

PROJETO E CARACTERIZAÇÃO DE UM VENTILADOR PULMONAR
MECÂNICO MICROCONTROLADO PARA PEQUENOS ANIMAIS

Andrea Fonseca da Cruz

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares, D. Sc.

Prof. Antonio Giannella Neto, D.Sc.

Prof. Márcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Prof. Fernando Augusto Bozza, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

DEZEMBRO DE 2005

CRUZ, ANDREA FONSECA DA

Projeto e caracterização de um ventilador pulmonar mecânico microcontrolado para pequenos animais [Rio de Janeiro] 2005

IX, 122 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Biomédica, 2005)

Dissertação - Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Ventilação Mecânica 2. Ventilador Mecânico 3. Pressão Positiva ao Final da Expiração (PEEP) 4. Microcontrolador

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

AGRADECIMENTOS

À minha família, especialmente a minha mãe, que sempre teve palavras de apoio e incentivo nos momentos mais difíceis.

Ao meu orientador Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares pela confiança, aprendizado e paciência principalmente no final.

Ao professor Antonio Giannella-Neto pelas sugestões e observações sempre construtivas e importantes.

Ao Laboratório de Fisiologia e Farmacodinâmica da FIOCRUZ pelo animal e material cedidos.

Ao professor Fernando Augusto Bozza pela viabilização do experimento no animal.

À veterinária Andressa Almeida que nos ajudou no experimento com o animal.

Aos amigos, Roxana, Danilo, Igor, Leonardo, Adriana, Landi, Paulo, Cagy, Tatiana, pelos momentos agradáveis e de descontração.

Aos funcionários do PEB pela ajuda, especialmente ao Luis.

Ao senhor Mitch Grau pela doação das válvulas utilizadas neste trabalho.

Ao Departamento de Engenharia Elétrica, em especial ao professor Luis Guilherme Barbosa Rolim.

Ao Laboratório de Controle, Rodrigo Carneiro e professor Ramon Romankevics.

À agência CNPq, pela bolsa de estudos e financiamento parcial da pesquisa.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

PROJETO E CARACTERIZAÇÃO DE UM VENTILADOR PULMONAR
MECÂNICO MICROCONTROLADO PARA PEQUENOS ANIMAIS

Andrea Fonseca da Cruz

Dezembro/2005

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Antonio Giannella Neto

Programa: Engenharia Biomédica

A utilização de pequenos animais nos estudos da mecânica respiratória necessita de ventiladores mecânicos específicos. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um ventilador mecânico microcontrolado para pequenos animais com ajustes comumente encontrados em ventiladores mecânicos de humanos, monitorização da ventilação (gráficos e valores), sistemas de segurança e alarmes. A interface gráfica com o usuário foi desenvolvida em microcomputador, o qual recebia e transmitia informações para o microcontrolador via interface serial. Um novo método para o controle da pressão positiva ao final da expiração (PEEP) foi empregado, baseado em válvula expiratória do tipo tudo-ou-nada e na modulação do tempo expiratório. O sistema de controle do ventilador inclui um controlador tipo proporcional mais integral (PI) para a PEEP e um controlador tipo integral (I) para o volume corrente (VC). Simulações com dois modelos físicos do sistema respiratório (SR) de ratos, um representando o comportamento de animais saudáveis e outro de animais com alteração do tipo restritiva e obstrutiva, foram feitas para o ajuste dos ganhos dos controladores. Testes de desempenho do ventilador foram realizados nos dois modelos físicos e em um animal, com diferentes valores de VC e PEEP. Erros inferiores a 10% para o VC e 0,5 cmH₂O para a PEEP foram observados. Os controladores cumpriram, na maior parte dos casos, os critérios estabelecidos para tempo de subida, erro em regime, *overshoots* e *undershoots*. Os resultados apóiam o uso deste ventilador mecânico em pesquisa de mecânica respiratória em pequenos animais.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

DESIGN AND CHARACTERIZATION OF A MICROCONTROLLED
MECHANICAL VENTILATOR FOR SMALL ANIMALS

Andrea Fonseca da Cruz

December/2005

Advisors: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares
Antonio Giannella Neto

Department: Biomedical Engineering

The use of small animals in respiratory mechanics studies needs specific mechanical ventilators. This work presents the development of a microcontrolled mechanical ventilator for small animals with adjustments commonly found in mechanical ventilators for humans, ventilation monitoring (graph and values), safety system and alarms. The user's graphical interface was developed using computer receiving/transmitting information to the microcontroller through serial interface. A new method for the control of positive end expiration pressure (PEEP) was applied, based on an on/off expiratory valve and on time expiratory modulation. The ventilator's control system includes a proportional integral (PI) controller for PEEP and an integral (I) controller for the tidal volume (VT). Simulations in two physical models of rats' respiratory system (RS), one representing the behavior of healthy animals and the other of animals with obstructive and restrictive alterations, were performed for the adjustment of the controllers' gains. Ventilator performance tests were done in both physical models and in an animal with various VT and PEEP values. Errors less than 10% in the TV and 0.5 cmH₂O in PEEP were observed. The controllers complied, in most cases, with the established criteria of rise time, steady-state error, undershoot and overshoot. The results support the use of this ventilator in the research of respiratory mechanics in small animals.

