

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL**

JULIANO TOPOROSKI MAYOR

**SISTEMA DE REABILITAÇÃO PULMONAR POR PRESSÃO
POSITIVA INTERMITENTE – SRPPPI**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2010

JULIANO TOPOROSKI MAYOR

**SISTEMA DE REABILITAÇÃO PULMONAR POR PRESSÃO
POSITIVA INTERMITENTE - SRPPPI**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, para a obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia

CURITIBA

2010

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

M473s Mayor, Juliano Toporoski
Sistema de reabilitação pulmonar por pressão positiva intermitente –
SRPPPI / Juliano Toporoski Mayor. — 2010.
89 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Joaquim Miguel Maia
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná.
Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática
Industrial. Área de concentração: Engenharia Biomédica, Curitiba, 2010.
Bibliografia: p. 79-84

1. Tecnologia de reabilitação. 2. Pulmões – Doenças. 3. Aparelho
respiratório – Fisioterapia. 4. Engenharia biomédica. 5. Engenharia elétrica –
Dissertações. I. Maia, Joaquim Miguel, orient. II. Universidade Tecnológica
Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e
Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

Título da Dissertação N° 530:

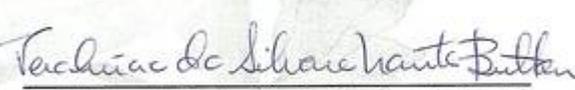
**“Sistema de reabilitação pulmonar por pressão
positiva intermitente - SRPPPI”**

por

Juliano Toporoski Mayor

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do título de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba às 14h do dia 27 de maio de 2010. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:


Prof. Joaquim Miguel Maia, Dr.
(Presidente – UTFPR)


Prof. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button, Dr.
(UNICAMP)


Prof. Wilson José da Silva, Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:


Prof. Fábio Kurt Schneider, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

AGRADECIMENTOS

A Deus.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia, pela confiança no trabalho, motivação, apoio e paciência ao longo deste período.

Ao Dr. Gerson Luiz Costin, pela proposta de trabalho e pelas valiosas orientações e explicações, fundamentais para a execução do projeto.

À minha esposa Giovana Resmer Mayor, pelo apoio incondicional e incentivo constante.

Aos meus pais, Adão Toporoski Mayor e Maria Nilza Toporoski Mayor, pelos ensinamentos de vida e sabedoria.

A todos que apoiaram este trabalho, em especial aos amigos Cristiano Feijó da Rosa e Everton Luiz Horning, companheiros que abriram as portas para esta jornada.

RESUMO

MAYOR, J. T. SISTEMA DE REABILITAÇÃO PULMONAR POR PRESSÃO POSITIVA INTERMITENTE – SRPPPI. 2010. 89 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica – Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2010.

As enfermidades obstrutivas crônicas que afetam os pulmões, comumente conhecidas como Doenças Pulmonares Obstrutivas Crônicas – DPOC estão entre as principais causas de morbimortalidade por doenças crônicas em todo o mundo. A DPOC possui graus variados, podendo inclusive inviabilizar atividades simples, como caminhar ou trocar de roupa. O tratamento da DPOC busca resgatar os padrões respiratórios do paciente, que em geral está associado às técnicas de desobstrução, limpeza e expansão pulmonar. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de reabilitação pulmonar por pressão positiva intermitente (SRPPPI) para ser utilizado como ferramenta de apoio nos tratamentos das DPOCs e ajudar o Fisioterapeuta no desenvolvimento de novos métodos terapêuticos. O hardware do SRPPPI foi desenvolvido com base no microcontrolador MSP430F2274 da Texas Instruments e em válvulas de alta velocidade, que permitem operações em até 330 Hz. O protótipo é composto por mostrador de LCD, teclado, sensores de pressão e um sistema para medição de fluxo. Foram realizados testes no Departamento de Engenharia Clínica do Hospital Santa Cruz de Curitiba, onde foi possível avaliar as curvas de fluxo, pressão e as frequências de operação pré-programadas, em comparação com equipamentos de bancada. Os resultados dos ensaios realizados mostraram erros máximos de 2,2 % para fluxo, 7,0 % para valores positivos de pressão e -5,3 % para frequência.

Palavras Chave: Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica, Fisioterapia Pulmonar, expansão Pulmonar, Pressão Positiva Intermitente.

ABSTRACT

MAYOR, J. T. PULMONARY REHABILITATION SYSTEM WITH INTERMITTENT POSITIVE PRESSURE - SRPPPI. 2010. 89 p Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica – Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2010.

The chronic obstructive diseases that affect the lungs, commonly known as Chronic Obstructive Pulmonary Disease - COPD are among the leading causes of morbidity and mortality from chronic diseases in the world. COPD has varying degrees and may hinder simple activities, such as walking or changing clothes. The treatment of COPD performed by a pulmonary physiotherapist, seeks to recover the patient's breathing patterns, in general the techniques used in treatments are associated with clearance, cleaning and pulmonary expansion. This paper presents the development of a pulmonary rehabilitation system for intermittent positive pressure (SRPPPI) to be used in support of the treatments for COPDs and assist the physiotherapist in the development of new therapies. The SRPPPI hardware was developed based on the MSP430F2274 microcontroller from Texas Instruments and high-speed valves capable of operating at up to 330 Hz. The prototype also has LCD *display*, keyboard, computer communication port, pressure sensors and a system based on the Venturi effect, for measuring flow. Tests were conducted at the Department of Clinical Engineering, Santa Cruz Hospital of Curitiba, where the curves were evaluated for flow, pressure and the response of the prototype at preprogrammed operating frequencies, compared with benchtop equipment. The results of the tests showed maximum errors of 2,2 % for flow, 7,0 % for positive pressure and -5,3 % for frequency.

Keywords: Chronic Obstructive Pulmonary Disease, respiratory therapy, pulmonary expansion, intermittent positive pressure.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
1.1. MOTIVAÇÃO.....	13
1.2. OBJETIVO.....	15
1.3. ORGANIZAÇÃO.....	15
2. VENTILAÇÃO PULMONAR	16
2.1. PRINCÍPIOS DA VENTILAÇÃO PULMONAR.....	16
2.2. A VENTILAÇÃO PULMONAR MECÂNICA.....	21
2.2.1. TIPOS DE VENTILAÇÃO PULMONAR E MODOS VENTILATÓRIOS.....	24
2.2.1.1. CICLAGEM POR PRESSÃO.....	24
2.2.1.2. CICLAGEM POR VOLUME.....	24
2.2.1.3. CICLAGEM POR FLUXO.....	25
2.2.1.4. CICLAGEM POR TEMPO.....	25
2.2.1.5. MODO CONTROLADO.....	25
2.2.1.6. MODO ASSISTIDO.....	26
2.2.1.7. MODO CONTROLADO - ASSISTIDO.....	26
2.2.1.8. MODO MANDATÓRIO INTERMITENTE.....	26
2.2.1.9. RELAÇÃO ENTRE CURVAS DE FLUXO, VOLUME E PRESSÃO.....	27
2.3. A FISIOTERAPIA DE REABILITAÇÃO PULMONAR.....	28
2.3.1. MANOBRAS DE REABILITAÇÃO PULMONAR.....	28
2.3.1.1. DRENAGEM POSTURAL.....	29
2.3.1.2. PERCUSSÃO PULMONAR POSTURAL.....	30
2.3.1.3. VIBRAÇÃO MANUAL.....	31
2.3.2. EQUIPAMENTOS DE EXPANSÃO PULMONAR.....	32
2.3.2.1. CPAP.....	32
2.3.2.2. BiPAP.....	33
2.3.2.3. REANIMADOR DE MULLER.....	34
2.3.2.4. ESPIRÔMETRO DE INCENTIVO.....	34
2.3.3. EQUIPAMENTOS DE VIBROTERAPIA PULMONAR.....	35
2.3.3.1. FLUTTER E SHAKER.....	35
2.3.3.2. VENTILAÇÃO PERCUSSIVA INTRAPULMONAR – IPV (INTRAPULMONARY PERCUSSIVE VENTILATION).....	36
2.4. VIBRAÇÕES MECÂNICAS E O CORPO HUMANO.....	37
3. METODOLOGIA	41
3.1. HARDWARE.....	41
3.1.1. PRÉ-REQUISITOS DO PROJETO.....	41

3.1.2.	DIAGRAMA EM BLOCOS E PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO	42
3.1.3.	MEDIÇÃO DE PRESSÃO E FLUXO	43
3.1.3.1.	PRESSÃO.....	43
3.1.3.2.	FLUXO	46
3.1.4.	CONTROLE DE VÁLVULAS.....	50
3.1.5.	PROCESSAMENTO.....	52
3.1.6.	INTERFACE COM O USUÁRIO	53
3.1.7.	PROTÓTIPO	54
3.2.	<i>SOFTWARE</i>	56
3.2.1.	ALGORITMO PRINCIPAL.....	56
3.2.2.	COMPILADOR E FERRAMENTAS DE DESENVOLVIMENTO.....	60
3.3.	TESTES DE VALIDAÇÃO DO PROTÓTIPO	61
4.	RESULTADOS E EXPERIMENTOS.....	62
4.1.	PROTÓTIPO	62
4.2.	MEDIÇÃO DA PRESSÃO NO CIRCUITO DO PACIENTE	65
4.3.	MEDIÇÃO DO FLUXO CORRENTE	67
4.4.	TEMPOS E FREQUÊNCIA DE INTERMITÊNCIA DE FLUXO	70
5.	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	74
5.1.	DISCUSSÃO	74
5.2.	CONCLUSÃO	76
5.3.	MELHORIAS FUTURAS	77
	REFERÊNCIAS	79
	APENDICE A - DIAGRAMA ELETRÔNICO DOS BLOCOS DE ADEQUAÇÃO DA FONTE, CONTROLE DE CARGA DA BATERIA E ALARMES.....	85
	APENDICE B - DIAGRAMA ELETRÔNICO DOS BLOCOS CPU, USB, LCD E TECLADO.	86
	APENDICE C - DIAGRAMA ELETRÔNICO DOS BLOCOS DE ACIONAMENTO DE VÁLVULAS E AMPLIFICADORES DOS SENSORES.	87
	APENDICE D – PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO: FACE DE COMPONENTES SMD.....	88
	APENDICE E – PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO: FACE DE COMPONENTES PTH.	89

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estrutura anatômica da região pulmonar e órgãos do trato respiratório inferior.	17
Figura 2 – Curvas respiratórias de Pressão x Tempo em um paciente saudável com complacência de 25 ml/cmH ₂ O. (a) Ventilação espontânea; (b) Ventilação mecânica.	18
Figura 3 – (a) Ilustração dos bronquíolos, capilares e alvéolos; (b) Representação das trocas gasosas em nível alveolar.	19
Figura 4 – Representação dos alvéolos com e sem surfactante.	20
Figura 5 – Radiografia de paciente portador de DPOC: lobo esquerdo totalmente afetado. ...	21
Figura 6 – Equipamento de Heinrich Drager, conhecido como “Pulmotor”.	22
Figura 7 – O “Pulmão de aço” criado por Emerson em 1931 e utilizado durante a epidemia de Poliomielite.	22
Figura 8 – Respirador Bird Mark 7.	23
Figura 9 – Ventiladores atuais: Telas grandes e muitos recursos. (a) Modelo Inter 7 Plus, do fabricante Intermed.; (b) Modelo Vivo, do fabricante Airsys; (c) Modelo Servo i, do fabricante Marquet.	23
Figura 10 – Curvas de fluxo, volume e pressão para ventilações mecânicas distintas. (a) Modo controlado por volume; (b) Modo controlado por pressão.	27
Figura 11 - Drenagem postural com o paciente em uma das posições previstas pela técnica.	30
Figura 12 – Percussão manual postural: Tapotagem.	30
Figura 13 – Percussão manual postural: Cubital.	31
Figura 14 – Paciente submetido à vibração manual.	32
Figura 15 – Modelo série M do fabricante Respironics: possui funções CPAP e BiPAP.	33
Figura 16 – Kit que compõe o Reanimador de Muller.	34
Figura 17 – Expirômetro de incentivo.	35
Figura 18 – Flutter: Formato de cachimbo e esfera na ponta angulada vazada.	36
Figura 19 – IPV: Equipamento que promove a percussão intrapulmonar através de controle de fluxo.	37

Figura 20 – Representação do efeito causado pela aplicação da pressão positiva intermitente em um pulmão com região alveolar colapsada.....	40
Figura 21 – Diagrama de blocos do sistema SRPPPI.....	42
Figura 22 - Sensor de pressão Motorola MPX10DP.....	43
Figura 23 - Diagrama esquemático da etapa de amplificação do sensor de pressão MPX10DP.	44
Figura 24 – Diagrama esquemático do filtro passa baixa (FPB) utilizado para o sensor MPX10DP.....	45
Figura 25 – Atenuação da banda de resposta do amplificador em relação à frequência.....	45
Figura 26 – Sensor de pressão Motorola MPX5500.....	46
Figura 27 – Diagrama de montagem de um tubo Venturi.....	46
Figura 28 – Conexões de engate rápido 4 mm: Diâmetros internos diferentes.....	48
Figura 29 – Arranjo montado para medição de fluxo com o sensor de pressão diferencial MPX5500.....	48
Figura 30 – Válvula Festo MH2 para acionamento rápido e vazão de 100 l/min.....	50
Figura 31 – Válvula Festo MHA para acionamento rápido e vazão de 14 l/min.....	51
Figura 32 – Diagrama esquemático da etapa de acionamento da válvula MH2. Transistor de efeito de campo (FET) utilizado para drenar corrente da válvula MH2.....	52
Figura 33 – Pinagem do microcontrolador MSP430F2274, utilizado no sistema SRPPPI.....	53
Figura 34 – Interfaces com o usuário. (a) Teclado; (b) Display; (c) Alarmes.....	54
Figura 35 - Algoritmo do programa principal: Primeira parte.....	58
Figura 36 - Algoritmo do programa principal: Segunda parte.....	59
Figura 37 – Tela do compilador IAR Embedded Workbench.....	60
Figura 38 – Dispositivo de programação eZ430 da Texas Instruments.....	60
Figura 39 - Placa de circuito impresso utilizado no sistema SRPPPI: (a) faces SMD e (b) PTH.....	62
Figura 40 – Protótipo do sistema SRPPPI: Vista frontal do painel de controle: A – Display; B – Teclado.....	63

Figura 41 – Protótipo do sistema SRPPPI: Vista lateral da saída para o paciente: C – Conexão de saída para o paciente; D – Regulador de pressão comercial; E – Cabo de alimentação.....	64
Figura 42 – Telas do SRPPPI: (a) Apresentação e versão do firmware; (b) Ajuste de fluxo; (c) Teste inicial; (d) Parâmetros e navegação; (e) Unidades de medida; (f) Tela de alarme de pressão.	64
Figura 43 – Medição de pressão: Arranjo montado com o sistema SRPPPI, analisador PTS-2000, tubos e seringa.	65
Figura 44 – Tela 4 do SRPPPI: Tela de parâmetros com a medição de pressão mostrada no centro superior da tela.....	65
Figura 45 – Gráfico representativo das curvas de pressão obtidas no sistema SRPPPI e no PTS-2000.....	67
Figura 46 - Medição de fluxo: Arranjo montado para medição do valor real lido pelo PTS-2000 e do valor lido pelo SRPPPI. Ao fundo, o osciloscópio para medição do sinal de resposta do sensor MPX5500 ao acionamento da válvula de fluxo (frequência).....	68
Figura 47 – Tela 2 do sistema SRPPPI: Ajuste de fluxo.....	68
Figura 48 - Curvas de fluxo: Medida pelo sensor MPX5500 (vermelho) e corrigida pelo programa do microcontrolador (azul), em comparação com os valores medidos pelo PTS-2000 (verde).....	69
Figura 49 - Curvas de fluxo: (a) 6 Hz, (b) 8 Hz; (c) 10 Hz; (d) 12 Hz; (e) 14 Hz; (f) 16 Hz; (g) 18 Hz e (h) 20 Hz.	71
Figura 50 - Curvas de fluxo. (i) 22 Hz; (j) 24 Hz; (k) 26 Hz; (l) 28 Hz e (m) 30 Hz.....	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Sensibilidade do corpo humano de acordo com a frequência de vibração.	38
Tabela 2 – Valores de pressão obtidos no sistema SRPPPI e no PTS-2000.	66
Tabela 3 – Valores de fluxo obtidos no PTS-2000 e no SRPPPI.	69
Tabela 4 – Frequências programadas no protótipo e medidas no osciloscópio.	73

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AOS – Apnéia Obstrutiva do Sono

BiPAP – Bi-nível de Pressão Positiva nas vias Aéreas (*Bi-level Positive Airways Pressure*)

CPAP – Pressão Positiva Contínua nas vias Aéreas (*Continuous Positive Airways Pressure*)

CRF – Capacidade Residual Funcional

DPOC – Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica

FIR – Impulso de Resposta Finita (*Finite Impulse Response*)

FPB – Filtro Passa Baixa

IPV – Ventilação Percussiva Intrapulmonar (*Intrapulmonary Percussive Ventilation*)

LCD – *Display* de Cristal Líquido (*Liquid Cristal Display*)

LED – Diodo Emissor de Luz (*Light Emitting Diode*)

PTH – Pino Passante no Furo (*Pin Through Hole*)

SIMV – Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada (*Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation*)

SMD – Componente de Montagem em Superfície (*Surface Mount Device*)

SRPPPI – Sistema de Reabilitação Pulmonar por Pressão Positiva Intermitente

TMR – Treinamento Muscular Respiratório

USB – *Universal Serial Bus*

VNI – Ventilação Não Invasiva

CAPÍTULO 1

1. INTRODUÇÃO

1.1. MOTIVAÇÃO

A doença pulmonar obstrutiva crônica – DPOC é uma das principais causas de morbimortalidade por doenças crônicas em todo o mundo. No Brasil, somente no ano de 2009, a DPOC foi responsável por mais de 146 mil internamentos, sendo que cerca de 20 mil ocorreram somente no estado do Paraná (DATASUS, 2010).

A DPOC é caracterizada pela obstrução do fluxo nas vias aéreas, de forma progressiva e não totalmente reversível, secundária à bronquite crônica ou enfisema pulmonar (BORGES; VIANNA; TERRA FILHO, 2003). O tratamento da DPOC se dá normalmente por Treinamento Muscular Respiratório – TMR e utilização de métodos terapêuticos para melhora da higiene pulmonar.

No Brasil estima-se que 99,5% dos Fisioterapeutas utilizam como métodos terapêuticos técnicas para remoção de secreção e 99,3% fazem uso de procedimentos de expansão pulmonar. O uso de equipamentos de Ventilação Não Invasiva – VNI, no entanto, ainda é relativamente baixo, sendo utilizado por cerca de 49% dos Fisioterapeutas (NOZAWA et al, 2008). Na Inglaterra, estima-se que em hospitais este percentual seja semelhante, próximo de 48% (NÁPOLIS, 2006).

A adesão parcial dos Fisioterapeutas a equipamentos de VNI pode ser resultado da falta de equipamentos específicos para algumas patologias, como a DPOC. Pesquisas realizadas na região metropolitana de São Paulo mostram que cerca de 80% dos equipamentos utilizados para realização de VNI em hospitais públicos são ventiladores invasivos adaptados para VNI (NÁPOLIS, 2006). NÁPOLIS (2006) também revela que nos hospitais públicos apenas 4% dos equipamentos de ventilação são específicos para VNI, enquanto que nos hospitais privados este percentual gira em torno de 3%.

A dificuldade em encontrar equipamentos de VNI direcionados para operações de limpeza e expansão pulmonar é considerável. No Brasil isso se explica, em parte, devido à carência de tecnologias nacionais e ao alto custo dos importados. Hospitais de menor porte, clínicas e profissionais que atuam em domicílio, que pouco investem em equipamentos importados, têm dificuldade de encontrar soluções eficientes no mercado nacional, o que indiretamente compromete os tratamentos e os resultados obtidos.

Dos equipamentos para tratamento de DPOCs comercialmente disponíveis, não há conhecimento de qualquer dispositivo de VNI específico para higienização e expansão pulmonar, nacional ou importado, que contemple o controle eletrônico da frequência de demanda de pressão positiva e gatilho inspiratório programável. Essas características podem ser importantes para o desenvolvimento de estudos mais conclusivos sobre o efeito da percussão intrapulmonar em pacientes com DPOCs ou outras doenças correlacionadas.

SCHETTINO (2007) considera a VNI como um dos maiores avanços da ventilação mecânica dos últimos vinte anos e atribui o uso selecionado da VNI à redução da mortalidade e minimização dos custos de alguns tratamentos, fatores que motivaram o uso cada vez mais freqüente deste tipo de equipamento. Por ser não invasivo, o equipamento proporciona maior conforto ao paciente e aumenta a segurança durante o tratamento.

Equipamentos de Ventilação Não Invasiva (VNI), com controle de pressão positiva intermitente, podem servir no tratamento de diversas patologias respiratórias, como doenças obstrutivas crônicas, asma aguda, fibrose cística, bronquiectasias, doenças neuromusculares e deformidades da parede torácica. Os efeitos desejados do uso controlado da pressão positiva intermitente estão relacionados com a melhora da complacência pulmonar, expansão de áreas microatelectasiadas, ganho na Capacidade Residual Funcional (CRF) do paciente e remoção de secreções de regiões periféricas. A utilização de um equipamento de pressão positiva intermitente com controle de frequência, fluxo e pressão bem definidos, pode facilitar a atuação do Fisioterapeuta no trabalho com seus pacientes, melhorar a qualidade do tratamento e potencializar a recuperação.

