como na reanimação cardiorrespiratória, levou à utilização da via traqueal para este fim (Carvalho, 2004).

Alguns VPs possibilitam o uso de nebulizadores para introduzir medicação nos pulmões do paciente durante a fase inspiratória. O nebulizador é acoplado ao ramo inspiratório, depois da saída de gases do VP, próximo à conexão com o paciente (Figura 3.5). Assim, o volume de ar administrado pelo nebulizador não é computado pelo VP como parte do volume inspirado por ele entregue. Assim, o volume corrente total fornecido em conjunto pelo VP e pelo nebulizador pode ser determinado a partir da medida de volume corrente na fase expiratória (Auler Júnior, 1995).

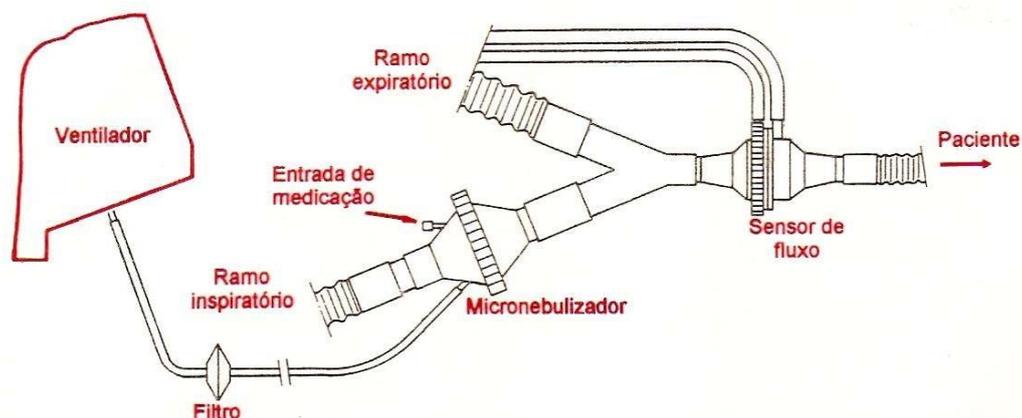


Figura 3.5 – Sistema de nebulização de medicação (Auler Júnior, 1995).

3.1.8. Sensores de medição das variáveis respiratórias

Os VPs possuem diversos transdutores para obter informações a respeito de variáveis importantes, como pressão das fontes de gases, pressão das vias aéreas, pressão expiratória, valor máximo de fluxo inspiratório, volume corrente, entre outros. Alguns dispositivos medem fluxo através de transdutores diferenciais de pressão e calculam volumes por integração do fluxo no tempo (Auler Júnior, 1995).

O uso destes transdutores possibilita o ajuste automático dos VPs em relação aos valores programados através de realimentação. Assim, o circuito de controle do VP compara os dados coletados pelos transdutores no circuito respiratório com os que deveriam ser gerados (de acordo com a programação do usuário) e corrige automaticamente os eventuais desvios. Estes transdutores são ainda utilizados na monitorização do paciente e no acionamento de alarmes (Auler Júnior, 1995).

3.1.9. Sistema da expiração

As funções do sistema da expiração, realizadas por meio de uma válvula, são duas: impedir que o fluxo de ar escape para o ambiente durante a fase inspiratória (possibilitando que os pulmões se encham de ar) e permitir o esvaziamento dos pulmões na fase expiratória, conduzindo o ar para o ambiente (Auler Júnior, 1995).

A válvula expiratória pode ser classificada de três maneiras, dependendo de seu comportamento durante a fase de expiração:

- Gerador de pressão atmosférica constante: Os pulmões esvaziam-se passivamente para a atmosfera. O tempo necessário para que os pulmões se esvaziem depende exclusivamente das características de resistência e complacência do pulmão do paciente;

- Gerador de pressão negativa constante: No início da fase expiratória, uma pressão sub-atmosférica é aplicada às vias aéreas. A finalidade do uso da pressão negativa na fase expiratória é reduzir a pressão média nas vias aéreas, minimizando efeitos cardiovasculares ocasionados pela ventilação por pressão positiva intermitente;

- Gerador de pressão positiva constante: Este método mantém a pressão pulmonar acima da pressão atmosférica durante o ciclo respiratório. O uso de pressão expiratória positiva aumenta a pressão média das vias aéreas e, conseqüentemente, gera aumento da pressão intratorácica e alteração da função cardiovascular (Carvalho, 2004).

Um motor controlado eletronicamente move um pistão no sentido vertical. Na fase inspiratória, o motor é acionado pelo microprocessador, posicionando-se de forma a impedir escape de fluxo. Na fase expiratória, o motor é desativado, causando a retração do pistão e permitindo que o paciente realize a expiração. Para gerar pressão positiva, o motor é ativado para posicionar o pistão em uma altura intermediária, oferecendo resistência à passagem do fluxo, de forma a criar a pressão desejada (Auler Júnior, 1995).

3.1.10. Painel de comandos de programação

A contínua evolução dos VPs e o surgimento de inúmeras novas modalidades de ventilação resultaram em um proporcional aumento do número de controles apresentados no painel de comandos (Auler Júnior, 1995). Este painel é a interface entre o VP e o operador, permitindo a realização de ajustes no modo de funcionamento do ventilador. Os seguintes controles são comumente disponíveis em diferentes modelos de VPs:

- Modo de ventilação;
- Tempos inspiratório e expiratório;
- Relação entre os tempos inspiratório e expiratório (relação I:E);
- Freqüência respiratória;
- Fluxo máximo inspiratório;
- Volume corrente;

- Pressão máxima inspiratória permitida;
- Concentração de oxigênio no gás inspirado;
- Ajuste do valor da variável de disparo;
- Seleção do comportamento das curvas de volume, pressão e fluxo ao longo do tempo (Silva, 2001).

3.1.11. Seção de monitorização de dados do paciente

A monitorização de dados do paciente informa os valores das variáveis respiratórias ao operador do VP para que a programação realizada seja avaliada. Algumas das variáveis monitoradas são:

- Frequência respiratória mandatória e espontânea;
- Tempo inspiratório, tempo expiratório e relação I:E;
- Fluxo inspiratório (valor máximo);
- Volume corrente no ramo inspiratório e/ou expiratório;
- Volume minuto expirado;
- Pressão inspiratória máxima, pressão média da ventilação, pressão de pausa inspiratória e pressão expiratória;
- Fração inspirada de oxigênio;
- Complacência pulmonar e resistência respiratória (Auler Júnior, 1995).

3.1.12. Seção de alarmes

Os VPs são dotados de alarmes que emitem sinais visuais e/ou sonoros toda vez que uma condição anormal de operação ocorre. Algumas destas condições são estabelecidas pelo operador, como o limite mínimo do volume minuto expirado (função do estado clínico do paciente). Outras vêm determinadas de fábrica no sistema de controle do próprio VP, como o alarme de falha de conexão, acionado caso a pressão inspiratória caia abaixo de valores previamente estipulados (Auler Júnior, 1995).

Os alarmes mais comuns dos VPs indicam:

- Apnéia;
- Falha de conexão no circuito respiratório;
- Frequência respiratória elevada;

- Volume corrente expirado baixo;
- Volume minuto expirado baixo ou alto;
- Fração de oxigênio inspirado alta ou baixa;
- Pressão inspiratória máxima;
- Bateria fraca;
- VP inoperante (Auler Júnior, 1995).

3.1.13. Sistema de controle interno

O sistema de controle gerencia e interliga as atividades de todos os blocos funcionais do VP, sempre trabalhando para seu funcionamento correto, de acordo com o que foi programado.

Nos VPs mais modernos, os sistemas de controle são constituídos por circuitos microprocessados, capazes de realizar as seguintes funções:

- Interpretar a programação do painel frontal;
- Comandar o sistema gerador de fluxo de ar de acordo com a programação realizada pelo usuário através do painel de controles;
- Obter medições dos sensores;
- Disponibilizar ao usuário os valores das variáveis de monitorização;
- Ajustar a condição de ventilação de acordo com as informações de realimentação recebidas;
- Codificar informações para serem enviadas a computadores e/ou impressoras através de interfaces próprias;
- Realizar auto-diagnóstico, para detectar falhas de funcionamento (Auler Júnior, 1995).

3.1.14. Circuito respiratório do paciente

O circuito respiratório do paciente interliga o VP ao paciente. O número de componentes do circuito do paciente varia nos diversos modelos de VPs existentes. Em VPs simples, este circuito é composto por um único tubo e uma válvula expiratória. Em equipamentos mais sofisticados, pode haver quatro ou mais tubos respiratórios, umidificador aquecido, filtros de bactérias, coletor de água e outros (Auler Júnior, 1995).

3.1.15. Umidificador aquecido

O umidificador aquecido procura realizar a função do nariz no sistema respiratório, ou seja, umidificar e aquecer o ar que ascende às vias aéreas do paciente. O objetivo é impedir a ocorrência de lesões e o ressecamento de secreções na traquéia e brônquios (Silva, 2001).

3.2. Classificação de ventiladores pulmonares

Nos últimos anos, novas tecnologias foram incorporadas aos VPs, demandando uma nova classificação destes equipamentos. Com este intuito, em 1992, uma classificação foi proposta por Branson, sendo esta amplamente aceita pela comunidade médica desde então.

Segundo esta classificação, quatro critérios gerais são utilizados para categorizar Vps, sendo eles:

- Fonte de alimentação;
- Conversão e transmissão de energia;
- Sistema de controle;
- Forma de onda da variável de saída (Branson, 1995).

Cada critério geral pode ser dividido em critérios mais específicos que permitem detalhar, ainda mais, o agrupamento de modelos de VPs. Na Tabela 3.1 resumem-se os quatro critérios gerais e suas derivações (Branson, 1995). A discussão de todos os critérios específicos seria muito extensa e fugiria ao escopo deste trabalho. Portanto, serão aqui discutidos apenas os critérios mais relevantes.

Tabela 3.1 – Critérios de classificação de ventiladores pulmonares (Branson, 1995).

I. Fonte de alimentação	A. Elétrica	1. AC 2. DC (bateria)	
	B. Pneumática	–	
II. Conversão e transmissão de energia	A. Compressor	1. Externo 2. Interno	
		1. Motor elétrico / manivela giratória e pistão 2. Motor elétrico / cremalheira e pinhão 3. Motor elétrico / direto 4. Ar comprimido / direto	
	B. Motor e acoplamento entre motor e compressor	1. Válvula de levantamento eletromagnética 2. Válvula de levantamento pneumática 3. Válvula proporcional eletromagnética 4. Diafragma pneumático	
		1. Válvula de levantamento eletromagnética 2. Válvula de levantamento pneumática 3. Válvula proporcional eletromagnética 4. Diafragma pneumático	
		1. Válvula de levantamento eletromagnética 2. Válvula de levantamento pneumática 3. Válvula proporcional eletromagnética 4. Diafragma pneumático	
		1. Válvula de levantamento eletromagnética 2. Válvula de levantamento pneumática 3. Válvula proporcional eletromagnética 4. Diafragma pneumático	
III. Sistema de controle	A. Circuito de controle	1. Mecânico 2. Pneumático 3. Flúidico 4. Elétrico 5. Eletrônico	
		1. Pressão 2. Volume 3. Fluxo 4. Tempo	
		1. Variável de disparo 2. Variável de limite 3. Variável de ciclagem 4. Variável de linha de base	
		1. Variável de disparo 2. Variável de limite 3. Variável de ciclagem 4. Variável de linha de base	
		1. Variável de disparo 2. Variável de limite 3. Variável de ciclagem 4. Variável de linha de base	
	D. Modos de ventilação e variáveis condicionais	–	
	IV. Forma de onda da variável de saída	A. Pressão	1. Retangular 2. Exponencial 3. Senoidal 4. Oscilante
			1. Rampa 2. Senoidal
1. Retangular 2. Rampa a) Rampa crescente b) Rampa decrescente 3. Senoidal			
1. Retangular 2. Rampa a) Rampa crescente b) Rampa decrescente 3. Senoidal			
D. Efeitos do circuito do paciente		–	

O estudo da mecânica respiratória busca modelos simples que possam ser úteis para a compreensão do comportamento mecânico do sistema respiratório. O próprio sistema respiratório pode ser representado por um modelo simplificado (Figura 3.6): um balão conectado a um tubo. Como discutido na Seção 2.2.4, este modelo pode ser também comparado a um circuito elétrico. Para tal, as seguintes analogias são realizadas (Branson, 1995): capacitância modela complacência, resistência elétrica modela resistência mecânica

ao fluxo, fontes de tensão elétrica modelam geradores de pressão, e corrente elétrica modela o fluxo de ar.

Assim, é possível utilizar a modelagem matemática de circuitos elétricos no modelo do sistema respiratório. O resultado é conhecido como a equação de movimento para o sistema respiratório. Esta se consiste em uma equação diferencial linear com coeficientes constantes, aqui apresentada numa versão simplificada (Branson, 1995):

$$P_{\text{vent}} + P_{\text{mús}} = \frac{\text{volume}}{\text{complacência}} + \text{resistência} \cdot \text{fluxo} \quad (3.1)$$

Onde: P_{vent} é a pressão gerada pelo VP e $P_{\text{mús}}$ é a pressão gerada pelos músculos respiratórios.

Em indivíduos normais (que não necessitam ser submetidos a tratamento com VP), P_{vent} é nula. Em contrapartida, pacientes que dependem totalmente do VP para realizar o trabalho respiratório, possuem $P_{\text{mús}}$ igual a zero. Entre estes dois extremos, encontram-se diferentes combinações entre P_{vent} e $P_{\text{mús}}$, que respondem pelo suporte ventilatório parcial (Branson, 1995).

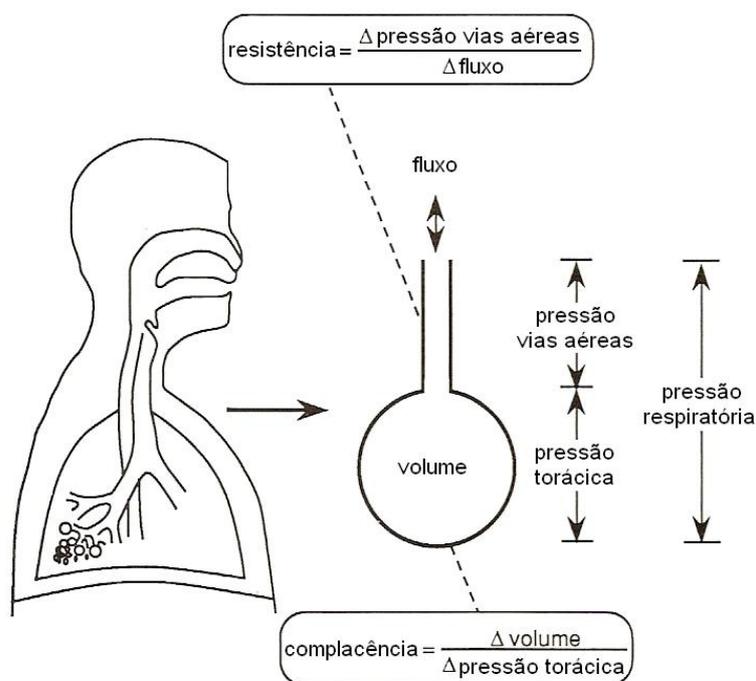


Figura 3.6 - Modelagem do sistema respiratório (Branson, 1995).

Complacência e resistência, consideradas constantes, são os parâmetros, ou coeficientes, da equação. Volume, pressão e fluxo são as variáveis da equação, pois seus valores são alterados ao longo do tempo. Entretanto, estas variáveis não são independentes. Sendo assim, quaisquer duas destas variáveis devem ser obtidas em função da terceira, escolhida para ser a variável controlada. A maneira como o VP opera é exatamente esta. Ou seja, pode-se pensar num VP como sendo uma máquina que controla a forma de onda de uma, e apenas uma, das variáveis (pressão, fluxo e volume) a cada instante. Neste contexto, esta variável é chamada de variável de controle, dando origem ao primeiro critério de classificação dos VPs, a ser discutido ainda neste capítulo (Branson, 1995).

3.2.1. Variável de controle

Segundo o critério de variável de controle, um VP pode ser classificado como controlador de pressão, controlador de fluxo, ou controlador de volume (Branson, 1995). Para classificar um VP segundo este critério, é necessário monitorar o comportamento das três variáveis em duas situações de teste distintas. Em cada situação, a programação do VP permanece inalterada, enquanto os parâmetros respiratórios (complacência e resistência) são modificados. A variável que apresentar o mesmo comportamento nas duas situações é a variável de controle do VP (Auler Júnior, 1995).

Um controlador de pressão ideal mantém inalterado o padrão da curva de pressão, independente de alterações na complacência e na resistência. Caso isto não ocorra, examina-se a curva de volume. Se esta se mantiver constante, mesmo sob a presença de carga variável, e se o VP, através de fole ou pistão, medir diretamente o volume e utilizá-lo como realimentação para manter o padrão da curva de volume, diz-se que o VP é controlador de volume. Caso a curva de volume se mantenha inalterada, mas o VP não meça diretamente o volume para controlar a curva de volume, este é classificado como controlador de fluxo (Branson, 1995).

Se tanto a curva de pressão quanto a de volume sofrerem alterações, a única modalidade de controle ao alcance do equipamento é a definição do ciclo ventilatório, ou seja, os tempos de inspiração e expiração. Nesta situação, o VP é classificado como controlador de tempo (Branson, 1995).

O aumento na complexidade dos modos de ventilação existentes hoje exige uma grande flexibilidade por parte dos VPs. Existem modos de ventilação que demandam

que um VP combine esquemas de controle (ora controlando pressão, ora controlando fluxo dentro de um mesmo ciclo respiratório, por exemplo) para gerar modos de ventilação mais sofisticados (Branson, 1995).

3.2.2. Variáveis de fase

Uma vez identificadas as variáveis de controle e as formas de onda associadas, pode-se examinar com mais detalhes os eventos que ocorrem durante o ciclo respiratório. O ciclo respiratório pode ser dividido em quatro fases (Auler Júnior, 1995):

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

Em cada fase da respiração, uma variável em particular é medida e usada para iniciar, sustentar e encerrar a fase. Assim, pressão, fluxo, volume e tempo são consideradas como variáveis de fase (Auler Júnior, 1995).

As variáveis de fase subdividem-se em (Auler Júnior, 1995): variável de disparo (determina o instante em que inspiração deve ser iniciada); variável de limite (estipula o valor máximo que a variável pode atingir); variável de ciclagem (determina o final da inspiração) e variável de linha de base (valor controlado durante a expiração).

3.2.2.1. Variável de disparo

A inspiração tem início quando uma das variáveis da equação de movimento atinge um valor pré-determinado. Portanto, esta variável é considerada como sendo de disparo, ou de gatilho (Auler Júnior, 1995).

As variáveis mais comumente utilizadas para disparo são o tempo (o ventilador realiza a respiração de acordo com frequência respiratória programada, independente de um eventual esforço espontâneo do paciente) e a pressão (o ventilador detecta uma queda na pressão, que vai abaixo da linha de base, denunciando um esforço espontâneo do paciente).

Alguns VPs também utilizam o fluxo ou o volume como variável de disparo para detectar esforço do paciente. Isto requer uma maior tecnologia, mas a sensibilidade é melhor do que com o disparo por pressão (Auler Júnior, 1995).

3.2.2.2. Variável de limite

É possível impor um limite ao valor que uma ou mais variáveis podem atingir durante a fase inspiratória. Quando isto ocorre, trata-se de uma variável de limite. No entanto, é importante salientar que o fato da variável atingir seu valor limite não leva ao fim da fase em curso. Em outras palavras, uma variável é limitada se atinge um valor pré-configurado como sendo o seu máximo antes do final da inspiração. Este critério é ilustrado na Figura 3.7 (Branson, 1995).