Índice

1	INTRODUÇÃO E OBJETIVOS	1
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS E REVISÃO DA LITERATURA	3
2.1	O SISTEMA RESPIRATÓRIO.....	3
2.2	A VENTILAÇÃO PULMONAR.....	3
2.3	MECÂNICA VENTILATÓRIA	4
2.4	PROPRIEDADES MECÂNICAS DO SISTEMA RESPIRATÓRIO	4
2.5	VENTILAÇÃO MECÂNICA	7
2.6	VENTILADORES MECÂNICOS.....	8
2.7	MECÂNICA VENTILATÓRIA E VENTILAÇÃO MECÂNICA DE PEQUENOS ANIMAIS	20
2.8	VENTILADORES MECÂNICOS PARA PEQUENOS ANIMAIS	21
3	MATERIAIS	26
3.1	ESQUEMA GERAL.....	26
3.2	MÓDULO DE TRANSDUTORES PARA MECÂNICA RESPIRATÓRIA.....	26
3.3	MICROCONTROLADOR	27
3.4	INTERFACE COM O USUÁRIO	27
3.5	COMUNICAÇÃO	30
3.6	PROGRAMA DESENVOLVIDO.....	31
3.7	PNEUMOTACÓGRAFOS	48
3.8	TRANSDUTOR DE PRESSÃO.....	49
3.9	VÁLVULA INSPIRATÓRIA	49
3.10	VÁLVULA EXPIRATÓRIA	50
3.11	MODELOS.....	51
4	MÉTODOS.....	52
4.1	PROJETO E SIMULAÇÃO DA PEEP VÁLVULA SUGERIDO	52
4.2	CALIBRAÇÃO DOS PNEUMOTACÓGRAFOS	55
4.3	CARACTERIZAÇÃO DA VÁLVULA INSPIRATÓRIA.....	56
4.4	FLUXO MÁXIMO DE ADMISSÃO	57
4.5	CARACTERIZAÇÃO DA VÁLVULA EXPIRATÓRIA	57
4.6	AJUSTE DO GANHO DO CONTROLADOR DO VOLUME CORRENTE	58
4.7	AJUSTE DOS GANHOS DO CONTROLADOR DA PEEP.....	59
4.8	VALIDAÇÃO DOS POLINÔMIOS.....	59
4.9	ENSAIO DO CONTROLADOR DE VOLUME CORRENTE.....	59
4.10	ENSAIO DO CONTROLADOR DA PEEP	60
4.11	ENSAIOS DOS CONTROLADORES DO VOLUME CORRENTE E DA PEEP	60
4.12	ENSAIO PILOTO NO ANIMAL.....	61
4.13	OUTROS ENSAIOS	62
5	RESULTADOS	63
5.1	PNEUMOTACÓGRAFOS	63
5.2	VÁLVULA INSPIRATÓRIA.....	64
5.3	FLUXO DE ADMISSÃO	65
5.4	VÁLVULA EXPIRATÓRIA.....	67
5.5	GANHOS DO CONTROLE DO VOLUME.....	67
5.6	GANHOS DO CONTROLE DA PEEP.....	68
5.7	VALIDAÇÃO DOS POLINÔMIOS.....	68
5.8	CONTROLE DO VOLUME.....	69
5.9	CONTROLE DA PEEP.....	71
5.10	CONTROLE DO VOLUME E DA PEEP.....	72
5.11	ENSAIO NO ANIMAL.....	74
5.12	SISTEMAS DE SEGURANÇA	80

6	DISCUSSÃO.....	83
6.1	CONTROLADOR DE VOLUME CORRENTE.....	83
6.2	CONTROLE DE PEEP.....	84
6.3	CONTROLE DE VOLUME E PEEP.....	85
6.4	ENSAIOS NO ANIMAL.....	85
6.5	SISTEMA DE ALARMES.....	87
6.6	OUTROS RECURSOS.....	88
6.7	COMPARAÇÃO COM OUTROS VENTILADORES.....	89
6.8	VÁLVULAS.....	90
6.9	ASPECTOS GERAIS.....	91
7	CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS.....	93
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	94

LISTA DE ABREVIACOES

Símbolo	Significado
\dot{V}	Fluxo Aéreo
τ	Constante do Sistema Respiratório
μC	Microcontrolador
AD	Conversor do formato digital para analógico
CMV	Ventilao Mandatria Controlada
CRF	Capacidade Residual Funcional
C_{SR}	Complacência do Sistema Respiratório
CV	Capacidade Vital
DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crnica e PEEP durante uma atuao transitória
E_{SR}	Elastância do Sistema Respiratório
FIO_2	Frao Inspirada de Oxignio
FOT	Técnicas de Oscilaes Forçadas
FR	Freqncia Respiratória
HFV	Ventilao de Alta Freqncia
k_1	Constante da Resistência devida ao fluxo laminar
k_2	Constante da Resistência devida ao fluxo turbulento
LP	Largura de Pulso (do PWM)
LVDT	Transformador Diferencial Variável Linear
Mn	Modelo com características normais
Mro	Modelo com características restritivas e obstrutivas
MSE	Erro médio quadrático
PA	Pressão Arterial
PC	Personal Computer / Microcomputador
PCV	Ventilao Controlada por Pressão
PCV/AV	Ventilao Controlada por Pressão com Volume Assegurado
PEEP	Pressão Positiva ao Final da Expirao
$P_{EL,SR}$	Pressão Elástica do Sistema Respiratório
$P_{máx}$	Pressão Inspiratória Máxima
P_{MOTRIZ}	Pressão Motriz do Sistema Respiratório
P_{plt}	Pressão Inspiratória de Platô (durante o T_p)