1.2. OBJETIVO

O objetivo geral deste trabalho foi desenvolver um equipamento de Ventilação Não Invasiva (VNI) para reabilitação pulmonar baseado na utilização da pressão positiva intermitente, denominado Sistema de Reabilitação Pulmonar por Pressão Positiva Intermitente – SRPPPI, a ser testado em bancada para fornecer resultados que futuramente possam motivar o seu uso nos tratamentos da Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) e no auxílio da higienização pulmonar de pacientes hipersecretivos. Como objetivo específico, este trabalho tem o propósito de apresentar um hardware compacto e de fácil utilização, utilizando componentes comerciais acessíveis e de baixo custo.

1.3. ORGANIZAÇÃO

Esta dissertação está organizada em cinco capítulos. No capítulo 1 são apresentados a introdução, motivação e objetivos deste trabalho.

No capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica sobre a ventilação pulmonar, fisioterapia de reabilitação pulmonar, técnicas e equipamentos relacionados. O capítulo se encerra com uma breve abordagem sobre os efeitos das vibrações mecânicas no corpo humano.

No capítulo 3 é descrito o desenvolvimento do Sistema de Reabilitação Pulmonar por Pressão Positiva Intermitente (SRPPPI). São apresentados os detalhes de hardware e *software*, métodos de medição e aquisição de sinais, algoritmo e ferramentas utilizadas.

O capítulo 4 apresenta o protótipo do SRPPPI, como produto final do trabalho, e os resultados experimentais do Sistema de Reabilitação Pulmonar por Pressão Positiva Intermitente, obtidas através de ensaios de laboratório.

No capítulo 5 são apresentadas a discussão sobre o trabalho, conclusão e algumas sugestões para alterações futuras.

CAPÍTULO 2

2. VENTILAÇÃO PULMONAR

Neste capítulo é feita uma breve introdução sobre a ventilação pulmonar, resgate histórico sobre a ventilação e sobre a fisioterapia de reabilitação pulmonar. No contexto deste trabalho, a ventilação pulmonar está relacionada com o surgimento dos equipamentos de ventilação e suas evoluções tecnológicas, tipos de controles e modos ventilatórios. A fisioterapia de reabilitação pulmonar, tratada na terceira parte deste capítulo, tem o intuito de apresentar as principais técnicas e os equipamentos de Ventilação Não Invasiva (VNI) utilizados nos tratamentos fisioterapêuticos de patologias pulmonares. Por fim, na quarta e última parte deste capítulo é apresentada uma breve revisão sobre vibrações mecânicas e seus efeitos no corpo humano.

2.1. PRINCÍPIOS DA VENTILAÇÃO PULMONAR

O processo de ventilação pulmonar ocorre essencialmente para que haja uma constante renovação do ar alveolar, tornando-o disponível para a troca gasosa e oxigenação do sangue. Um indivíduo normal executa esse processo de forma automática, controlado pelo sistema nervoso central e realizado por mecanismos do sistema respiratório, como o diafragma, músculos intercostais e músculos abdominais. É possível entender o funcionamento do pulmão comparando-o com um fole, capaz de encher e esvaziar-se espontaneamente. A figura 1 mostra a estrutura anatômica da região pulmonar e órgãos associados ao trato respiratório inferior.

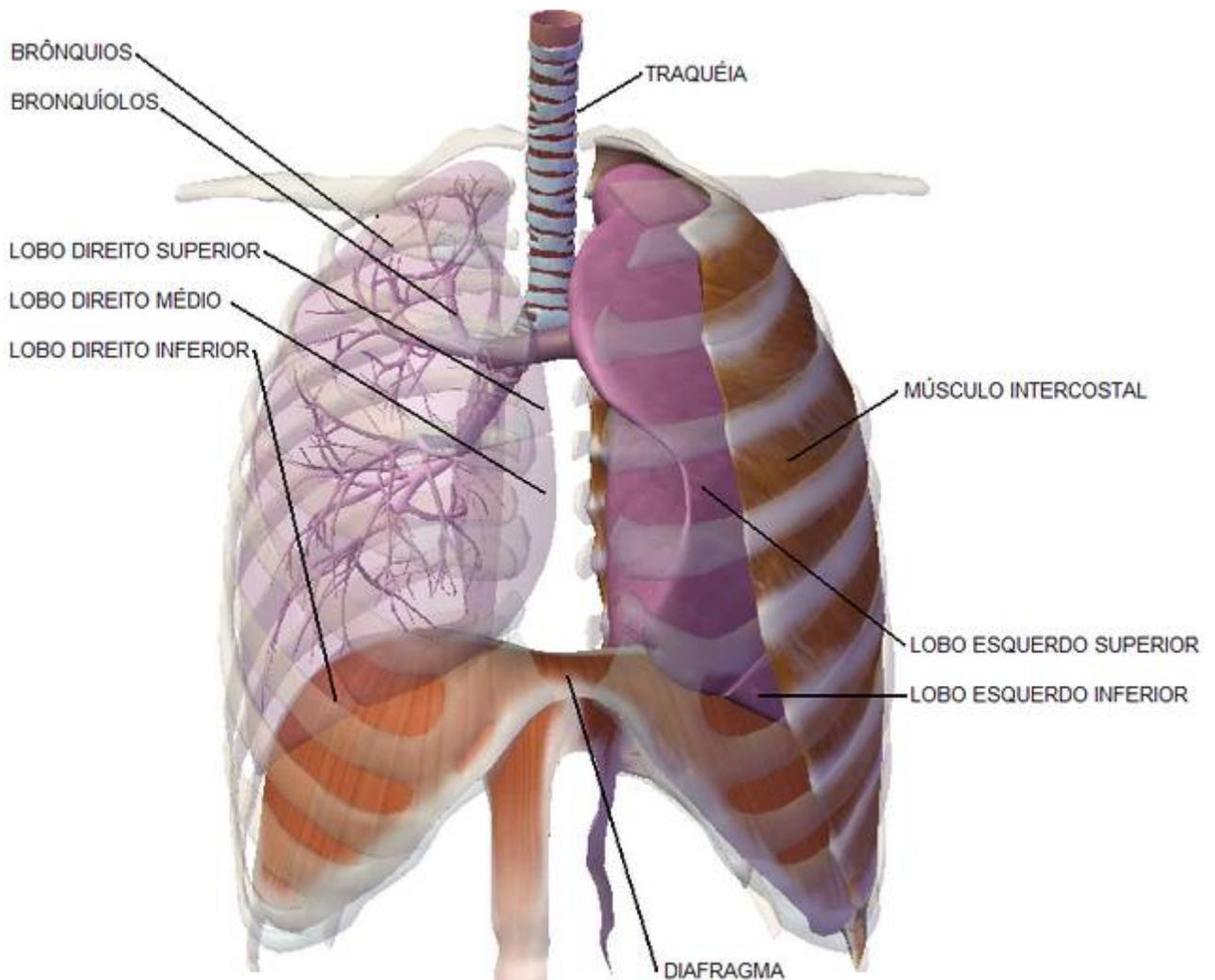


Figura 1 - Estrutura anatômica da região pulmonar e órgãos do trato respiratório inferior.

Fonte: Adaptado de Argosy Medical - Visible Body 3D, 2010.

Dentre as propriedades principais que determinam o funcionamento do sistema respiratório estão a complacência e a resistência. A primeira pode ser definida como a diferença de volume pela diferença de pressão e a resistência como a diferença de pressão pelo fluxo. A complacência representa a propriedade elástica do pulmão, ou seja, a capacidade de retornar ao seu estado de repouso (pressão igual a zero). A resistência é a oposição ao fluxo aplicado, normalmente o resultado da força de atrito do ar no sistema respiratório se transforma em despreendimento de calor.

Para que ocorra a ventilação pulmonar, é necessário que a pressão total na entrada (PTE) vença a pressão gerada pela resistência do sistema respiratório,

quando isto ocorre temos a inspiração. A PTE é a soma da pressão aplicada na inspiração e da pressão negativa gerada pela musculatura respiratória. Durante a inspiração, a pressão elástica, dada em grande parte pela complacência pulmonar, vai subindo até o momento que a PTE é igual à pressão elástica, a partir deste momento a pressão elástica torna-se maior, forçando o ar para fora dos pulmões, é a expiração. Ao final da inspiração e antes da expiração pode ocorrer uma pausa inspiratória, comumente conhecida como platô (DAVID, 2002). A figura 2 mostra as curvas respiratórias típicas de um paciente saudável, com volume pulmonar de 500 ml e complacência próxima de 25 ml/cmH₂O, em respiração espontânea (a) e com ventilação mecânica (b).

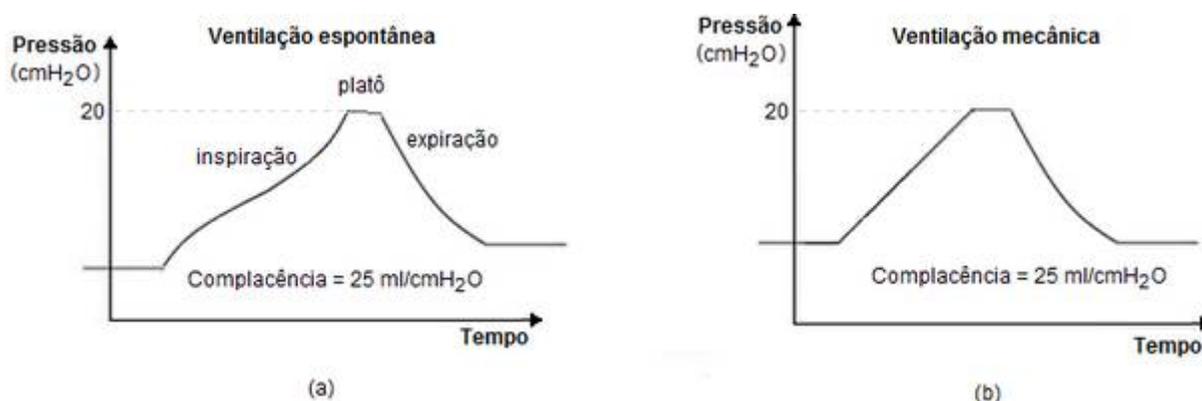


Figura 2 – Curvas respiratórias de Pressão x Tempo em um paciente saudável com complacência de 25 ml/cmH₂O. (a) Ventilação espontânea; (b) Ventilação mecânica.

Fonte: Adaptado de CARVALHO, 2000.

Do ponto de vista anatômico, numa visão mais microscópica, além dos brônquios intrapulmonares e bronquíolos, a estrutura pulmonar é composta também por alvéolos, que são cavidades muito pequenas, com aproximadamente 200 µm de diâmetro e parede extremamente delgada (ZIN; ROCCO, 1995). Fisiologicamente, BEPPU (1995) cita o surfactante pulmonar como um elemento muito importante no processo ventilatório. O surfactante é um complexo lipídico protéico que tem a capacidade de reduzir a tensão superficial da interface ar – líquido quando o alvéolo tende a diminuir de tamanho, evitando o colapamento alveolar.

Durante a inspiração os alvéolos que se encontram nas extremidades dos bronquíolos se enchem de oxigênio, permitindo a troca gasosa ou hematose

pulmonar. Com a inspiração também ocorre a absorção do surfactante pelo alvéolo, promovendo uma camada de proteção intra-alveolar, que mantém o alvéolo seco durante a expiração.

O processo de hematose pulmonar ocorre com a eliminação do dióxido de carbono e a absorção do oxigênio por difusão através do contato dos capilares sanguíneos com os sacos alveolares (BONASSA, 2000). A figura 3 apresenta uma ilustração da região de capilares em uma representação do processo de difusão dos gases a nível alveolar.

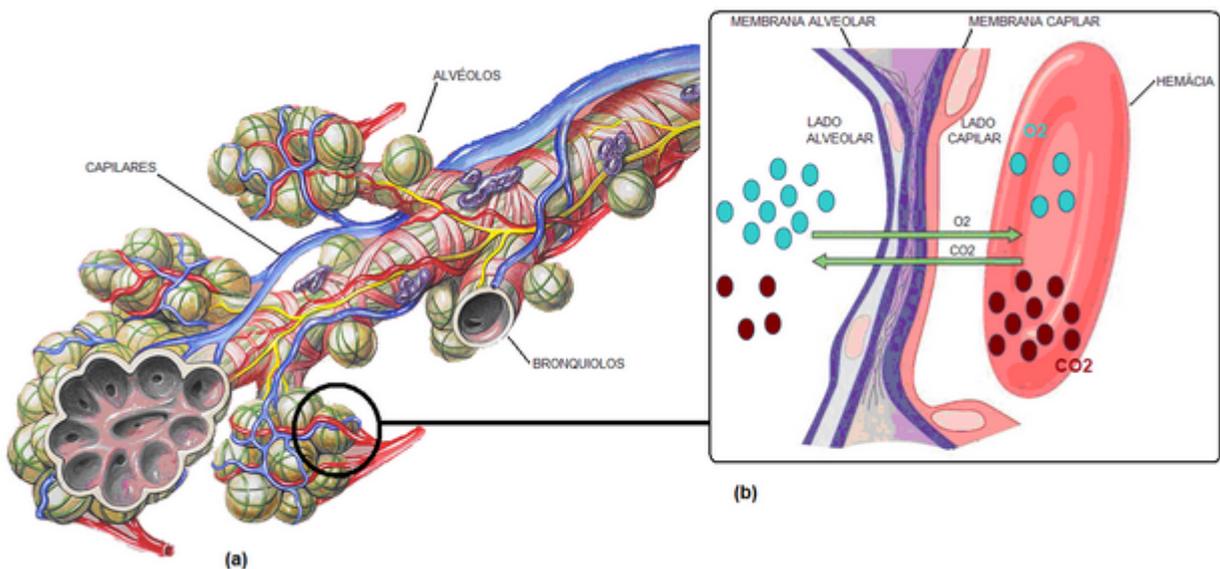


Figura 3 – (a) Ilustração dos bronquíolos, capilares e alvéolos; (b) Representação das trocas gasosas em nível alveolar.

Fonte: Adaptado de LYNCH, 2006.

As deficiências na produção do surfactante, da sua metabolização e do surgimento de áreas colapsadas podem estar relacionadas com diversos fatores: tabagismo, contaminação por agente externo, fatores genéticos ou alterações da própria mecânica ventilatória. Segundo BEPPU (1995), pacientes ventilados artificialmente com volume corrente inferior ao preconizado por tempo prolongado podem desenvolver áreas atelectásicas. A figura 4 mostra os aspectos dos alvéolos com e sem o surfactante.

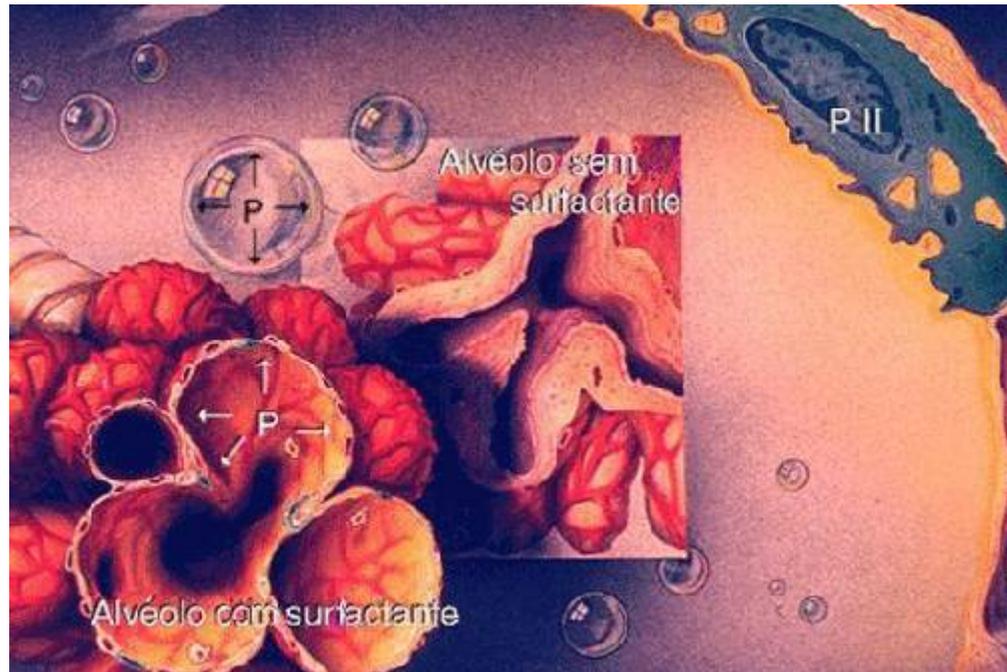


Figura 4 – Representação dos alvéolos com e sem surfactante.

Fonte: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO - NUTES, 2010.

Nos portadores de Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) a obstrução bronquial e a incapacidade de inflar do alvéolo comprometem a troca gasosa, podendo afetar grandes porções do pulmão e diminuir significativamente a capacidade respiratória do indivíduo (BORGES; VIANNA; TERRA FILHO, 2003). A figura 5 mostra uma radiografia de um paciente portador de DPOC com o lobo esquerdo afetado pela doença.

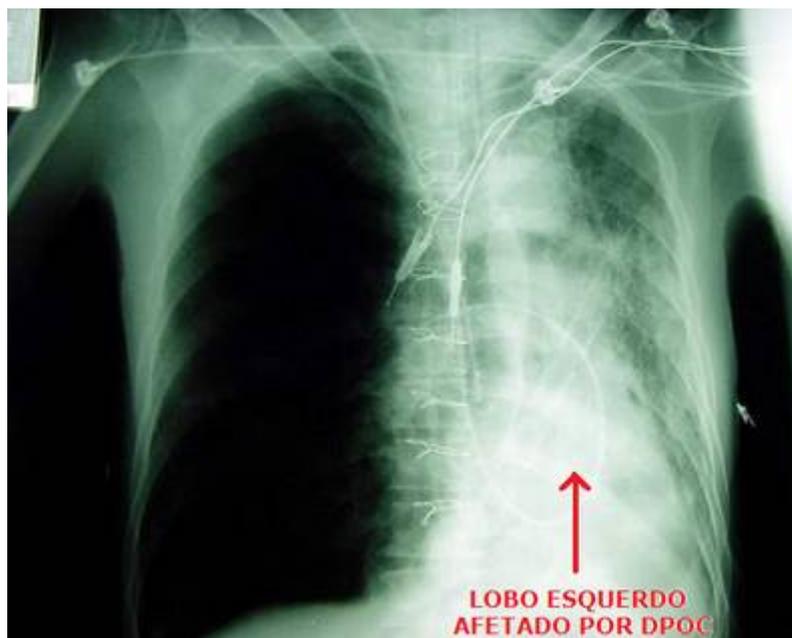


Figura 5 – Radiografia de paciente portador de DPOC: lobo esquerdo totalmente afetado.

Fonte: PLANETA MÉDICO, 2009.

2.2. A VENTILAÇÃO PULMONAR MECÂNICA

A ventilação mecânica é objeto de estudo há centenas de anos. Os primeiros registros sobre a tentativa de forçar a ventilação pulmonar datam de 800 a.C. e aparecem no antigo testamento bíblico (II Kings, 4:34-35). Intubações orotraqueais foram registradas por Hipócrates (460 – 370 a.C.). Posteriormente, Aristóteles (384 – 322 a.C.) descobriu que era necessário promover a troca de ar nos pulmões para manter a vida (TANAKA; IMPERIAL, 2004).

Em épocas mais recentes, um dos primeiros a divulgar seus estudos foi Paracelsus (1493 - 1541), na citação da utilização de foles e tubos orais para fins de suporte ventilatório. Robert Hooke (1635 - 1703) demonstrou que em cirurgias com o tórax aberto alguns animais poderiam ser mantidos vivos pelo uso de pressão positiva nas vias aéreas com o auxílio de dispositivos mecânicos simples (CARVALHO; TERZI, 2000).

No último século a ventilação mecânica ganhou força. Após a Primeira Guerra Mundial, houve um aumento no interesse por ventiladores automáticos, especialmente para atender operações extrapleurais e o tratamento de pacientes

com tuberculose. Surgiram novos equipamentos, como “Pulmotor” de Heinrich Drager (1907), mostrado na figura 6, e o de Emerson (1931), apresentado na figura 7, conhecido por “pulmão de aço”, muito utilizado para tratar pacientes com poliomielite por volta do ano de 1952 (CARVALHO; TERZI, 2000).



Figura 6 – Equipamento de Heinrich Drager, conhecido como “Pulmotor”.

Fonte: FIRE DEPARTAMENT, 2008.

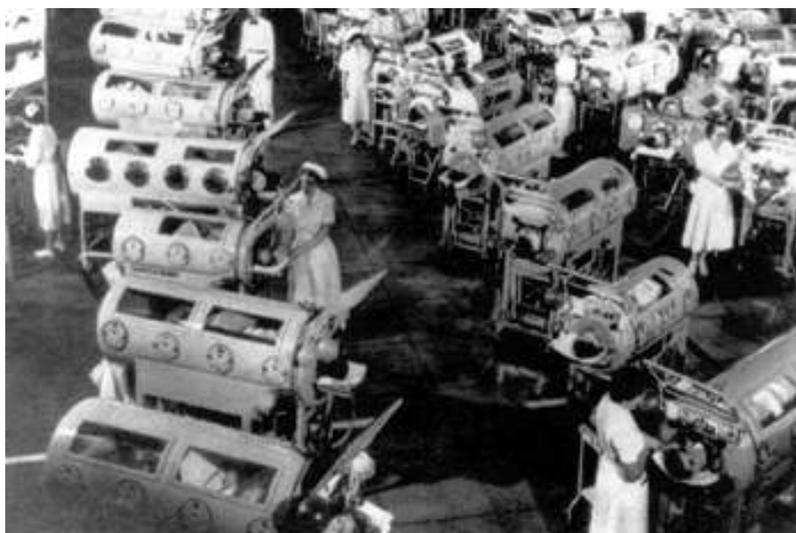


Figura 7 – O “Pulmão de aço” criado por Emerson em 1931 e utilizado durante a epidemia de Poliomielite.