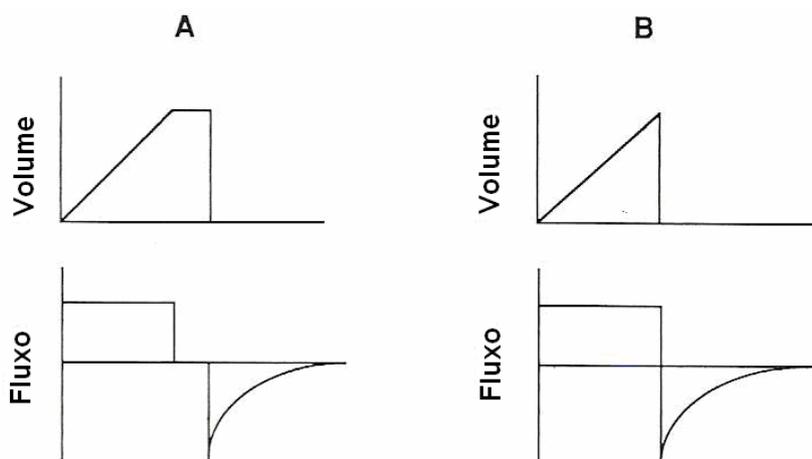


Figura 3.7 – Importância da distinção entre variável de limite e variável de ciclagem. Em “A”, o volume é uma variável limitada, pois, atingido o seu valor limite, este é mantido até o fim da fase inspiratória, cujo instante é determinado por outra variável (tempo, por exemplo). O fluxo também é limitado pois não ultrapassa o nível estipulado. Em “B”, o fluxo é limitado, mas quando o volume atinge um certo valor, o ventilador muda para a fase expiratória. Neste caso, o volume é encarado como variável de ciclagem (Branson, 1995).

3.2.2.3. Variável de ciclagem

Ao final da inspiração, com o enchimento dos pulmões, o VP precisa estabelecer em que instante deve realizar a transição da inspiração para a expiração. Esta

transição, denominada de ciclagem, pode ocorrer por meio de quatro mecanismos principais (Carvalho, 2004).

Na ciclagem a tempo, a inspiração é encerrada após um período de tempo prefixado, não sendo influenciada pelas características elástico-resistivas do sistema respiratório (Carvalho, 2004). Decorrido o tempo pré-ajustado para a inspiração, o aparelho cicla, a válvula expiratória abre-se e o paciente expira (Gambaroto, 2006).

Na ciclagem a volume, um valor de volume corrente pré-determinado estabelece o final da inspiração que, quando atingido, cessa o fluxo inspiratório (Carvalho, 2004).

Nos aparelhos ciclados a pressão, a duração da fase inspiratória é determinada pela pressão alcançada nas vias aéreas, independentemente do tempo decorrido ou do volume liberado. Fica óbvia, portanto, a suscetibilidade às variações de complacência e resistência do sistema respiratório. Por exemplo, se a complacência diminui e/ou a resistência pulmonar aumenta, o valor de ciclagem da pressão é alcançado mais rapidamente (Carvalho, 2004).

Em VPs ciclados a fluxo, a inspiração cessa quando o fluxo cai abaixo de níveis críticos, independentemente do tempo decorrido ou do volume de ar inspirado pelo paciente. Esta forma de ciclagem permite o controle sobre alguns parâmetros ventilatórios, como o tempo inspiratório, o fluxo inspiratório e o volume corrente (Carvalho, 2004).

3.2.2.4. Variável de linha de base

Variável de linha de base é aquela controlada pelo VP durante a fase expiratória. O valor de linha de base de qualquer uma das variáveis poderia ser controlado pelo VP. Entretanto, a pressão é a variável empregada neste tipo de controle nos VPs mais comumente utilizados (Branson, 1995).

3.2.3. Modos de ventilação

Um modo de ventilação é um arranjo particular entre variáveis de disparo, limite e ciclagem. A escolha de cada uma destas variáveis define o comportamento do VP na respectiva fase do ciclo respiratório, abrindo uma larga gama de possibilidades (Branson, 1995).

Existem vários modos de ventilação pulmonar. O objetivo de cada um destes modos é proporcionar a oxigenação e a ventilação sem lesionar o parênquima pulmonar (Carvalho, 2004). Os modos mais usuais são discutidos nas próximas seções.

3.2.3.1. Ventilação mandatória contínua (*Continuous Mandatory Ventilation* – CMV)

Trata-se do modo de ventilação mais básico, no qual o VP controla todo o ciclo respiratório, sem levar em conta qualquer eventual esforço do paciente no ajuste dos parâmetros ventilatórios programados. A inspiração é disparada por tempo, ou seja, o aparelho fornece um número pré-determinado e constante de ciclos respiratórios a cada minuto. A variável de limite é o fluxo, e a de ciclagem, o volume. Assim, a inspiração mantém-se até que um determinado volume seja inspirado, para dar início à expiração (Carvalho, 2004; Gambaroto, 2006).

3.2.3.2. Ventilação mandatória assistida (*Assisted Mandatory Ventilation* – AMV)

Quando o VP é capaz de detectar um esforço do paciente para disparar um ciclo respiratório, através de uma variável de gatilho (geralmente a pressão), sendo o trabalho inspiratório quase totalmente realizado pelo VP, diz-se que este trabalha em modo mandatório assistido (Carvalho, 2004; Gambaroto, 2006).

Os modelos mais recentes de VPs disponibilizam ciclos respiratórios que não são exclusivamente controlados (CMV) ou exclusivamente assistidos, mas que reúnem as duas modalidades de ciclo em uma única, denominada de assistida-controlada. Se o paciente não apresentar esforço respiratório, o aparelho fornecerá ciclos de acordo com uma configuração estipulada previamente. Se houver esforço por parte do paciente, o VP produz ciclos assistidos, os quais têm, por exemplo, a frequência respiratória determinada pelo paciente (Carvalho, 2004; Gambaroto, 2006).

Por exemplo, seja um VP programado para gerar uma frequência de 12 ciclos/minuto. Se o paciente não apresentar esforço, o aparelho o ventila a 12 ciclos/minuto. Se o paciente demonstrar necessidade de respirar a uma frequência maior, o VP abre a válvula de fluxo de acordo com o esforço. Neste modo, não há possibilidade de

apnéia, pois a frequência programada garantirá uma ventilação adequada (Carvalho, 2004; Gambaroto, 2006).

3.2.3.3. Ventilação mandatória intermitente (*Intermittent Mandatory Ventilation – IMV*)

Na ventilação mandatória intermitente, o VP é capaz de detectar o esforço respiratório do paciente, como ocorre no modo AMV. Entretanto, o trabalho inspiratório é praticado exclusivamente pelo paciente. O VP gera um número pré-estabelecido de ventilações mandatórias (como no modo CMV), caso o paciente não demonstre esforço para respirar, e permite que o paciente respire espontaneamente, no intervalo entre duas ventilações mandatórias, caso seja detectado seu esforço neste sentido (Carvalho, 2004).

A partir do conceito de ventilação mandatória intermitente com ventilação espontânea, outros modos de ventilação foram desenvolvidos, como a ventilação mandatória intermitente sincronizada (SIMV). Neste caso, ocorre sincronização entre a respiração espontânea e a mandatória, para minimizar incômodos do paciente com o VP, principalmente quando uma ventilação mandatória ocorre durante uma expiração espontânea (Carvalho, 2004).

A sincronização permite a liberação de um número maior de respirações sincronizadas (mandatórias assistidas) sem alterar a frequência respiratória estabelecida. O algoritmo de sincronização deve optar entre liberar a respiração espontânea ou realizar a respiração mandatória assistida, ao detectar o esforço do paciente (Carvalho, 2004).

3.2.3.4. Ventilação com pressão de suporte (*Pressure Support Ventilation – PSV*)

O PSV pertence à categoria de modos ventilatórios com suporte parcial, ou seja, em que parte da respiração é controlada pelo paciente. É um modo com pressão limitada, no qual cada ciclo é iniciado e encerrado pelo paciente. Uma pressão inspiratória positiva pré-determinada (a pressão de suporte), sincronizada com o esforço do paciente, auxilia a respiração espontânea (Carvalho, 2004).

Durante a inspiração, o VP trabalha como um sistema de fluxo de demanda, aplicando uma pressão igual à pressão de suporte. Esta pressão é mantida até que seja

detectado o fim do esforço inspiratório ou o início de uma demanda expiratória (Carvalho, 2004).

A fase expiratória é livre de assistência e um nível de pressão expiratória final positiva (PEEP – *Positive End Expiratory Pressure*) menor que a pressão de suporte pode ser aplicado. Portanto, a ventilação com pressão de suporte é iniciada pelo paciente, limitada por pressão e ciclada por fluxo (Carvalho, 2004).

3.2.3.5. Ventilação com pressão contínua positiva nas vias aéreas (*Continuous Positive Airway Pressure – CPAP*)

No modo CPAP, o VP trabalha com pressão positiva contínua nas vias aéreas durante todo o ciclo respiratório. O paciente controla a frequência respiratória, o tempo inspiratório, o fluxo e o volume corrente (Carvalho, 2004; Gambaroto, 2006).

O efeito da CPAP é aumentar a capacidade funcional residual (Seção 2.2.2) mediante a elevação da pressão transpulmonar, recrutando unidades alveolares pouco ventiladas ou atelectasiadas. Isto leva à melhora da complacência e a redução do trabalho respiratório.

3.2.3.6. Ventilação com relação I:E inversa (*Inverse Ratio Ventilation – IRV*)

No modo IRV, o tempo inspiratório é prolongado através da inserção de uma pausa ao final da inspiração. Assim, a relação entre os tempos inspiratório e expiratório aumenta, podendo-se chegar a inversão da relação I:E normalmente utilizada, que é de 1:2.

O objetivo desta manobra é manter adequadas as trocas gasosas, minimizando a lesão pulmonar decorrente de altos picos de pressão inspiratória aplicada em pacientes com pulmões pouco complacentes.

3.2.3.7. Ventilação com liberação de pressão nas vias aéreas (*Airway Pressure Release Ventilation – APRV*)

Nos modos ventilatórios convencionais, uma pressão positiva é empregada nas vias aéreas, ao contrário do que ocorre na ventilação espontânea normal, na qual o esforço respiratório gera uma pressão negativa no interior da caixa torácica. A pressão positiva

gerada pela ventilação mecânica pode levar a lesões no sistema respiratório (Carvalho, 2004).

Como alternativa à ventilação mecânica convencional, alguns modos ventilatórios têm sido estudados. No modo APRV, um platô de pressão é mantido de maneira contínua, sendo interrompido em intervalos regulares. (Carvalho, 2004).

Esta abordagem possibilita atuar com menores picos de pressão inspiratórios, reduzindo os efeitos danosos da pressão positiva sobre os alvéolos e sobre o sistema cardiovascular, sem que haja perda de efetividade da oxigenação e da ventilação (Carvalho, 2004).

Na APRV, a forma de ventilação difere das modalidades convencionais, pois a cada ciclo respiratório há uma redução da pressão nas vias aéreas, ao contrário da elevação periódica da pressão na ventilação convencional. Difere também, da ventilação por pressão negativa, pois a redução de pressão ocorre a partir de um nível positivo de pressão, não atingindo níveis sub-atmosféricos (Carvalho, 2004).

3.2.3.8. Ventilação-minuto mandatória (*Mandatory Minute-Ventilation – MMV*)

A ventilação-minuto mandatória é um modo no qual um volume-minuto pré-estabelecido é assegurado ao paciente, independentemente de sua respiração espontânea, com sistema de ventilação mandatória intermitente sincronizada ou não. A ventilação-minuto total é resultado da soma da ventilação fornecida pelo aparelho com a ventilação espontânea do paciente.

O operador estabelece um nível mínimo de ventilação-minuto. Caso o paciente não alcance espontaneamente este nível, o VP fornece a diferença. Por outro lado, se a ventilação espontânea exceder o nível mínimo, nenhum suporte ventilatório é oferecido pelo equipamento.

3.2.3.9. Ventilação com suporte pressórico e volume garantido (*Volume-Assured Pressure Support Ventilation – VAPSV*)

O modo VAPSV foi desenvolvido com o intuito de superar limitações de uso do modo PSV, combinando pressão de suporte e ciclagem a volume no mesmo ciclo

respiratório. Funcionando através de um sistema de circuitos paralelos, ao mesmo tempo em que recebe uma pressão de suporte com fluxo livre por uma das vias do circuito, oferece um fluxo inspiratório adicional constante pela outra via (Pádua, 2001).

Desta maneira, pode-se estender as vantagens da PSV a situações clínicas instáveis, quando a ventilação ciclada por volume proporciona a segurança de uma ventilação alveolar mínima (Pádua, 2001).

3.3. Método de avaliação de desempenho de ventiladores pulmonares

Um VP é composto por quatro sub-sistemas básicos: o ventilador e seus controles, monitores e seus alarmes, fonte de gás e o circuito do paciente (que inclui o circuito respiratório e pode incluir umidificador e nebulizador). Cada sub-sistema requer procedimentos de inspeção e manutenção preventiva (ECRI, 1995).

A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) estabelece, através da NBR IEC 60601-2-12 e da NBR 13763, as prescrições mínimas de segurança e desempenho que devem ser atingidas por qualquer VP (ABNT, 2004). O *Emergency Care Research Institute* (ECRI) descreve um procedimento de inspeção e manutenção preventiva para VPs que é utilizado para complementar as informações contidas nas normas, sendo útil para o desenvolvimento de um procedimento de ensaio.

O ensaio é composto por diversas etapas. A primeira delas é a verificação das condições ambientais do local onde será realizado o ensaio. Em seguida, são verificadas as condições físicas do equipamento avaliado. O VP é, então, ligado para funcionar em determinado modo ventilatório, suprindo ar a um modelo pulmonar. Durante este processo, um analisador, sob as condições de resistência e complacência impostas pelo modelo pulmonar, adquire as formas de onda de pressão nas vias aéreas e de fluxo de ar entregues pelo VP. A partir destas formas de onda, o analisador calcula os parâmetros que devem ser avaliados para determinar o atendimento do desempenho do VP às normas (Tolotti, 2004).

As próximas seções descrevem cada um dos equipamentos envolvidos no ensaio e no procedimento de ensaio de VPs. O procedimento de ensaio adotado foi o utilizado pelo Instituto de Engenharia Biomédica (IEB) da Universidade Federal de Santa Catarina (Tolotti, 2004).

3.3.1. Ventilador pulmonar

Segundo o procedimento de ensaio de VPs do LAT, durante o ensaio de desempenho, o VP destinado a uso adulto este deve ser configurado da seguinte maneira (Tolotti, 2004):

- Modo ventilatório: volume controlado;
- Volume corrente: 500 ml;
- Frequência ventilatória: 10 ciclos/min;
- Relação I:E: tão próximo de 1:2 quanto possível;
- Tempo de pausa inspiratória: 0s;
- PEEP: 2 cmH₂O.

3.3.2. Modelo pulmonar

Durante o ensaio de desempenho, o VP deve estar conectado a um modelo pulmonar (MP), também chamado de pulmão-teste. O MP é um equipamento mecânico que simula as características de resistência e complacência do pulmão humano. Para VPs de uso adulto, a complacência utilizada no ensaio deve ser de 500 ml/kPa (aproximadamente 50 ml/cmH₂O), e a resistência, de 0,5 kPa·s/l (aproximadamente 5 cmH₂O·s/l). Dois exemplos de modelos pulmonares são mostrados na Figura 3.8.



Figura 3.8 – Modelos pulmonares: (a) SMS “Manley” Lung Sim; (b) BC Biomedical LS-2000 Series (BC Group International, Inc., 2007).

O Laboratório de Avaliação Técnica (LAT) do IEB – UFSC dispõe de um modelo pulmonar semelhante ao mostrado na Figura 3.8(a) para a realização de ensaios de desempenho em VPs.

3.3.3. Analisador de desempenho

No circuito do paciente, entre o VP e o MP, conecta-se o analisador de desempenho. Tal equipamento deve ser capaz de adquirir as curvas de pressão das vias aéreas e de fluxo de ar (inspiratório e expiratório). A partir destas curvas, o analisador deve calcular os seguintes parâmetros:

- Frequência respiratória;
- Tempo inspiratório;
- Pressão inspiratória de pico;
- Fluxo inspiratório médio ou de pico;
- Pressão positiva ao fim da expiração;
- Pressão média nas vias aéreas;
- Volume tidal e volume minuto;
- Fração de oxigênio inspirada;
- Temperatura do ar inspirado (ECRI, 1995).

Alguns modelos de analisadores utilizados em ensaios de VPs são mostrados na Figura 3.9. O LAT/IEB – UFSC possui modelo semelhante ao apresentado pela Figura 3.9 (a).



Figura 3.9 – Analisadores de desempenho de ventiladores pulmonares: (a) *Fluke VT Plus*, (b) *TSI Certifier FA Plus* e (c) *Puritan Bennett PTS 2000*.

Na Tabela 3.2 são apresentadas algumas características dos analisadores apresentados na Figura 3.9.

Tabela 3.2 – Características de três modelos de analisadores de desempenho de VP

	Fluke VT-Plus	TSI Certifier FA Plus	Puritan Bennett PTS 2000
Medição de pressão	-7031 a 7031 cmH ₂ O	-703,1 a 10546 cmH ₂ O	0 a 7031 cmH ₂ O
Medição de fluxo	-300 a 300 l/min	0 a 300 l/min	0 a 300 l/min
Taxa de amostragem (pressão/fluxo)	100 Hz	Não informado	Não informado
Plotagem das curvas	Sim	Sim	Não
Medição da fração de oxigênio	0 a 100%	0 a 100%	0 a 100%
Medição de temperatura	Não	10 – 40°C	Não
Relação I:E	1:200 a 200:1	1:1000 a 100:1	1:999 a 999:1
Frequência ventilatória máxima	900 ciclos/min	1500 ciclos/min	120 ciclos/min

3.3.4. Ensaio de calibração

O procedimento de ensaio aqui descrito foi desenvolvido pelo LAT/IEB – UFSC. Este procedimento visa padronizar os ensaios de VPs para permitir o acompanhamento periódico destes por diferentes profissionais sem perda de confiabilidade dos resultados (Tolotti, 2004).

Segundo a NBR IEC 60-601-2-12, VPs destinados a entregar volumes correntes maiores que 100ml devem medir volume corrente expiratório ou volume minuto expiratório. A exatidão dos volumes correntes maiores que 100 ml, ou volumes minuto maiores que 3 l/min deve ser de $\pm 15\%$ dos seus volumes reais. Esta mesma norma também especifica que a pressão respiratória na porta de conexão do paciente deve ser indicada com exatidão de $\pm(2\%$ da escala total de leitura + 4% da leitura real) (ABNT, 2004).

Conforme a NBR 13763, em determinado padrão de ventilação, a porcentagem de oxigênio inspirado deve estar dentro de $\pm 3\%$. Caso esta condição não possa ser atendida, a seguinte informação deve estar permanentemente marcada: “Os controles deste ventilador não permitem o controle exato da concentração de oxigênio inspirado”. A NBR 13763 também exige que a temperatura do gás na conexão do paciente não deve, em circunstância alguma, ser inferior a 5 °C em relação à temperatura ambiente, nem exceder 41 °C. A exatidão do espirômetro deve ser de $\pm 10\%$ das leituras do volume e dos fluxos

especificados pelo fabricante. A queda de pressão para fluxo de gás estável de 0,5 l/s não deve exceder 0,98 kPa (10 cmH₂O). Ainda segundo esta norma, dispositivos que indicam frequência ventilatória devem ter exatidão em $\pm 10\%$ (ABNT, 1996).

Para as demais variáveis medidas no ensaio, as recomendações normativas não fazem qualquer menção em relação à exatidão dos valores obtidos.

3.3.4.1. Metodologia de ensaio

Os ensaios são realizados em cinco etapas. Na primeira etapa, as condições ambientais do local de execução do ensaio devem ser avaliadas. Na Tabela 3.2 são indicadas quais devem ser as condições requeridas para o local (Tolotti, 2004).

Tabela 3.3 – Condições ambientais para realização de ensaios de ventiladores (Tolotti, 2004).

Variável ambiental	Faixa de valores
Temperatura	15°C a 35°C
Umidade relativa do ar	45% a 75%
Pressão atmosférica	645 a 795 mmHg, ou 860 a 1060 hPa
Tensão da rede elétrica	Tensão nominal da rede (V) $\pm 10\%$

Estas condições ambientais devem ser medidas no local de ensaio antes de sua realização, utilizando os equipamentos necessários. Os valores obtidos devem ser registrados na folha de dados do ensaio (Tolotti, 2004).