$P_{RES,SR}$	Pressão Resistiva do Sistema Respiratório
PSV	Ventilação com Suporte de Pressão
PWM	Modulação por Largura de Pulso
Re	Número de Reynolds
R_{SR}	Resistência do Sistema Respiratório
SARA	Síndrome da Angústia Respiratória Aguda
SNC	Sistema Nervoso Central
SPO_2	Saturação arterial de oxigênio medida por oximetria de pulso
SR	Sistema Respiratório
T_{ave}	Tempo de Abertura da Válvula Expiratória
TE	Tempo Expiratório
TI	Tempo Inspiratório
TP	Tempo de Pausa Inspiratória
T_s	Tempo de subida dos controladores automático de VC
u.d.	Unidade digital
V	Volume
VALI	Lesão Associada a Ventilação Mecânica
VBV	Ventilação Biologicamente Variável
VC	Volume Corrente
VCV	Ventilação Controlada por Volume
V_{final}	Volume Pulmonar ao Final de uma Inspiração
VILI	Lesão Induzida pela Ventilação Mecânica
VM	Ventilador Mecânico
VR	Volume Residual
$V_{residual}$	Volume Residual ao Final de uma Expiração
$\Delta P_{EL,SR}$	Varição da Pressão Elástica do Sistema Respiratório
$\Delta P_{RES,SR}$	Varição da Pressão Resistiva do Sistema Respiratório
ΔV	Varição de Volume

1 Introdução e Objetivos

As doenças pulmonares, além de matarem cerca de 342000 norte-americanos por ano, deixam outros 35 milhões com doenças crônicas. São responsáveis por uma em cada sete mortes nos Estados Unidos (American Lung Association, 2005). A doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) e a pneumonia estiveram em quinto e em sétimo lugares entre as principais causas de morte nos Estados Unidos, na década de 90. Estas doenças ultrapassaram acidentes e derrames cerebrais como causa *mortis*, totalizando 8% dos óbitos nos dois últimos anos naquele país (BERNE *et al.*, 2000).

Dentre as doenças pulmonares, a síndrome da angústia respiratória aguda (SARA) destaca-se pela mortalidade, atingindo valores entre 24 e 66 % dependendo da idade do paciente (MANZANO *et al.*, 2005; RUBENFELD *et al.*, 2005). No tratamento da SARA a ventilação mecânica é utilizada como suporte à manutenção das trocas gasosas nos órgãos e tecidos (II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, 2000) utilizando-se ventilador mecânico (VM).

Embora ainda existam diferentes opiniões de como se ventilar na SARA, alguns conceitos estão estabelecidos tais como, a utilização de baixos volumes correntes (VC) pulmonares com pressões positivas ao final da expiração (PEEP) (AMATO *et al.*, 1998; ARDSNET, 2000), obtida ou não por meio de “titulações” e manobras denominadas “recrutamentos” que tem por finalidade reexpandir áreas colabadas (AMATO *et al.*, 1998). Um estudo recente apresentou resultados interessantes utilizando a ventilação biologicamente variável (VBV) em porcos com SARA induzida (MUTCH *et al.*, 2005).

Neste contexto, os VMs devem então, possuir recursos para atender as necessidades especiais destes pacientes. Um outro ponto importante a ser destacado é que o VM não deve causar ou agravar lesões pulmonares. Estes efeitos/fenômenos são correntemente denominados lesão induzida pela ventilação mecânica (VILI em inglês) e lesão associada a ventilação mecânica (VALI em inglês) respectivamente (TERRAGNI *et al.*, 2003).

Diversos estudos utilizando espécies tão diversas como ovinos (RICHTER *et al.*, 2005), canídeos (CAKAR *et al.*, 2000) e suínos (MORAES *et al.*, 2002; RONCALLY, 2003; JANDRE *et al.*, 2004; PINO, 2004b), entre outros, têm sido realizados para a compreensão da SARA e, de modo geral, da patofisiologia do sistema respiratório (SR). Vale ressaltar que tanto a obtenção quanto a manutenção destes animais durante os

experimentos implicaram em investimentos (analgésicos, anestésicos, material de consumo, etc.).

Visto que os estudos sobre os efeitos de drogas, mediadores bioquímicos, agentes infecciosos, doenças pulmonares, assim como a própria avaliação da função pulmonar em pequenos animais e em especial camundongos, têm sido significativamente importantes para o conhecimento (BATES *et al.*, 2003), pode-se compreender a importância de propor seu uso em pesquisa.

A utilização de pequenos animais em avaliação de doenças pulmonares pode também ser justificada por fatores como o menor custo de obtenção e experimentação e, conseqüentemente, a possibilidade de reprodução e validação mais robusta dos resultados e também a possibilidade de se modificar geneticamente estes animais ampliando a faixa de estudos. Entretanto, devido às dimensões reduzidas destes animais, ventiladores mecânicos específicos são necessários e surgem dificuldades desde a medição de suas variáveis respiratórias (GIANNELLA-NETO *et al.*, 1998 e BATES *et al.*, 2003) até o controle e atuação das partes mecânicas, fazendo com que o projeto de alguns desses ventiladores se baseiem na tecnologia de seringa/pistão (SCHUESSLER *et al.*, 1995) ou em válvulas inspiratórias tudo-ou-nada (SCHMID, 1990; HEDLUND *et al.*, 2000; VOLGYESI *et al.*, 2000 e CHEN *et al.*, 2003), e que sejam desprovidos de recursos como, PEEP, alarmes, ajustes diretos de parâmetros, formas de onda de fluxo ou pressão, entre outros.