Fonte: CARVALHO; TERZI, 2000.

Comercialmente, além do modelo de Emerson, destacou-se o equipamento desenvolvido por Forrest Bird (1952), apresentado na figura 8,

denominado como Bird Mark 7, utilizado até os dias atuais (CARVALHO; TERZI, 2000).



Figura 8 – Respirador Bird Mark 7.

Fonte: CARVALHO; TERZI, 2000.

A evolução da microeletrônica permitiu o surgimento de novos equipamentos, mais práticos e eficientes, melhorando a qualidade do suporte ventilatório e reduzindo os índices de mortalidade em pacientes ventilados.

Os equipamentos essencialmente mecânicos deram espaço para os microprocessados ou microcontrolados, como os modelos comerciais apresentados na figura 9. Esses equipamentos se caracterizam principalmente pelo processamento de informações, não existente nos precursores mecânicos. Os avanços obtidos com o monitoramento eletrônico permitiram reduzir os riscos da ventilação mecânica invasiva e principalmente reduzir o tempo de entubações dos pacientes, devido à melhora do desempenho dos equipamentos.

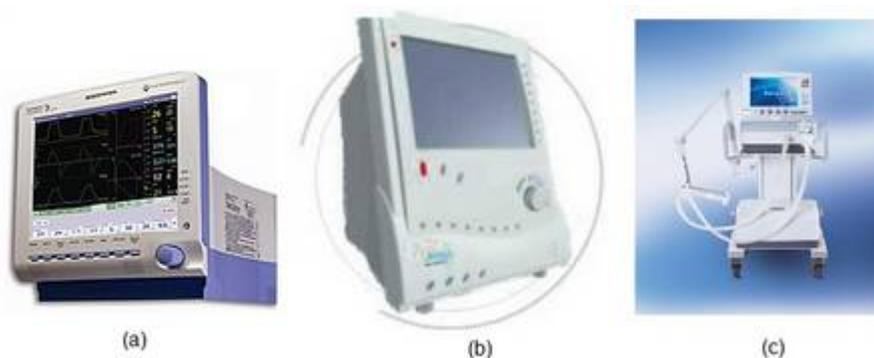


Figura 9 – Ventiladores atuais: Telas grandes e muitos recursos. (a) Modelo Inter 7 Plus, do fabricante Intermed.; (b) Modelo Vivo, do fabricante Airsys; (c) Modelo Servo i, do fabricante Marquet.

2.2.1. TIPOS DE VENTILAÇÃO PULMONAR E MODOS VENTILATÓRIOS

De forma simplificada, os ventiladores mecânicos podem operar conforme quatro tipos básicos de controle de ventilação, que definem como se dá a transição do período inspiratório para o expiratório, são eles: ciclagem por pressão, ciclagem por volume, ciclagem por fluxo e ciclagem por tempo. Os modos ventilatórios definem a maneira como a fase inspiratória tem início. Existem quatro modos ventilatórios básicos: Controlado, Assistido, Assistido – Controlado e Mandatório Intermitente (BONASSA, 2000).

2.2.1.1. Ciclagem por pressão

A ciclagem por pressão mantém a fase inspiratória até que o valor de pressão nas vias aéreas do paciente alcance o valor de pressão pré-programado no equipamento. A pressão é geralmente medida diretamente pelo ventilador, através de transdutor instalado próximo ao tubo endotraqueal. Neste tipo de ciclagem, os parâmetros pulmonares do paciente, como a complacência e a resistência pulmonar, limitam as curvas de pressão e fluxo (MAYOR; MAIA, 2008).

2.2.1.2. Ciclagem por volume

Na ciclagem por volume, a transição do modo inspiratório para o modo expiratório dá-se quando o volume fornecido para o paciente atinge o valor pré-programado no ventilador. A ciclagem por volume requer cuidado. A pressão no pulmão do paciente precisa ser mantida em níveis seguros. O aumento da pressão além dos limites do paciente pode provocar rompimento alveolar, também conhecido como barotrauma. Normalmente, a pressão nas vias aéreas do paciente é monitorada de forma automática pelo ventilador, requerendo apenas um pouco de atenção do profissional a um eventual alarme (BONASSA, 2000).

2.2.1.3. Ciclagem por fluxo

Neste tipo de ventilação a fase inspiratória termina quando o fluxo atinge um determinado valor mínimo, pré-programado no ventilador. O paciente tem controle total sobre os tempos inspiratório, expiratório e frequência respiratória. O volume também é determinado pela atuação do paciente (BONASSA, 2000).

2.2.1.4. Ciclagem por tempo

A ciclagem por tempo é totalmente automática. O ventilador inicia e termina as fases do ciclo respiratório conforme sua programação. A grande maioria dos ventiladores que trabalham neste modo possui uma limitação de pressão, para garantir a segurança do paciente. No entanto, não há como garantir o volume entregue durante o ciclo inspiratório (TROSTER; WARTH, 2005).

2.2.1.5. Modo controlado

Neste modo todas as fases da ventilação são determinadas pelo equipamento. O paciente atua de forma passiva. Os tempos e a frequência respiratória são pré-programados, a sensibilidade de gatilho normalmente fica desligada. O volume entregue ao paciente depende do tipo de ciclagem (Ciclagem por Pressão ou Ciclagem por Volume). O modo controlado é mais apropriado para pacientes com as funções respiratórias muito debilitadas, onde não há qualquer atuação do paciente sobre a ventilação mecânica (TROSTER; WARTH, 2005).

2.2.1.6. Modo assistido

O modo assistido permite que o paciente inicie a inspiração. O esforço do paciente sensibiliza o equipamento, que inicia a inspiração ao detectar uma pressão negativa ou um pequeno fluxo de ar em direção ao paciente, conforme a pré-programação do ventilador. A frequência respiratória depende da atividade do paciente. O volume entregue, assim como no modo controlado, depende do tipo de ciclagem (BONASSA, 2000). Neste modo podem-se encaixar pacientes em fase conhecida como “desmame”, que já esbocem condições de restabelecimento dos padrões respiratórios.

2.2.1.7. Modo controlado - assistido

Este modo é a combinação dos modos anteriores. Caso o paciente não dispare o modo assistido, o modo controlado atua, garantindo a ventilação. Desta forma a frequência é inicialmente determinada pelo paciente. O ventilador só determinará a frequência se o paciente não atuar no modo assistido. O modo controlado – assistido funciona como uma garantia do modo controlado, caso o paciente apresente instabilidade durante o modo assistido (OLIVEIRA; COIMBRA; AULER, 1995).

2.2.1.8. Modo mandatório intermitente

O modo mandatório intermitente é um misto dos modos Controlado e Assistido com ventilações espontâneas do paciente, controladas através de válvulas de demanda. O modo também é conhecido como Ventilação Mandatória Intermitente, ou IMV (*Intermittent Mandatory Ventilation*). No IMV podem-se ter ciclos controlados por volume e com frequência definida, independentemente se o paciente está inspirando ou expirando, com a possibilidade de sincronizar os ciclos com o

período expiratório do paciente, neste caso o modo é conhecido como Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada, ou SIMV (*Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation*) (BONASSA, 2000).

2.2.1.9. Relação entre curvas de Fluxo, Volume e Pressão

Dependendo da combinação do modo e do tipo de ciclagem ventilatória, a fixação de alguns parâmetros promoverá a alteração de outros. A dinâmica das curvas de fluxo, volume e pressão dependerá essencialmente das características pulmonares do paciente, como a complacência e a resistência pulmonar.

Os valores administrados nas ventilações mecânicas variam de acordo com a necessidade do paciente. Em geral os ventiladores mecânicos permitem a utilização de fluxos de até 80 l/min, com pressões limitadas entre 50 e 60 cmH₂O. A figura 10 mostra as curvas de fluxo, volume e pressão em situações distintas: (a) volume controlado e (b) pressão controlada.

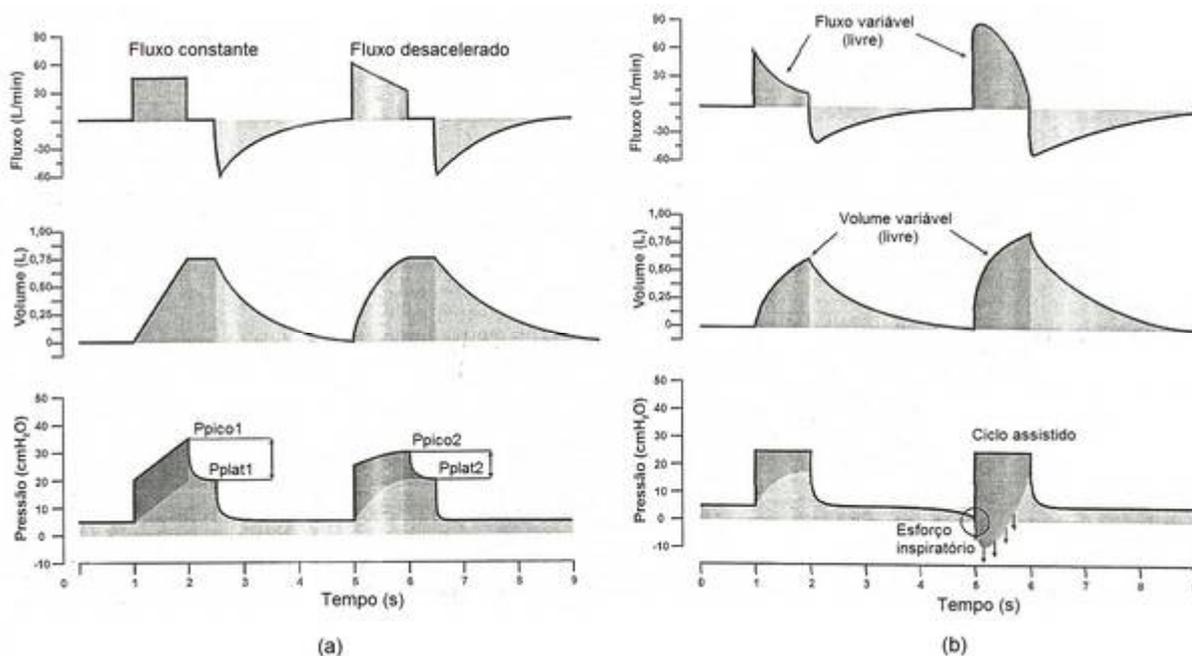


Figura 10 – Curvas de fluxo, volume e pressão para ventilações mecânicas distintas. (a) Modo controlado por volume; (b) Modo controlado por pressão.

Fonte: Adaptado de CARVALHO, 2000.

2.3. A FISIOTERAPIA DE REABILITAÇÃO PULMONAR

O surgimento da fisioterapia pulmonar como atividade reconhecida no meio médico-hospitalar é relativamente recente. Apesar das primeiras citações datarem de 1919, época da criação do Departamento de Eletricidade Médica da Universidade de São Paulo (USP), somente em 1967 houve a regulamentação da profissão de fisioterapia, através da portaria ministerial 511 de 1964 (COSTA, 2007).

O desenvolvimento da ventilação pulmonar mecânica, ao longo da história, favoreceu o estudo de novas terapêuticas respiratórias. Os conhecimentos sobre a anatomia e a fisiologia do sistema respiratório permitiram a introdução de procedimentos mais específicos, voltados para higiene brônquica e aumento da capacidade respiratória (NICOLAU; LAHÓZ, 2007).

Nas últimas décadas a fisioterapia pulmonar teve um forte crescimento. Massificou-se com a difusão das técnicas de higiene brônquica e exercícios respiratórios sem o uso de equipamentos de ventilação. A evolução dos ventiladores mecânicos, no entanto, não substituiu os procedimentos manuais. A complexidade desses ventiladores praticamente os restringiu ao uso em hospitais, inviabilizando o uso em domicílios e hospitais com menor infra-estrutura (NOZAWA et al, 2008).

Atualmente a fisioterapia pulmonar está muito ligada aos procedimentos manuais. Os equipamentos de VNI existentes, embora muito úteis em casos de desobstrução, expansão e higienização pulmonar, ainda são pouco utilizados. Estima-se que a maioria dos profissionais Fisioterapeutas do Brasil (próximo de 51 %), utiliza apenas exercícios e manobras de posicionamento como terapêutica nos casos relacionados à DPOC (NOZAWA et al., 2008).

2.3.1. MANOBRAS DE REABILITAÇÃO PULMONAR

A fisioterapia respiratória, como área coligada à medicina, busca através dos procedimentos terapêuticos a prevenção e o tratamento de pneumopatias. As principais atividades executadas pelo Fisioterapeuta pulmonar estão relacionadas ao

uso de manobras de higiene respiratória e à aplicação de exercícios respiratórios (AZEREDO, 1984).

As manobras de reabilitação pulmonar têm como principal objetivo a promoção da higiene brônquica, não sendo responsável por promover a expansão pulmonar. Esta função normalmente é atribuída aos equipamentos de apoio à reabilitação, como incentivadores e ventiladores não invasivos. O processo de higienização pulmonar, por consequência da eliminação do muco de algumas regiões, promove a liberação (*clearance*) de áreas antes obstruídas, aumentando a ventilação pulmonar (SOGAB, 2009).

Existem inúmeros tipos de manobras respiratórias que trabalham a higiene pulmonar, no entanto as mais utilizadas são a drenagem postural, a percussão pulmonar manual e a vibração manual.

2.3.1.1. Drenagem postural

A drenagem postural utiliza-se da ação da gravidade para auxiliar a remoção das secreções da árvore brônquica. Em alguns casos, dependendo da viscosidade do muco, é necessário que o paciente esteja com as vias aéreas bem hidratadas, que pode ser feito com o uso de inaladores. Para produzir o efeito desejado, o paciente é colocado em uma posição que favoreça o deslocamento do muco no sentido traqueal, para que posteriormente possa ser expelido. Para esta manobra é importante levar em consideração o brônquio de drenagem da região afetada, além de conhecer o nível de hidratação sistêmica do paciente (VELOSO, 2001). A drenagem postural possui algumas restrições, como não ingerir alimentos nas duas horas que antecedem ao tratamento. O método também não é recomendado em pacientes que sofram de refluxo gastroesofágico, edema pulmonar, embolia pulmonar, pacientes com hemorragia e pós-operados recentes. A figura 11 apresenta uma das posições possíveis de aplicação da drenagem postural.

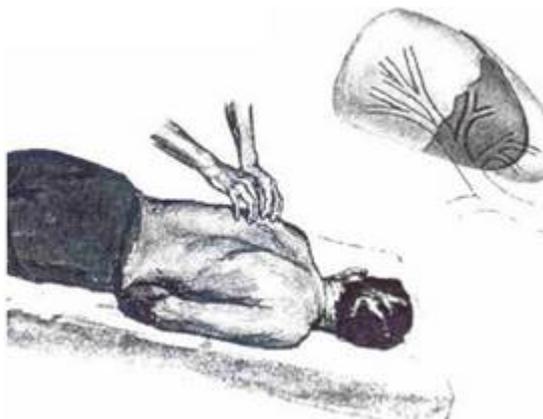


Figura 11 - Drenagem postural com o paciente em uma das posições previstas pela técnica.

Fonte: Adaptado de ALPHA-1, 2008.

2.3.1.2. Percussão pulmonar postural

Esta técnica tem como principal característica a execução de manobras manuais realizadas sobre o tórax do paciente, proporcionando vibrações mecânicas nos pulmões. Existem duas formas de percussão, a tapotagem, mostrada na figura 12, onde a percussão é feita com a mão em formato de concha, e a percussão cubital, apresentada na figura 13, realizada com os punhos semi-fechados no sentido vertical, também podendo derivar para a digito – percussão ou punho – percussão (GOMIDE et al, 2009).

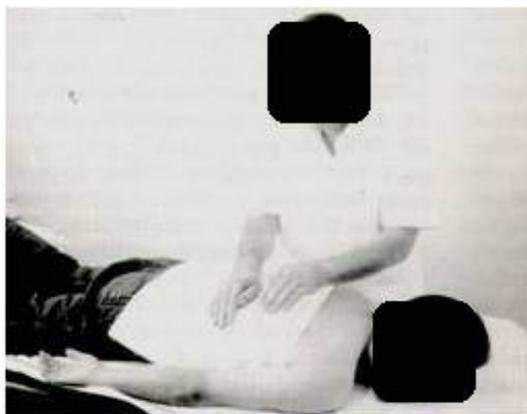


Figura 12 – Percussão manual postural: Tapotagem.

Fonte: Adaptado de COSTA, 1999.



Figura 13 – Percussão manual postural: Cubital.

Fonte: Adaptado de COSTA, 1999.

A vibração mecânica transferida para os pulmões mobiliza o muco das regiões mais periféricas e de menor calibre para áreas proximais e de melhor acesso. A percussão pulmonar também estimula a tosse, favorecendo a remoção da secreção pelo próprio paciente (ALMEIDA; SOUZA, 2005).

A percussão pulmonar postural requer cuidados com as áreas de impacto. Seu uso não é recomendado em pacientes com osteoporose, lesões de coluna, recém fraturados de costela e pacientes com edema pulmonar (SOGAB, 2009).

2.3.1.3. Vibração manual

Este procedimento também é fundamentado em vibrações manuais, no entanto a onda de impacto é dada através da vibração dos punhos e das mãos abertas ao longo do tórax, em frequências que podem variar de 20 a 25 Hz (SOGAB, 2009).

A vibração em frequências, através das ondas de impacto, estimula o efeito tixotrópico do muco. A secreção viscosa se fluidifica, mesmo estando em regiões mais periféricas, favorecendo a sua movimentação para as regiões proximais.

Por ser uma técnica leve e gerar ondas de impacto suaves, quase não há restrições para a sua utilização, apenas para casos de osteoporose grave, enfisema

subcutâneo e grande instabilidade torácica (ALMEIDA; SOUZA, 2005). A figura 14 mostra a forma de aplicação da vibração manual sobre o peito do paciente.



Figura 14 – Paciente submetido à vibração manual.

Fonte: Adaptado de COSTA, 1999.

2.3.2. EQUIPAMENTOS DE EXPANSÃO PULMONAR

Os equipamentos para auxílio na reabilitação pulmonar, em sua maioria, são baseados no aumento da pressão alveolar e no efeito de expansão pulmonar. O princípio de funcionamento do método prevê que a elevação da pressão pulmonar, de forma controlada e dirigida possa evitar o colapso alveolar, melhorar a Capacidade Residual Funcional - CRF e favorecer a expansão pulmonar (CARVALHO; MANGIA, 2000). Os equipamentos mais comuns baseados neste processo são os de pressão positiva contínua (*Continuous Positive Airway Pressure* – CPAP), bi-nível de pressão positiva (*Bi-level Positive Airway Pressure* – BIPAP) e Reanimador de Muller. Existem também equipamentos que trabalham com a resistência pulmonar, como é o caso do espirômetro de incentivo.

2.3.2.1. CPAP

A função principal da CPAP é evitar o esvaziamento completo dos alvéolos garantindo uma pressão positiva constante mesmo ao final da expiração. A

manutenção de pressão nos alvéolos aumenta a CRF e promove maior estabilidade alveolar. A CPAP também tem sido utilizada no desmame de pacientes intubados em fase de recuperação da Síndrome Aguda Respiratória do Adulto – SARA (GASPAR; SILVA, 1995). A utilização do CPAP é indicada principalmente em casos de hipoxemia, dispnéia, hipoventilação alveolar, colapso alveolar e atelectasias. Quando utilizado por via nasal o CPAP pode ser aplicado em pacientes portadores de Apnéia Obstrutiva do Sono – AOS (AZEREDO, 1994).

2.3.2.2. BiPAP

O BiPAP tem funcionamento Semelhante ao CPAP, porém com dois níveis de pressão, um contínuo na inspiração e outro contínuo na expiração. O BiPAP é utilizado quando há necessidade de pressões inspiratórias maiores ou o paciente não se adapta ao CPAP. A figura 15 apresenta um modelo comercial de BiPAP (AZEREDO, 1994).



Figura 15 – Modelo série M do fabricante Respironics: possui funções CPAP e BiPAP.

Fonte: RESPIRONICS, 2009.

2.3.2.3. Reanimador de Muller

O Reanimador de Muller foi desenvolvido na Santa Casa de Misericórdia de Curitiba em 1991, por Andréa Pires Muller e colaboradores (MULLER, 1999). O equipamento consiste em um arranjo de dispositivos, mostrados na figura 16, que permitem o controle liga – desliga do fluxo a partir de um botão manual. A pressão pode ser controlada através de um regulador. O fluxo de ar liberado pelo gatilho é levado ao paciente através de uma mangueira acoplada a um bocal. No Reanimador de Muller o Fisioterapeuta determina a frequência dos disparos manualmente (ENGESP, 2008).



Figura 16 – Kit que compõe o Reanimador de Muller.

Fonte: ENGESP, 2008.

2.3.2.4. Espirômetro de incentivo

O espirômetro de incentivo é um equipamento produzido atualmente por vários fabricantes. Os modelos em geral são compostos por câmaras com pequenas esferas, como pode ser observado na figura 17. O intuito do equipamento é promover o aumento da resistência expiratória através da força exercida pelo paciente no momento da expiração. A força do fluxo expiratório determina a elevação das esferas e o tratamento consiste em estimular o paciente a manter as esferas elevadas o maior tempo possível.



Figura 17 – Expirômetro de incentivo.