Na segunda etapa do ensaio, a limpeza do equipamento deve ser verificada. Caso o VP a ser avaliado não esteja limpo, deve-se proceder sua limpeza, segundo procedimento estabelecido (Tolotti, 2004).

Na terceira etapa, a folha de dados do ensaio deve ser preenchida com informações relevantes a respeito do equipamento a ser ensaiado (marca, modelo, número de série e outros), do ensaio propriamente dito (como data e local do ensaio e analisador utilizado) e das condições do ensaio (conforme a primeira etapa) (Tolotti, 2004).

A quarta etapa consiste de uma avaliação qualitativa do VP. Os aspectos avaliados são classificados como “conforme”, indicando se os mesmos atendem às recomendações, ou “não-conforme”, em caso contrário. Os itens avaliados são:

- Aparência externa: limpeza e condições físicas (rachaduras, amassados, etc.).

- Instalação: verificar o local onde o equipamento está instalado.
- Cabo de alimentação: verificar se possui pontos sem isolamento ou se apresenta rompimento, inclusive os cabos dos carregadores de bateria (se houver).
- Fusível de proteção: verificar se corresponde ao recomendado pelo fabricante e se está em bom estado.
- Marcações: inspecionar a presença e as condições de instruções, indicações em botões e teclas e etiquetas de advertência.
- Encaixes/conexões: examinar conexões de gases e terminais de cabos.
- Circuito/traquéias: limpeza e condições das traquéias do circuito do paciente.
- Indicações visuais e sonoras: verificar ponteiros, LEDs, mostradores e sons.
- Botões/teclas: verificar a funcionalidade de botões e teclas do VP.
- Bateria/carga: verificar a carga, condições e conexões da bateria e seu carregador, quando possível.
- Alarmes: verificar acionamento de alarmes em caso de desconexão do circuito do paciente, alta pressão respiratória, falha de alimentação de gases e outros alarmes citados no manual do equipamento (Tolotti, 2004).

Na quinta e última etapa, os parâmetros ventilatórios (Seção 3.3.3) gerados pelo equipamento sob ensaio são analisados. Para tanto, deve-se conectar o analisador ao circuito do paciente do VP (que deve estar ligado à rede de gases e funcionando, conforme já descrito na Seção 3.3.1) e ao MP energizá-lo e proceder em sua configuração e operação adequadas (Tolotti, 2004).

Após o período recomendado pelo fabricante do VP para que seus parâmetros estejam totalmente estabilizados, os valores medidos pelo analisador devem ser anotados três vezes, com intervalo de cinco minutos entre duas verificações consecutivas. Após a coleta dos dados, o VP, o analisador e o MP devem ser desligados, desconectados e devidamente guardados (Tolotti, 2004).

O próximo capítulo descreve o sistema desenvolvido para realizar ensaios de desempenho de VPs. Este sistema procura, através da integração a um microcomputador e banco de dados, auxiliar o técnico responsável pelo ensaio.

4. SISTEMA DESENVOLVIDO

A solução proposta para a realização de ensaios de desempenho em VPs compreende hardware e software.

O hardware contém um microcontrolador e transdutores de pressão, de temperatura e de umidade relativa (UR). Através deste hardware são amostrados e enviados a um computador os sinais de interesse.

O software, em execução no microcomputador, recebe e processa os sinais, exibe os dados processados na tela em tempo real e salva informações em banco de dados.

Durante a análise de desempenho, o VP deve estar conectado a um modelo pulmonar (MP). O MP é um aparato mecânico que simula as características de complacência (50 ml/cmH₂O) e resistência (5 cmH₂O·s/l) do pulmão humano para o ensaio de VPs de uso adulto (ABNT, 2004).

O diagrama em blocos mostrado na Figura 4.1 apresenta os módulos do sistema desenvolvido, bem como, o esquema de conexão do VP ao MP, por meio de um resistor pneumotacômetro (RP).

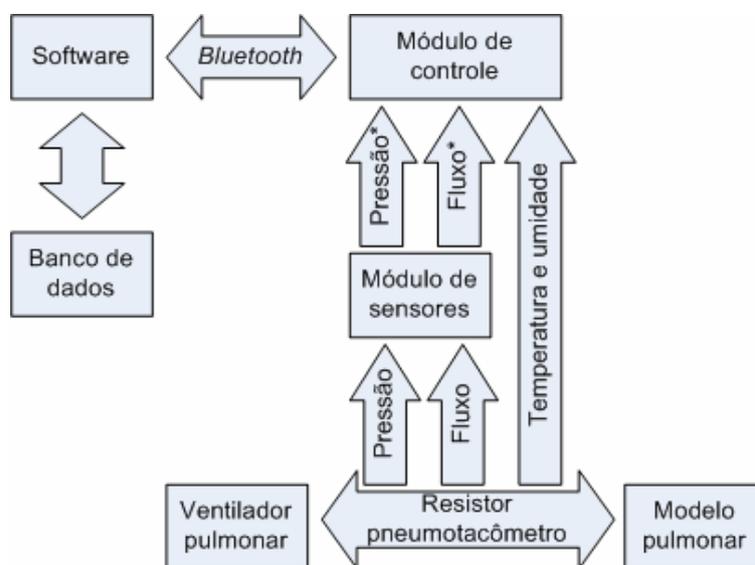


Figura 4.1 – Diagrama em blocos do sistema desenvolvido. Dados de fluxo e pressão são obtidos a partir do resistor pneumotacômetro.

Neste capítulo é discutida a implementação do sistema, detalhando o desenvolvimento de cada um de seus módulos.

4.1. Hardware

O hardware do sistema desenvolvido é constituído por três módulos:

- Módulo de sensores;
- Módulo de aquisição e controle;
- Módulo de comunicação *Bluetooth*.

4.1.1. Módulo de Sensores

Este módulo compreende dois transdutores diferenciais de pressão e um sensor que mede temperatura e umidade.

Os transdutores de pressão são do modelo DC030NDC4 (Honeywell Inc.), cuja tensão de saída é proporcional à diferença de pressão entre seus dois terminais de entrada. São utilizados para medir a pressão nas vias aéreas e o fluxo de ar entregue pelo VP. Algumas características deste modelo de transdutor são citadas a seguir (Honeywell, 2007):

- Tipo de medição: diferencial, ou gage bidirecional;
- Tensão de alimentação: 5 V;
- Faixa de medição: ± 30 inH₂O ($\pm 76,2$ cmH₂O);
- Sensibilidade típica: 0,133 V/inH₂O (aproximadamente 0,052 V/cmH₂O);
- Faixa nominal de tensão de saída: $2,25 \text{ V} \pm 2,0 \text{ V}$;
- Erro total típico: $\pm 1\%$ do fundo de escala.

A escolha deste modelo de transdutor de pressão deveu-se a sua saída de tensão pré-amplificada, reduzindo a complexidade dos estágios seguintes do circuito de condicionamento. Além disto, a existência de distribuidor no Brasil simplifica o processo de aquisição.

As faixas de tensão utilizadas para o sinal de interesse, provenientes de cada transdutor, são diferentes da faixa de tensão de entrada dos canais do conversor A/D do microcontrolador (0 a 2,5 V). Assim, foi necessário implementar um circuito para adequar a amplitude dos sinais à faixa dinâmica do conversor A/D. Este circuito é mostrado na Figura 4.2. O sinal de cada transdutor é suprido a circuito seguidor de tensão, sendo uma tensão de *offset* adicionada à saída deste.

Posteriormente, o sinal é amplificado e filtrado. O filtro passa-baixa com frequência de corte de 40 Hz é do tipo Butterworth (da qual se obtém uma resposta em frequência plana) de 2ª ordem, numa configuração de fonte de tensão controlada por tensão (VCVS), com a qual a filtragem do sinal é feita sem inversão de polaridade (Pertence Júnior, 1988). Com a frequência de corte de 40 Hz evita-se o efeito de *aliasing*, através da preservação apenas das componentes de interesse no sinal de saída do filtro (Coelho, 1995). O filtro cumpre também a tarefa de atenuar sinais interferentes, como por exemplo, a componente de 60 Hz da rede elétrica. O sinal resultante é apresentado ao conversor A/D do microcontrolador.

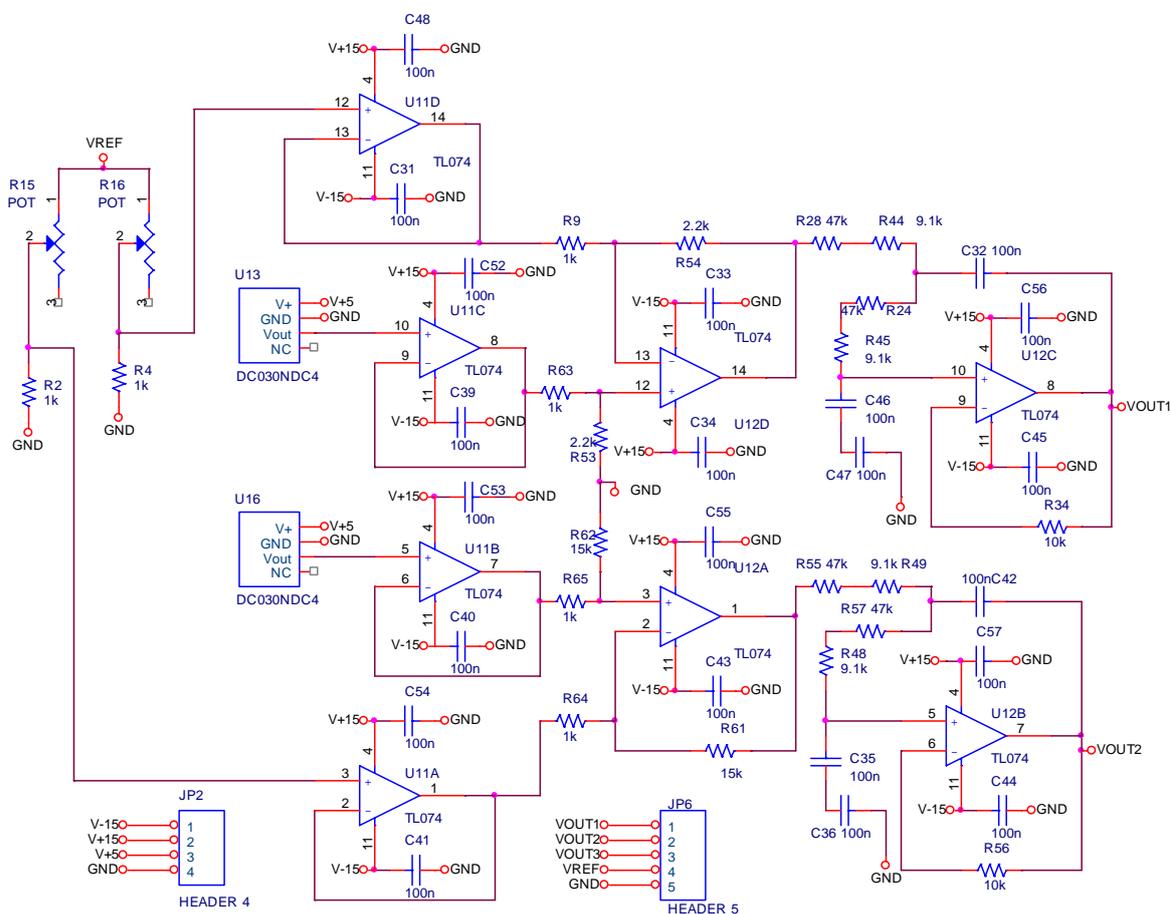


Figura 4.2 – Circuito de condicionamento dos sinais dos transdutores diferenciais de pressão.

Os transdutores diferenciais de pressão são conectados a um resistor pneumotacômetro (Figura 4.4), que é um tubo de acrílico contendo obstáculo à passagem do ar em seu interior (Figura 4.3). O obstáculo produz, entre sua entrada e saída, uma queda de pressão proporcional ao fluxo de ar que o atravessa (Doebelin, 1990). Esta queda de pressão é medida por um dos transdutores de pressão acoplado, através de tubos

flexíveis, a aberturas situadas em cada extremo do obstáculo do RP. A conexão é realizada tal que a forma de onda do fluxo inspiratório seja positiva e a do expiratório, negativa.



Figura 4.3 – Vista axial do resistor pneumotacômetro (RP), mostrando o obstáculo mecânico que produz queda de pressão proporcional ao fluxo de ar.

O segundo transdutor DC030NDC4 mede a pressão nas vias aéreas por meio da diferença entre a pressão fornecida pelo VP e a pressão atmosférica. Este tipo de medição é comumente denominado de pressão “*gage*”, ou “*gauge*”. A pressão *gage* é amostrada por meio de uma terceira abertura que se encontra depois do obstáculo do RP. Na Figura 4.4 é mostrado o RP com a indicação dos pontos em que se conectam os transdutores de pressão.

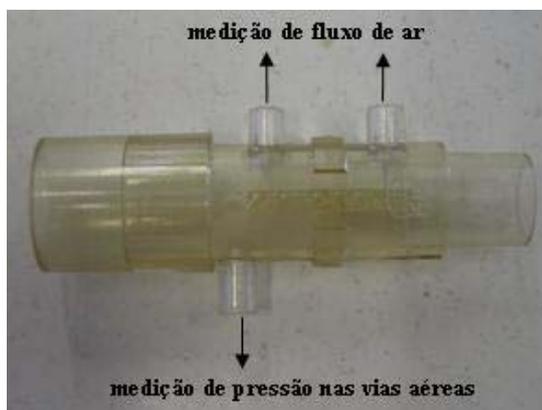


Figura 4.4 – Resistor pneumotacômetro (RP). Através de orifícios ao longo do tubo, amostra-se a pressão das vias aéreas e a queda de pressão que determina o fluxo de ar.

O sensor SHT75 (Sensirion, 2005) é utilizado em duas situações. Na primeira, para medir temperatura e UR do ambiente onde o ensaio é realizado. Para tal, o sensor é exposto ao ambiente antes que o RP seja conectado ao circuito respiratório do VP. Na segunda situação, durante a avaliação de quantitativa do VP, o sensor é exposto ao fluxo de ar fornecido pelo ventilador.

Os transdutores deste sensor são conectados internamente a um conversor A/D de 14 bits. Uma interface serial permite a solicitação de medições e a leitura dos valores obtidos. O SHT75 é calibrado pelo fabricante em uma câmara com UR controlada, sendo os coeficientes de calibração armazenados em memória interna do sensor. Assim, as medidas digitais são disponibilizadas com os valores já corrigidos por estes coeficientes. O certificado de calibração do sensor encontra-se no Anexo I. Na Tabela 4.1 são apresentadas algumas especificações do sensor.

Tabela 4.1 – Especificações técnicas do sensor SHT75.

Características	Valores
Tensão de alimentação	2,4 a 5 V
Potência consumida	40 mW em 5 V
Faixa de operação Temperatura UR	-40 a +123,8 °C 0 a 100%
Resolução Temperatura UR	0,01 °C 0,03%
Exatidão típica Temperatura UR	±0,5 °C ±1,8%

A interface serial compreende a transmissão de pulso de clock ('SCK'), para sincronizar a comunicação, e um canal de dados ('DATA') para realizar a transmissão e recepção de bits do sensor para o microcontrolador, e vice-versa (Seção 4.1.2). Através desta interface, o microcontrolador envia comandos ao sensor para efetuar as medidas de temperatura e UR. O sensor, em resposta ao comando, envia o código binário com os valores das medidas realizadas.

4.1.2. Módulo de aquisição e controle

O módulo de aquisição e controle abriga um microcontrolador modelo ADuC841 (Analog Devices). São algumas características deste microcontrolador (Analog Devices, 2003):

- Núcleo 8052;
- 62 kB de memória flash de programa e 2 kB de memória RAM para dados;
- Executa até 20 milhões de instruções por segundo (MIPS);
- Oito canais de conversão analógico-digital (A/D) com resolução de 12 bits com máxima taxa de aquisição de 420 mil amostras/s;
- Dois canais de conversão digital-analógico (D/A) de 12 bits;
- Três contadores/temporizadores de 16 bits;
- Quatro portas programáveis de 8 bits para entrada ou saída de dados;
- Portas seriais UART, I2C e SPI.

Optou-se pelo emprego deste microcontrolador por sua disponibilidade no mercado nacional e pela presença de periféricos, como conversores A/D, temporizadores e portas de comunicação, no mesmo circuito integrado.

O conversor A/D possui 4096 níveis de quantização (12 bits) para uma faixa de tensão de entrada entre 0 e 2,5V. Cada amostra na saída do conversor A/D possui 16 bits (12 bits para o valor da amostra, mais quatro bits para identificação do canal do qual aquela amostra se origina), ou seja, 2 bytes (Analog Devices, 2003). Dois canais de conversão A/D são utilizados para a aquisição dos sinais de pressão e fluxo de ar, provenientes dos DC030NDC4. A taxa de amostragem para cada canal programada no microcontrolador foi de 160 amostras por segundo. Tal taxa atende ao teorema de Nyquist, pois a frequência de corte dos filtros anti-*aliasing* presentes na entrada dos conversores A/D é de 40 Hz.

Para comunicação com o SHT75, dois pinos de uma das portas de entrada/saída (I/O) são utilizados. Como mencionado, o microcontrolador envia os comandos para iniciar a leitura de temperatura e umidade, recebendo os valores medidos pelo sensor.

A interface serial do microcontrolador estabelece comunicação com o módulo Bluetooth, através do qual há troca de dados com o microcomputador.

4.1.2.1. *Firmware* do microcontrolador

O *firmware* foi desenvolvido em linguagem C. Ao ser energizado, os periféricos do microcontrolador são configurados (conversor A/D, porta de comunicação serial, temporizadores e interrupções). Em seguida, o microcontrolador entra em estado de

espera, aguardando comando oriundo do computador. Este comando solicita o início da amostragem e o envio de dados.

Ao receber este comando, o microcontrolador amostra temperatura e umidade uma vez, e envia um pacote de seis bytes, sendo dois para o cabeçalho e quatro para as amostras. Ativa-se, então, o temporizador que estabelece a taxa de amostragem do fluxo de ar e pressão nas vias aéreas. A partir daí, a cada 6,25 ms, este temporizador solicita a execução do tratador de interrupção que realiza a leitura dos valores de pressão e fluxo, cujos valores obtidos (quatro bytes) são enviados pela porta serial, precedidos por novo cabeçalho (dois bytes).

A cada 480 amostras de pressão/fluxo enviadas (3 segundos), o microcontrolador faz uma aquisição de temperatura/umidade, que são também enviadas. O tempo que decorre entre o envio do comando de leitura de temperatura/umidade e o recebimento dos valores provenientes do sensor é de 420 ms, superior ao intervalo entre a aquisição de amostras de pressão e fluxo no conversor A/D. Assim, a aquisição de temperatura/umidade é freqüentemente interrompida pelo processo de amostragem de dados de pressão e fluxo.

Este processo repete-se indefinidamente, até que o microcontrolador receba o comando para suspender a conversão A/D, quando retorna ao estado de espera por novo comando de início de amostragem dos dados. Na Figura 4.5 é exibido o fluxograma do *firmware* desenvolvido para o microcontrolador.