Um dos desafios atuais é disponibilizar ventiladores mecânicos capazes de atender à faixa de operação necessária ao uso em pequenos animais, considerando-se como tais, os animais de porte similar ao do camundongo (peso de cerca de 20 gramas) até o do coelho (peso de cerca de 3 quilogramas), com recursos semelhantes aos oferecidos pelos ventiladores de humanos.

Este trabalho tem como principal objetivo o desenvolvimento de um protótipo de ventilador mecânico microcontrolado para pequenos mamíferos e animais cuja fisiologia se assemelhe do ponto de vista ventilatório, provido de recursos análogos ou similares aos utilizados em humanos, visando ao uso em pesquisas acerca da ventilação mecânica. Um novo método de obtenção da PEEP é proposto, onde modula-se o tempo de abertura de uma válvula expiratória tipo tudo-ou-nada, a fim de se manter uma PEEP desejada.

2 Fundamentos Teóricos e Revisão da Literatura

2.1 O Sistema Respiratório

O metabolismo celular necessita de oxigênio (O_2) além de outros nutrientes, gerando produtos finais dentre os quais se encontra o dióxido de carbono (CO_2). Os mamíferos e outras classes de animais utilizam dois sistemas para o processo de transporte desses gases entre as células e o ambiente: o sistema circulatório e o sistema respiratório.

2.2 A Ventilação Pulmonar

A ventilação pulmonar espontânea é um processo mecânico, automático, rítmico e regulado pelo sistema nervoso central (SNC). Os pulmões possuem uma arquitetura que proporciona as distribuições adequadas do ar inspirado e do fluxo sanguíneo pulmonar, permitindo a troca de O_2 e CO_2 entre o sangue e alvéolo (WEST, 1996).

A ventilação visa ao deslocamento de volumes entre os pulmões e o ambiente, e envolve a movimentação de estruturas como vias aéreas, pulmão, parede torácica, cavidade abdominal, musculatura inspiratória e expiratória, entre outras. As pleuras visceral e parietal que recobrem o pulmão e parede torácica respectivamente estão interligadas por uma fina camada de líquido. Este líquido, além de fornecer o mecanismo de aderência entre as pleuras, funciona como um lubrificante e permite a adaptação entre o pulmão e parede torácica tornando seus movimentos simultâneos.

Durante a ventilação espontânea no ciclo respiratório, o movimento da massa de gás que entra no pulmão é resultante do trabalho mecânico dos músculos respiratórios (pressão motriz), que sobrepuja principalmente:

- As forças elásticas das vias aéreas, do tecido pulmonar e da parede torácica;
- As forças resistivas geradas pelo deslocamento do gás através das vias aéreas e também devidas ao atrito presente nos tecidos.

2.3 Mecânica Ventilatória

A mecânica ventilatória descreve o comportamento do sistema respiratório com relação aos volumes e pressões nele aplicados. O conhecimento deste comportamento auxilia na tomada de decisão durante a ventilação mecânica.

Embora as forças de oposição ao movimento descritas anteriormente ocorram espacialmente ao longo do trajeto do fluxo respiratório, o mais comum é a representação física das mesmas utilizando modelos concentrados, como se todas as forças de oposição ocorressem em um só ponto, ou seja, desconsiderando as distribuições espaciais.

As forças elásticas assim como as resistivas estão intimamente relacionadas com as propriedades mecânicas do sistema respiratório que descrevem o comportamento do mesmo quando submetido a uma pressão motriz.

2.4 Propriedades Mecânicas do Sistema Respiratório

2.4.1 Complacência

A complacência do SR pode ser definida como a relação entre uma variação de volume (ΔV) e a correspondente variação de pressão elástica ($\Delta P_{EL,SR}$). Logo:

$$C_{SR} = \frac{\Delta V}{\Delta P_{EL,SR}} \quad (1)$$

O pulmão é composto por fibras elásticas e colágenas cujas ações, somadas à tensão superficial na interface ar/líquido dos alvéolos, conferem ao pulmão um comportamento elástico que tende a retrai-lo. Já a parede torácica que também possui comportamento elástico, tende a expandir-se na condição de repouso do sistema respiratório. Normalmente, o equilíbrio entre essas duas tendências faz com que o pulmão mantenha um determinado volume, denominado capacidade residual funcional (CRF), quando o indivíduo relaxa os músculos.

A interação das curvas pressão elástica do pulmão e da parede torácica e volume resulta num comportamento elástico não linear do sistema respiratório em condições estáticas, ou seja, na ausência de fluxo (linha cheia da Figura 1). Na CRF ocorre equilíbrio entre pulmão e parede torácica. Um volume mínimo permaneceria no pulmão caso este fosse isolado e o volume residual (VR) é aquele a partir do qual a parede torácica começa a expandir (Figura 1).

Quando desejada, a separação da complacência apenas pulmonar implica na medição da pressão pleural que é estimada pela pressão esofágica.