Fonte: NEWMED, 2008.

2.3.3. EQUIPAMENTOS DE VIBROTERAPIA PULMONAR

A vibroterapia ainda não está bem sedimentada e ainda existem poucos estudos sobre os benefícios da vibração pulmonar. No entanto alguns autores consideram a técnica de vibração intrapulmonar como método terapêutico para algumas patologias (CLARK et al., 1986; NONA, 2004). A vibroterapia, com aplicação de pressões baixas e controladas, pode ajudar no restabelecimento de regiões pulmonares colapsadas, além de favorecer a fluidificação do muco, tornando-o menos viscoso e permitindo sua remoção. Os equipamentos comerciais mais comuns, que utilizam este princípio são o Shaker®, o Flutter®, e o IPV® – *Intrapulmonary Percussive Ventilation*.

2.3.3.1. Flutter e Shaker

O Flutter é um dispositivo criado nos anos 80 na Suíça com o propósito de promover a higiene pulmonar em pacientes hipersecretivos. Assim como o

nacional Shaker, o funcionamento baseia-se na oscilação de uma pequena esfera metálica acoplada na extremidade de um corpo plástico angulado em formato de um cachimbo, conforme apresentado na figura 18. Quando o paciente expira provoca uma pressão positiva de até 40 cmH₂O que oscila a uma frequência de 8 a 26 Hz. A frequência e a pressão dependem da força do fluxo expiratório e da inclinação do aparelho, quanto maior o fluxo expiratório maior será a pressão (HARDY, 1996).



Figura 18 – Flutter: Formato de cachimbo e esfera na ponta angulada vazada.

Fonte: EVERGREEN, 2007.

2.3.3.2. Ventilação Percussiva Intrapulmonar – IPV (Intrapulmonary Percussive Ventilation)

O IPV é um equipamento que surgiu a partir dos experimentos realizados pelo Dr. Forrest Bird, em 1980. Bird descreveu estudos utilizando sucessivas interrupções de fluxo na ventilação pulmonar para promover a higiene pulmonar através da tosse (PERCUSSIONAIRE CORPORATION, 2008). O equipamento fornece um fluxo controlado através de uma válvula denominada Phasitron®, promovendo percussões de 1,7 a 5 Hz. O IPV é recomendado no tratamento de doenças pulmonares obstrutivas, bronquiolites, fibrose cística, asma, bronquite

crônica, bronquiectasias, doenças neuromusculares e enfisemas. Na figura 19 é mostrado o modelo oferecido pela Percussionaire Corporation.



Figura 19 – IPV: Equipamento que promove a percussão intrapulmonar através de controle de fluxo.

Fonte: PERCUSSIONAIRE CORPORATION, 2008.

2.4. VIBRAÇÕES MECÂNICAS E O CORPO HUMANO

A relação do corpo humano com os efeitos das vibrações mecânicas ainda não é bem clara. Sabe-se que quando uma pessoa é submetida a uma determinada vibração, os efeitos podem variar, dependendo da localização das ondas de impacto. O corpo humano tende a responder conforme a frequência de ressonância do órgão afetado (GRIFFIN, 1996).

Existem poucos estudos sobre os efeitos da vibração mecânica sobre os órgãos do corpo. A norma ISO-2631 pode ser utilizada como guia para avaliação da exposição humana a vibrações mecânicas de corpo inteiro, mas ela não define os limites de aceitação para pontos específicos do corpo.

Veículos aéreos, terrestres e aquáticos, bem como maquinarias (da indústria ou agricultura) expõem o homem à vibração mecânica, interferindo no seu conforto, na eficiência do seu trabalho e, em algumas situações, na saúde e segurança.

Foram desenvolvidos no passado vários métodos para classificar a gravidade da exposição e definir os limites de exposição para aplicações específicas. Nenhum desses métodos, no entanto, pode ser considerado aplicável a todas as situações e, conseqüentemente, nenhum foi aceito universalmente.

Esta Norma Internacional foi preparada tendo em vista os complexos fatores que determinam a resposta humana à vibração e a escassez de dados consistentes sobre a percepção e reações dos indivíduos à vibração. (*International Standard ISO – 2631, 1978, P. 2*).

GRIFFIN (1996), em um estudo sobre o efeito de freqüências aplicadas no sentido vertical do corpo humano, constatou discretos aumentos no fluxo de ar e consumo de oxigênio. Segundo GRIFFIN, freqüências entre 3 e 30 Hz podem ressonar com tecidos e órgãos do corpo. A Tabela 1 apresenta uma síntese da sensibilidade do corpo humano com relação à aplicação de determinadas faixas de freqüência.

Tabela 1 – Sensibilidade do corpo humano de acordo com a freqüência de vibração.

FREQUÊNCIA (Hz)	SENSIBILIDADE
0 a 2	Sistema Vestibular
2 a 30	Biomecânica: Ressonância dos tecidos e órgãos do corpo
30 a 300	Mecanoceptores somestésicos dos músculos, tendões e tecidos cutâneos

Fonte: Adaptado de GRIFFIN, 1996.

No entanto, no que se refere às vibrações intrapulmonares, existem pesquisas que mostram benefícios na aplicação de determinadas frequências através da variação de pressão nas vias respiratórias de pessoas doentes com DPOC. MELO et al (2000), cita que a frequência de ressonância do pulmão de um adulto saudável é de aproximadamente 8 Hz. NONA (2004), em uma análise sobre a ventilação pulmonar em alta frequência, relata tratamentos realizados com frequências próximas à de ressonância do pulmão, inclusive em recém nascidos, apresentando resultados satisfatórios no tratamento de doenças pulmonares obstrutivas.

A vibração intrapulmonar pode ser feita com equipamentos que utilizam o mecanismo vibratório para controlar o fluxo inspiratório ou expiratório e forçar a liberação das áreas obstruídas, recuperando regiões do pulmão antes colapsadas. Por consequência, os bronquíolos e alvéolos antes obstruídos, permitem a passagem do ar que desloca o muco fluidificado, que pode ser eliminado pela aspiração traqueal ou pelo reflexo da tosse. A região alveolar atingida é expandida através do efeito intermitente dos pequenos picos de pressão na entrada de cada alvéolo.

O alcance do tratamento pode ser determinado pela frequência de operação do equipamento, dependendo da proximidade da região a ser tratada. Frequências mais elevadas permitem atingir regiões mais profundas enquanto que frequências menores atuam nos pontos proximais. A figura 20 mostra a representação da atuação de um dispositivo com pressão positiva intermitente aplicada sobre uma região pulmonar colapsada.

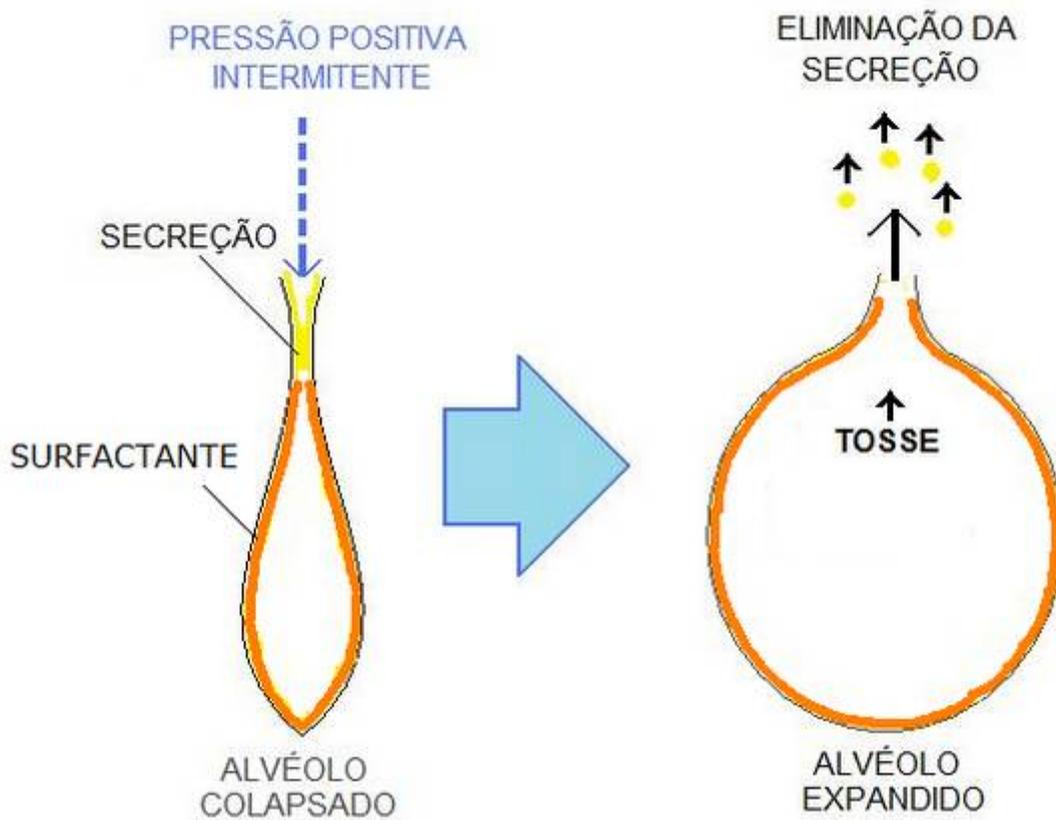


Figura 20 – Representação do efeito causado pela aplicação da pressão positiva intermitente em um pulmão com região alveolar colapsada.

Fonte: Adaptado de UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO - NUTES, 2010.

CAPÍTULO 3

3. METODOLOGIA

3.1. HARDWARE

O hardware do SRPPPI foi desenvolvido para atender às especificações técnicas iniciais do projeto, como frequência de operação, pressão e fluxo de trabalho. Na escolha dos componentes e montagem do protótipo optou-se por utilizar componentes comerciais, compactos, de baixo custo e que cumprissem com os requisitos técnicos de cada bloco do projeto.

3.1.1. PRÉ-REQUISITOS DO PROJETO

Os pré-requisitos do SRPPPI foram definidos a partir do estudo das técnicas de higiene e expansão pulmonar existentes, das características de equipamentos similares e limitações e das necessidades clínicas apresentadas pelo Dr. Gerson Luiz Costin, coordenador do Departamento de Fisioterapia do Hospital Santa Cruz de Curitiba (HSC). As necessidades técnicas, inicialmente apresentadas foram:

- Controle de passagem de fluxo de forma pulsada com frequências de 6 a 30 Hz;
- Ajuste de fluxo para valores entre 5 e 70 l/min;
- Monitoração da pressão do circuito do paciente, capaz de medir pressões entre -5 cmH₂O e 50 cmH₂O;
- Alarme de pressão do circuito do paciente, sonoro e visual;
- Controle de tempo de aplicação;
- Armazenamento dos parâmetros em memória não volátil;

- Gatilho automático para disparo da frequência;
- Interrupção automática da intermitência ao fim da expiração;
- Tamanho reduzido, que possa permitir o transporte sem grandes dificuldades;
- Alimentação bi-volt (110 V ou 220 V) automática;
- Preparação para uso de bateria interna recarregável;
- Custo acessível;

3.1.2. DIAGRAMA EM BLOCOS E PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO

O diagrama de blocos do SRPPPI foi criado com base nas especificações anteriormente apresentadas. O sistema é composto por dispositivos de entrada (teclado e sensores), dispositivos de saída (*display*, alarmes e válvulas), interface de comunicação com o computador, unidade de processamento (microcontrolador) e fonte. Todos os blocos desenvolvidos no projeto estão apresentados na figura 21.

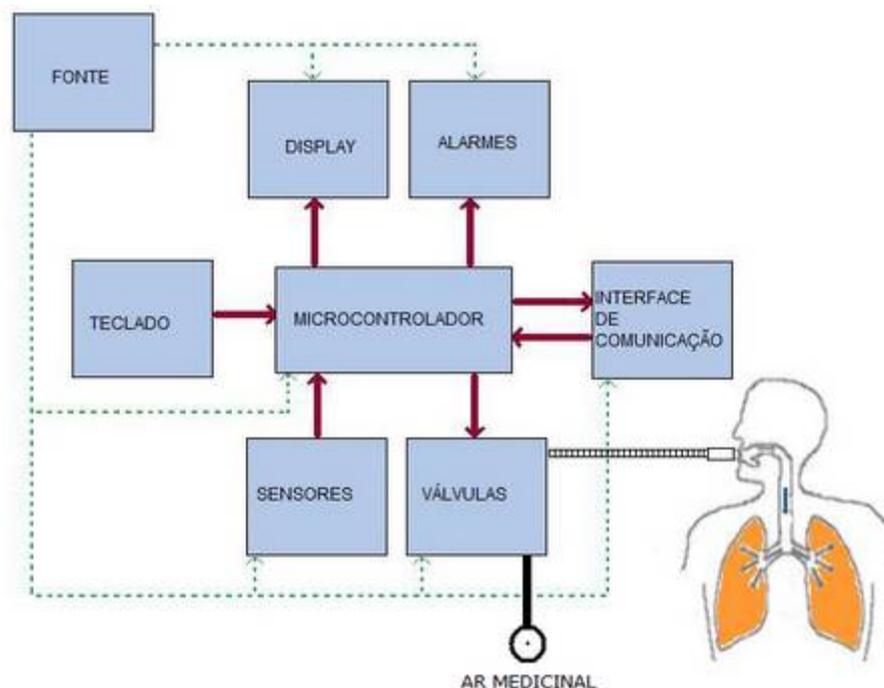


Figura 21 – Diagrama de blocos do sistema SRPPPI.

Os diagramas esquemáticos apresentados nos apêndices A, B e C e a placa de circuito impresso (PCB) mostrada nos apêndices D e E, foram criados com a ajuda do *software* Altium Designer 6.9. A partir da idéia de desenvolver uma placa com dimensões reduzidas, optou-se por fazer o *layout* de forma manual, sem utilização da ferramenta de auto roteamento oferecida pelo *software*. Em fase anterior ao roteamento da placa foram escolhidos os componentes, com preferência para os SMD - *Surface Mount Device*, que normalmente são menores e de baixo consumo de energia. Os componentes PTH - *Pin Through Hole*, por serem maiores, foram limitados ao necessário.

3.1.3. MEDIÇÃO DE PRESSÃO E FLUXO

3.1.3.1. Pressão

A medição de pressão no circuito do paciente foi realizada utilizando o sensor Motorola MPX10DP (figura 22), acoplado a um amplificador diferencial AD620 da Analog Devices. Um filtro passa baixa (FPB) de 2ª ordem com freqüência de corte próxima de 10 kHz, foi utilizado para atenuar possíveis interferências da fonte ou outros dispositivos de chaveamento.

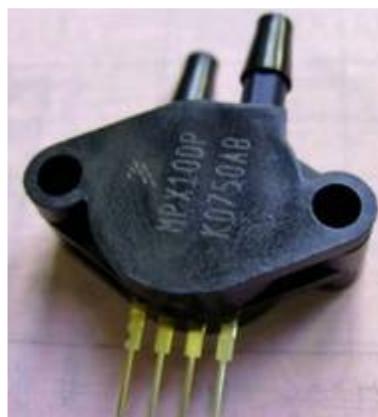


Figura 22 - Sensor de pressão Motorola MPX10DP.

Fonte: FREESCALE SEMICONDUCTOR - MOTOROLA, 2008.

O MPX10DP é próprio para medição de pressão diferencial baixa (0 – 100 cmH₂O) e *span* da tensão de saída de 35 mV, variando de 20 mV até 55 mV (FREESCALE SEMICONDUCTOR - MOTOROLA, 1997). O *off-set* próximo de 20 mV tecnicamente permite medições de pressões negativas baixas, até que a tensão de saída fique próxima de zero.

Para o SRPPPI, o ganho utilizado na etapa de amplificação foi de 65 vezes, o que corresponde a uma variação de zero a 2,27 V na saída do amplificador, para valores de pressão de -5 a 100 cmH₂O.

O amplificador AD620 é recomendado para uso em instrumentação e tem como principais características: baixa interferência de corrente de entrada (máximo 1 nA), baixo ruído de tensão de entrada (0,28 μ V de 0,1 Hz - 10 Hz), tensão de offset máxima de 50 μ V e rejeição em modo comum (CMRR) típico de 140 dB para ganho próximo de 65 (ANALOG DEVICES, 2004). A figura 23 mostra o circuito eletrônico da etapa de amplificação do sensor MPX10DP utilizando o amplificador operacional AD620.

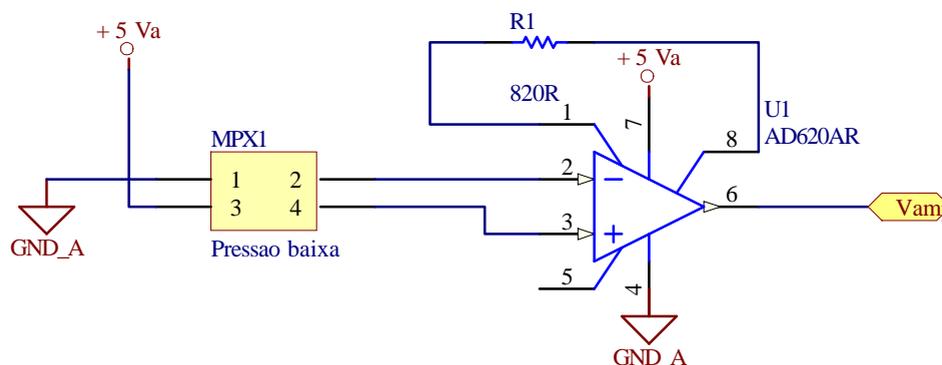


Figura 23 - Diagrama esquemático da etapa de amplificação do sensor de pressão MPX10DP.

Na saída do amplificador AD620 foi montado o filtro passa baixas, um Butterworth Sallen Key, conforme mostra o circuito eletrônico da figura 24. O dimensionamento do filtro foi realizado com o auxílio do *software* Filter Pro V2.0 da Texas Instruments. A função de transferência é apresentada na equação 1 e a resposta do ganho do filtro em função da frequência é mostrada na figura 25.

$$H(s) = \frac{1}{s^2 + \left(\frac{1}{R1 * C1} + \frac{1}{R2 * C1} \right) * S + \frac{1}{R1 * R2 * C1 * C2}}$$

Onde :

$$s = j\omega$$

$$R1 = 2,7 \text{ k}$$

$$R2 = 20 \text{ k}$$

$$C1 = 1 \text{ nF}$$

$$C2 = 4,7 \text{ nF}$$

(1)

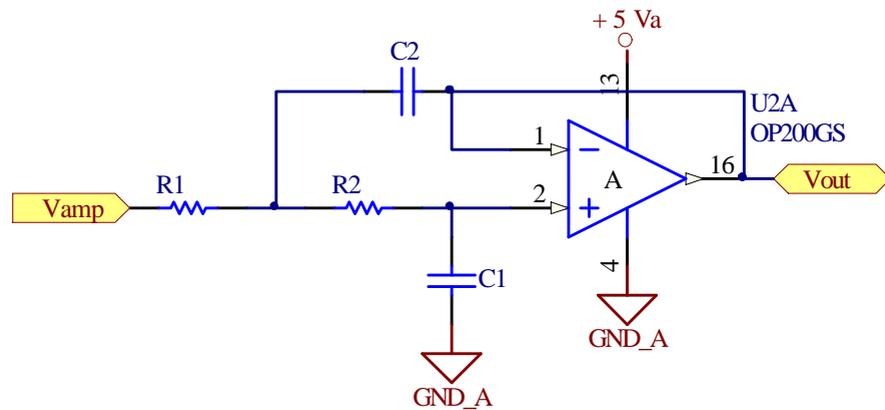


Figura 24 – Diagrama esquemático do filtro passa baixa (FPB) utilizado para o sensor MPX10DP.

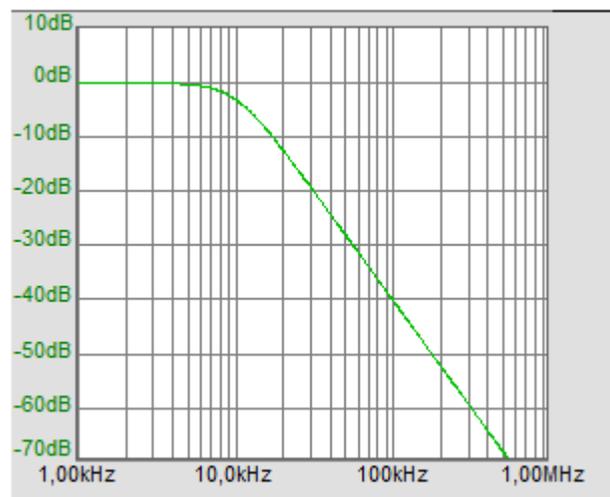


Figura 25 – Atenuação da banda de resposta do amplificador em relação à frequência.

3.1.3.2. Fluxo

O sistema SRPPPI foi preparado para realizar a leitura eletrônica do fluxo, no entanto o ajuste do valor desejado deve ser feito manualmente, antes do início da utilização do equipamento, através de um regulador de pressão comercial acoplado ao sistema.

A leitura do fluxo é realizada utilizando-se o sensor de pressão diferencial MPX5500, da Motorola, apresentado na figura 26. Para adequar o sensor MPX5500 ao processo de medição de fluxo foram interligadas duas conexões em T, compondo um arranjo baseado no efeito Venturi, possibilitando a medição do fluxo através da medição de pressão diferencial.



Figura 26 – Sensor de pressão Motorola MPX5500.

Fonte: FREESCALE SEMICONDUCTOR - MOTOROLA, 2008.