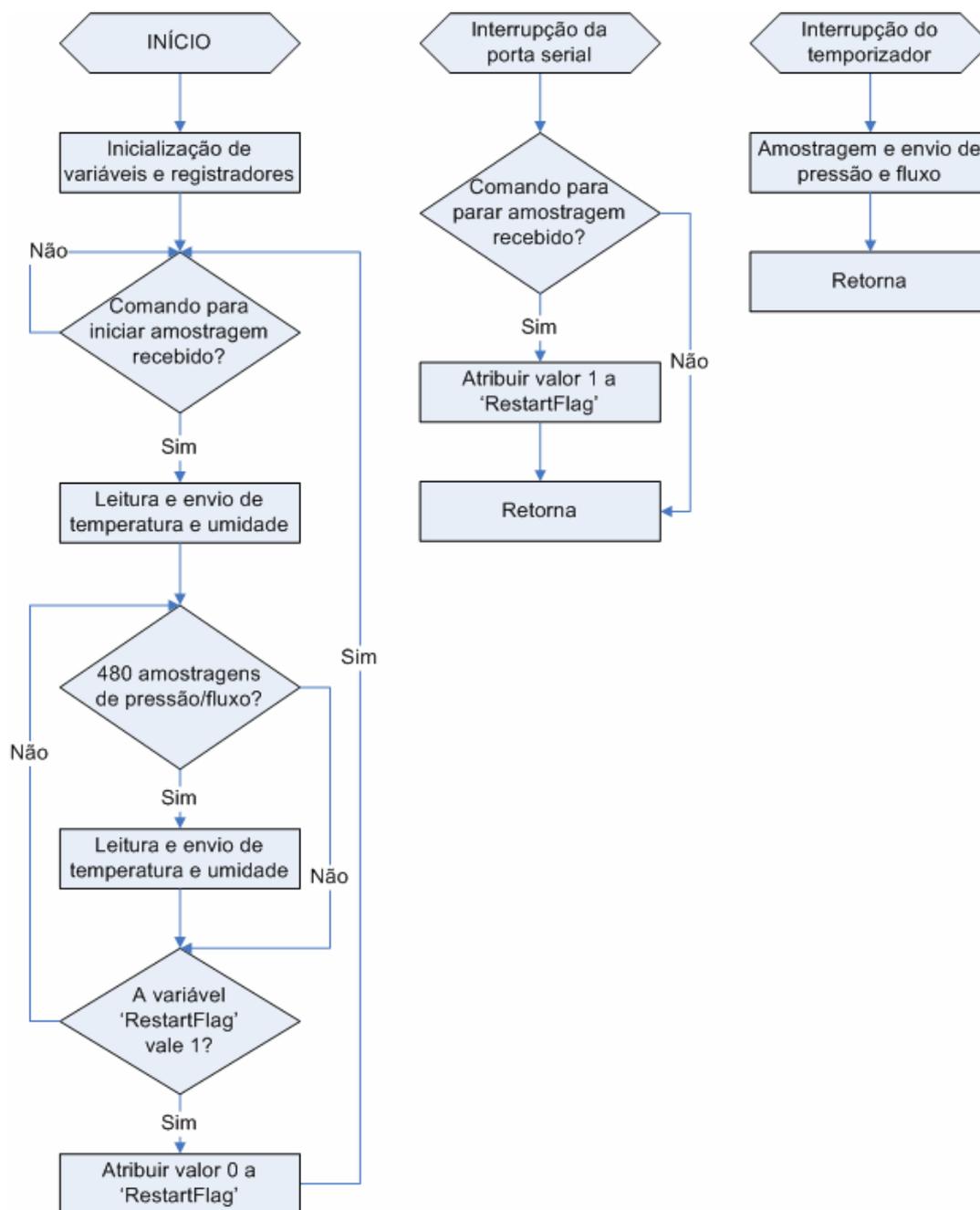


Figura 4.5 – Fluxograma do *firmware* desenvolvido para o microcontrolador. À esquerda, a rotina principal do programa; no centro, tratador de interrupção da porta serial do microcontrolador; à direita, tratador de interrupção do temporizador.

O microcontrolador recebe comandos do computador para iniciar ou para suspender a conversão A/D e o envio de dados. Cada um destes comandos constitui-se de um byte (Tabela 4.2).

Tabela 4.2 – Lista de comandos enviados pelo computador ao microcontrolador.

Comando (em hexadecimal)	Função
0x30	Iniciar aquisição
0xFD	Suspender aquisição

À taxa de amostragem de 160 amostras por segundo por canal, o microcontrolador dispõe de 6,25 ms para amostrar e enviar as medidas adquiridas antes que ocorra uma nova aquisição. Este fato deve ser observado para que uma segunda aquisição não ocorra antes do envio dos dados da primeira conversão.

A conversão em cada canal do A/D demora cerca de 8 μ s, gerando dois bytes (doze bits contêm o valor da amostra e quatro bits identificam o canal de origem da amostra). Como dois canais são utilizados, quatro bytes são gerados em cada conversão (cerca de 16 μ s). Estas amostras são enviadas com cabeçalho de dois bytes. Quando ocorre amostragem de temperatura e UR, outros quatro bytes são gerados, sendo dois para umidade e dois para temperatura. Novo cabeçalho de dois bytes acompanha as últimas amostras.

Em suma, 12 bytes, ou 96 bits, devem ser enviados antes que o conversor A/D realize nova amostragem, o que ocorrerá em 6,234 ms após a aquisição dos dois canais. Portanto, a mínima taxa de transmissão dos dados a ser utilizada deve ser de 15,4 kbps.

A seqüência de bytes recebida pelo computador precisa ser interpretada para que os dados sejam devidamente utilizados. Assim, à medida que vão sendo recebidos, são organizados em palavras de dois bytes. O programa pode então, verificar se aquela palavra é um cabeçalho de um pacote de dados ou valor da medida.

4.1.3. Módulo de comunicação *Bluetooth*

O *Bluetooth* é uma tecnologia de comunicações sem fio que opera na faixa de 2,4 a 2,485 GHz cujo objetivo é substituir cabos na conexão de dispositivos eletrônicos. Dentre as principais características dessa tecnologia destacam-se a baixa potência, baixo custo e pequenas dimensões (Bluetooth SIG, 2005).

A maioria dos módulos Bluetooth existentes no mercado permite a configuração da taxa de transmissão dos dados desde 9,6 kbps até 921,6 kbps, que são valores similares aos usados pelo protocolo RS-232 (Kolm, 2006; Martincoski, 2003).

A comunicação entre o módulo de controle e o computador é realizada por rádio-frequência (RF) através do módulo Bluetooth KC-21 (KC Wirefree), conectado à porta serial do microcontrolador (Figura 4.6.a). No computador, o módulo KC-210 (KC Wirefree) é conectado à porta USB (Figura 4.6.b).



Figura 4.6 – Módulos Bluetooth (*KC Wirefree*) utilizados para a comunicação entre o microcontrolador e o computador: (a) *KC-21* e (b) *KC-210*.

A tecnologia Bluetooth permite a transmissão de dados a uma taxa efetiva de até 921,6 kbps (Bray, 2001). A utilização de taxas superiores a 115,2 kbps requer o emprego dos pinos de controle de fluxo (Request To Send e Clear To Send) para garantir que os dois dispositivos envolvidos na comunicação serial não enviem dados simultaneamente (KC Wirefree, 2006).

No sistema desenvolvido, a taxa de transmissão dos dados deve ser superior a 15,4 kbps (Seção 4.1.2). Utilizou-se uma taxa de 115,2 kbps, sendo esta suficiente para transmitir os dados em tempo real sem, no entanto, requerer a utilização dos pinos de controle de fluxo.

O módulo KC-21 recebe as amostras pela interface serial do microcontrolador e as envia por RF ao módulo KC-210 do computador. Da mesma forma, o módulo KC-210 recebe comandos do aplicativo em execução no computador e os transmite ao KC-21, que os repassa ao microcontrolador pela interface serial.

Deve ser observado que o módulo KC-21 e o microcontrolador operam com níveis lógicos em valores distintos de tensão (Tabela 4.3). Quando o ADuC841 envia um bit com nível lógico alto, a tensão presente (de até 5,0V) pode danificar o módulo Bluetooth, projetado para receber tensões não superiores a 3,3V.

Tabela 4.3 – Níveis lógicos de tensão do microcontrolador e do módulo Bluetooth (Analog Devices, 2003; KC Wirefree, 2006).

		ADuC841	KC-21
Recepção	Nível lógico alto	2,0 a 5,0 V	2,0 a 3,3 V
	Nível lógico baixo	0,0 a 0,8 V	0,0 a 0,8 V
Envio	Nível lógico alto	2,4 a 5,0 V	2,8 a 3,3 V
	Nível lógico baixo	0,0 a 0,4 V	0,0 a 0,3 V

Para possibilitar a interação destes componentes, um circuito integrado conversor de níveis lógicos de tensão (*bus transceiver* SN74LVC1T45, Texas Instruments) foi utilizado. Na Figura 4.7 ilustra-se o diagrama da utilização deste conversor.

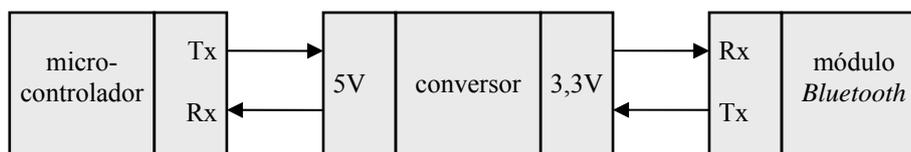


Figura 4.7 – Diagrama de utilização do *bus transceiver*, para conversão dos níveis lógicos de tensão utilizados pelo microcontrolador e pelo módulo *Bluetooth* na comunicação serial.

4.1.4. Protótipo do hardware

Na Figura 4.8 é exibido o protótipo do hardware, montado ao longo do desenvolvimento do sistema, com todos os seus componentes em destaque. Em seguida, na Figura 4.9, é mostrado o desenho da placa de circuito impresso proposta para a montagem do circuito de condicionamento dos sinais provenientes dos transdutores de pressão.

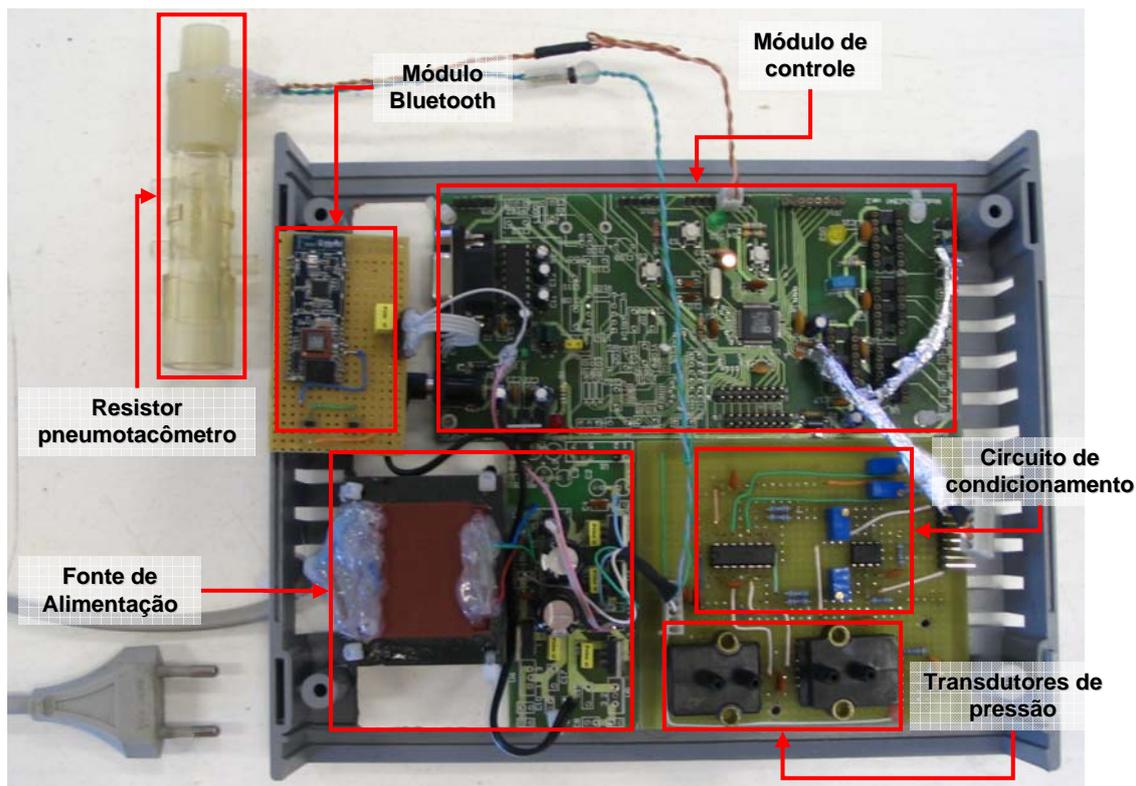


Figura 4.8 – Protótipo do hardware desenvolvido, com destaque para cada um de seus componentes.

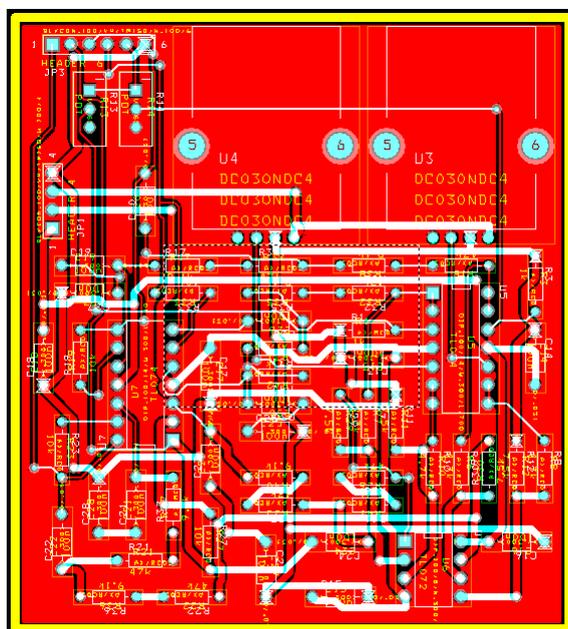


Figura 4.9 – Desenho da placa de circuito impresso proposta para o circuito de condicionamento dos sinais dos transdutores de pressão.

4.2. Software

O software desenvolvido para o microcomputador interage com o hardware implementado e realiza a interface entre o usuário e o banco de dados do sistema.

Antes de realizar o ensaio de desempenho, informações de cadastro, condições ambientais do ensaio e as condições físicas do VP ensaiado são registradas. Na Figura 4.8 é mostrada a tela apresentada ao usuário para o cadastramento.

1 - Cadastro do equipamento

Código: 1 Fabricante: Marca A Modelo: Modelo 1 Número de série: 001

Código no CELEC: VTP-XX Número de patrimônio: 001 Cliente: Hospital H1

codigo Equip	marca	modelo
1	Marca A	Modelo 1
2	Marca B	Modelo 1

2 - Dados do ensaio

Código: 1 Data: 10/4/2007 Número da OSAT: 001 Número do relatório: 001 Tipo de ensaio: periódico

Código do analisador: UFSC-01 Local do ensaio: Hospital H1 Acessório de analisador: -

codigo ensaio	data	osat	relatorio
1	10/4/2007	001	001
4	26/4/2007	123	321

3 - Condições de ensaio

Pressão atmosférica (hPa): 1,074 Tensão na rede elétrica (V): 219 Temperatura (°C): 24,3 Umidade relativa (%): 48

Medir temperatura e umidade

4 - Avaliação qualitativa

	Conforme	Observações
Aparência externa	<input checked="" type="checkbox"/>	
Instalação	<input checked="" type="checkbox"/>	
Cabo de alimentação	<input checked="" type="checkbox"/>	
Fusível de proteção	<input checked="" type="checkbox"/>	
Marcações	<input checked="" type="checkbox"/>	
Encaixes e conexões	<input checked="" type="checkbox"/>	
Circuito/traquéias	<input checked="" type="checkbox"/>	
Indicações visuais e sonoras	<input checked="" type="checkbox"/>	
Botões e teclas	<input checked="" type="checkbox"/>	
Bateria/carga	<input checked="" type="checkbox"/>	
Alarques	<input checked="" type="checkbox"/>	
Continuidade de ventilação	<input checked="" type="checkbox"/>	

Relatório Avaliação quantitativa

Figura 4.10 – Tela do software para cadastrar o VP, registrar sua avaliação qualitativa e as condições de ensaio.

Quando um VP é selecionado, uma segunda lista exibe todos os ensaios realizados neste VP (caso haja algum). Selecionando um dos ensaios e acionando o botão “Relatório”, uma planilha exibe todas as informações referentes àquele ensaio (Figura 4.9).

realizadas ativando-se a opção “Medir temperatura e umidade” com o RP desconectado do VP e do MP.

Além de amostras de temperatura e UR, são coletadas também, amostras dos sensores de pressão e fluxo. Na condição descrita, não há fluxo de ar no RP e, no ponto de coleta da pressão nas vias aéreas, a pressão é igual à atmosférica. O programa obtém, desta forma, os níveis de tensão em situação de pressão e fluxo nulos. Durante a avaliação quantitativa do VP, o cálculo do valor instantâneo da pressão (ou do fluxo) depende da diferença entre o nível de tensão amostrado no canal de pressão (ou de fluxo) naquele instante e o valor de tensão referente à pressão (ou fluxo) nula.

Após as medições de temperatura e UR, o usuário deve proceder a avaliação qualitativa do VP, verificando a conformidade ou não de cada aspecto da lista e realizando anotações, quando pertinente.

Clicando no botão “Avaliação quantitativa” (Figura 4.8), abre-se uma segunda tela (Figura 4.10). Através desta interface, o programa exibe os dados do ensaio e o usuário faz o controle do hardware de aquisição.

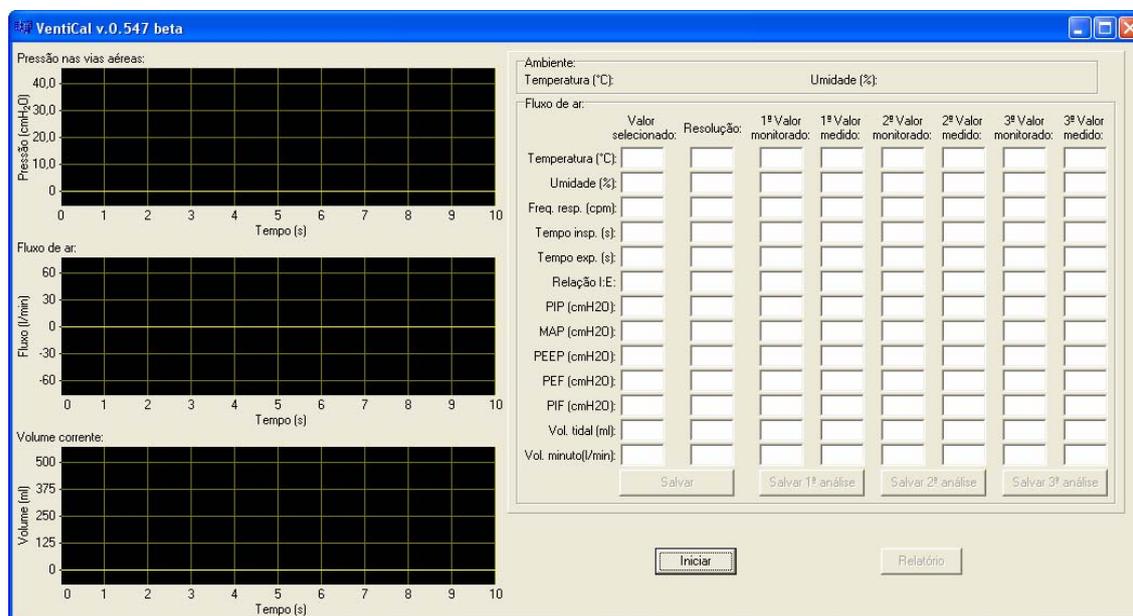


Figura 4.12 – Tela de aquisição de parâmetros de desempenho do VP.

A partir desta tela, com o módulo de hardware conectado ao VP e ao MP, ao clicar-se no botão “Iniciar”, o programa envia comando para iniciar amostragem. O microcontrolador amostra novos dados de temperatura, UR, pressão e fluxo de ar, agora com o fornecimento de ar ao VP.

Por exigência das normas, o processamento em tempo real das curvas de pressão nas vias aéreas e do fluxo de ar deve ser realizado para calcular os parâmetros ventilatórios exigidos. Por exemplo, a integração no domínio do tempo da curva de fluxo de ar fornece o volume de ar contido no MP. Ao fim de cada ciclo respiratório, os valores atualizados dos parâmetros são exibidos ao usuário.

Segundo o procedimento de ensaio, o técnico responsável deve registrar o valor configurado para cada variável no VP, bem como, a resolução dos medidores de que este dispõe em seu painel. A partir do início da avaliação quantitativa, o VP deve permanecer em funcionamento por pelo menos quarenta minutos, antes que os valores dos medidores do VP e do analisador comecem a ser registrados. Esta recomendação dos fabricantes de VPs visa a estabilização dos parâmetros ventilatórios. Após a primeira medição, outras duas devem ser realizadas em intervalos de cinco minutos. Estes intervalos de tempo são cronometrados pelo próprio programa, alertando o usuário sobre o momento em que cada medição deve ser realizada.