O termo elastância também é utilizado para descrever o comportamento elástico do sistema respiratório e corresponde ao recíproco da complacência, ou seja:

$$E_{SR} = \frac{I}{C_{SR}} \quad (2)$$

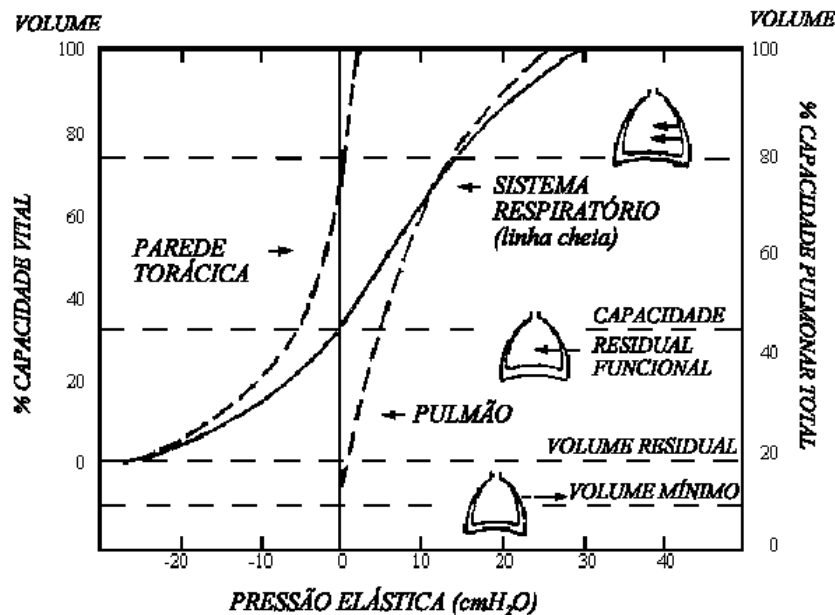


Figura 1: Relação entre volume e pressão elástica do sistema respiratório, pulmão e parede torácica. (Figura adaptada de Rahn e colaboradores, 1946 apud PINO, 2004b).

2.4.2 Resistência das Vias Aéreas e Tecidual

A resistência das vias aéreas surge devido ao atrito entre as moléculas do gás que flui e entre estas e as paredes das vias aéreas condutoras, este atrito é devido à viscosidade do fluido. Portanto, para que haja fluxo de ar pelas vias aéreas condutoras, há necessidade de uma diferença de pressão entre boca e alvéolos (BERNE *et al.*, 2000).

Esta diferença de pressão dependerá do valor e do padrão do fluxo (laminar e/ou turbulento). O número de Reynolds (Re) é um adimensional utilizado para representar a razão entre as forças inerciais e viscosas que determinam o padrão do fluxo: laminar, transicional e turbulento (ZDRAVKOVICH, 1987). O Re é calculado pela equação 3.

$$Re = \frac{2 \cdot r \cdot d \cdot \dot{V}}{\eta} \quad (3)$$

onde r é o raio do tubo, d é a densidade do fluido, \dot{V} é o fluxo e η é a viscosidade do fluido.

Nos fluxos laminares a diferença de pressão entre as duas extremidades do tubo (ΔP) é proporcional ao fluxo (\dot{V}).

$$\Delta P = k_1 \times \dot{V} \quad (4)$$

onde: k_1 é uma constante.

Para fluxos turbulentos a diferença de pressão entre as duas extremidades do tubo (ΔP) aumentará com o quadrado do fluxo (\dot{V}^2).

$$\Delta P = k_2 \times \dot{V}^2 \quad (5)$$

onde: k_2 é uma constante.

Nas vias aéreas superiores o fluxo é altamente turbulento, tornando-se menos turbulento nos brônquios e laminar nos bronquíolos terminais. Portanto, é correto considerar que o ΔP entre boca e alvéolo é (LEFF *et al.*, 1993):

$$\Delta P = \left(k_1 \times \dot{V} \right) + \left(k_2 \times \dot{V}^2 \right) \quad (6)$$

A lei de Poiseuille descreve as características pressão e fluxo para fluxos laminares em tubos retos de secção circular, sendo:

$$\dot{V} = \frac{\Delta P \times \pi \times r^4}{8 \times \eta \times l} \quad (7)$$

onde: \dot{V} é o fluxo, ΔP é a diferença de pressão entre as extremidades do tubo, r é o raio do tubo, η é a viscosidade do fluido e l é o comprimento do tubo.

Substituindo a equação 7 na 4 temos que a constante (k_1) equivale a resistência (R_{SR}).

$$k_1 = \frac{8 \times \eta \times l}{\pi \times r^4} = R_{SR} \quad (8)$$

e reescrevemos a equação 4 como:

$$\Delta P_{RES,SR} = R_{SR} \times \dot{V} \quad (9)$$

A maior parte, quase 70% da R_{SR} do sistema respiratório encontra-se nas vias aéreas superiores. A resistência viscosa devida ao deslizamento da parede torácica sobre o pulmão pode alcançar valores de até 30% da R_{SR} (ZIN *et al.*, 1996).

De conhecimento das principais propriedades mecânicas do sistema respiratório pode-se dizer que a pressão motriz gerada pelos músculos inspiratórios deverá sobrepujar as pressões elásticas ($\Delta P_{EL,SR}$) e resistivas ($\Delta P_{RES,SR}$) para inflar os pulmões

(BERNE *et al.*, 2000). A equação 10, do movimento, representa esta interação. A inclusão da *PEEP* torna-se necessária quando o volume (V) é fornecido com o sistema respiratório acima da CRF.

$$P_{MOTRIZ} = (E_{SR} \times V) + \left(R_{SR} \times \dot{V} \right) + PEEP \quad (10)$$

2.5 Ventilação Mecânica

Algumas condições clínicas elevam as pressões de oposição ao movimento dos gases, exigindo níveis maiores de esforço por parte do paciente, e predispondo à ocorrência da fadiga muscular (CARVALHO *et al.* 1997). Outras condições dificultam ou impedem a ventilação espontânea por comprometer a musculatura (ORLIKOWSKI *et al.*, 2004), sendo que na anestesia, por exemplo, isto é feito propositalmente. Em determinadas intoxicações a mecânica pulmonar não muda, mas as trocas gasosas tornam-se inadequadas, exigindo o suporte ventilatório.