O efeito Venturi, representado pela equação de Bernoulli, permite obter a velocidade de um fluido a partir da medição de pressão diferencial no tubo em que o fluido percorre. Para isto é necessário que os pontos de medição de pressão estejam em locais de diâmetros diferentes, conforme representado na figura 27.

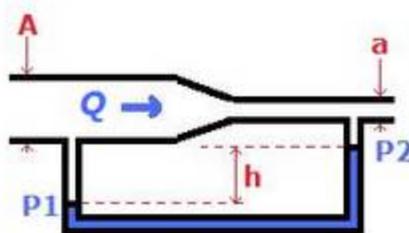


Figura 27 – Diagrama de montagem de um tubo Venturi.

Fonte: Adaptado de UFSM, 2008.

A equação de Bernoulli (Eq. 2) mostra que, se um fluido estiver escoando em um fluxo contínuo, a pressão dependerá da velocidade do fluido. Quanto mais rápido o fluido estiver se movimentando, menor será a pressão.

$$Q = A * \sqrt{\frac{2 * (p1 - p2)}{\rho * \left(\left(\frac{A}{a} \right)^2 - 1 \right)}} \quad (2)$$

Onde :

A = área da secção transversal na entrada do tubo (m^2)

a = área da secção transversal na saída do tubo (m^2)

ρ = densidade do fluido (kg/m^3)

$p1$ = pressão na entrada do tubo (Pa)

$p2$ = pressão na saída do tubo (Pa)

Q = vazão (l/s)

O sensor MPX5500 pode medir de 0 a 500 kPa, e em condições normais de utilização pode operar com tensão de saída variando de 0,02 a 4,5 V (FREESCALE SEMICONDUCTOR - MOTOROLA, 2001), conforme a equação de transferência (Eq. 3).

$$V_o = V_s * (0,0018 * \Delta P + 0,04) \quad (3)$$

Onde :

V_o - Tensão de saída do sensor

V_s - Tensão de alimentação do sensor

ΔP - Diferença de pressão nas entradas do sensor

No esquema proposto através do tubo Venturi, por se tratar de uma adaptação para medição de fluxo, foi utilizado apenas o início da curva do sensor (0 a 25 kPa), isto porque esta faixa compreende os valores de fluxo a serem utilizados pelo SRPPPI (0 a 70 l/min).

A equação de Bernoulli mostra que para tornar possível a medição de vazões de até 80 l/min com uma diferença de pressão de 25 kPa é necessário a passagem por um tubo Venturi com diâmetros ligeiramente diferentes, próximos de 4 mm.

Para este projeto, o tubo Venturi foi montado com duas conexões de fabricantes diferentes, ambas para tubo de 4 mm. Por apresentarem diâmetros internos diferentes as conexões foram ligadas em série, formando o estreitamento necessário para compor o tubo Venturi, conforme mostram as figuras 28 e 29.



Figura 28 – Conexões de engate rápido 4 mm: Diâmetros internos diferentes.

D1 = 2,5 mm e D2 = 3 mm.



Figura 29 – Arranjo montado para medição de fluxo com o sensor de pressão diferencial MPX5500.

Considerando:

Diâmetro interno 1 (D1 da figura 28), aproximadamente 2,5 mm;

Diâmetro interno 2 (D2 da figura 28), aproximadamente 3 mm;

$P_2 - P_1 = 25000$ Pa;

$\rho = 1,29$ kg/m³ (densidade do ar).

Tem-se as áreas internas das secções dos tubos através das equações 4 e 5:

$$A = \pi * \left(\frac{D1}{2} \right)^2 \quad (4)$$

$$a = \pi * \left(\frac{D2}{2} \right)^2 \quad (5)$$

Então,

$$a = 0,00000490875 \text{ m}^2;$$

$$A = 0,0000070686 \text{ m}^2;$$

Substituindo na equação 2, de Bernoulli:

$$Q = 0,0000070686 * \sqrt{\frac{2 * 250000}{1,29 * \left(\left(\frac{0,0000070686}{0,00000490875} \right)^2 - 1 \right)}}$$

$$Q = 1,34 \text{ l/s} \quad \text{ou} \quad 80,4 \text{ l/min}$$

A curva de pressão diferencial, mostrada na seção de resultados, para a faixa de fluxo de trabalho de 0 a 70 l/min, não responde de forma linear. A linearização foi feita através da divisão da curva em segmentos de reta (equações de 1º grau). O método foi escolhido devido à facilidade de implementação no

software do microcontrolador. Ao todo foram 14 segmentos de reta, que tiveram suas equações adicionadas em uma rotina específica de correção da curva de fluxo. A cada leitura de fluxo a rotina de correção da curva é chamada pelo programa embarcado no MSP430 que retorna o valor linearizado.

3.1.4. CONTROLE DE VÁLVULAS

Válvulas solenóides de modo geral não respondem rapidamente em regime de chaveamento de potencial. As características eletromecânicas limitam a velocidade de resposta. No entanto, algumas válvulas especiais podem ter características construtivas que permitam operações em freqüências consideradas elevadas.

Para que o SRPPPI pudesse operar na freqüência de 30 Hz foi utilizada uma válvula modelo MH2 da Festo (figura 30). Esta válvula opera com freqüências de até 330 Hz, permite fluxo de até 100 l/min. As válvulas MH2 têm vida útil aproximada de 500.000.000 de ciclos, o que garante a utilização do equipamento por aproximadamente quatro anos com a mesma válvula, se considerado uma utilização diária de três horas ininterruptas com freqüência de 30 Hz.

O tempo de resposta da válvula MH2, de 2 ms, é suficiente para garantir agilidade na resposta ao modo gatilhado, em que o paciente dispara o início do tratamento, através da pressão negativa gerada no começo da inspiração.



Figura 30 – Válvula Festo MH2 para acionamento rápido e vazão de 100 l/min.

Fonte: Adaptado de Festo, 2008.

O sistema de proteção de sobre-pressão (até 50 cmH₂O) foi projetado com uma válvula Festo MH1 (figura 31), com vazão para 14 l/min, suficiente para permitir o alívio de pressão em caso de alarme.

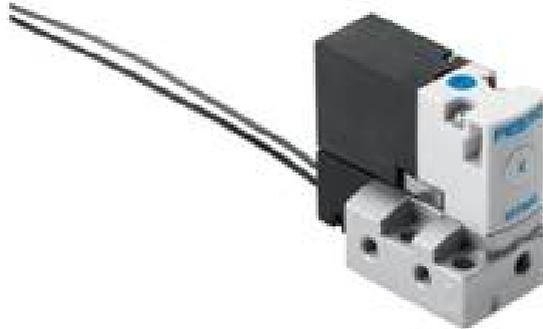


Figura 31 – Válvula Festo MHA para acionamento rápido e vazão de 14 l/min.

Fonte: Adaptado de Festo, 2008.

A interface de acionamento das válvulas foi projetada com o circuito integrado ULN2003, que atua como *driver* de corrente para as cargas. O circuito eletrônico de acionamento de válvulas é apresentado na figura 32. No caso da válvula MH1, onde a corrente de acionamento pode chegar a picos de 1 A, foi utilizado um transistor FET IRF820, que fornece correntes superiores ao nível exigido. As possíveis interferências causadas pelos picos de corrente no momento de acionamento das válvulas foram eliminadas com a separação dos planos de terra através do indutor L1 (figura 32).

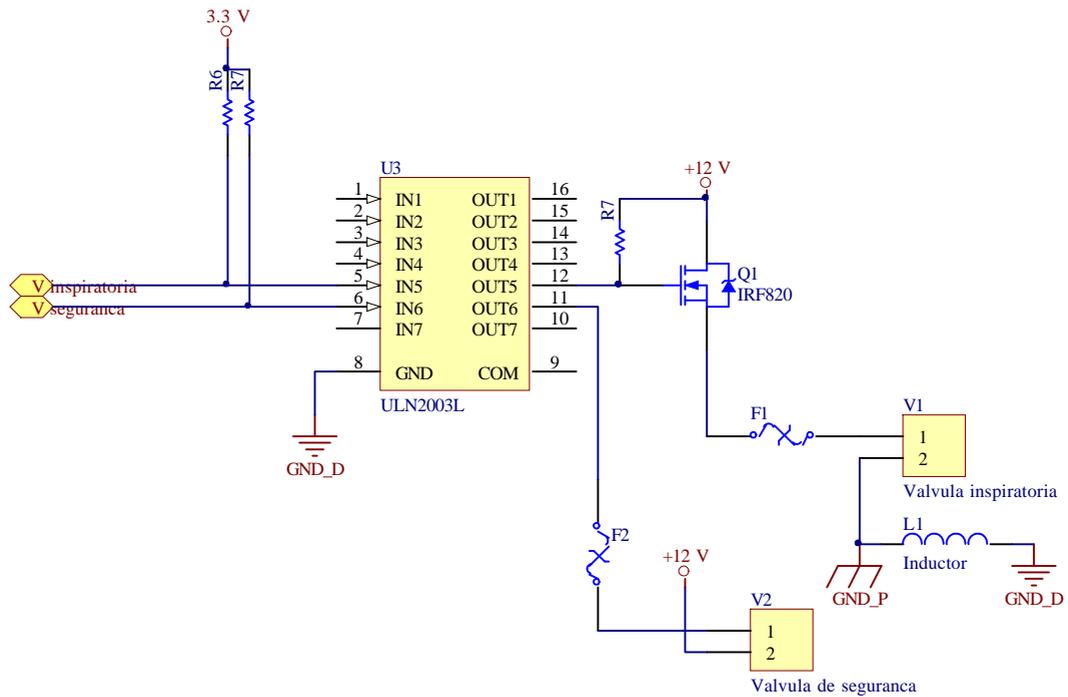


Figura 32 – Diagrama esquemático da etapa de acionamento da válvula MH2. Transistor de efeito de campo (FET) utilizado para drenar corrente da válvula MH2.

3.1.5. PROCESSAMENTO

Para controlar o hardware do sistema foi escolhido o microcontrolador RISC de 16 bits MSP430F2274, da Texas Instruments, por possuir uma ferramenta de desenvolvimento barata e simples. Dentre os recursos disponíveis neste microcontrolador, e que foram utilizados no projeto, destacam-se: Temporizadores de 16 bits, conversor analógico de 10 bits, 32 kB de memória *flash* para programa, 256 bytes de memória *flash* para dados, oscilador interno e 32 pinos de I/O (TEXAS INSTRUMENTS, 2008). A pinagem do microcontrolador MSP430F2274 é apresentada na figura 33.

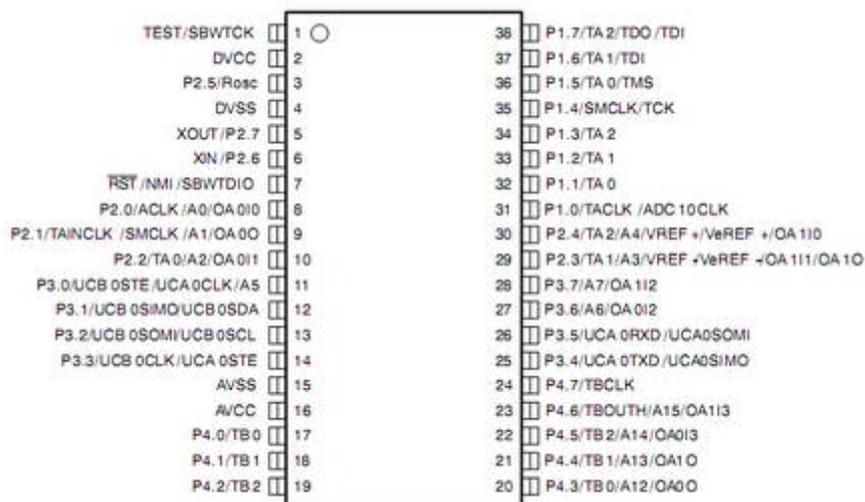


Figura 33 – Pinagem do microcontrolador MSP430F2274, utilizado no sistema SRPPPI.

Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2008.

3.1.6. INTERFACE COM O USUÁRIO

O usuário pode interagir com o SRPPPI através de interfaces visuais, como *display* e LED e sonora, através de um *buzzer*. O teclado é representado na figura 34 (a) e permite que o usuário execute a programação do equipamento, altere parâmetros e inicie ou encerre um tratamento.

O *display* permite que o usuário visualize os parâmetros do equipamento, valores de medição (fluxo e pressão), tempo de operação e o status do sistema (operação ou *stand-by*). A interface do microcontrolador MSP430F2274 com o display é mostrada na figura 34 (b).

O LED e o *buzzer* são utilizados para indicar um alarme de pressão. Quando a pressão nos tubos que levam ar ao paciente atinge o valor programado pelo usuário (pressão superior) o sistema gera um sinal de alerta, que ativa os dispositivos de alarme através dos pinos do microcontrolador, como mostra a figura 34 (c).

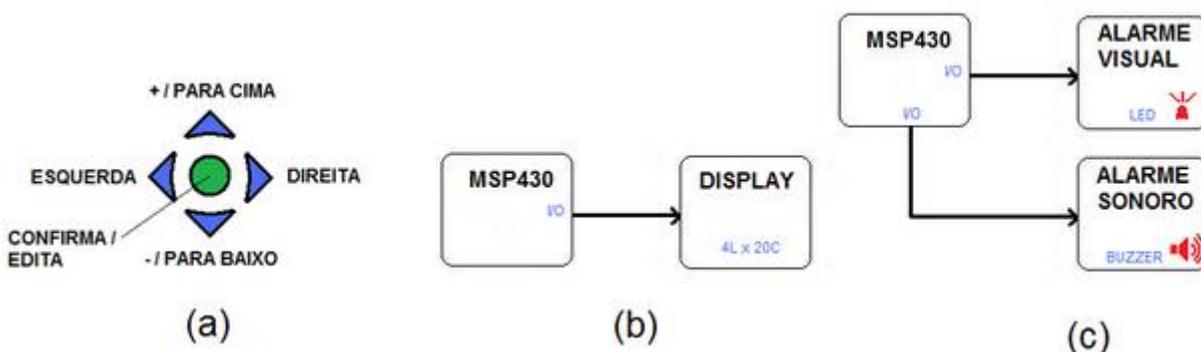


Figura 34 – Interfaces com o usuário. (a) Teclado; (b) Display; (c) Alarmes.

3.1.7. PROTÓTIPO

O SRPPPI foi projetado para operar em um sistema de *menu* com navegação entre os parâmetros programáveis, muito comum em equipamentos eletrônicos comerciais. A navegação entre os parâmetros e alteração dos mesmos pode ser feita através de quatro teclas de sentido (DIREITA, ESQUERDA, PARA CIMA e PARA BAIXO) e uma tecla de edição (*ENTER*). Para facilitar a visualização de todos os parâmetros programados e dos valores de fluxo e de pressão no circuito do paciente optou-se por utilizar um display de 4 x 20 (quatro linhas por vinte caracteres).

As telas apresentadas no equipamento são basicamente cinco: apresentação e versão do firmware, ajuste de fluxo, teste inicial, tela de parâmetros e tela de unidades de medida. Os parâmetros ajustáveis são os apresentados a seguir:

To – Tempo de operação: Define o tempo do tratamento;

Fr – Frequência: Frequência de corte de fluxo durante a inspiração;

tt – Tempo de trabalho: Tempo inspiratório (ativado somente no modo automático);

tr – Tempo de repouso: Tempo expiratório (ativado somente no modo automático);

Ps – Pressão superior: Pressão de alarme no circuito do paciente;

Pi – Pressão de interrupção: Pressão de corte de frequência ao final da inspiração;

Pg – Pressão de gatilho: Pressão de disparo de frequência no início da inspiração;

A placa de circuito impresso foi confeccionada em processo industrial, no entanto o projeto eletrônico, o roteamento das trilhas (*layout* da placa) e a soldagem dos componentes eletrônicos foram feitos manualmente. Todos os componentes eletrônicos foram escolhidos levando-se em consideração questões como custo, disponibilidade, tamanho, consumo de energia e aplicação em soluções e projetos eletrônicos comerciais. O *layout* da placa eletrônica foi feito para atender a fase de desenvolvimento em bancada, onde são necessárias intervenções, medições e manuseio constante do circuito, além de permitir flexibilidade de ligação com componentes mecânicos durante a montagem final.

Na face de componentes SMD foram montados os blocos de comunicação, processamento, amplificador e filtro para sensores, acionamento de válvulas e circuito de adequação da fonte de alimentação. Na face de componentes PTH foram colocados o display LCD, teclado, fonte de alimentação e conexão USB.

Devido ao protótipo ter sido montado sobre um gabinete plástico padrão, a distribuição dos elementos pelo gabinete, como *display*, teclado e conexões, foi realizada dentro das limitações do gabinete, buscando harmonizar o conjunto e dar à montagem final um aspecto favorável à sua utilização. Em função do peso do regulador de pressão e da fragilidade do gabinete plástico, a conexão de entrada de ar foi montada na face traseira do gabinete, permitindo o uso de um regulador de pressão comercial externo. No painel frontal, além do *display* e do teclado, também foi colocado um LED (Diodo Emissor de Luz) para sinalização do acionamento da válvula inspiratória e do alarme de pressão. Na parte frontal do protótipo foi disponibilizada uma porta USB com hardware preparado para comunicação com um computador.

O circuito eletrônico do SRPPPI prevê a montagem de um controlador de carga de bateria para uso de bateria interna (UC3906 - apêndice A), não utilizada no protótipo apresentado. No projeto foi previsto o uso de uma bateria chumbo ácida de

24 V, que pode garantir o funcionamento do equipamento sem a necessidade de ter o mesmo conectado à rede elétrica constantemente.

3.2. SOFTWARE

O *software* para o sistema SRPPPI foi desenvolvido em linguagem C e composto por funções de controle e bibliotecas específicas de cada dispositivo (*display*, leitura do conversor analógico/digital, escrita na memória *flash*, leitura do teclado, etc.). Com base em um algoritmo previamente descrito, criou-se a rotina principal (*main*), utilizando as funções e bibliotecas anteriormente desenvolvidas e algumas bibliotecas fornecidas pelo fabricante do microcontrolador. A programação dos registros de cada periférico interno foi feita com a utilização de máscaras e definições no cabeçalho de cada biblioteca.

3.2.1. ALGORITMO PRINCIPAL

O algoritmo principal do programa está representado nos fluxogramas das figuras 35 e 36. Os fluxogramas descrevem basicamente o comportamento da rotina descrita no *main* do programa, ou programa principal.

O início do programa se dá quando o circuito é energizado e o microcontrolador busca o primeiro comando na memória *flash*. Após a inicialização de dispositivos internos, como memória *flash* e conversor analógico, ocorre a inicialização do *display* LCD e apresentação da tela de abertura, em seguida o dispositivo executa uma rotina para ajuste de fluxo. Nesse ponto do programa, a leitura de fluxo é realizada repetidamente, até que o operador ajuste o fluxo de trabalho através do regulador na entrada do sistema e pressione a tecla *ENTER*.

Ajustado o fluxo de trabalho, o programa executa a rotina de teste do sensor de pressão baixa. A válvula de controle de fluxo é aberta fazendo com que a pressão no sensor se eleve. O teste só é concluído quando a pressão atinge um

valor válido, determinado no *software* embarcado no microcontrolador, garantindo o funcionamento do sensor de pressão durante a utilização do equipamento.

Ao final dos testes iniciais o programa recupera os parâmetros da memória *flash*. Os valores salvos na última utilização do equipamento são recuperados e salvos na memória volátil (RAM). Concluída a fase de recuperação de memória o *menu* principal é apresentado, permitindo que o operador defina os valores de tempo de operação (to), frequência (Fr), tempo de trabalho (tt), tempo de repouso (tr), pressão superior (Ps), pressão de interrupção (Pi) e pressão de gatilho (Pg).

A tecla *ENTER*, quando pressionada brevemente edita/salva o parâmetro selecionado. O acionamento da tecla *ENTER* por mais de 1 segundo inicia/encerra o tratamento. As setas direcionais do teclado navegam no *menu* e alteram o valor da variável quando o programa está no modo de edição de parâmetros. O programa ainda dispõe de uma tela de unidades, que pode ser mostrada acionando conjuntamente as teclas DIREITA e ESQUERDA.

Durante a utilização do equipamento, caso a pressão do circuito do paciente ultrapasse o valor limite programado pelo operador (Ps), o sistema gera um alarme sonoro e visual. Sempre que ocorre um alarme o *software* interrompe a válvula de controle de fluxo e abre a válvula de segurança imediatamente. O sistema pode voltar a operar normalmente após a intervenção do operador e acionamento da tecla *ENTER*.