Para cada medição, os valores das variáveis medidas pelo VP e pelo analisador devem ser registrados. No caso do programa desenvolvido, o técnico precisa anotar apenas os valores indicados pelos medidores do VP, pois as variáveis medidas pelo analisador são automaticamente registradas.

Ao término da última medição, o programa anuncia o término do ensaio e permite ao usuário gerar a planilha de dados do ensaio realizado.

4.2.1. Biblioteca para apresentação das formas de onda

O Borland C++ Builder, através de seu ambiente de desenvolvimento integrado (*Integrated Development Environment – IDE*), oferece uma série de componentes nativos do compilador que aceleram e simplificam o trabalho do programador (Schildt e Guntle, 2001).

Um destes componentes, o *TChart*, é utilizado para traçar gráficos bidimensionais ou tridimensionais. Este componente foi a primeira ferramenta empregada para a exibição das formas de onda (pressão nas vias aéreas, fluxo de ar e volume) na janela do programa utilizada na avaliação quantitativa de VPs. Entretanto, durante o desenvolvimento do software, foi observado atraso na taxa de atualização do gráfico com

relação à taxa de recebimento dos dados enviados pelo microcontrolador. Este atraso ocasionava a perda de dados.

Em face deste inconveniente, ao invés do estudo mais aprofundado sobre a ferramenta *TChart* para contornar este entrave, optou-se pelo emprego da biblioteca de uso livre *Graphics32*, cuja utilização já era dominada. Esta biblioteca oferece operações de manipulação direta de pixels e permite a atualização de apenas uma região específica do gráfico, oferecendo maior velocidade de operação e melhor desempenho que o *TChart* (Bonho, 2006).

Com o emprego desta biblioteca, o problema mencionado foi solucionado, sendo possível apresentar as 3 formas de onda à medida que eram amostradas e processadas.

4.2.2. Cálculo dos parâmetros ventilatórios

O modo ventilatório volume controlado é o recomendado para a realização de ensaios de desempenho (Tolotti, 2004).

A cada ciclo respiratório, os valores dos parâmetros calculados pelo programa são apresentados para o usuário. O cálculo destes parâmetros exige a identificação de certas características das curvas de pressão das vias aéreas e de fluxo de ar fornecidos pelo VP. Por exemplo, é preciso reconhecer os inícios das fases inspiratória e expiratória para cada ciclo respiratório. Para tal finalidade, foi utilizada a derivada de pressão nas vias aéreas. No instante do pico positivo da derivada, tem início a fase inspiratória, e no instante do pico negativo da derivada, a fase expiratória.

Quando esta análise é realizada em curvas previamente armazenadas no banco de dados, a tarefa é relativamente simples. No entanto, o processamento em tempo real das curvas amostradas de pressão e fluxo para a obtenção de parâmetros ventilatórios impõe maior complexidade ao algoritmo.

Inicialmente, o programa armazena os primeiros dez segundos para registrar pelo menos um ciclo respiratório completo. Para estas amostras, calcula-se a derivada da curva de pressão e determinam-se os valores dos picos positivo e negativo desta derivada. Quando a primeira amostra é recebida, a derivada da pressão é calculada e armazenada em uma variável. Com a aquisição da segunda amostra, realiza-se a comparação entre o novo valor da derivada e o atual conteúdo da variável, sendo armazenado o maior valor na

variável. Este procedimento é repetido para as demais amostras adquiridas. Ao fim de dez segundos, a variável conterà o maior valor obtido para a derivada da pressão neste período, ou seja, o pico positivo da derivada. Procedimento semelhante é utilizado para determinar o pico negativo. A diferença é que, a cada comparação, a variável guarda o valor mais negativo.

Este procedimento é adotado, pois, antes de amostrar um ciclo respiratório completo, o programa não tem como estipular o máximo valor da derivada nos ciclos. A partir da curva de pressão amostrada em um ciclo, determina-se o pico de sua derivada, como também, um percentual deste valor de pico. Este percentual será utilizado como limiar mínimo a ser atingido por prováveis picos de derivada dos ciclos seguintes. Assim, após estes dez segundos iniciais de aquisição, os parâmetros ventilatórios dos ciclos respiratórios passam a ser calculados.

Durante a aquisição das formas de onda, o programa deve continuar calculando os picos positivo e negativo da derivada da curva de pressão para detectar os inícios da fase inspiratória e expiratória, respectivamente. A forma de determinar estes picos é que se torna diferente.

Portanto, para determinar os instantes de pico na derivada da pressão é preciso observar em que instantes do ciclo respiratório sua derivada (ou seja, a segunda derivada da pressão) é nula. Para assegurar a correta detecção destes picos, compara-se o valor do provável pico positivo com um percentual do valor obtido no período inicial de dez segundos (*threshold*, ou limiar). Sendo maior ou igual, considera-se identificado o pico positivo do ciclo que indica o início da fase inspiratória daquele ciclo. A determinação do pico negativo na derivada da pressão é realizada de forma semelhante.

A localização destes picos é o passo mais importante do processamento realizado pelo software, visto que estes são utilizados para delimitar o início e o fim de cada ciclo respiratório. A partir destes pontos, calculam-se os demais parâmetros respiratórios.

Este algoritmo foi avaliado a partir do processamento de curva de pressão fornecida por um VP. A curva foi amostrada pelo sistema desenvolvido e armazenada em arquivo.

Na Figura 4.11.a é mostrado um trecho da curva de pressão, com dois ciclos respiratórios. Na Figura 4.11.b é apresentada a sua derivada, com destaque para os pontos identificados como picos positivos e negativos nestes dois ciclos respiratórios. Nesta figura

ilustra-se a atuação do algoritmo implementado na detecção dos instantes de início de cada ciclo respiratório, bem como do início de suas duas fases.

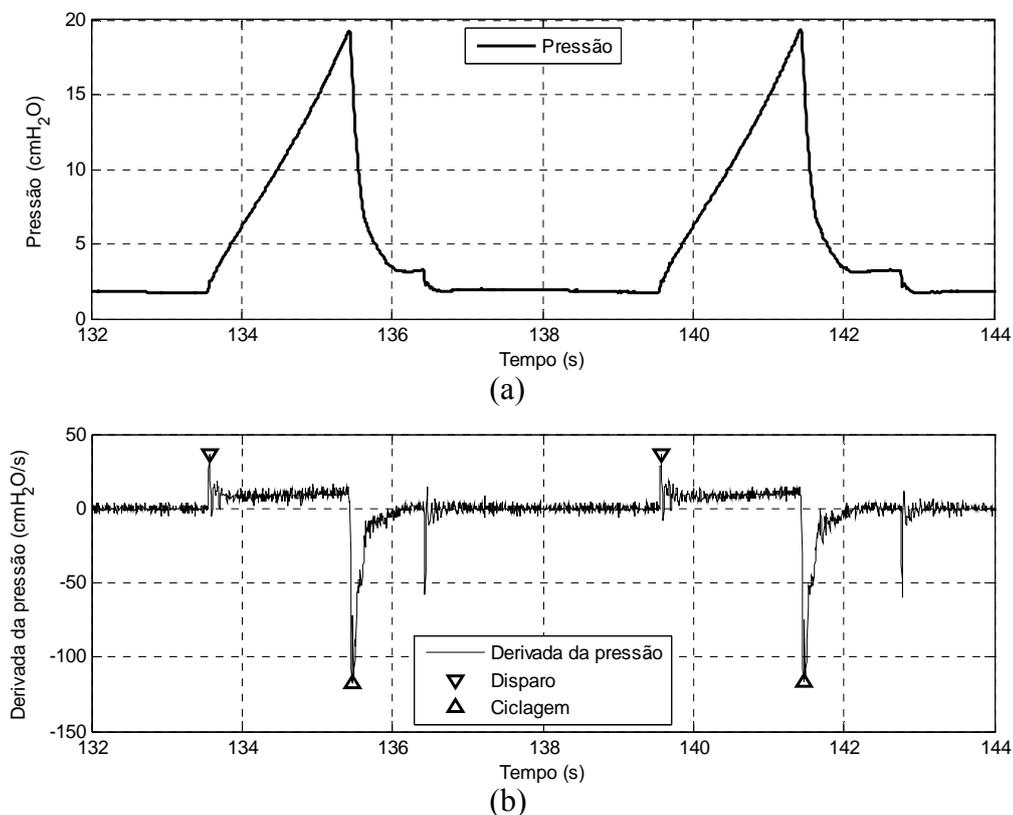


Figura 4.13 – (a) Curva de pressão entregue por um VP. (b) Derivada da curva de pressão, utilizada na obtenção dos instantes de início das duas fases do ciclo respiratório. Picos positivos indicam o início da inspiração; picos negativos, a expiração.

Após a análise da curva pelo algoritmo, o início das fases inspiratórias e expiratórias foram corretamente identificados em todos os 62 ciclos respiratórios analisados (Figura 4.12).

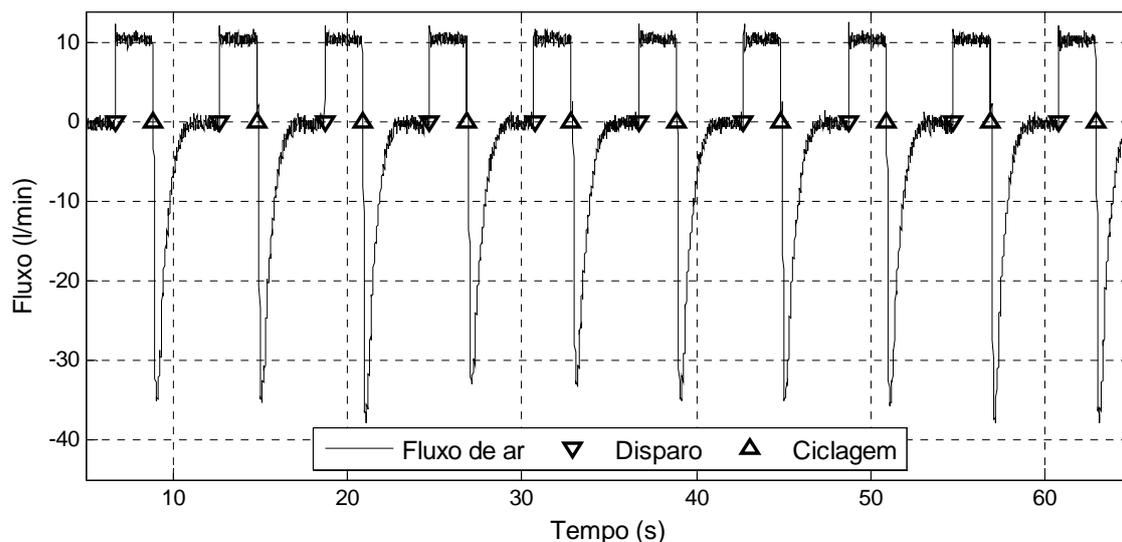


Figura 4.14 – Curva de fluxo de ar entregue por um VP, com a identificação correta dos instantes de início das fases inspiratória e expiratória em cada ciclo respiratório.

O algoritmo utilizado neste trabalho para determinar os instantes de início de cada fase respiratória é mais simples do que o adotado por equipamentos de análise de eletrocardiograma (ECG). Nestes últimos, a detecção do complexo QRS utiliza *thresholds* adaptativos, que são alterados ao longo do tempo para otimizar sua taxa de detecção (Tompkins, 1995; Tavares, 2004). Entretanto, o ECG varia consideravelmente em termos de frequência e amplitude.

O VP, para uma impedância constante, deve apresentar um funcionamento estável no modo ventilatório utilizado no ensaio de desempenho. Portanto, tendo em vista os resultados obtidos, não foi necessário aumentar a complexidade do algoritmo (Figura 4.12).

4.2.2.1. TI, TE, frequência respiratória e relação I:E

Detectados os inícios das fases inspiratórias e expiratórias, é possível determinar os intervalos de cada ciclo respiratório.

Considerando que um ciclo inicia-se na fase inspiratória, o tempo inspiratório (TI) é o intervalo decorrido entre o pico negativo e o pico positivo da derivada do fluxo. O tempo expiratório (TE) é o intervalo entre o pico positivo de um ciclo e o pico negativo do ciclo anterior.

A frequência respiratória é determinada pelo inverso do intervalo entre dois picos positivos (ou negativos), consecutivos. Finalmente, a relação I:E é calculada através da divisão de TI por TE.

4.2.2.2.PIF, PEF e PIP

Os valores de fluxo do pico inspiratório (PIF) e expiratório (PEF) correspondem ao pico positivo e negativo, respectivamente, da curva de fluxo. De forma semelhante, obtém-se o valor de pico da curva de pressão nas vias aéreas (PIP).

4.2.2.3.MAP e PEEP

A pressão média nas vias aéreas (MAP) é calculada pela média aritmética de todos os valores de pressão obtidos para um ciclo respiratório. A pressão positiva ao fim da expiração (PEEP) corresponde à média dos valores de pressão nas vias aéreas durante o último segundo da fase expiratória, quando o fluxo de ar é nulo (Figura 4.12).

4.2.2.4.Volume tidal e volume minuto

A norma exige que sejam apresentadas as curvas de pressão nas vias aéreas, de fluxo de ar e de volume (ABNT, 1996). Como não é realizada uma medição direta do volume contido no MP, a curva de volume é obtida pela integração discreta, no domínio do tempo, da curva de fluxo.

O volume tidal (ou corrente) é calculado como a diferença entre o valor máximo atingido na inspiração, quando ocorre a ciclagem, e o valor mínimo atingido na expiração.

O volume minuto é o volume de gás, expresso em litros por minuto (l/min), suprido ao MP (ABNT, 1996). Pode ser calculado através do produto entre o volume tidal e a frequência respiratória.

4.2.3. Banco de dados

O banco de dados do sistema foi implementado com o *PostgreSQL 8.0*, que é um sistema de base de dados relacionais de uso livre (Matthew e Stones, 2005). O software conecta-se à base de dados desenvolvida para armazenar os cadastros de VPs e seus ensaios. É também possível consultar dados previamente armazenados nas duas tabelas que a compõem.

A primeira tabela armazena os dados cadastrais de VPs submetidos a ensaios de desempenho. Os campos desta tabela foram gerados de acordo com procedimento adotado pelo LAT para o cadastramento dos equipamentos, incluindo: nome do fabricante, modelo, número de série, a instituição onde o VP é alocado, o código de patrimônio e um código interno aos CELECs para sua identificação. A tabela de cadastro de VPs apresentada na Figura 4.8 é destacada na Figura 4.13.

1 - Cadastro do equipamento

Código: 1 Fabricante: Marca A Modelo: Modelo 1 Número de série: 001

Código no CELEC: VTP:XX Número de patrimônio: 001 Cliente: Hospital H1

codigo Equip	marca	modelo
1	Marca A	Modelo 1
2	Marca B	Modelo 1

Figura 4.15 – Interface de cadastramento de VPs do software desenvolvido. Na parte inferior, a lista com todos os ventiladores já cadastrados e a seleção do ventilador “Modelo 1”, “Marca A”.

Campo adicional foi inserido à tabela para armazenar um código numérico único de identificação do VP, gerado automaticamente pelo programa. Este campo foi configurado como chave primária nesta tabela, com o intuito de facilitar a integração com a segunda tabela do banco de dados.

A segunda tabela armazena as informações dos ensaios realizados. Assim como na tabela de cadastro do VPs, um de seus campos identifica o ensaio, através de um número único. Outro campo recebe da primeira tabela, o código de identificação do VP sob ensaio (o campo que recebe dados de outra tabela é chamado de chave estrangeira). Assim,

a segunda tabela identifica qual VP foi ensaiado, sem a necessidade de cadastrá-lo novamente. Esta é a principal vantagem da utilização de duas tabelas.

Outros sete campos armazenam informações referentes a: local e data de realização do ensaio, número da ordem de serviço, tipo de ensaio e códigos do relatório referentes ao ensaio, ao analisador e aos acessórios utilizados no ensaio (o modelo pulmonar, por exemplo). Na Figura 4.14 é mostrado em detalhe a seção da Figura 4.8 destinada ao cadastro destas informações.

2 - Dados do ensaio

Código: 1 Data: 10/4/2007 Número da OSAT: 001 Número do relatório: 001 Tipo de ensaio: periódico

Código do analisador: UFSC-01 Local do ensaio: Hospital H1 Acessório de analisador: -

codigo_ensaio	data	osat	relatorio
1	10/4/2007	001	001
4	26/4/2007	123	321

Figura 4.16 – Interface de inserção de dados do ensaio a ser realizado. A parte inferior mostra os dados dos ensaios já realizados no VP selecionado (Figura 4.10).

Os quatro campos seguintes (Figura 4.8) registram as condições ambientais do ensaio: temperatura, UR, pressão atmosférica e tensão na rede elétrica onde os equipamentos são conectados (Figura 4.15).

3 - Condições de ensaio

Pressão atmosférica (hPa): 1.074 Tensão na rede elétrica (V): 219 Temperatura (°C): 24.3 Umidade relativa (%): 48 Medir temperatura e umidade

Figura 4.17 – Seção da tela do programa reservada para o usuário anotar a pressão atmosférica e a tensão na rede elétrica (medidas com equipamentos auxiliares), bem como, exibir os valores de temperatura e umidade relativa (adquiridas após acionamento da opção “Medir temperatura e umidade”).

Há também espaço disponível para a avaliação qualitativa do VP (Figura 4.8). Um total de doze itens (Figura 4.16) devem ser analisados pelo técnico responsável pelo ensaio. Para cada item, há um campo na tabela para atestar a conformidade do VP ao critério, como também, um campo para anotar, em até sessenta caracteres alfanuméricos,

observações que o técnico julgue relevantes. Existem, portanto, vinte e quatro campos para a avaliação qualitativa.

4 - Avaliação qualitativa		
	Conforme	Observações
Aparência externa	<input checked="" type="checkbox"/>	
Instalação	<input checked="" type="checkbox"/>	
Cabo de alimentação	<input checked="" type="checkbox"/>	
Fusível de proteção	<input checked="" type="checkbox"/>	
Marcações	<input checked="" type="checkbox"/>	
Encaixes e conexões	<input checked="" type="checkbox"/>	
Circuito/traquéias	<input checked="" type="checkbox"/>	
Indicações visuais e sonoras	<input checked="" type="checkbox"/>	
Botões e teclas	<input checked="" type="checkbox"/>	
Bateria/carga	<input checked="" type="checkbox"/>	
Alarques	<input checked="" type="checkbox"/>	
Continuidade de ventilação	<input checked="" type="checkbox"/>	

Figura 4.18 – Campos da avaliação qualitativa do VP. O usuário deve indicar a conformidade do VP com cada item e, se julgar necessário, realizar observações.

Por fim, há campos que registram a avaliação quantitativa do VP, exibidos com mais detalhes na Figura 4.17. Segundo o procedimento de ensaio adotado pelo LAT, para cada item de desempenho, quando possível, os seguintes valores devem ser anotados: valor configurado no VP, resolução do medidor no painel do VP para cada parâmetro, três medidas obtidas pelo VP e três medidas realizadas pelo analisador. Desta forma, para as treze variáveis analisadas pelo sistema desenvolvido (temperatura, umidade, volume tidal, volume minuto, PIF, PEF, frequência respiratória, TI, TE, relação I:E, PIP, MAP e PEEP), 104 campos são reservados para a avaliação quantitativa do VP. No total, a segunda tabela do banco de dados possui 141 campos.

Fluxo de ar:								
	Valor selecionado:	Resolução:	1º Valor monitorado:	1º Valor medido:	2º Valor monitorado:	2º Valor medido:	3º Valor monitorado:	3º Valor medido:
Temperatura (°C):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Umidade (%):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Freq. resp. (cpm):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Tempo insp. (s):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Tempo exp. (s):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Relação I:E:	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
PIP (cmH2O):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
MAP (cmH2O):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
PEEP (cmH2O):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
PEF (cmH2O):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
PIF (cmH2O):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Vol. tidal (ml):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Vol. minuto(l/min):	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="button" value="Salvar"/>		<input type="button" value="Salvar 1ª análise"/>		<input type="button" value="Salvar 2ª análise"/>		<input type="button" value="Salvar 3ª análise"/>	

Figura 4.19 – Destaque para os campos onde são exibidos os parâmetros ventilatório na tela do programa que apresenta as curvas de pressão, fluxo e volume.