Especificamente na SARA, algumas alterações funcionais pulmonares ocorrem principalmente na membrana alvéolo-capilar e na mecânica do SR. Conseqüentemente, as trocas gasosas acham-se bastante diminuídas, há infiltrado alveolar influenciando na distribuição do surfactante, o que reduz a complacência do SR. Por outro lado, a ação de mediadores inflamatórios pode aumentar a resistência das vias aéreas (CARVALHO *et al.* 1997).

A ventilação mecânica, também denominada ventilação artificial, tem como objetivo prover, parcial ou completamente, o fornecimento de gás ao paciente, mantendo apropriadas às trocas gasosas, em situações como as supracitadas, em que não é possível fazê-lo espontaneamente. A ventilação mecânica não é considerada terapia, e o uso da prótese ventilatória tem, por princípio, caráter temporário. (II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, 2000).

A ventilação mecânica pode ser realizada de maneira invasiva (tubo endotraqueal ou tubo de traqueostomia) ou não-invasiva (“*probe*” nasal, máscara laringea ou máscara facial). A ventilação invasiva se subdivide ainda em: espontânea, assistida, assisto-controlada e controlada. Maiores detalhes serão apresentados na seção 2.7.7. Neste trabalho, será considerada apenas a ventilação invasiva, porquanto se trata da única forma implementada pelo ventilador projetado.

Os ajustes durante a ventilação mecânica devem observar as limitações impostas pela mecânica ventilatória (R_{SR} e E_{SR}), além dos parâmetros clínicos como os gases respiratórios sanguíneos e saturação de oxigênio (S_pO_2), a fim de promover o suporte adequado e evitar ou reduzir possíveis lesões induzidas ou associadas a ventilação mecânica. O II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica (2000) sugere os valores para os parâmetros durante a ventilação mecânica em humanos.

2.6 Ventiladores Mecânicos

Os equipamentos que realizam a ventilação mecânica são denominados ventiladores pulmonares mecânicos. Os ventiladores desenvolvidos no século XVIII aplicavam uma pressão negativa externa que distendia o tórax estabelecendo assim o fluxo de gás (AMARAL *et al.*, 1997). Na atualidade, a grande maioria dos ventiladores comercialmente disponíveis utiliza pressão positiva para fornecer o fluxo de gás ao paciente, cessando-a intermitentemente para que o paciente expire de forma espontânea.

Um VM por pressão positiva e microcontrolado constitui-se basicamente de um misturador de gases, uma válvula inspiratória, uma válvula expiratória, um circuito de controle, transdutores de pressão e fluxo, painel de controles e de monitorização que serão descritos a seguir. A Figura 2 apresenta um diagrama esquemático deste VM.

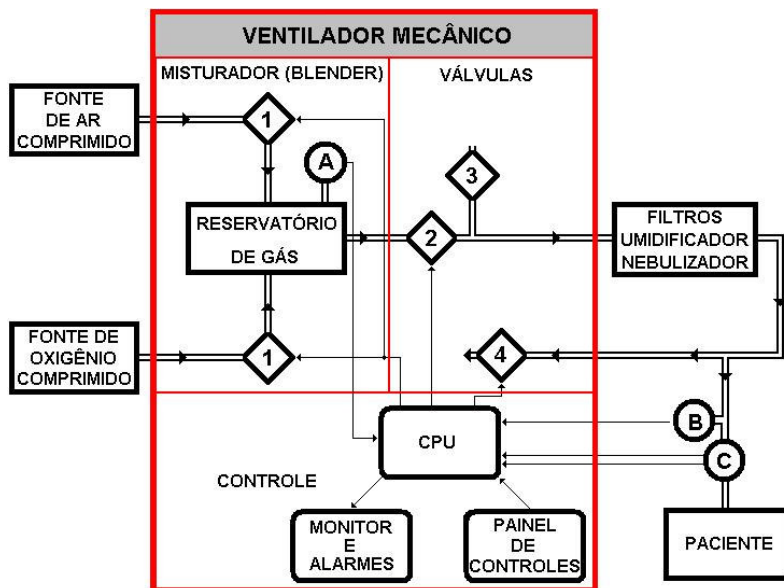


Figura 2: Representação esquemática de um ventilador microcontrolado. 1-) Entradas dos gases Ar e Oxigênio que formam o *blender* ou misturador, 2-) Válvula inspiratória acionada pela CPU, 3-) Válvula de segurança, 4-) Válvula expiratória acionada pela CPU, CPU (unidade de processamento central), A e B são sensores de pressão, C é um sensor de fluxo. A CPU centraliza as informações e realiza os acionamentos de acordo com os valores ajustados no painel de controles além de monitorar as condições ajustadas e alarmes. Os filtros, umidificadores e nebulizador podem ser inclusos no circuito respiratório do paciente.

2.6.1 Misturador/Blender

Os gases (oxigênio e ar comprimido) são conectados ao misturador para que este ajuste a FiO_2 (fração inspiratória de oxigênio) na mistura de gases fornecida ao paciente.

2.6.2 Válvulas Solenóides

Um solenóide é um condutor enrolado de forma helicoidal, com as espiras bastante próximas entre si. Uma corrente elétrica circula pelo mesmo, os campos magnéticos das espiras se somam e o conjunto atua como se fosse um dipolo único (Figura 3a). As possibilidades de se ter ou não o campo magnético pelo simples ligar e desligar da corrente, e de se ajustar o campo pela variação da corrente de indução fazem do solenóide um dispositivo largamente utilizado. No caso das válvulas solenóides proporcionais (Figura 3b) o deslocamento do núcleo metálico ferromagnético é proporcional a corrente aplicada. O núcleo metálico ferromagnético comprime uma mola, responsável pelo retorno da válvula ao seu estado inicial que neste caso é fechado (SILVA *et al.*, 2002).