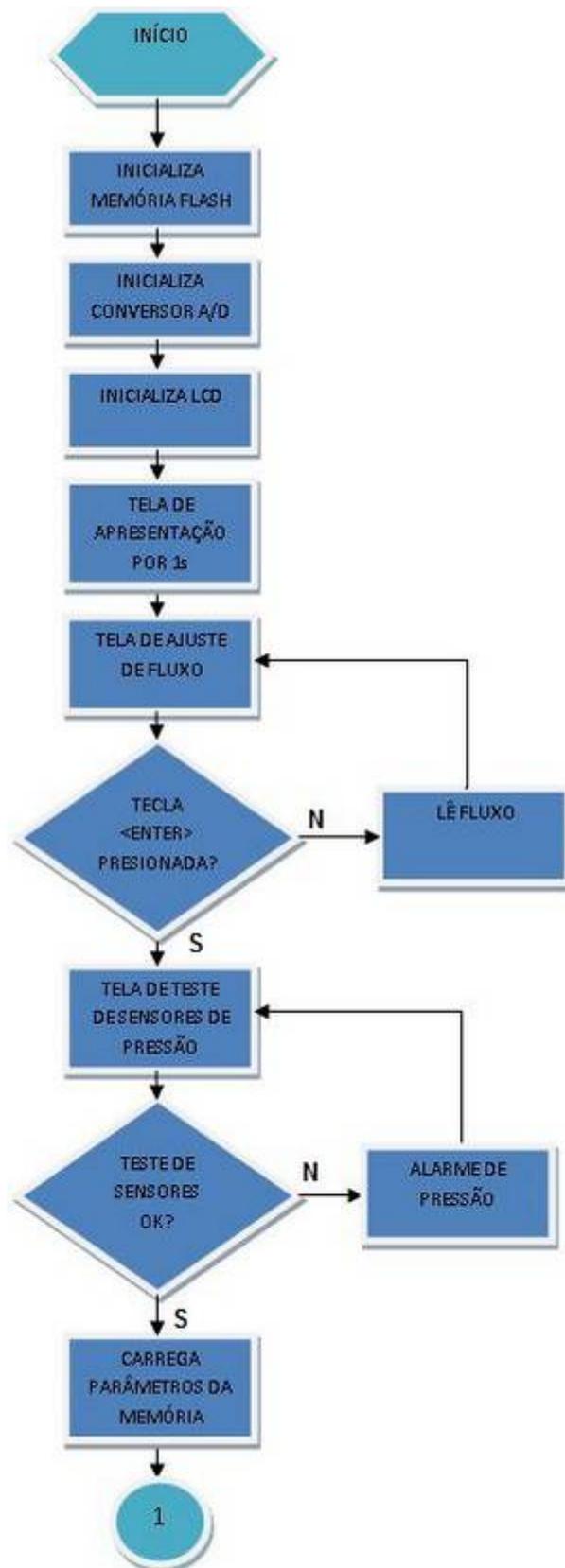


Figura 35 - Algoritmo do programa principal: Primeira parte.

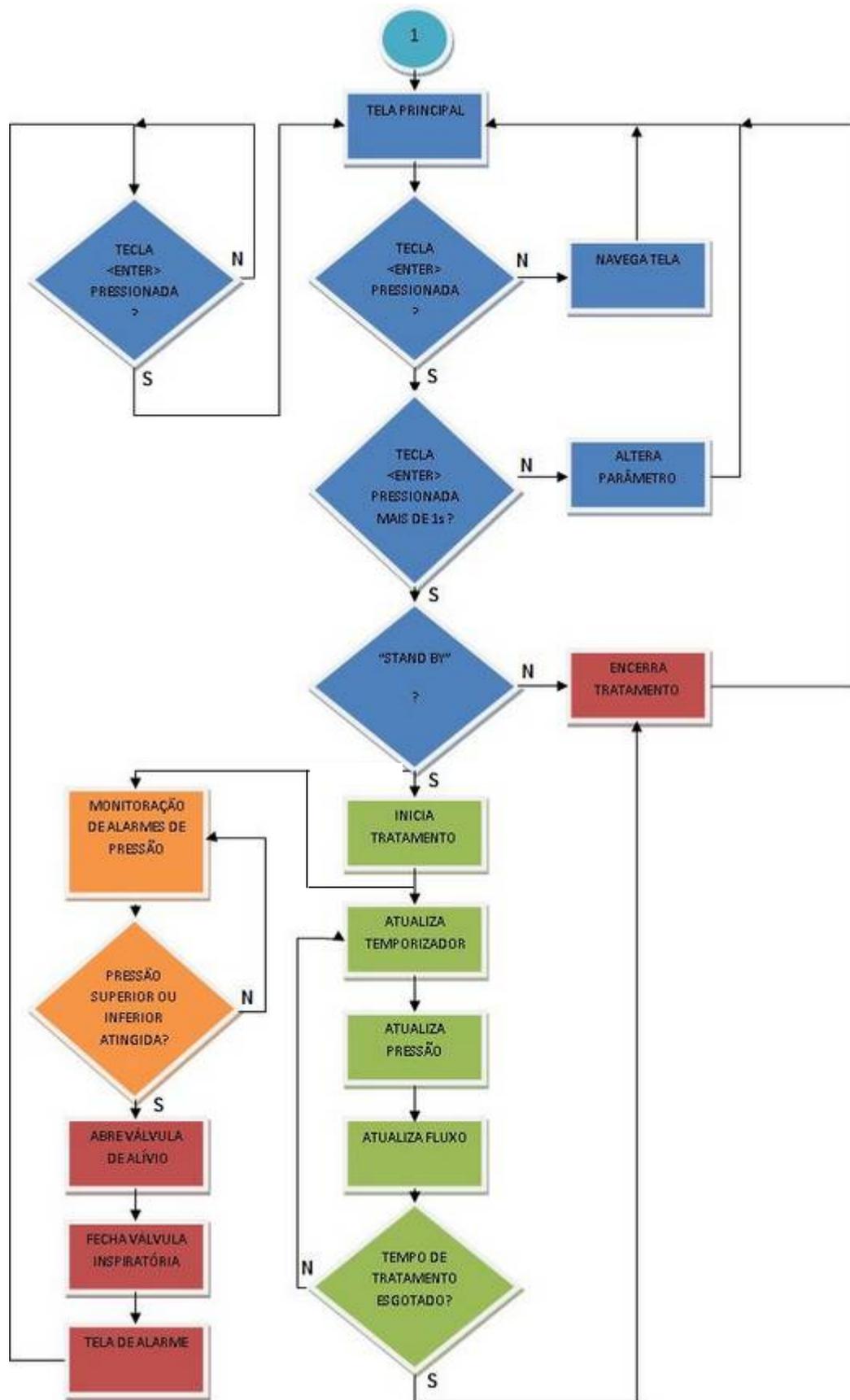


Figura 36 - Algoritmo do programa principal: Segunda parte.

3.2.2. COMPILADOR E FERRAMENTAS DE DESENVOLVIMENTO

Além da utilização do *software* Altium Designer 6 na confecção da placa de circuito impresso, também foi utilizado o compilador Embedded Workbench V4.20 da IAR Systems, próprio para microcontroladores da família MSP da Texas Instruments. A figura 37 mostra a interface de programação do compilador da IAR.

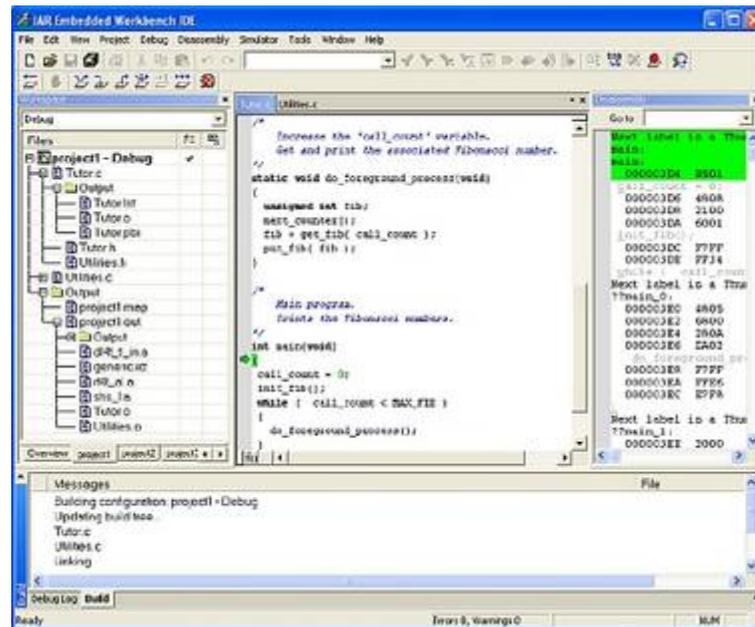


Figura 37 – Tela do compilador IAR Embedded Workbench.

O programa previamente compilado foi descarregado através da interface de programação eZ430, distribuído pelo fabricante do microcontrolador e mostrado na figura 38. O dispositivo de programação permite a descarga do *firmware*, já compilado, para o microcontrolador, através da porta de comunicação USB de um computador comum.



Figura 38 – Dispositivo de programação eZ430 da Texas Instruments.

Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2008.

3.3. TESTES DE VALIDAÇÃO DO PROTÓTIPO

Os ensaios de laboratório foram feitos utilizando-se um analisador para equipamentos de ventilação, modelo PTS-2000, utilizado como referência para aferição dos equipamentos do Hospital Santa Cruz – HSC de Curitiba. O PTS-2000 é específico para medição de pressão e fluxo de gases em equipamentos para cuidados médicos. Também foi utilizado um osciloscópio Tektronix modelo TDS-220 para obtenção das curvas de resposta da válvula de controle de fluxo e um cronômetro convencional para medição do tempo de operação (T_o), além de acessórios como traquéias, conexões, tubos e uma seringa. Para caracterização do erro padrão, foram consideradas as medidas em cinco momentos distintos, com o protótipo sendo desligado e ligado entre uma medição e outra, o que permitiu a obtenção de cinco registros para cada valor de pressão (em 13 pontos) e fluxo (em 15 pontos). Não foram realizados testes *in vivo* com o SRPPPI.

CAPÍTULO 4

4. RESULTADOS E EXPERIMENTOS

Além da apresentação do protótipo do SRPPPI, mostrado na primeira parte deste capítulo, também são apresentados os resultados dos ensaios de laboratório, divididos em três etapas: medição da pressão no circuito do paciente, medição do fluxo corrente e medição dos tempos e frequências de intermitência do fluxo.

4.1. PROTÓTIPO

Como dito no capítulo anterior, para a montagem do SRPPPI foram utilizados componentes eletrônicos SMD e PTH. A placa, após a montagem manual, ficou com o aspecto mostrado na figura 39. Na face SMD (figura 39 - a) estão os blocos de comunicação (esquerda), processamento (central), sensores (central superior), acionamento de válvulas (central inferior) e circuito fonte (direita). Na face PTH (figura 39 - b) estão o módulo de fonte chaveada (esquerda), *display* LCD (central) e teclado (direita superior).



Figura 39 - Placa de circuito impresso utilizado no sistema SRPPPI: (a) faces SMD e (b) PTH.

As figuras 40 e 41 mostram as vistas frontal e lateral do protótipo SRPPPI montado em sua versão final. As figuras mostram o painel frontal com o *display* LCD, teclado e LED indicador, na lateral esquerda a conexão de saída para o circuito do paciente e ao fundo o regulador de pressão da entrada de ar.

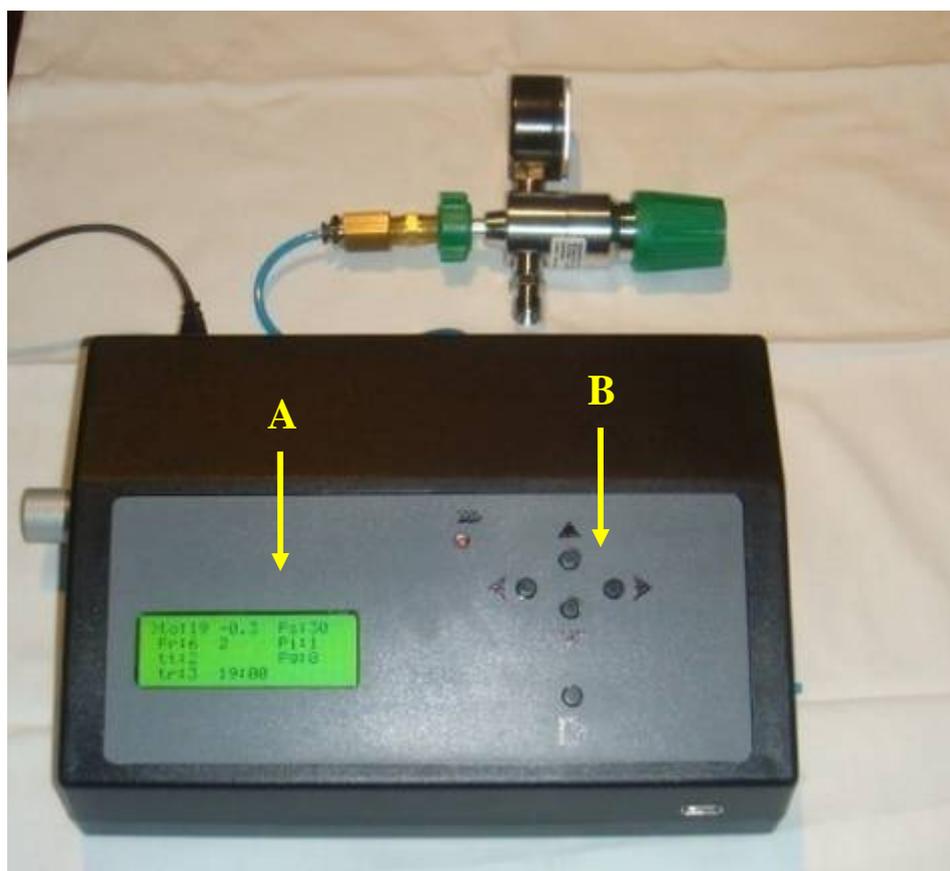


Figura 40 – Protótipo do sistema SRPPPI: Vista frontal do painel de controle: A – Display; B – Teclado.

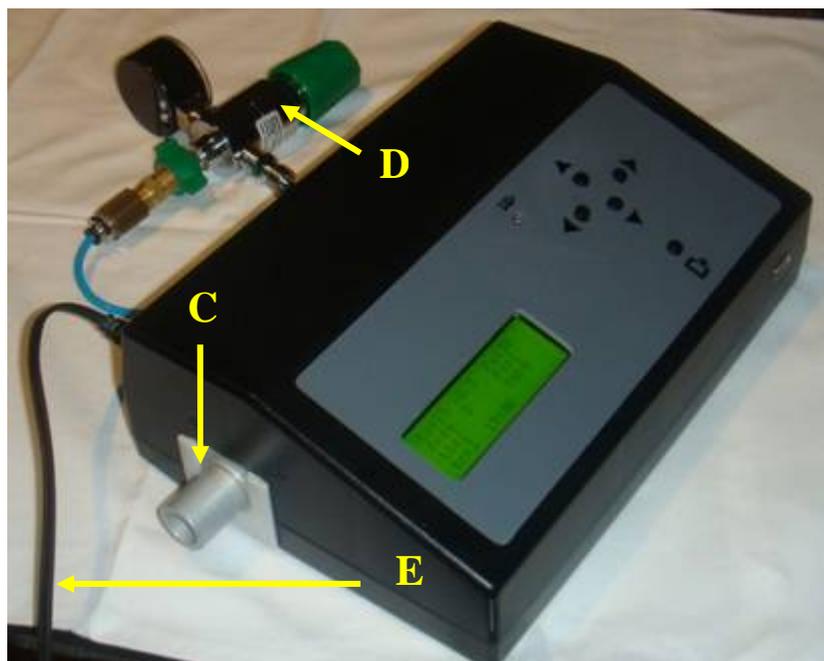


Figura 41 – Protótipo do sistema SRPPPI: Vista lateral da saída para o paciente: C – Conexão de saída para o paciente; D – Regulador de pressão comercial; E – Cabo de alimentação.

As telas apresentadas durante a operação do SRPPPI são mostradas em detalhe na figura 42.



Figura 42 – Telas do SRPPPI: (a) Apresentação e versão do firmware; (b) Ajuste de fluxo; (c) Teste inicial; (d) Parâmetros e navegação; (e) Unidades de medida; (f) Tela de alarme de pressão.

4.2. MEDIÇÃO DA PRESSÃO NO CIRCUITO DO PACIENTE

A pressão no circuito de saída, denominado neste trabalho como “circuito do paciente”, indica o valor correspondente à pressão exercida na entrada das vias aéreas superiores do paciente. Para medir essa pressão foi montado um circuito em T, conectando simultaneamente o PTS-2000 e a saída do SRPPPI. Para exercer a pressão utilizou-se uma seringa no ramo central do circuito “T”, conforme mostrado na figura 43.

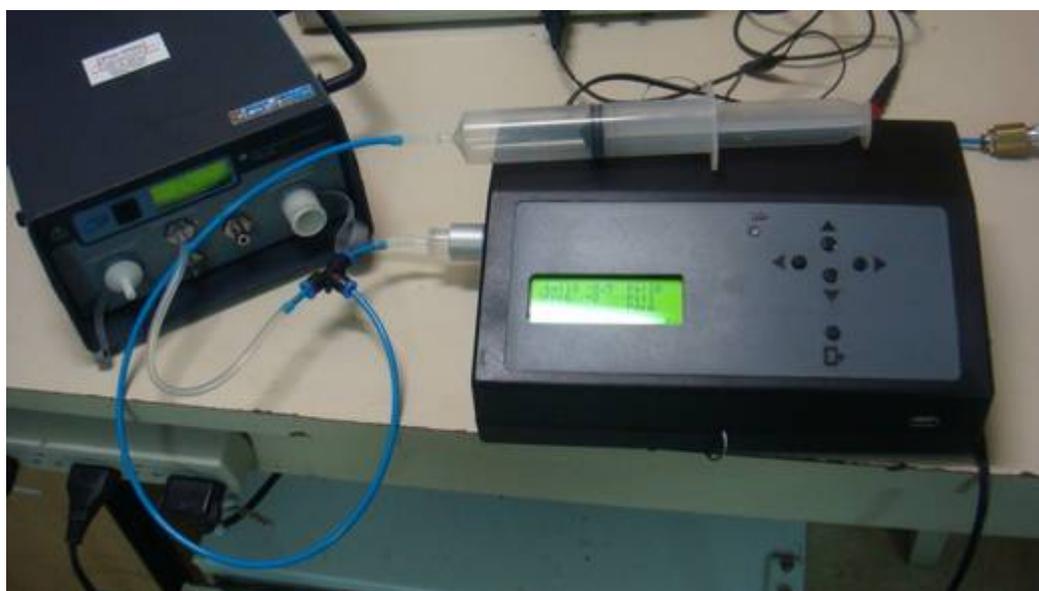


Figura 43 – Medição de pressão: Arranjo montado com o sistema SRPPPI, analisador PTS-2000, tubos e seringa.

Na tela de parâmetros e navegação do protótipo SRPPPI (figura 44) pôde-se medir o valor de pressão e compará-lo com o valor medido pelo PTS-2000.



Figura 44 – Tela 4 do SRPPPI: Tela de parâmetros com a medição de pressão mostrada no centro superior da tela.

Foram medidos valores de pressão de -5 mmH₂O a 100 cmH₂O. O valor de -5 cmH₂O representa o valor de pressão de gatilho, no início da inspiração do paciente. A tabela 2 mostra os valores medidos pelo PTS-2000 e os valores obtidos com o SRPPPI. A figura 45 apresenta o perfil da curva de resposta para a faixa de pressão medida.

Tabela 2 – Valores de pressão obtidos no sistema SRPPPI e no PTS-2000.

PRESSÃO MEDIDA NO PTS-2000 (cmH ₂ O)	VALOR MÉDIO MEDIDO NO SRPPPI (cmH ₂ O)	DESVIO PADRÃO	ERRO (%)
-5	-6,2	0,3	24,1%
0	-0,4	0,1	-
5	5,3	0,1	6,9%
10	10,7	0,2	7,0%
20	20,4	0,4	1,9%
30	28,6	0,4	-4,6%
40	38,0	0,1	-5,0%
50	49,1	0,2	-1,8%
60	58,7	0,4	-2,2%
70	67,7	0,4	-3,3%
80	78,0	0,5	-2,5%
90	88,4	0,3	-1,8%
100	97,3	0,6	-2,7%

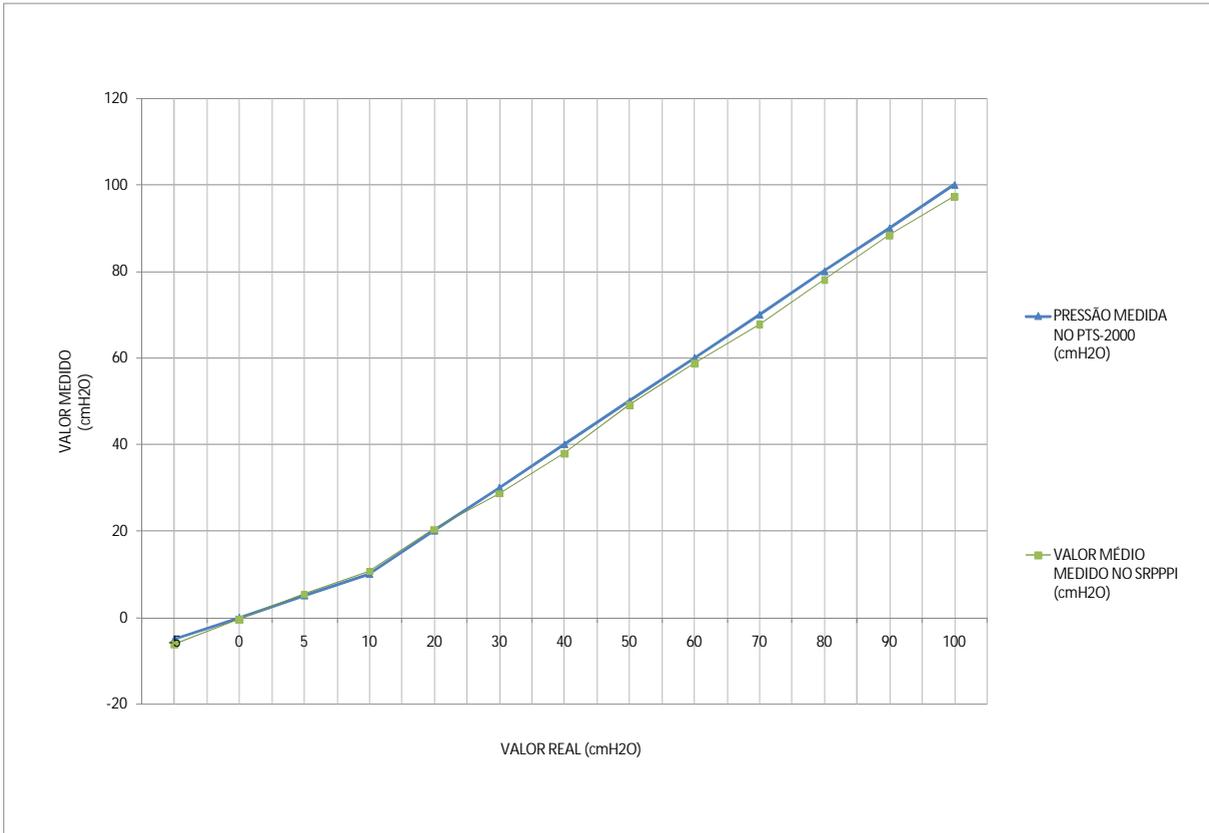


Figura 45 – Gráfico representativo das curvas de pressão obtidas no sistema SRPPPI e no PTS-2000.