O software desenvolvido permite ainda que o usuário obtenha uma planilha com as informações de um ensaio específico (Figura 4.9). Para isto, consultas às tabelas da base de dados devem ser realizadas. Nestas consultas, o usuário escolhe o ensaio e o VP do qual deseja obter a planilha de dados. Assim, o programa utiliza os códigos de identificação correspondentes àquele VP e àquele ensaio específico para obter, nas tabelas da base de dados, todas as informações necessárias para preencher automaticamente a planilha e disponibilizá-la ao usuário.

5. TESTES E RESULTADOS

Este capítulo apresenta a calibração dos transdutores de fluxo de ar e de pressão nas vias aéreas, os testes de validação realizados durante a implementação do sistema proposto e a comparação entre os resultados obtidos com o sistema desenvolvido e com sistema comercial utilizado pelo IEB-UFSC. Ao longo deste Capítulo, são utilizados conceitos metrológicos, cujos significados são apresentados no Anexo II.

5.1. Calibração do transdutor de pressão das vias aéreas

Um equipamento comercial para o ensaio de esfigmomanômetros (*Fluke Biomedical BP-Pump 2*) foi empregado como padrão de referência para calibrar o transdutor diferencial de pressão utilizado para medir pressão nas vias aéreas. Este equipamento apresenta incerteza de medição de $\pm 0,2$ cmH₂O, tendo sido calibrado pelo Instituto de Pesquisas Tecnológicas (IPT) em 15/09/2006 sob o certificado N° 74453-101.

Na Figura 5.1 é ilustrada a montagem realizada para a calibração do transdutor de pressão nas vias aéreas. O transdutor de pressão do sistema desenvolvido e a entrada de pressão do *BP-Pump 2* foram conectados por tubos de látex a um bulbo de esfigmomanômetro. Assim, os dois transdutores foram submetidos à mesma pressão instantânea.



Figura 5.1 – Montagem experimental para a calibração do transdutor de pressão das vias aéreas.

Utilizando-se o bulbo, a pressão foi elevada a trinta e cinco níveis diferentes de pressão, entre 0 e 37,1 cmH₂O. Como o regime de trabalho dos VPs é de pressão positiva, apenas valores de pressão não negativos foram utilizados na calibração.

Para cada nível de pressão, após aguardar sua estabilização no interior dos tubos comunicantes, anotou-se o valor indicado pelo equipamento padrão. Paralelamente, foi registrado o nível de tensão suprido ao conversor A/D pelo circuito de condicionamento de sinal do transdutor de pressão. O microcontrolador amostra valores de tensão por aproximadamente trinta segundos, obtendo 4800 valores para cada nível de pressão. Assumiu-se a média aritmética destes valores como sendo o nível de tensão equivalente àquela pressão.

De posse dos trinta e cinco pares tensão-pressão, um polinômio de primeiro grau foi obtido, com o emprego de um software matemático comercial, para relacionar o valor de tensão na entrada do conversor A/D a um valor de pressão. Na Figura 5.2 são apresentados os pontos experimentais e o polinômio obtido.

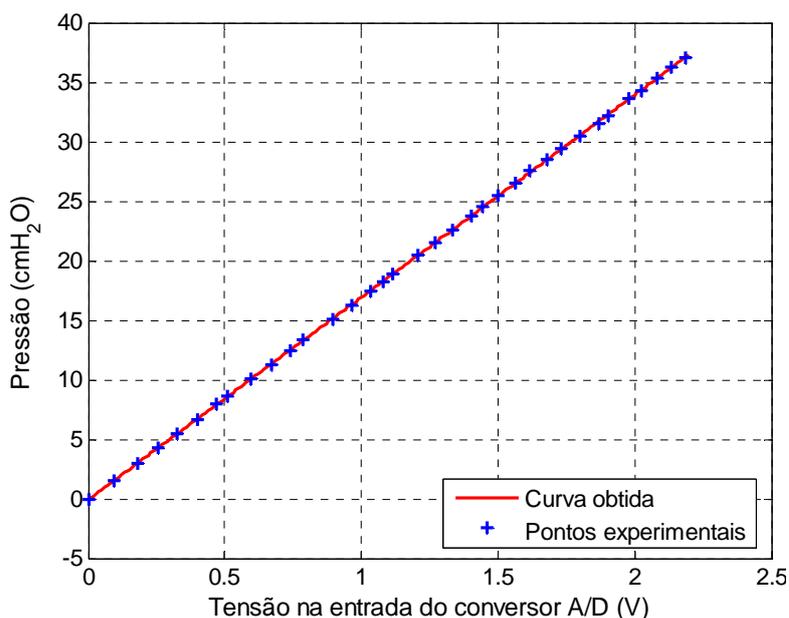


Figura 5.2 – Relação entre a tensão de entrada do conversor A/D e a pressão indicada pelo medidor calibrado.

Aplicando o polinômio obtido aos pontos amostrados, foi realizado o cálculo da incerteza de medição deste transdutor na faixa de calibração (Gonçalves, 2004). Na Figura 5.3 são apresentadas as curvas de erro do transdutor nesta faixa: o erro sistemático ou *tendência*, os erros aleatórios ou *repetitividade* (com 95% de grau de confiança) e *erro*

máximo. A incerteza combinada do transdutor (incerteza do transdutor calibrado em relação à incerteza do sistema padrão) é de $\pm 0,29$ cmH₂O.

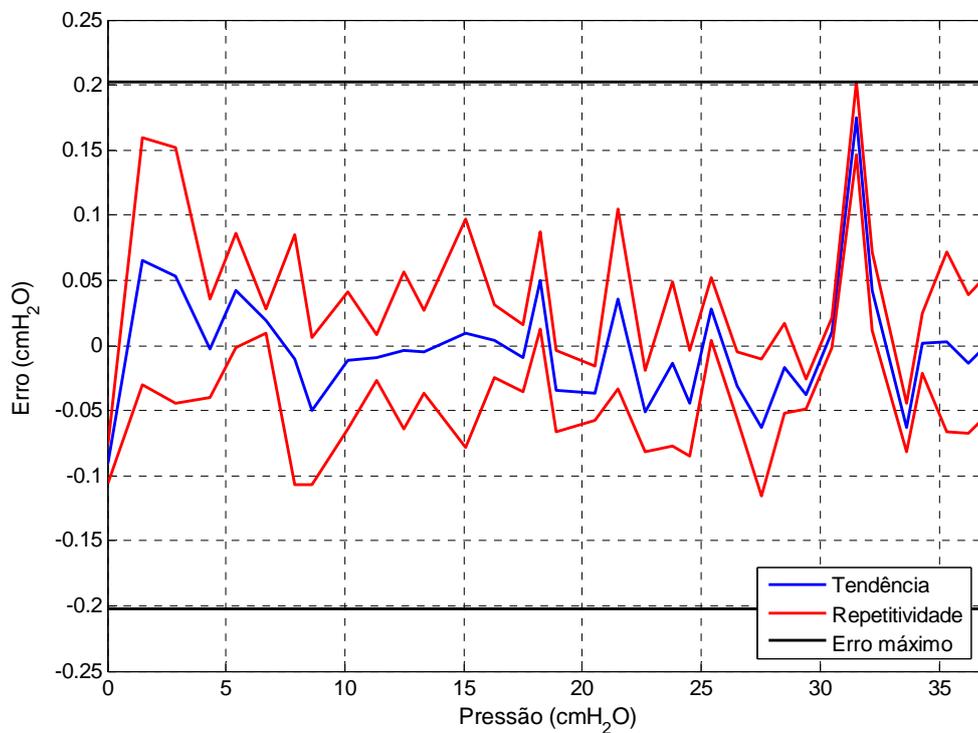


Figura 5.3 – Curva de erros do transdutor do sistema desenvolvido que mede pressão nas vias aéreas.

A NBR 13763 especifica que os VPs devem ser capazes de medir pressões entre -10 e $+100$ cmH₂O. Entretanto, não há exigência com relação à faixa de pressão a ser medida pelo analisador de VPs. Os valores de pressão para a quais o transdutor foi calibrado correspondem à toda a faixa dinâmica do conversor A/D do sistema desenvolvido. Esta, por sua vez, atende à faixa de pressão suprida pelos VPs nas condições de ensaio de desempenho: VP configurado no modo volume controlado e volume corrente de 500 ml; MP configurado com resistência de 5 cmH₂O·s/l e complacência de 50 ml/cmH₂O. Esta limitação na faixa de pressão medida por este transdutor permite uma melhor resolução para o sistema.

5.2. Calibração do sensor de fluxo

O sensor de fluxo é constituído pela associação do resistor pneumotacômetro (RP) a um segundo transdutor diferencial de pressão. O transdutor mede a queda de pressão que ocorre no RP quando da passagem do fluxo.

Para relacionar a queda de pressão (representada pela tensão de entrada no conversor A/D) ao fluxo de ar, utilizou-se a montagem experimental exibida na Figura 5.4. O equipamento comercial empregado para a calibração do sensor de fluxo foi o *Fluke Biomedical VT-Plus*. Este equipamento destina-se a realização de ensaios de desempenho em VPs, tendo sido calibrado pelo IPT para medição de pressão em 13/09/2006 (certificado N° 74391-101) e para medição de fluxo em 18/09/2006 (certificado N° 74452-101).

Uma fonte de gás foi utilizada para suprir ar ao RP e ao equipamento padrão, dispostos em série como apresentado pela Figura 5.4. Assim, os dois equipamentos foram percorridos pelo ar à uma mesma taxa de fluxo.

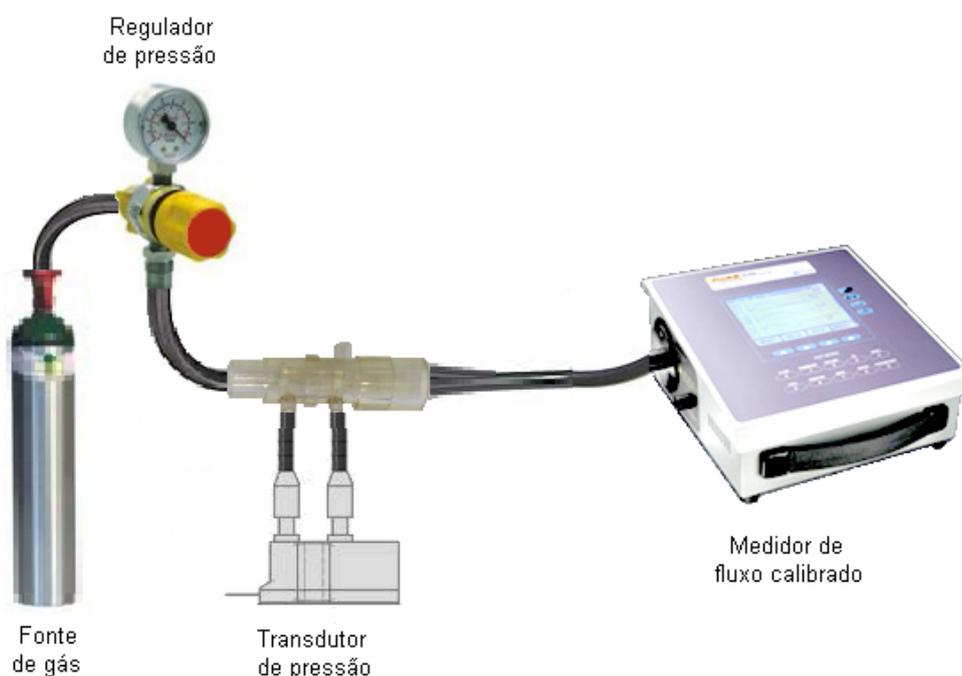


Figura 5.4 – Esquema da montagem experimental para a calibração do transdutor de fluxo de ar.

O fluxo de ar suprido foi ajustado através de uma válvula reguladora de pressão na fonte de gás. Após a estabilização do fluxo, anotou-se o valor obtido pelo

medidor padrão. A tensão fornecida pelo transdutor de pressão do sistema desenvolvido, após seu condicionamento, foi amostrada. Cerca de 4800 amostras de tensão (30 segundos de amostragem) foram obtidas. Com o mesmo ajuste de fluxo, o RP foi invertido na montagem experimental para que a queda de pressão ocorresse em sentido contrário ao anteriormente amostrado. Após esta inversão, novas amostras de tensão foram obtidas.

Este procedimento foi repetido para vinte valores diferentes de fluxo entre 0 e 70 l/min. No total, quarenta pontos experimentais (vinte para fluxo positivo e vinte para fluxo negativo) foram obtidos a partir dos quais foi gerada a curva mostrada na Figura 5.5.

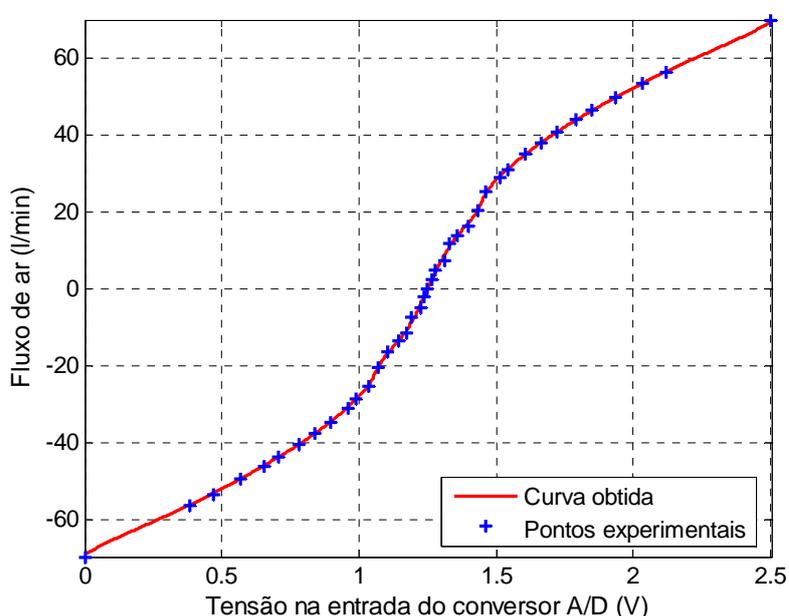


Figura 5.5 – Relação entre tensão de entrada do conversor A/D do microcontrolador e o fluxo de ar através do RP.

O polinômio interpolado a partir dos pontos experimentais (curva sólida da Figura 5.4) foi utilizado pelo software para calcular o fluxo de ar entre -70 e $+70$ l/min. Esta faixa de valores compreende toda a faixa dinâmica do conversor A/D (0 a 2,5V), sendo suficiente para atender quaisquer valores de fluxo de ar alcançados nas configurações utilizadas pelo VP e MP nos ensaios.

Com o polinômio obtido, os valores de tensão amostrados foram convertidos em valores de fluxo, para verificar sua adequação ao cálculo do fluxo de ar através do RP. A partir destes valores, foi calculada a *tendência* do sensor de fluxo na faixa de -70 a $+70$ l/min, cujo valor máximo atingiu $+9,5$ l/min.

Com o intuito de melhorar o desempenho do sensor, foi obtido um polinômio de primeiro grau para ajustar os valores de fluxo calculados através do primeiro polinômio. Depois deste procedimento, determinou-se que o *erro máximo* apresentado pelo sensor de fluxo é de $\pm 4,23$ l/min. Na Figura 5.6 são exibidos os erros apresentados pelo sensor de fluxo na faixa de calibração. Levando-se em conta a incerteza do sistema padrão, incerteza combinada do sensor de fluxo é de $\pm 4,41$ l/min.

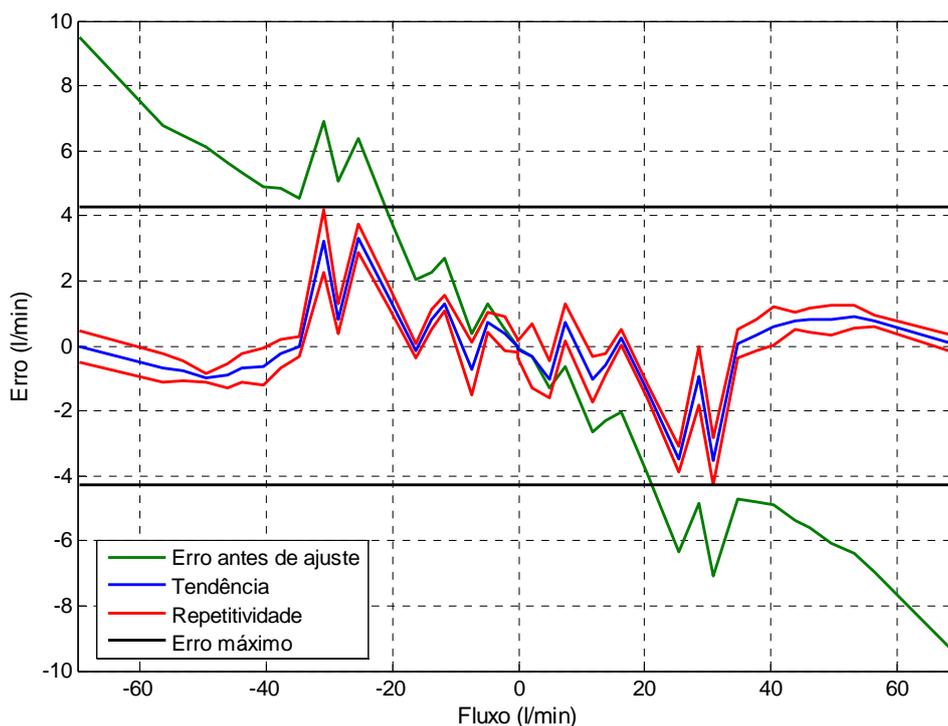


Figura 5.6 – Curva de erros do sensor de fluxo do sistema desenvolvido.

5.2.1. Teste de validação da calibração do sensor de fluxo

Com o intuito de avaliar a calibração realizada para o sensor de fluxo de ar, foram comparados os resultados obtidos na captação da curva de fluxo fornecida por dois VPs pelo sistema desenvolvido e pelo sistema utilizado na calibração. Os parâmetros ventilatórios relativos ao fluxo de ar (PEF e PIF) obtidos por cada um dos analisadores foram também comparados.

Na Figura 5.7 é mostrado o padrão da curva de fluxo gerado por um dos VPs utilizados. Encontram-se destacados nesta curva os pontos detectados pelo algoritmo

descrito na Seção 4.2.2 como o início de cada fase respiratória, bem como, os picos de fluxo inspiratório e expiratório.

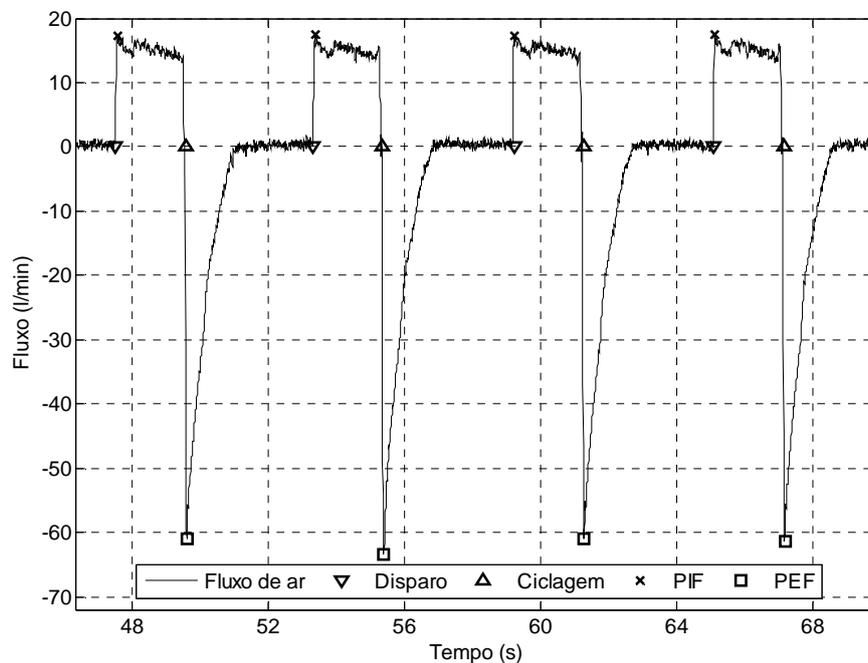


Figura 5.7 – Curva de fluxo de um VP, na qual encontram-se destacados os pontos identificados pelo sistema como início de cada fase respiratória e picos dos fluxos inspiratório e expiratório em cada ciclo.