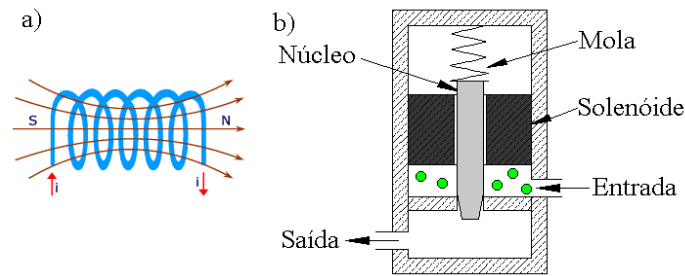


Figura 3: a) Representação de um dipolo elétrico formado por uma espira energizada formando um solenóide. b) Válvula proporcional com acionamento por solenóide.

As válvulas solenóides proporcionais ou não podem ser acionadas por PWM (Modulação por Largura de Pulso) método que permite modular a corrente média de indução usando pulsos de frequência fixa e variando-se a largura destes pulsos (LP).

Algumas características destas válvulas devem ser observadas: a primeira é que o esforço mecânico sofrido pelo núcleo não é linear com a corrente nele aplicada, devido à não linearidade da indutância do solenóide; a segunda é que no início do acionamento, o núcleo deve vencer os atritos das partes internas da válvula e a força da mola, fazendo surgir o fenômeno denominado “zona morta”, ou seja, corrente é aplicada mas não há movimento do núcleo (ELMER *et al.*, 2001); finalmente, o armazenamento e a dissipação de energia no solenóide são responsáveis pelo aparecimento da histerese nestas válvulas (VAUGHAN *et al.*, 1996).

2.6.3 Válvulas Inspiratórias

As válvulas inspiratórias dos ventiladores são responsáveis pelo fornecimento do fluxo inspiratório ao paciente. LUA *et al.* (2001) influenciados por YOUNES (1992) utilizaram válvula solenóide proporcional para controlar o fluxo inspiratório em ventiladores para humanos. A Figura 4a) apresenta uma válvula solenóide proporcional e a Figura 4b) um outro modelo de válvula acionada por motor de passo e came.

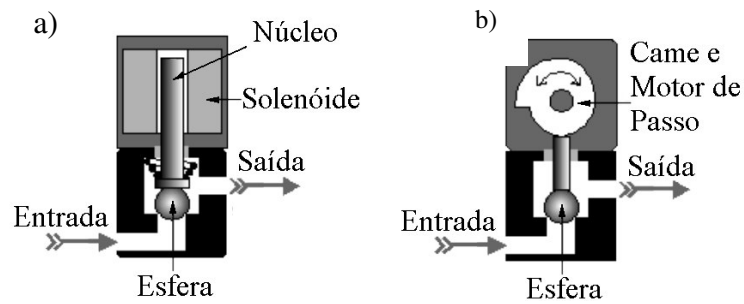


Figura 4: Representação de modelos de válvulas inspiratórias. a) válvula solenóide proporcional onde o deslocamento do núcleo atua sobre a esfera que reduz ou não a passagem do gás pela válvula. b) válvula acionada por motor de passo, o came do motor aciona o eixo que contém a esfera e esta controla a passagem do gás pela válvula. Retirado de AMARAL *et al.*, 1997.

2.6.4 Válvulas expiratórias

As válvulas expiratórias têm a função de controlar a remoção dos gases durante a expiração do paciente mantendo-se ou não uma PEEP. Modelos mais antigos de VM empregavam, a fim de promover a PEEP, a válvula de pressão constante com regulagem manual (Figura 5a). Neste caso, existirá fluxo expiratório enquanto a pressão alveolar for maior que a pressão resultante da força exercida pela mola no diafragma. Quando o fluxo cessa, a pressão alveolar será igual à PEEP ajustada na válvula. Atualmente a força sobre o diafragma que controla a PEEP é exercida por um solenóide proporcional (Figura 5b) ou por came e motor de passo (Figura 5c) onde um sistema realimentado controla a válvula.

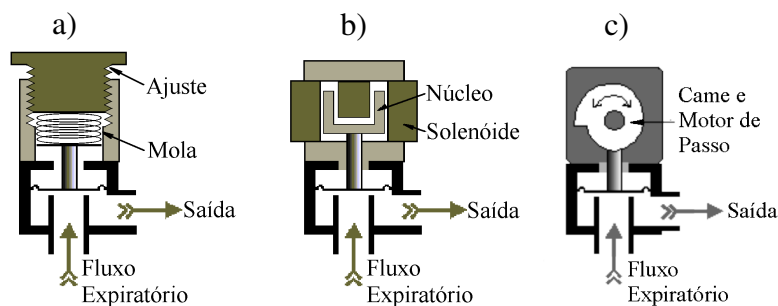


Figura 5: Representação de válvulas expiratórias utilizadas para a obtenção da PEEP. a) válvula de pressão constante ajustada manualmente, b) válvula solenóide proporcional controlando a ação do diafragma e c) came e motor de passo controlando a ação do diafragma. Adaptado e retirado de AMARAL *et al.*, 1997.