4.3. MEDIÇÃO DO FLUXO CORRENTE

A curva de fluxo medida inicialmente, sem a correção do *software*, apresentou-se linear no segmento intermediário, mas com deformações nas extremidades. O maior erro percentual entre o valor real e o valor medido no SRPPPI foi de -60% para o fluxo de 5 l/min. Após a inclusão da rotina de tratamento dos valores fornecidos pelo sistema de leitura, a curva foi linearizada, baixando o erro máximo para 2,2% (45 l/min), conforme mostrado na tabela 3.

Os valores de fluxo utilizados no protótipo SRPPPI foram comparados com os medidos pelo PTS-2000. Os equipamentos foram colocados em série para a passagem do ar, como mostra a figura 46.



Figura 46 - Medição de fluxo: Arranjo montado para medição do valor real lido pelo PTS-2000 e do valor lido pelo SRPPPI. Ao fundo, o osciloscópio para medição do sinal de resposta do sensor MPX5500 ao acionamento da válvula de fluxo (frequência).

Na tela de ajuste de fluxo mostrada na figura 47, pôde-se comparar o valor medido pelo sistema SRPPPI com o apresentado no analisador PTS-2000.

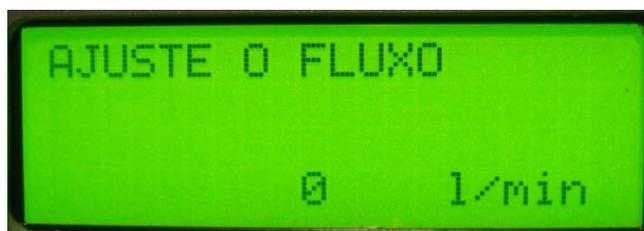


Figura 47 – Tela 2 do sistema SRPPPI: Ajuste de fluxo.

A curva de resposta foi obtida variando-se os valores de fluxo de 0 a 70 l/min. A tabela 3 mostra os valores de fluxo medidos pelo SRPPPI antes e depois da correção da curva pelo *software*, comparando com o fluxo apresentado pelo PTS-2000. As curvas de fluxo são apresentadas na figura 48.

Tabela 3 – Valores de fluxo obtidos no PTS-2000 e no SRPPPI.

FLUXO MEDIDO NO PTS-2000 (l/min)	VALOR MÉDIO MEDIDO PELO SRPPPI SEM A CORREÇÃO PELO SOFTWARE (l/min)	ERRO APROXIMADO ANTES DA CORREÇÃO (%)	VALOR MÉDIO MEDIDO PELO SRPPPI COM A CORREÇÃO PELO SOFTWARE (l/min)	DESVIO PADRÃO APÓS A CORREÇÃO PELO SOFTWARE	ERRO APÓS A CORREÇÃO (%)
0	0	0,0%	0	0,0	0,0%
5	2	-60,0%	5	0,6	0,0%
10	5	-50,0%	10	0,6	0,0%
15	9	-40,0%	15	0,6	0,0%
20	15	-25,0%	20	0,6	0,0%
25	22	-12,0%	25	0,6	0,0%
30	30	0,0%	30	0,0	0,0%
35	39	11,4%	35	1,2	0,0%
40	49	22,5%	40	0,6	0,0%
45	57	26,7%	46	1,0	2,2%
50	66	32,0%	51	0,6	2,0%
55	76	38,2%	55	0,6	0,0%
60	83	38,3%	61	1,0	1,7%
65	90	38,5%	66	1,2	1,5%
70	95	35,7%	71	0,6	1,4%

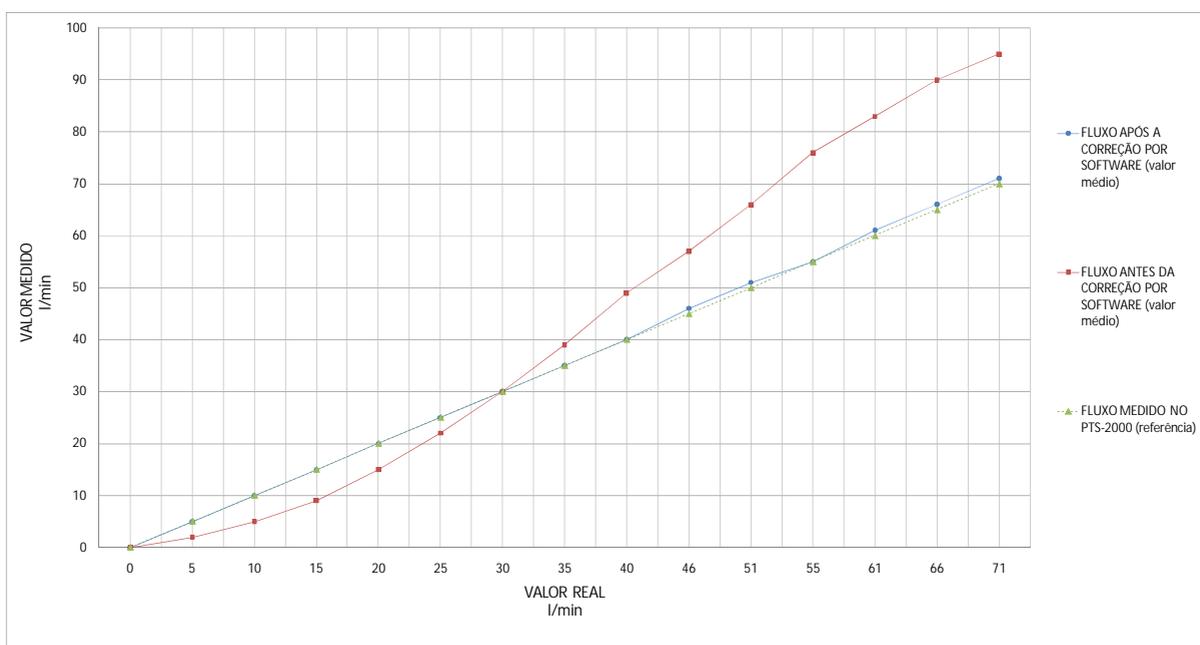


Figura 48 - Curvas de fluxo: Medida pelo sensor MPX5500 (vermelho) e corrigida pelo programa do microcontrolador (azul), em comparação com os valores medidos pelo PTS-2000 (verde).

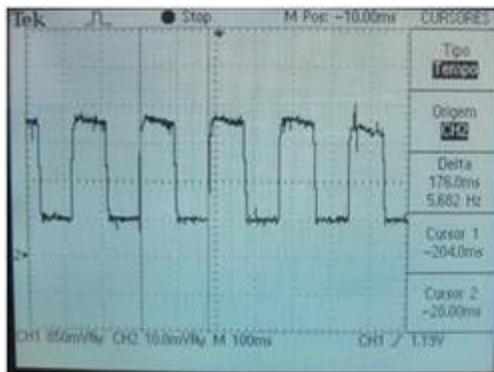
4.4. TEMPOS E FREQUÊNCIA DE INTERMITÊNCIA DE FLUXO

Este ensaio teve o propósito de verificar a resposta da válvula de controle de fluxo dentro das frequências pré-programadas no SRPPPI. Para a obtenção das curvas de resposta das válvulas de controle de fluxo inspiratório, utilizou-se o osciloscópio Tektronix TDS-220, conectado à saída da etapa de amplificação do sensor MPX5500. O arranjo montado para a medição de fluxo foi mostrado na figura 46.

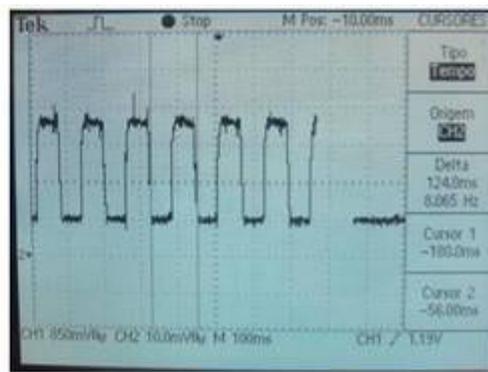
Para que o osciloscópio pudesse amostrar de forma mais clara as curvas de resposta da válvula, o fluxo foi fixado em aproximadamente 70 l/min, o que representa, segundo a equação de Bernoulli, aproximadamente 18 kPa de diferença de pressão entre as entradas do sensor. A função de transferência (Eq. 3) do sensor MPX5500, apresentada no capítulo 3, mostra que, para uma diferença de pressão de 18 kPa em um sensor alimentado com 5 V a saída será de aproximadamente 36 mV.

Para uma diferença de pressão igual a zero (fluxo zero), a tensão de saída pode chegar a 20 mV, o que explica o nível DC encontrado nas medições dos sinais.

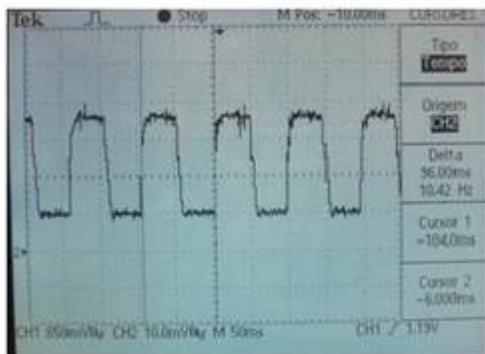
Foram medidos os sinais de resposta do sensor para frequências de 6 Hz a 30 Hz, conforme apresentado nas figuras 49 e 50. Os valores medidos no osciloscópio são apresentados na tabela 4.



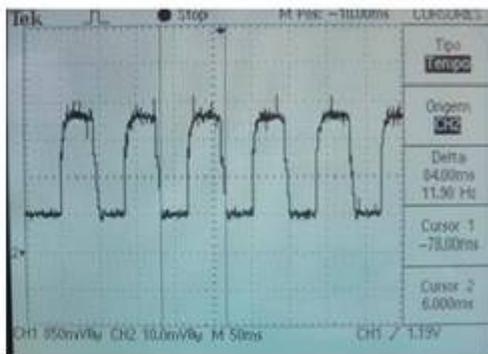
(a) 6 Hz



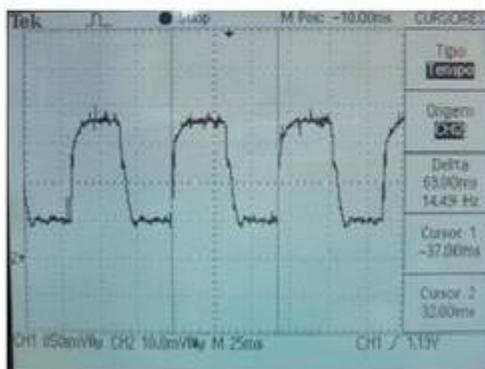
(b) 8 Hz



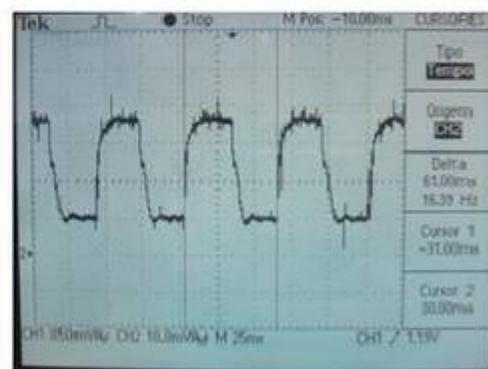
(c) 10 Hz



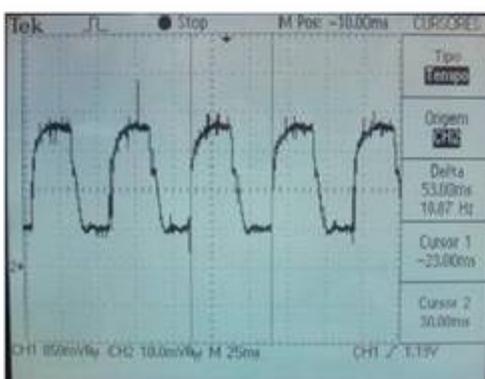
(d) 12 Hz



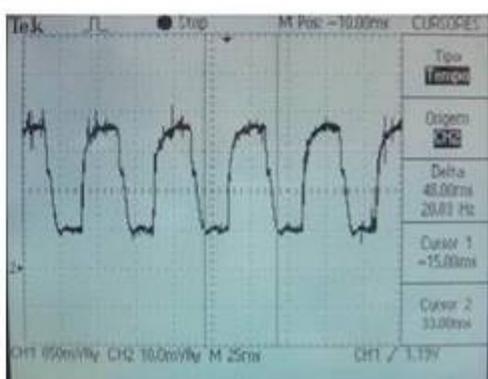
(e) 14 Hz



(f) 16 Hz

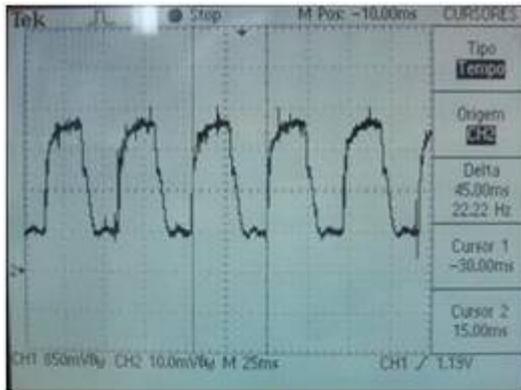


(g) 18 Hz

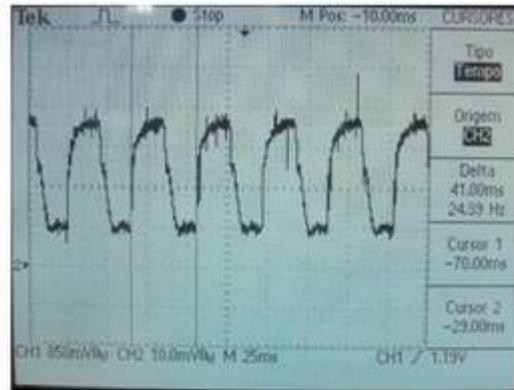


(h) 20 Hz

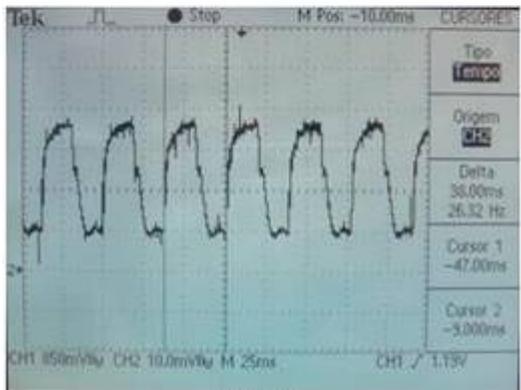
Figura 49 - Curvas de fluxo: (a) 6 Hz; (b) 8 Hz; (c) 10 Hz; (d) 12 Hz; (e) 14 Hz; (f) 16 Hz; (g) 18 Hz e (h) 20 Hz.



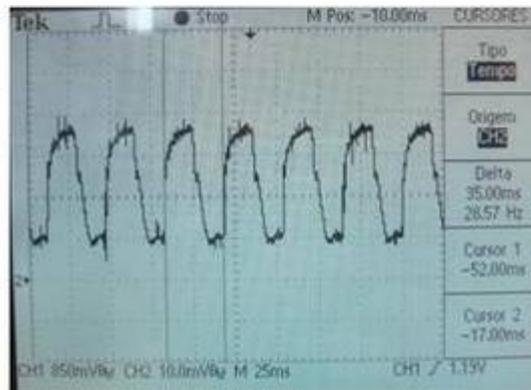
(i) 22 Hz



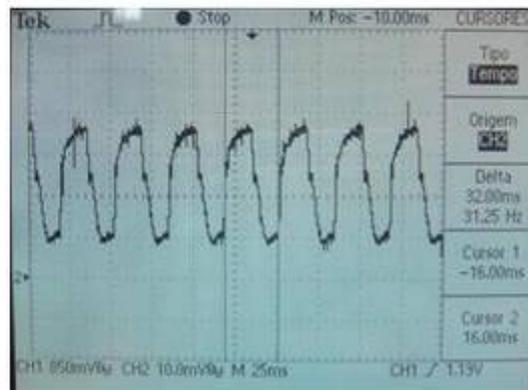
(j) 24 Hz



(k) 26 Hz



(l) 28 Hz



(m) 30 Hz

Figura 50 - Curvas de fluxo. (i) 22 Hz; (j) 24 Hz; (k) 26 Hz; (l) 28 Hz e (m) 30 Hz.

Tabela 4 – Frequências programadas no protótipo e medidas no osciloscópio.

FREQUÊNCIA PROGRAMADA (Hz)	FREQUÊNCIA MEDIDA (Hz)	ERRO (%)
6	5,68	-5,3%
8	8,08	1,0%
10	10,42	4,2%
12	11,90	-0,8%
14	14,49	3,5%
16	16,39	2,4%
18	18,87	4,8%
20	20,83	4,1%
22	22,22	1,0%
24	24,39	1,6%
26	26,32	1,2%
28	28,57	2,0%
30	31,25	4,2%

Para a medição do tempo de operação (t_o) utilizou-se um cronômetro convencional. Nas amostragens de tempo constatou-se que para um tempo de 30 minutos houve uma diferença de 5 segundos, equivalente a um erro de 0,27 %. Esse erro deve-se ao fato do sistema SRPPPI não utilizar um circuito de tempo real (RTC – *Real Time Clock*) dedicado, o temporizador é controlado pelo *clock* interno do microcontrolador e está sujeito a pequenas variações em função da temperatura ou eventuais oscilações na fonte de alimentação.

CAPÍTULO 5

5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Neste capítulo são discutidos alguns aspectos importantes relativos ao desenvolvimento do projeto, visando melhorias para aplicações futuras, além da conclusão sobre o trabalho realizado.

5.1. DISCUSSÃO

Os valores de pressão obtidos nos ensaios mostraram um erro máximo de 24,1% para valores próximos a -5 cmH₂O. Este erro é alto numericamente, mas não é tão significativo na prática, pois a pressão negativa é utilizada somente para disparar o início do tratamento e não serve de referência para o alarme de pressão. Vale ressaltar que em relação ao fundo de escala (100 cmH₂O) o erro neste ponto é de apenas 1,01 %.

Considerando os desvios padrão encontrados na medição de fluxo variando entre 0,6 e 1,2 pode-se observar uma discreta instabilidade na apresentação dos valores. Parte desta instabilidade pode ser explicada pela turbulência na passagem de fluxo, considerando-se que não há tela de barreira na montagem do tubo Venturi, conforme mostrado nas montagens das figuras 28 e 29.

A técnica de utilização de tubos Venturi para medição de fluxo, embora muito aplicada, resulta em diferenças de pressão muito pequenas, de difícil medição. Sensores com alta resolução e sensibilidade para pressões baixas são os mais recomendados, mas estas características não são comuns em sensores específicos para medição de pressão. O MPX5500, utilizado no projeto possui boa resolução (9 mV/kPa) quando relacionado com a sua faixa de resposta de 500 kPa (*span*), no entanto neste projeto utiliza-se apenas 5% da curva de resposta do sensor. Para utilizar 100% do *span* seria necessário um fluxo de 360 l/min, quase quatro vezes o valor do fluxo máximo permitido pelo projeto.

Inicialmente houve a tentativa de medir a freqüência de intermitência de fluxo com o PTS-2000, mas após a primeira tentativa observou-se que o *software* que acompanha o analisador não responde bem a variações de fluxo acima de 6 Hz. Desta forma, considerando que a leitura de fluxo realizada pelo sensor do protótipo SRPPPI apresentou um erro máximo de 2%, e também que o sensor responde a freqüências de até 1 kHz (FREESCALE SEMICONDUCTOR, 2008), optou-se por utilizar o osciloscópio para medir o sinal diretamente na saída do sensor, como forma de demonstrar a resposta da válvula às freqüências pré-programadas.

As respostas gráficas, apresentadas nas figuras 49 a 50 do capítulo de resultados, mostram uma discreta distorção nos extremos de cada acionamento da válvula, mais visível nas freqüências mais altas, onde a escala de tempo é menor. Isto pode ser reflexo da resistência mecânica imposta pelos tubos, o fluxo é liberado instantaneamente, mas devido à resistência do circuito pneumático o valor máximo do fluxo é atingido com um atraso de aproximadamente 10 ms. Na comutação da válvula observou-se uma exponencial decrescente, possivelmente como resposta à resistência da saída do ar.

A válvula mostrou respostas muito próximas das programadas no protótipo, apresentando erro máximo -5,3 % para a freqüência de 6 Hz, conforme mostra a tabela 4 no capítulo de resultados. Por se tratar de um equipamento com controle eletrônico, a freqüência programada não sofre interferência do valor de fluxo ajustado no SRPPPI ou da pressão no circuito do paciente.