A partir dos dados exibidos nas Tabelas 5.1 e 5.2 é feita a comparação entre as médias de três medidas de PIF e PEF realizadas pelo sistema desenvolvido com as médias obtidas pelo sistema padrão para os dois VPs testados. Com esta comparação é calculado o erro percentual do sistema desenvolvido em relação ao padrão para cada medida.

Tabela 5.1 – Comparação dos valores de PIF e PEF obtidos pelo sistema desenvolvido e pelo sistema padrão para o fluxo fornecido pelo primeiro VP testado.

	Média do VT-Plus	Média do SD	Erro %
PIF	12,21	11,86	-2,95
PEF	29,96	36,25	+16,48

Tabela 5.2 – Comparação dos valores de PIF e PEF obtidos pelo sistema desenvolvido e pelo sistema padrão para o fluxo fornecido pelo segundo VP testado.

	Média do VT-Plus	Média do SD	Erro %
PIF	16,86	17,15	+1,70
PEF	49,24	61,51	+24,93

5.3. Ensaio de desempenho em Ventiladores Pulmonares

Após a calibração dos transdutores de pressão e fluxo, ensaios de dois outros VPs foram realizados para validar o sistema desenvolvido. Para tal, acompanhou-se um dos técnicos do LAT (capacitado para operar os VPs e equipamentos de ensaio utilizados) durante a realização de ensaios de manutenção preventiva em VPs. Os resultados obtidos pelo sistema desenvolvido e pelo *Fluke Biomedical VT-Plus* foram comparados.

O objetivo da validação foi avaliar a adequação do sistema desenvolvido ao ensaio de VPs. Como o sistema desenvolvido não foi devidamente certificado por um laboratório credenciado, informações que possam identificar os VPs utilizados (fabricante, modelo, número de série, patrimônio e proprietário) foram omitidas.

5.3.1. Montagem utilizada

Ensaio para a avaliação de desempenho (Seção 3.3) de dois VP foram realizados. Cada VP foi ensaiado, primeiramente, com o *Fluke Biomedical VT-Plus*, e em seguida, com o sistema desenvolvido. A montagem experimental utilizada é ilustrada na Figura 5.8. Foram empregados a mesma fonte de gases, o mesmo MP (resistência: 5 cmH₂O·s/l; complacência: 50 ml/cmH₂O) e o mesmo circuito respiratório.



Figura 5.8 – Montagem utilizada nos ensaios de avaliação de desempenho de VPs.

Para comparar os resultados obtidos com o sistema desenvolvido aos obtidos com o equipamento comercial, considerou-se a possibilidade de se realizar um único ensaio em cada VP, com os dois analisadores conectados em série (Figura 5.9). À primeira vista, esta montagem seria a mais adequada, pois os dois analisadores iriam operar sob os mesmos ciclos respiratórios. Entretanto, dois aspectos poderiam dificultar a análise dos resultados.

O primeiro deles é o maior comprimento de tubulação para condução do ar do VP ao MP (espaço morto), aumentando assim, a resistência ao fluxo de ar. Este aumento

de resistência poderia aumentar a queda de pressão ao longo do sistema, influenciando o funcionamento do VP.

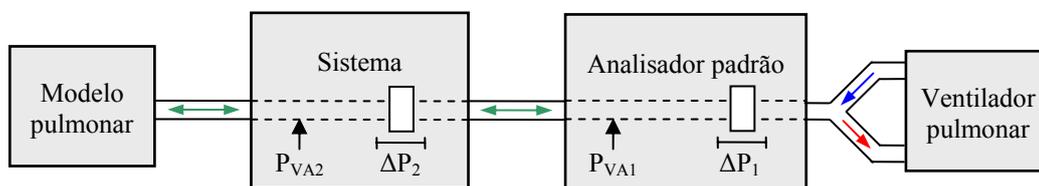


Figura 5.9 – Nesta montagem, as pressões nos pontos P_{VA1} e P_{VA2} , onde são lidas por cada um dos analisadores, são diferentes, devido à queda de pressão ao longo da resistência da tubulação da montagem. Ressaltam-se as quedas de pressão ΔP_1 e ΔP_2 utilizadas pelos analisadores para a medição do fluxo de ar.

A segunda desvantagem decorre da exigência da norma de que a medição da pressão nas vias aéreas seja realizada na porta de conexão do paciente (ou do MP) no caso do ensaio de desempenho (ABNT, 2004). Desta forma, caso tal montagem fosse a utilizada, um dos analisadores não atenderia a este requisito.

Em função destes aspectos, optou-se por dois experimentos distintos. Ou seja, cada analisador avaliou o VP em momentos diferentes.

5.3.2. Resultados obtidos

Realizada a calibração dos sensores, o próximo passo foi avaliar o desempenho do sistema em conjunto com o software responsável pelo cálculo dos parâmetros respiratórios.

No ensaio do primeiro VP, foram observadas as seguintes condições ambientais: temperatura de 20,3 °C, UR de 58%, pressão atmosférica de 1021 mbar e tensão da rede elétrica de 217,1 V. Estes valores estão dentro dos limites permitidos pela norma para a realização do ensaio (ABNT, 2004).

Na Figura 5.10 é mostrada a tela do software do sistema desenvolvido durante a avaliação quantitativa do VP “A1” (modelo “1” da marca “A”). Neste momento, o programa solicita ao usuário a digitação dos valores medidos pelos monitores do VP, referentes ao segundo conjunto de medidas.

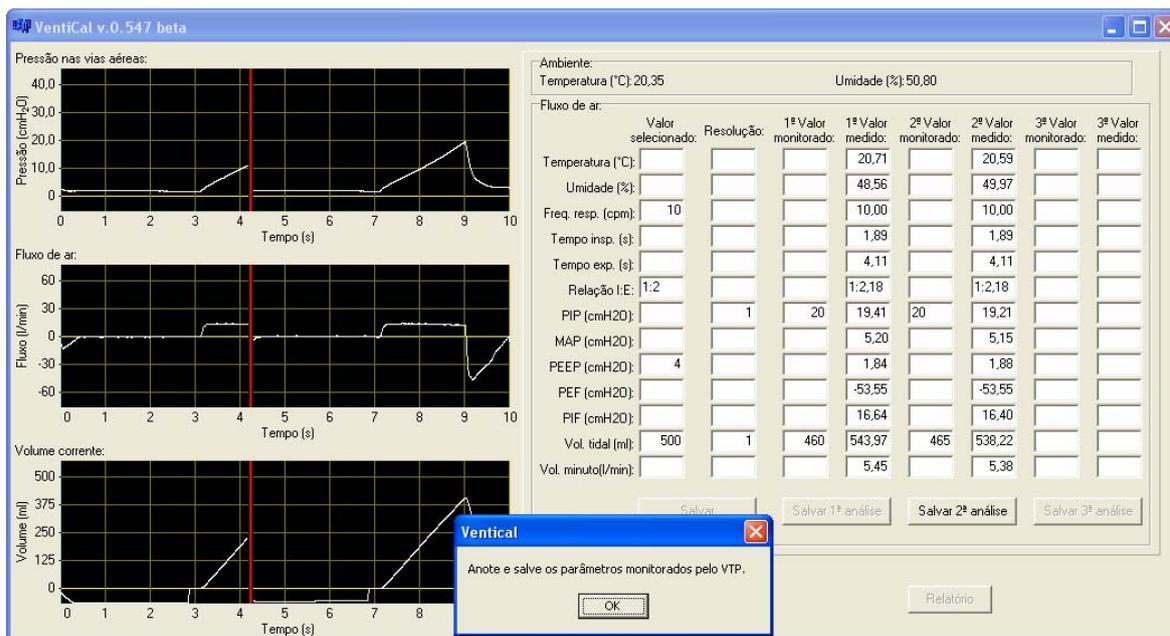


Figura 5.10 – Tela do programa desenvolvido para a análise quantitativa de VPs durante o ensaio do VP A1.

Na Tabela 5.3 são apresentados os resultados da avaliação quantitativa do VP A1 realizada pelo analisador padrão. Na primeira coluna estão contidos os valores de cada parâmetro configurado no VP. Nas colunas seguintes são mostrados os resultados de três medidas realizadas pelos mostradores do próprio VP e três medidas realizadas pelo *VT-Plus*, respectivamente.

Tabela 5.3 – Avaliação quantitativa do VP A1 realizada pelo *VT-Plus*.

Parâmetro	Valor configurado	Medidas do VP			Medidas do <i>VT-Plus</i> .		
		Med 1	Med 2	Med 3	Med 1	Med 2	Med 3
Temperatura (°C)							
UR (%)							
FR (min ⁻¹)	10				10,0	10,0	10,0
TI (s)					1,89	1,89	1,89
TE (s)					4,09	4,09	4,09
Relação I:E	1:2				1:2,16	1:2,16	1:2,16
PIP (cmH ₂ O)		19	20	20	17,5	18,7	18,8
MAP (cmH ₂ O)					4,5	4,8	4,8
PEEP (cmH ₂ O)	4				1,3	1,4	1,4
PEF (l/min)					49,48	49,48	49,48
PIF (l/min)					18,7	19,66	19,53
Vol. tidal (ml)	500	450	465	470	528,2	549,5	551,9
Vol. minuto (l/min)					5,30	5,51	5,37

Na Tabela 5.4 são mostradas as medidas obtidas com o sistema desenvolvido para o mesmo VP.

Tabela 5.4 – Avaliação quantitativa do VP A1 realizada com o sistema desenvolvido.

Parâmetro	Valor configurado	Medidas do VP			Medidas do Sistema		
		Med 1	Med 2	Med 3	Med 1	Med 2	Med 3
Temperatura (°C)					20,71	20,59	20,54
UR (%)					48,56	49,97	50,73
FR (min ⁻¹)	10				10,00	10,00	9,98
TI (s)					1,89	1,89	1,90
TE (s)					4,11	4,11	4,11
Relação I:E	1:2				1:2,18	1:2,18	1:2,16
PIP (cmH ₂ O)		20	20	19	19,41	19,21	19,34
MAP (cmH ₂ O)					5,20	5,15	5,13
PEEP (cmH ₂ O)	4				1,84	1,88	1,77
PEF (l/min)					53,55	53,55	53,55
PIF (l/min)					16,64	16,40	16,46
Vol. tidal (ml)	500	460	465	450	543,97	538,22	548,38
Vol. minuto (l/min)					5,45	5,38	5,50

Nas Tabelas 5.5 e 5.6 são exibidos os resultados obtidos com o analisador padrão e com o sistema desenvolvido para ensaios realizados em um outro VP: “B1” (marca “B”, modelo “1”). Durante o ensaio deste VP, as condições ambientais observadas foram: temperatura de 19,8 °C; UR de 67%; pressão atmosférica de 1022 mbar e tensão da rede elétrica 217,1 V. Estes valores estão dentro dos limites permitidos pela norma para a realização do ensaio (ABNT, 2004).

Tabela 5.5 – Avaliação quantitativa do VP B1 realizada pelo *VT-Plus*.

Parâmetro	Valor configurado	Medidas do VP			Medidas do <i>VT-Plus</i>		
		Med 1	Med 2	Med 3	Med 1	Med 2	Med 3
Temperatura (°C)							
UR (%)							
FR (min ⁻¹)	10	10	10	10	10,0	10,0	10,0
TI (s)					2,03	2,01	2,03
TE (s)					3,95	3,97	3,97
Relação I:E	1:2				1:1,94	1:1,97	1:1,95
PIP (cmH ₂ O)		29	29	30	27,1	27,0	27,5
MAP (cmH ₂ O)		10	9	10	8,8	8,8	8,8
PEEP (cmH ₂ O)	4				4,0	4,1	4,0
PEF (l/min)					48,06	48,91	48,06
PIF (l/min)					20,10	20,64	21,10
Vol. tidal (ml)	500	464	466	464	555,1	565,9	536,6
Vol. minuto (l/min)					5,57	5,68	5,37

Tabela 5.6 – Avaliação quantitativa do VP B1 realizada pelo sistema desenvolvido.

Parâmetro	Valor configurado	Medidas do VP			Medidas do Sistema		
		Med 1	Méd 2	Med 3	Med 1	Med 2	Med 3
Temperatura (°C)					20,90	20,79	20,64
UR (%)					35,89	49,94	50,95
FR (min ⁻¹)	10	10	10	10	10,00	9,99	10,00
TI (s)					2,05	2,05	2,05
TE (s)					3,95	3,96	3,95
Relação I:E	1:2				1:1,93	1:1,93	1:1,93
PIP (cmH ₂ O)		28	28	28	26,97	26,94	26,96
MAP (cmH ₂ O)		9	9	9	8,86	8,83	8,84
PEEP (cmH ₂ O)	4				3,95	3,93	3,93
PEF (l/min)					54,92	54,83	54,92
PIF (l/min)					20,74	20,74	20,41
Vol. tidal (ml)	500	457	459	458	550,52	550,86	552,62
Vol. minuto (l/min)					5,51	5,51	5,53

As planilhas preenchidas automaticamente pelo software com os dados dos dois ensaios realizados pelo sistema desenvolvido nos VPs A1 e B1 são apresentadas nos Anexos III e IV, respectivamente.

6. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Este capítulo discute os principais resultados obtidos com o sistema para a avaliação de desempenho de VPs. Apresenta ainda, as conclusões e sugestões para trabalhos futuros, baseados no desenvolvimento realizado até o momento.

6.1. Discussão

O software do sistema desenvolvido trabalha em plataforma Windows, sendo este, o sistema operacional mais utilizado atualmente. Sua implementação foi realizada no ambiente de desenvolvimento *Borland C++ Builder 6.0*, que permite a criação de aplicativos com interface gráfica amigável e o uso de *threads*. O uso de *threads* possibilita que o aplicativo realize diferentes tarefas de forma aparentemente simultânea (Swart, 2002), como por exemplo, receber os sinais do módulo microcontrolado enquanto os sinais são processados e os resultados exibidos ao usuário em um gráfico.

O banco de dados do sistema, cujas tabelas foram implementadas no PostgreSQL 8.0, mostrou-se adequado para o armazenamento e consulta dos dados, bem como sua comunicação com o software.

O sistema desenvolvido utiliza tecnologia *Bluetooth* para comunicação entre o hardware de aquisição e o PC que executa o aplicativo de análise das formas de onda. Com isto, é possível que o ensaio seja realizado com o uso de qualquer computador equipado com o software do sistema desenvolvido e com o dispositivo *Bluetooth*, respeitado seu máximo alcance.

O sensor de temperatura e umidade é calibrado pelo fabricante, sendo os seus coeficientes de correção armazenados na memória interna do sensor. Após esta correção, os valores medidos são fornecidos pelo sensor com erros típicos de $\pm 0,3$ °C e $\pm 1,8\%$ UR.

Os sensores de pressão das vias aéreas e fluxo de ar foram calibrados por equipamentos utilizados pelo IEB-UFSC para ensaio de esfigmomanômetros e ventiladores pulmonares, respectivamente. Tais equipamentos são periodicamente calibrados em laboratório credenciado à Rede Brasileira de Calibração (RBC). O ideal seria realizar a calibração do sistema desenvolvido em laboratório credenciado na RBC. Contudo, não havia recursos disponíveis para contratação deste serviço.

O equipamento utilizado pelo LAT-IEB para os ensaios de desempenho em VPs (*Fluke VT-Plus*) possui um display onde são exibidos para o usuário os parâmetros ventilatórios calculados e as formas de onda de fluxo, pressão e volume. Além de cronometrar os intervalos estabelecidos pela norma, o técnico responsável pelo ensaio deve anotar manualmente as medidas apresentadas referentes a um ciclo respiratório. Deve anotar ainda, as medidas dos mostradores do VP analisado para o mesmo ciclo. Com o sistema desenvolvido, o técnico anota apenas os parâmetros medidos pelo próprio VP, pois os calculados pelo analisador são automaticamente apresentados na tela pelo software e armazenados no banco de dados.

A NBR 13763 faz restrições a respeito da faixa de temperatura do ar fornecido pelo VP (Seção 3.3.4), sendo, portanto, monitorada pelo sistema desenvolvido. O equipamento *Fluke VT-Plus* não realiza esta monitoração.

A norma delimita o erro máximo que o VP pode apresentar em relação à concentração de oxigênio na mistura gasosa fornecida (Seção 3.3.4). Este trabalho não incluiu célula de oxigênio no sistema desenvolvido para determinação deste parâmetro em função dos custos envolvidos, tendo em vista que o mesmo deve ser periodicamente substituído. No caso do *Fluke VT-Plus*, por exemplo, o custo da célula de oxigênio (modelo *MAX-14*, da *Maxtec*) está em torno de US\$ 280.00 sem taxas de importação e frete, devendo ser substituída a cada 12 meses.

Os resultados do teste de validação da calibração do sensor de fluxo (Seção 5.2.1) mostraram que os erros para determinação do PIF com o sistema desenvolvido em relação ao *Fluke VT-Plus* não foram muito significativos. Contudo, os erros apresentados para o PEF foram consideráveis.

Deve-se observar, no entanto, que na expiração o VP simplesmente abre uma válvula para que o MP seja desinflado de forma autônoma, sem que o VP exerça qualquer tipo de controle sobre o fluxo expiratório. Isto quer dizer que a forma de onda do fluxo, assim como o PEF, é resultado unicamente da impedância imposta pela tubulação que leva o ar do MP à válvula expiratória do VP. Neste percurso, encontra-se o analisador de VPs.

Assim, diferenças de impedância mecânica entre os analisadores acarretam diferenças significativas entre os valores de PEF obtidos por cada analisador. Portanto, os erros apontados nas Tabelas 5.1 e 5.2 para o PEF não denotam inadequação do sistema desenvolvido para a medição de fluxo.

O que se pode inferir destes resultados é que o sistema padrão oferece maior impedância ao fluxo do que o sistema desenvolvido, haja vista os maiores valores de PEF por este detectados.

Cabe aqui uma observação a respeito da influência do analisador de VPs sobre o circuito respiratório durante o ensaio de desempenho. Retomando o paralelo com circuitos elétricos (feita na Seção 3.2), é interessante que um voltímetro (ou amperímetro) altere o mínimo possível a impedância do circuito onde é inserido, para não influir de forma significativa no resultado da medição. Da mesma forma, é de se esperar do analisador de desempenho de VPs que sua resistência mecânica seja muito menor que a resistência do circuito respiratório como um todo, durante a realização do ensaio. Neste ponto, o sistema desenvolvido leva vantagem sobre o sistema utilizado como padrão, pela observação dos valores de PEF obtidos por cada analisador nos testes da Seção 5.2.1.

A observação das tabelas de resultados das avaliações de VPs (Seção 5.3.2) mostra que os valores obtidos pelo analisador padrão (AP) e pelo sistema desenvolvido (SD) são diferentes. Como mencionado na Seção 5.3.1, os dois analisadores foram conectados ao VP em momentos distintos, podendo o VP fornecer ar ao MP com parâmetros ligeiramente diferentes. Assim, os resultados apresentados eram esperados.

Na Tabela 6.1 é feita a comparação entre as medidas dos parâmetros obtidas por cada analisador no ensaio do ventilador pulmonar A1. Esta comparação não compreende a temperatura e a UR do ar fornecido pelo VP, pois estes parâmetros não são medidos pelo analisador padrão.

Tabela 6.1 – Diferença entre os parâmetros obtidos pelos dois analisadores no ensaio do ventilador pulmonar A1.

Parâmetro	Média das medidas obtidas pelo AP	Média das medidas obtidas pelo SD	Diferença $\frac{SD - AP}{AP} \cdot 100\%$
Freq. Resp.	10	9,99	-0,10%
TI	1,89	1,89	0,00%
TE	4,09	4,11	0,49%
Rel. I:E	1:2,16	1:2,17	-0,46%
PIP	18,33	19,32	5,40%
MAP	4,7	5,16	9,79%
PEEP	1,37	1,83	33,58%
PEF	49,48	53,55	8,23%
PIF	19,30	16,5	-14,50%
Vol. tidal	543,2	543,52	0,06%
Vol. minuto	5,394	5,44	0,85%

Na Tabela 6.2 é mostrada comparação semelhante para os ensaios realizados no ventilador pulmonar B1.