Durante as pesquisas sobre os equipamentos comerciais, com funções isoladamente similares às do SRPPPI, não foram encontrados dados concretos sobre os valores de operação de cada equipamento. Mesmo nos manuais dos produtos Shaker e IPV não há uma condição clara que garanta uma determinada freqüência durante a utilização do equipamento. DUARTE (2007), em seu estudo sobre o funcionamento do Shaker relata freqüências de operação entre 16,41 Hz e 27,48 Hz, diretamente relacionadas com o fluxo de operação e à angulação do equipamento, o que mostra que a freqüência não pode ser pré-fixada.

A técnica de percussão intrapulmonar é proposta em diversos tratamentos fisioterapêuticos, mas não foram encontrados relatos de equipamentos que proporcionassem estudos conclusivos relacionados às freqüências de operação e seus benefícios em pacientes crônicos portadores de doença pulmonar obstrutiva,

principalmente pela ausência de equipamentos com respostas de parâmetros próximas dos valores programados ou ajustados.

Os resultados dos ensaios realizados com o SRPPPI mostraram erros máximos de 2,2% para fluxo, com desvio padrão máximo de 1,2, 7,0 % para valores positivos de pressão com desvio padrão máximo de 0,6 e -5,3 % para frequência, com as medições obtidas em cinco momentos distintos. Devido à ausência de artigos e registros de ensaios técnicos com outros equipamentos comerciais de vibroterapia e reabilitação pulmonar, os erros obtidos com o SRPPPI não podem ser comparados com outros aparelhos. No entanto os ensaios mostraram ganhos na faixa de operação de pressão do SRPPPI (-5 a 100 cmH₂O) em comparação com o Shaker (12,5 a 47,5 cmH₂O), com o IPV (0 a 60 cmH₂O) e com o BiPAP (4 a 30 cmH₂O). Na medição de fluxo o SRPPPI também opera em uma faixa mais larga (0 a 70 l/min) se comparado com o Shaker (2 a 30 l/min) e com o IPV (0 a 40 l/min). Com relação à frequência, além de ser independente de outros parâmetros, os valores de operação do SRPPPI (6 a 30 Hz) estão em uma faixa mais abrangente, se comparado com o Shaker (8 a 26 Hz) e com o IPV (1,7 a 5 Hz).

5.2. CONCLUSÃO

O SRPPPI foi desenvolvido para atender necessidades especiais de pacientes acometidos de DPOCs não contempladas por equipamentos comerciais nacionais e importados.

Comparando-se o custo do projeto, estima-se que o SRPPPI pode ser até dezesseis vezes mais barato do que um equipamento comercial de BiPAP (R\$ 16.000,00 – modelo Synchrony II Respirationics) ou até vinte vezes inferior ao custo de um equipamento de ventilação percussiva intrapulmonar, como o IPV (R\$ 20.000,00). Equipamentos mais simples, como o Flutter, custam em média R\$ 500,00, metade do custo estimado do SRPPPI.

Em função dos resultados de laboratório e estudos encontrados sobre a utilização de equipamentos com funções similares, pode-se concluir que o protótipo SRPPPI é adequado para aplicações médicas em tratamentos de DPOCs que

exijam uso de VNI com pressão inspiratória intermitente, em frequências que variem de 6 a 30 Hz, com fluxo de trabalho de até 70 l/min. As características técnicas do SRPPPI o qualificam para colaborar com trabalhos de pesquisa mais precisos relacionados aos efeitos vibratórios em pacientes portadores de DPOCs.

5.3. MELHORIAS FUTURAS

Os erros máximos apresentados na medição de pressão (-5% para 40 cmH₂O e 7% para 10 cmH₂O) podem ser minimizados com a inclusão de um algoritmo de correção da curva de pressão, similar ao que foi realizado para a correção da curva de fluxo.

A ligeira instabilidade apresentada no mostrador para a medição do fluxo pode ser reduzida com a introdução de um filtro FIR – *Finite Impulse Response* no algoritmo do *software*, com o ônus de que a atualização ficará mais lenta, dependendo da ordem do filtro. Pode-se também minimizar a turbulência causada pelo fluxo de ar substituindo o tubo Venturi atual por uma peça única, usinada em nylon ou metal, com uma tela de barreira entre as conexões de pressão diferencial. A peça usinada com a tela de barreira, além de deixar o projeto mais robusto pode também deixar o fluxo de ar mais laminar e tornar a medição mais estável.

De forma mais simples, especificamente para reduzir a instabilidade na medição de fluxo, pode-se substituir o sensor de pressão por um sensor de fluxo, mais adequado para este tipo de aplicação. Essa alteração, no entanto, pode representar um aumento de até dez vezes no custo do sensor.

Para oferecer portabilidade ao equipamento, está previsto uma bateria interna chumbo-ácida recarregável para garantir autonomia durante eventuais quedas de energia. A placa foi projetada com um supervisor de carga de bateria totalmente autônomo e está preparada para este recurso, no entanto, como o sistema SRPPPI não é de suporte à vida e a falta de energia é uma situação atípica, esta função não foi habilitada neste protótipo, mas pode ser acrescentada no futuro sem necessidade de alteração de *software*.

Versões futuras do SRPPPI podem contemplar comunicação USB com um computador, o circuito eletrônico já está devidamente preparado. Para isso, basta incluir no *software* embarcado no MSP430F2274 uma rotina de tratamento da interrupção da UART do microcontrolador. Futuramente pode-se desenvolver um aplicativo para coleta de dados relacionados aos tratamentos realizados. Também poderá ser desenvolvido um *software* gráfico para monitoração das curvas de pressão e fluxo em tempo real, permitindo ao Fisioterapeuta um acompanhamento mais preciso e facilitando os ajustes para cada paciente.

A comunicação serial através de porta USB também permitirá a criação de um protocolo para programação das variáveis de calibração de pressão e fluxo, tornando o equipamento calibrável sem a necessidade da substituição do programa principal.

Com o intuito de melhorar a usabilidade do SRPPPI e aumentar a vida útil dos controles, pode-se substituir o teclado por um *encoder* incremental, tornando a navegação no *menu* mais suave.

A programação dos parâmetros de utilização também pode ser facilitada incluindo perfis pré-programados, utilizando a área de memória *flash* não ocupada. A inclusão de parâmetros pré-programados evitaria a necessidade de reprogramação a cada troca de paciente.

REFERÊNCIAS

ALMEIDA, S. C.; SOUZA, V. R. Fisioterapia respiratória. In: **Ventilação pulmonar mecânica em pediatria e neonatologia**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2005, p. 513-516.

ALPHA-1 ASSOCIAÇÃO ESPANHA (Cádiz). **Drenagem postural** [2008]. 1 fotografia, preto e branco Disponível em: <http://www.alfa1.org/portugues_info_alfa1_enfermedad_pulmonar_rehab_pul_drenaje_postural.htm>. Acesso em: 20 fev.2008.

ANALOG DEVICES. **Dual Low Offset, Low Power Operational Amplifier**. Disponível em: <http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/OP200.pdf>. Acesso em: 05/04/2008.

ANALOG DEVICES. **Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier**. Disponível em: <http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD620.pdf>. Acesso em: 18/03/2008.

ARGOSY MEDICAL. **Estrutura anatômica da região pulmonar – Visible Body 3D** Disponível em: <<http://www.visiblebody.com/>>. Acesso em: 25 jan 2010.

AULER, J. O. C.; GOMIDE, R.V. **Assistência Ventilatória Mecânica**. São Paulo: Atheneu, 1995. 471 p.

AZEREDO, C. A. C. **Fisioterapia respiratória**. Rio de Janeiro: Panamed, 1984.

AZEREDO, C. A. C. **Ventilação Mecânica – Invasiva e Não Invasiva**. Rio de Janeiro: Revinter, 1994.

BEPPU, O. S. Surfactante pulmonar. Composição, função e metabolismo. In: **Assistência ventilatória mecânica**. São Paulo: Atheneu, 1995, p. 49-61.

BONASSA, J. Princípios básicos dos ventiladores artificiais. In: **Ventilação mecânica - Básico**. São Paulo: Atheneu, 2000. Vol. 1, p. 69-124.

BORGES, M. C.; VIANNA, E. S. O.; TERRA FILHO, J. **Abordagem terapêutica na exacerbação da doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC)**. In: SIMPÓSIO DE URGÊNCIAS E EMERGÊNCIAS MÉDICAS, Ribeirão Preto, 2003.

CARVALHO, C. R. R. **Ventilação Mecânica - Avançado**. São Paulo, Rio de Janeiro, Belo Horizonte: Atheneu, 2000. Vol. 2. 500 p.

CARVALHO, C. R. R.; BONASSA, J. **Ventilação Mecânica - Básico**. São Paulo, Rio de Janeiro, Belo Horizonte: Atheneu, 2000. Vol. 1. p. 1-131.

CARVALHO, W. B.; MANGIA, C. M. F. Ventilação pulmonar mecânica convencional em neonatologia. In: **Ventilação mecânica - Básico**. São Paulo: Atheneu, 2000. Vol. 1, p. 147-188.

CLARK, R. H.; GERSTMANN, D. R.; NULL, D. M. et al - **Pulmonary interstitial emphysema treated by high-frequency oscillatory ventilation**, Crit. Care Med., 14 (1986), p. 926–930.

COSTA, D. **Fisioterapia respiratória básica**. São Paulo. Atheneu, 1999.

COSTA, D. **História da Fisioterapia Respiratória**. São Paulo. Manole, 2007.

DATASUS, **Informações de Saúde: Assistência à Saúde, 2010**. Disponível em: <<http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=02>>. Acesso em: 25/02/2010.

DAVID, C. M. N. **Ventilação Mecânica: Da Fisiologia à Prática Clínica**. Rio de Janeiro: Revinter, 2002.

DUARTE, P. E. et al. **Análise do funcionamento do Shaker a diversos níveis de fluxo**. In: SOCIEDADE DE PNEUMOLOGIA E TISIOLOGIA DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO, 16, 2007, Rio de Janeiro. Disponível em: <http://www.sopterj.com.br/revista/2007_16_2_4/03.pdf>. Acesso em: 20 nov. 2009.

ENGESP. **Reanimador de Muller** [2008]. 1 fotografia, cores. Disponível em: <<http://www.engesp.com.br>>. Acesso em: 20 out.2008.

EVERGREEN. **Flutter** [2007]. 1 fotografia, cores. Disponível em: <<http://www.evergreen-nebulizers.com.uk>>. Acesso em: 20 out.2008.

FESTO. **Solenoid valves MH2/MH3/MH4, fast-switching valves**. Disponível em: <https://xdki.festo.com/xdki/data/doc_engb/PDF/EN/MH2TO4_VO_EN.pdf>. Acesso em: 18 abr. 2008.

FESTO. **Solenoid valves MH1, miniature**. Disponível em: <https://xdki.festo.com/xdki/data/doc_engb/PDF/EN/MH1_VO_EN.pdf>. Acesso em: 18 abr. 2008.

FIRE DEPARTMENT (New York). **Pulmotor** [1907]. 1 fotografia, preto e branco. Disponível em: <http://www.nyc.gov/html/fdny/html/history/ems_article.shtml>. Acesso em: 27 set.2008.

FREESCALE SEMICONDUCTOR. **10 kPa Uncompensated Silicon Pressure Sensors**. Disponível em: <http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MPX10.pdf>. Acesso em: 09/02/2008.

FREESCALE SEMICONDUCTOR. **Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated**. Disponível em: <http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MPX5500.pdf>. Acesso em: 09 fev. 2008.

GASPAR, S.; SILVA, A. M. P. R. Pressão positiva no final da expiração e pressão positiva contínua nas vias aéreas. In: **Assistência ventilatória mecânica**. São Paulo: Atheneu, 1995, p. 145-154.

GOMIDE, LIANA B. et al. **Atuação da fisioterapia respiratória em pacientes com fibrose cística: uma revisão da literatura**. In: ARQUIVOS DE CIÊNCIA DA SAÚDE, 14, 2007, São Paulo. Disponível em: <http://www.cienciasdasaude.famerp.br/racs_ol/vol-14-4/ID250.pdf>. Acesso em: 20 ago. 2009.

GRIFFIN, M. J. **Handbook of human vibration**. London: Academic Press, 1996.

HARDY, K. A.; ANDERSON, B. D. **Noninvasive clearance of airwaysecretions**. Respir Care Clin N Am. 2 (1996). p. 323-345.

INTERNATIONAL STANDARD - ISO. (1978) ISSO 2631 - 1978 (E) - **Guia para avaliação da exposição humana às vibrações de corpo inteiro**. Segunda Edição.

LATHI, P.B. **Sinais e Sistemas Lineares**. 2. ed. Porto Alegre: Bookman, 2007. p. 369-427.

LYNCH, P. **Representação dos bronquíolos** [2006]. 1 fotografia, cores. Disponível em: <http://patricklynch.net/portfolios/medical-illustration/content/bronchial_anatomy_Copyright_Lynch_2007_large.html>. Acesso em: 12 nov. 2009.

MAYOR, J. T.; MAIA, J. M. **Efeito da Resistência Respiratória na Ventilação Pulmonar**. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 21, 2008, Salvador. Disponível em: <http://www.sbeb.org.br/cbeb2008/Instrumenta%20ao%20Biom%20E9dica/p_0861.pdf>. Acesso em: 23 set. 2009.

MELO, P. L.; WERNECK, M. M.; GIANNELLA, A. **Avaliação de mecânica ventilatória por oscilações forçadas: fundamentos e aplicações clínicas**. J. Pneumologia, São Paulo, v. 26, n. 4, Ago. 2000 .

MÜLLER, A. P. et al. **Estudo comparativo entre a pressão positiva intermitente (Reanimador de Muller) e contínua no pós-operatório de cirurgia de revascularização do miocárdio**. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, 2006. Vol. 86, N 3.

MÜLLER, A. P. **Reanimador de Müller como Recurso Fisioterapêutico**. Fisioterapia em Movimento, Curitiba, v. XIII, n. 1, p. 09-16, 1999.

NÁPOLIS, L. M. et al. **Conhecimento da disponibilidade e sobre o uso da ventilação não invasiva em unidades de terapia intensiva de hospitais públicos, privados e de ensino da região metropolitana de São Paulo**. In: JORNAL BRASILEIRO DE PNEUMOLOGIA, São Paulo, 2006. Vol. 32, N 1.

NEWMED. **Inspirômetro de incentivo** [2008]. 1 fotografia, cores. Disponível em: <<http://www.newmed.com.br>>. Acesso em: 18 out.2008.

NICOLAU, C. M. ; LAHÓZ, A L C . **Fisioterapia respiratória em terapia intensiva pediátrica e neonatal: uma revisão baseada em evidências**. Pediatria (USP), v. 29, p. 216, 2007.

NONA, J. et al. **Ventilação de Alta Frequência Oscilatória (VAFO), Consensos Nacionais em Neonatologia**, 2004. Disponível em: <www.spp.pt/UserFile/Consensos_Nacionais_Neonatologia_2004/Ventilacao_Alta_Frequencia_Oscilatoria_VAFO.pdf> Acesso em: 15 out 2009.

NOZAWA, E. et al. **Perfil de Fisioterapeutas brasileiros que atuam em unidades de terapia intensiva**. Fisioter Pesq., São Paulo, v. 15, n. 2, 2008 . Disponível em: <http://www.revistasusp.sibi.usp.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1809-29502008000200011&lng=pt&nrm=iso>. Acesso em: 03 Mar 2010.

OLIVEIRA, V. R. C.; COIMBRA, V. R. M.; AULER, J. O. C. **Ventilação mandatória controlada e ventilação mandatória assistida**. In: **Ventilação pulmonar mecânica em pediatria e neonatologia**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2005, p. 131-136.

PERCUSSIONAIRE CORPORATION. **IPV Home Care - The Percussionaire Impulsator (IPV)**. Disponível em: <<http://www.ipvhome.com/whatisipv.asp>>. Acesso em: 05 ago. 2008.

PLANETA MÉDICO. **Radiografia de paciente com DPOC** [2009]. 1 fotografia, cores. Disponível em: <<http://www.planetamedico.com.br/materias/?id=5089&t=3>>. Acesso em: 15 nov. 2009.

RESPIRONICS. **Equipamento de CPAP e BiPAP** [2009]. 1 fotografia, cores. Disponível em: <www.medical.philips.com>. Acesso em: 20 nov. 2009.

SALOMÃO, J. M. Princípios de funcionamento do ventilador mecânico. In: **Assistência ventilatória mecânica**. São Paulo: Atheneu, 1995, p. 96-97.

SCHETTINO, G. P. P. et al. **Ventilação mecânica não invasiva com pressão positiva**. Jornal brasileiro de pneumologia. 2007, vol.33.

SOGAB - SOCIEDADE GAÚCHA DE APERFEIÇOAMENTO BIOMÉDICO E CIÊNCIAS DA SAÚDE. **Fisioterapia Respiratória**. Disponível em: <<http://www.sogab.com.br/fisioterapiarespiro.doc>>. Acesso em: 16 ago. 2009.

SOGAB - SOCIEDADE GAÚCHA DE APERFEIÇOAMENTO BIOMÉDICO E CIÊNCIAS DA SAÚDE. **Técnicas de Fisioterapia Respiratória**. Disponível em: <<http://www.sogab.com.br/tecnicasdefisiorespiratoria.pdf>>. Acesso em: 16 ago. 2009.

TANAKA, I.; IMPERIAL, M. C. G. Histórico da ventilação pulmonar mecânica. In: **Ventilação pulmonar mecânica em pediatria e neonatologia**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2005, p. 3-11.

TERZI, R. G. G.; CARVALHO, C. R. R. Histórico da ventilação mecânica. In: **Ventilação mecânica - Básico**. São Paulo: Atheneu, 2000. Vol. 1, p. 1-30.

TEXAS INSTRUMENTS, INC. **MSP430x22x2, MSP430x22x4 MIXED SIGNAL MICROCONTROLLER**. Disponível em: <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f2274.pdf>>. Acesso em: 12 jan. 2008.

TEXAS INSTRUMENTS, INC. **MSP430x2xx Family - USERS GUIDE**. Disponível em: <<http://focus.ti.com/lit/ug/slau144e/slau144e.pdf>>. Acesso em: 15 jan. 2008.

TROSTER, E. J.; WARTH, A. N. Classificação dos aparelhos de ventilação mecânica. In: **Ventilação pulmonar mecânica em pediatria e neonatologia**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2005, p. 125-129.

UFRJ – UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO – NÚCLEO DE TECNOLOGIA EDUCACIONAL PARA A SAÚDE. **Tóxicologia**. Disponível em: <<http://lct.nutes.ufrj.br/toxicologia/mII.fisi.htm>>. Acesso em: 10 mar. 2010.

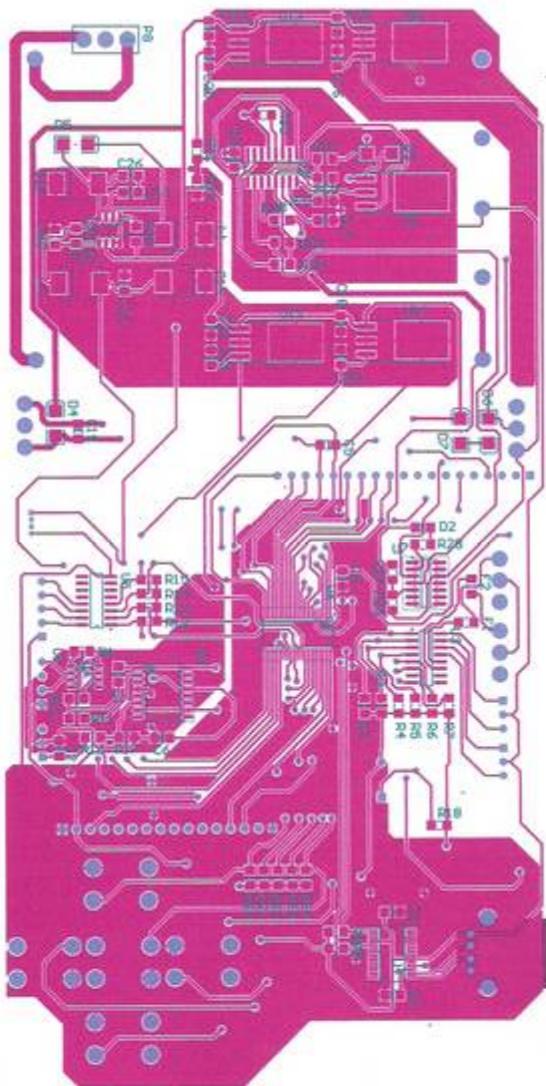
UFMS – UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA. **Tubo Venturi** [2008]. 1 fotografia, cores. Disponível em: <<http://w3.ufsm.br/juca/fsc126a2.htm>>. Acesso em: 22 mar. 2009.

UNESP. **Segurança nas Vibrações sobre o Corpo Humano**. Disponível em: <www.feb.unesp.br/jcandido/vib/Apostila.doc>. Acesso em: 30 mar. 2009.

VELOSO, M. et al. **Fisioterapia respiratória – Aspectos do atendimento hospitalar e ambulatorial**. IN: ATUALIZAÇÃO EM PNEUMOLOGIA VOLUME IV. São Paulo. Vivaldi, 2001.

ZIN, W. A.; ROCCO, P. R. M. Mecânica respiratória normal. In: **Assistência ventilatória mecânica**. São Paulo: Atheneu, 1995, p. 3-24.

APENDICE D – Placa de circuito impresso: Face de componentes SMD.



APENDICE E – Placa de circuito impresso: Face de componentes PTH.