Tabela 6.2 – Diferença entre os parâmetros obtidos pelos dois analisadores no ensaio do ventilador pulmonar B1.

Parâmetro	Média das medidas obtidas pelo AP	Média das medidas obtidas pelo SD	Diferença $\frac{SD - AP}{AP} \cdot 100\%$
Freq. Resp.	10	10	0,00%
TI	2,023	2,05	1,33%
TE	3,963	3,953	-0,25%
Rel. I:E	1:1,953	1:1,93	1,19%
PIP	27,2	26,957	-0,89%
MAP	8,8	8,843	0,50%
PEEP	4,03	3,94	-2,23%
PEF	48,34	54,89	13,54%
PIF	20,61	20,63	0,10%
Vol. tidal	552,53	551,33	-0,22%
Vol. minuto	5,537	5,517	-0,36%

Na Tabela 6.3 é feita comparação entre as diferenças percentuais calculadas a partir dos valores presentes nas Tabelas 6.1 e 6.2.

Tabela 6.3 – Comparação entre as diferenças percentuais entre os dois analisadores nos ensaios de cada VP.

Parâmetro	VP	
	Ventilador A1	Ventilador B1
Freq. Resp.	-0,10%	0,00%
TI	0,00%	1,33%
TE	0,49%	-0,25%
Rel. I:E	-0,46%	1,19%
PIP	5,40%	-0,89%
MAP	9,79%	0,50%
PEEP	33,58%	-2,23%
PEF	8,23%	13,54%
PIF	-14,50%	0,10%
Vol. tidal	0,06%	-0,22%
Vol. minuto	0,85%	-0,36%

Para o ventilador B1, houve pequenas diferenças entre as medidas dos dois analisadores para os parâmetros de tempo (frequência respiratória, TI, TE e relação I:E), pressão (PIP, MAP e PEEP) e volume (Volume tidal e Volume minuto) e PIF. A única diferença significativa foi observada para o PEF (13,54%). Entretanto, como discutido

anteriormente, esta discrepância se deve à diferença de impedância mecânica imposta por cada analisador ao fluxo expiratório.

Com relação ao ventilador A1, a diferença entre os parâmetros de tempo e volume calculados pelos dois analisadores foi pouco significativa. Entretanto, houve diferença apreciável para os parâmetros de pressão e fluxo. O bom desempenho do sistema desenvolvido no ensaio do ventilador B1, e na detecção dos parâmetros de tempo e volume do ventilador A1, leva a crer que a divergência apresentada para os parâmetros de pressão e fluxo é fruto de uma possível variabilidade nestes parâmetros, apresentada pelo próprio VP. Esta justificativa é plausível, dado que o VP foi submetido a cada um dos analisadores em instantes diferentes. Salienta-se ainda que a verificação da calibração dos sensores mostrou que os mesmos apresentam reprodutibilidade.

O sistema foi testado em um número insuficiente de VPs. Para as formas de onda geradas por estes modelos, os algoritmos para o de cálculo de parâmetros (especialmente o de detecção de início das fases respiratórias – Seção 4.2.2) mostraram-se bastante robustos. Ao longo da utilização do sistema, esta robustez poderá ser melhor avaliada. Como o sistema registra as formas de onda, caso seja identificada alguma falha, o cálculo dos parâmetros poderá ser realizado *off-line* (a partir da correção do algoritmo) para que o ensaio realizado não se perca.

As normas onde são prescritos os requisitos mínimos de desempenho e segurança que devem ser obedecidos pelos fabricantes não especificam como devem ser verificados estes requisitos. Não existe nenhuma delimitação sobre o procedimento de ensaio. Desta forma, não há consenso definitivo sobre quais parâmetros devem ser monitorados nos ensaios, nem sobre como estes parâmetros devem ser obtidos, ou mesmo sobre quantas medições de parâmetros devem ser feitas durante o ensaio. Como não há padronização, cada fabricante pode proceder da maneira que lhe for mais conveniente, e os laboratórios que realizam avaliação de VPs têm de criar seus próprios procedimentos de ensaio. E isto pode trazer inconsistência ao resultado da avaliação do VP.

Para citar um exemplo, tome-se o caso da PEEP (*positive end expiratory pressure*, ou pressão positiva expiratória final). Pode-se entender que a forma de medir este parâmetro seja verificando o valor da pressão logo antes do instante de disparo. Entretanto, outras interpretações também podem ser utilizadas. No caso do *Fluke VT-Plus*, a PEEP é medida pela média dos valores de pressão nos instantes da expiração em que o fluxo é

nulo. No caso do sistema desenvolvido ao longo deste trabalho, foi tomada a média dos valores de pressão durante o último segundo da expiração.

6.2. Conclusão

O desenvolvimento deste sistema baseia-se na necessidade de assegurar o desempenho dos equipamentos médicos na prática clínica a partir da avaliação periódica destes de acordo com os padrões recomendados pelas normas. Busca-se desenvolver tecnologia nacional na área, como também disseminar práticas de gerenciamento da tecnologia médico-hospitalar no Brasil.

Com a redução de custos de analisadores de VPs a partir de sua produção no Brasil, espera-se que um número crescente de instituições de saúde possa ter acesso a estes equipamentos, agregando valor e qualidade ao seu serviço de assistência médica.

Com este propósito, foi desenvolvido sistema de avaliação de desempenho de ventiladores pulmonares de uso adulto de acordo com as normas NBR 13763 e NBR IEC 60-601-2-12. Este sistema, compreendendo desenvolvimentos de hardware e software, realiza a aquisição, análise e armazenamento dos parâmetros ventilatórios fornecidos por um ventilador pulmonar de uso adulto.

O hardware utiliza transdutores disponibilizados recentemente no mercado e comunicação RF para transmissão dos dados para o computador.

A comunicação *Bluetooth* entre o módulo de aquisição e o computador onde é executado o programa facilita a utilização do sistema, por se tratar de uma comunicação sem fio. A taxa de transmissão utilizada foi satisfatória para a aplicação, não acarretando a perda de dados por sobrescrita em *buffers* de comunicação. Além disto, não foram observadas perdas de dados durante as transmissões, ou mesmo interferência do sinal de RF do dispositivo *Bluetooth* sobre equipamentos no ambiente de ensaio.

O computador analisa, em tempo real, os parâmetros respiratórios fornecidos pelo VP. O programa possui interface que orienta o trabalho do técnico na avaliação de VPs ao longo do ensaio. Isto é realizado através de mensagens que informam, por exemplo, o momento em que os parâmetros monitorados pelo VP devem ser anotados. O banco de dados do sistema permite o cadastramento de VPs e, a partir daí, o registro de todos os ensaios realizados com o mesmo. Através de consultas, é possível obter a planilha

com as informações referentes a cada um destes ensaios, possibilitando o acompanhamento do desempenho do VP ao longo de toda sua vida útil.

A partir da comparação de desempenho de diferentes modelos de VPs, uma instituição de assistência em saúde dispõe de uma ferramenta para uma decisão mais criteriosa no procedimento de aquisição de VPs.

O procedimento do ensaio de desempenho de VPs empregado pelo sistema baseia-se no empregado pelo LAT-IEB-UFSC. Ao fim do ensaio, o software disponibiliza automaticamente os dados obtidos, através de uma planilha com todas as informações previstas por este procedimento.

O acesso ao equipamento empregado pelo LAT para a realização de ensaios de VPs foi de fundamental importância para a validação do sistema desenvolvido, pois pôde ser utilizado na calibração do sensor de fluxo e nos ensaios de validação, permitindo que seus resultados fossem comparados com os obtidos pelo sistema desenvolvido.

6.3. Trabalhos futuros

Para realizar todas as medidas requeridas pela norma, uma célula de oxigênio deve ser incorporada ao sistema proposto para medição de fração de oxigênio do ar fornecido pelo VP. Isto não foi realizado por limitações financeiras. Entretanto, como o microcontrolador dispõe de canais no conversor A/D para a digitalização do sinal proveniente da célula de oxigênio, sua adaptação ao sistema seria relativamente simples.

No software, as formas de onda de pressão, fluxo e volume são visualizadas com escala fixa nos respectivos eixos de ordenadas. Uma opção de ajuste automático da escala dos gráficos às amplitudes de cada forma de onda enriqueceria a análise do técnico durante a realização do ensaio.

A análise automática dos parâmetros ventilatórios foi satisfatória para os modelos de VPs analisados. Entretanto, dependendo do modelo de VP analisado, esta pode incorrer em erros. Assim, seria interessante o desenvolvimento de uma ferramenta de análise *off-line* das curvas de pressão e fluxo adquiridas, que já são salvas em arquivo.

Testes realizados em laboratório sugeriram confiabilidade na transmissão de dados entre o hardware e o PC. Entretanto, o sistema desenvolvido não conta ainda com uma rotina de verificação de perda de pacotes, que deve ser incorporada ao software.

Para sua aplicação em ensaios de VPs, há a necessidade de certificar o sistema desenvolvido em laboratório credenciado pela RBC.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABNT – ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS; 2004. *Equipamento eletromédico parte 2-12: prescrições particulares para segurança de ventilador pulmonar – ventiladores para cuidados críticos*, NBR IEC 60601-2-12. Rio de Janeiro.

ABNT – ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS; 1996. *Ventiladores pulmonares para uso medicinal*, NBR 13763. Rio de Janeiro.

ANALOG DEVICES. 2003. *ADuC 841 Microcontroller Datasheet*. USA.

AULER JÚNIOR, José O.C., Amaral, Ruy V. G. *Assistência ventilatória mecânica*. São Paulo: Atheneu, 1995.

BD Group International, Inc; 2007. <http://www.bcgrouptl.com>

BEHBEHANI, K. Mechanical Ventilation. In: BRONZINO, Joseph D. *The Biomedical Engineering Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

BLUETOOTH SIG; 2005. *Specification of the Bluetooth System Core v1.2*. Disponível em www.bluetooth.com, último acesso: 14 de julho de 2007.

BRAY, J.; Sturman, C. F; 2001. *Bluetooth: Connect without Cables*. 1. ed. Upper Saddle River, New Jersey : Prentice Hall Ptr.

BUTTON, Vera L. da S. N. In: Ministério da Saúde, Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde, Projeto REFORSUS. *Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção*. Brasília, 2002.

CARVALHO, W. B. de; Hirschheimer, M. R.; Proença Filho, J. O.; Freddi, N. A.; Troster, E. J. *Ventilação pulmonar mecânica em pediatria e neonatologia*. 2ª ed. São Paulo: Atheneu, 2004.

COELHO, R. B.; GIANNELLA NETO, A. Sistema de Avaliação de Ventiladores Pulmonares. *Revista Brasileira de Engenharia – Caderno de Engenharia Biomédica*, Rio de Janeiro, v. 11, p. 17-40, 1995.

ECRI – Emergency Care Research Institute. *Health devices inspection and preventive maintenance, procedure/checklist 458-0595*. 1995.

DOEBELIN, E. O. *Measurement Systems Application and design, Mechanical Engineering Series*. 4. ed. EUA: Mcgraw-Hill, 1990.

ENDRES, Rodrigo Nunes. *Equipamento para Ensaio de Funcionalidade de Desfibriladores*. Florianópolis. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.

ESPERANÇA, Carlos G.; 1996. *Estudo de metodologias para gerenciamento de ventiladores pulmonares*. Florianópolis. Dissertação. (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

GAMBAROTO, Gilberto; Avino, Rentao A. *Oxigenoterapia*. In: Gambaroto, Gilberto. *Fisioterapia Respiratória*. São Paulo: Atheneu, 2006.

GONÇALVES, Armando A.; 2004. *Apostila de Metrologia*. Florianópolis: LABMETRO – UFSC.

GUYTON, Arthur C. Hall, John E. *Tratado de Fisiologia Médica*. 10ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 2002.

GUYTON, Arthur C. Hall, John E. *Textbook of medical physiology*, 11th ed. Pennsylvania: Elsevier Inc., 2006.

HONEYWELL. 2007. *DC030NDC4*. <http://www.honeywell.com/sensing>.

JOHNSON, A.T., Lausted, C. G., Bronzino, J. D. Respiratory System. In: BRONZINO, Joseph D. *The Biomedical Engineering Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

KC WIREFREE. 2006. *KC-21 Datasheet*. USA.

KOLM, Daniel. *Sistema Microcomputadorizado para Ensaio de Desempenho de Desfibriladores Incorporando Tecnologia Bluetooth*. Florianópolis, 2006. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)– Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

MARTINCOSKI, Daniel Henrique. *Sistema para Telemetria de Eletrocardiograma Utilizando Tecnologia Bluetooth*. Florianópolis. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.

MATTHEW, N., STONES, R. *Beginning Databases with PostgreSQL*, 2. ed. USA: Apress, 2005.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção, Capacitação a Distância*. ISBN 85-334-0556-1. Brasília: Ministério da Saúde, 2002.

PÁDUA, Adriana I. de ; MARTINEZ, José A. B. *Modos de Assistência Ventilatória*. Medicina (Ribeirão Preto), Ribeirão Preto, v. 34, p. 133-142, 2001.

PERTENCE JÚNIOR, Antonio. *Amplificadores operacionais e filtros ativos*. 5ª ed. São Paulo : McGraw-Hill, 1988.

SCHILDT, H.; Guntle, G. *Borland C++ Builder, a referência completa*. 1ª ed. Rio de Janeiro : Elsevier, 2001.

SENSIRION AG. *SHT75 Satasheet*. Switzerland, 2005.

SILVA, Humberto P.; 2001. *Sistema microcomputadorizado para a avaliação de desempenho de ventiladores pulmonares*. Florianópolis. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

SILVERTHORN, Dee U. *Fisiologia humana: uma abordagem integrada*. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2003.

SWART, B.; Cashman, M.; Gustavson, P.; HollingWorth, J.; 2002. *Borland C++Builder 6 Developer's Guide*. 1 ed. Indianapolis, Indiana : Sams Publishing.

TAVARES, M. C.; AZEVEDO, F. M; 2004. Algoritmo para detecção precisa da contração ventricular cardíaca visando determinação da VRC intraoperatória. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE COMPUTAÇÃO (4. : Out. 2004 : Itajaí, Santa Catarina). *Anais*. Itajaí. p. 445-450.

TOLOTTI, Alisson A. 2004. *Desenvolvimento de procedimento para realização de ensaio de desempenho em ventiladores pulmonares*. Florianópolis. Monografia (Pós-Graduação em Engenharia Elétrica – Especialização em Engenharia Clínica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

TOMPKINS, W. J.;1995. *Biomedical digital signal processing: C-language examples and laboratory experiments for the IBM PC*. 1ª ed. Upper Saddle River, New Jersey : Prentice Hall Ptr.

ANEXO I – CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO SENSOR SHT75

CERTIFICATION

SENSIRION
THE SENSOR COMPANY

Product: **SHTxx Family**
Description: **Digital Humidity and Temperature Sensor**

This is to certify that above product is calibrated using dedicated equipment which is calibrated according to **ISO/IEC 17025** and calibrated by comparison against natural standards, natural physical constants, consensus standards, or by ratio type measurements using self-calibrating techniques.

Standards incorporated to establish this comparison are NIST and NPL traceable.



Date of Certification: **March 2005**

Valid till: **May 2007**

Zurich, April 2005

A handwritten signature in black ink, appearing to be "d. G.", written over a horizontal line.

CEO, Sensirion AG

A handwritten signature in black ink, appearing to be "A. Stein", written over a horizontal line.

Quality Assurance Manager, Sensirion AG

ANEXO II – DEFINIÇÕES DE TERMOS METROLÓGICOS

Os principais conceitos metrológicos usados no presente trabalho são apresentados no Quadro I.

Quadro I – Definições de termos metrológicos usados nesse trabalho. Fonte: Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia (VIM)-Inmetro, 2005.

AJUSTE: operação destinada a fazer com que um instrumento de medição tenha desempenho compatível com o seu uso.

CALIBRAÇÃO (AFERIÇÃO): conjunto de operações que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição ou sistema de medição ou valores representados por uma medida materializada ou um material de referência, e os valores correspondentes das grandezas estabelecidos por padrões.

ERRO ALEATÓRIO: resultado de uma medição menos a média que resultaria de um infinito número de medições do mesmo mensurando efetuadas sob condições de repetitividade.

ERRO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO: indicação de um instrumento de medição menos um valor verdadeiro da grandeza de entrada correspondente.

ERRO SISTEMÁTICO: média que resultaria de um infinito número de medições do mesmo mensurando, efetuadas sob condições de repetitividade, menos o valor verdadeiro do mensurando.

EXATIDÃO: aptidão de um instrumento de medição para dar respostas próximas a um valor verdadeiro.

FAIXA DE MEDIÇÃO: conjunto de valores de um mensurando para o qual se admite que o erro de um instrumento de medição mantém-se dentro dos limites especificados.

INCERTEZA DA MEDIÇÃO: parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser fundamentadamente atribuídos a um mensurando.

PADRÃO DE REFERÊNCIA: padrão, geralmente tendo a mais alta qualidade metrológica disponível em um dado local uma dada organização, a partir do qual medições lá executadas são derivadas.

REGULAGEM: ajuste, empregando somente os recursos disponíveis no instrumento para o usuário.

SISTEMA DE MEDIÇÃO: conjunto completo de instrumentos de medição e outros equipamentos acoplados para executar uma medição específica.

RESOLUÇÃO: menor diferença entre indicações de um dispositivo mostrador que pode ser significativamente percebida.

REPETITIVIDADE: aptidão de um instrumento de medição em fornecer indicações muito próximas, em repetidas aplicações do mesmo mensurando, sob as mesmas condições de medição; OU: grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando efetuadas sob as mesmas condições de ensaio.

REPRODUTIBILIDADE: grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando efetuadas sob condições variadas de medição.

ANEXO III – PLANILHA DE DADOS DO ENSAIO DO VP “A1”

Universidade Federal de Santa Catarina Instituto de Engenharia Biomédica										
Ensaio de desempenho de Ventilador Pulmonar										
Dados do Equipamento:										
Marca: Marca A	Modelo: Modelo 1	Núm. de série: NNNNN								
Cliente: Hospital H1	Núm. de patrimônio: PPPPP	Código CELEC: VTP - XX								
Dados do Ensaio:										
Data: 25/5/2007	Núm. da OSAT: OS2	Núm do relatório: REL2								
Código do analisador: VentiCal	Local: Hospital H1	Tipo de ensaio: validação								
Acessório do analisador: MP1										
Condições de ensaio:										
Pressão atmosférica (hPa): 1021			Tensão da rede (V): 217,1							
Temperatura (°C): 20,3			Umidade Relativa (%): 58							
Avaliação Qualitativa:										
Item	Conforme	Observações								
Aparência externa	S									
Instalação	S									
Cabo de alimentação	S									
Fusível de proteção	N	não acessível								
Marcações	S									
Encaixes / conexões	S									
Circuito / traquéias	S									
Indicações visuais e sonoras	S									
Botões e teclas	S									
Bateria / Carga	S									
Alarmes	S									
Continuidade da ventilação	S									
Avaliação Quantitativa:										
Parâmetro	Configurado no VP	Monitorados pelo VP			Medidos pelo analisador					
		Resolução	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 1	Medida 2	Medida 3		
Temperatura (°C)						20,71	20,59	20,54		
Umidade (%)						48,56	49,97	50,73		
Freq. respiratória (cpm)	10					10	10	9,98		
Tempo inspiratório (s)						1,89	1,89	1,9		
Tempo expiratório (s)						4,11	4,11	4,11		
Relação I:E	1:2					1:2,18	1:2,18	1:2,16		
PIP (cmH ₂ O)			20	20	19	19,41	19,21	19,34		
MAP (cmH ₂ O)						5,2	5,15	5,13		
PEEP (cmH ₂ O)	4					1,84	1,88	1,77		
PEF (l/min)						-53,55	-53,55	-53,55		
PIF (l/min)						16,64	16,4	16,46		
Volume tidal (ml)	500		460	465	450	543,97	538,22	548,38		
Volume minuto (l/min)						5,45	5,38	5,5		