Válvulas expiratórias tudo-ou-nada (*on/off* em inglês) são construtivamente similares as proporcionais (Figura 5b) com a diferença de que trabalham em situações extremas, ou seja, totalmente abertas ou fechadas.

Estas válvulas podem ser utilizadas para obtenção da PEEP conectando-se sua saída a uma coluna de água por meio de um tubo, compondo assim um sistema dependente da gravidade denominado “selo d’água”. Neste caso, os níveis da PEEP seriam correspondentes a profundidade de submersão da extremidade distal do tubo.

Outro método de obtenção da PEEP utilizando-se válvula tudo-ou-nada foi proposto por PINO (1996), e dependia na determinação de parâmetros da mecânica respiratória tais como o volume de ar acumulado acima da CRF (ΔV) e da C_{SR} . O quociente entre esses dois parâmetros, a cada instante de tempo, resulta na pressão alveolar (equação 1). Portanto, durante a expiração, no instante em que a pressão alveolar estimada torna-se igual à PEEP desejada, a válvula expiratória deveria ser imediatamente fechada.

No decorrer do texto o método com válvula de pressão constante será denominado “PEEP pressão” e o método com válvula tudo-ou-nada, “PEEP válvula”.

O método apresentado por PINO (1996), tinha por pressuposto o modelo linear unicompartimental dado pela equação 10. Neste caso, podemos dizer que a pressão alveolar durante uma expiração passiva (espontânea) tem o comportamento dado pela equação 11, cuja representação gráfica para um caso normalizado pode ser observada na Figura 6.

$$P_{ALV}(t) = P_{MOTRIZ} \times e^{\frac{-t}{\tau}} + P_{CONSTANTE} \quad (11)$$

onde: a P_{ALV} é a pressão alveolar durante a expiração, o τ é a constante de tempo do sistema respiratório dada pela multiplicação da R_{SR} e da C_{SR} , a $P_{CONSTANTE}$ é a pressão constante aplicada ou não ao ramo expiratório e t refere-se ao tempo transcorrido a partir do início da expiração.

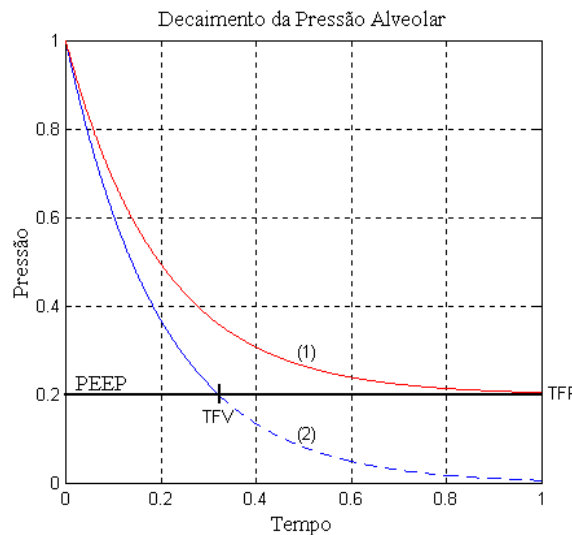


Figura 6: Representação do decaimento da pressão alveolar num caso normalizado onde a PEEP é igual a 20% da pressão alveolar ao final da inspiração. PEEP pressão (1) e PEEP válvula (2). TFV e TFP são respectivamente os tempos para atingir a PEEP com PEEP válvula e PEEP pressão. As pressões foram normalizadas pelo seu valor máximo que ocorre no início da expiração. Retirado de PINO (1996).

Na PEEP pressão a expiração é realizada sobre um patamar de pressão ($P_{CONSTANTE}$) que é o próprio valor da PEEP. Comumente, utiliza-se para gerar a $P_{CONSTANTE}$ uma das válvulas descritas anteriormente ou o selo d'água. Nestes casos a P_{MOTRIZ} será a diferença entre a pressão alveolar ao fim da inspiração anterior e a PEEP desejada (TFP da Figura 6). Na PEEP válvula, por outro lado, a expiração se dá sobre pressão ambiente, a $P_{CONSTANTE}$ valerá zero e a P_{MOTRIZ} da equação 10 será a própria pressão alveolar ao fim da inspiração anterior, isto causará uma expiração mais rápida (TFV da Figura 6), ocorrendo à redução do tempo expiratório e também das pressões alveolares e de vias aéreas.

2.6.5 Sinais de interesse

Nos ventiladores microcontrolados a monitorização dos sinais de mecânica ventilatória torna-se necessária para o desempenho do ventilador e, principalmente, para a segurança do paciente. Estes sinais podem ser disponibilizados aos usuários, sendo os mais comuns a pressão de boca e fluxos inspiratórios e expiratórios. A pressão é normalmente medida com sensores tipo piezoresistivos ou *strain gage*. Quanto ao fluxo, dentre as técnicas usuais para medi-lo estão, a de diferencial de pressão em um resistor pneumático (pneumotacógrafo), a de resfriamento e a ultrassônica (SANBORN, 2005).

Para a medição de fluxo em pequenos animais, uma das técnicas de medição de fluxo envolve o uso de um resistor estreito (capilar) para gerar o diferencial de pressão. Para o uso de pneumotacógrafo tipo capilar, é importante observar quatro critérios quando dimensioná-lo: mínima interferência na resistência expiratória do animal, laminaridade do fluxo, pressão diferencial mensurável pela instrumentação e mínimo espaço morto quando inserido no ramo comum (GIANNELLA-NETO *et al.*, 1998).

A área pintada da Figura 7 fornece as possibilidades construtivas com base nos quatro critérios apresentados.

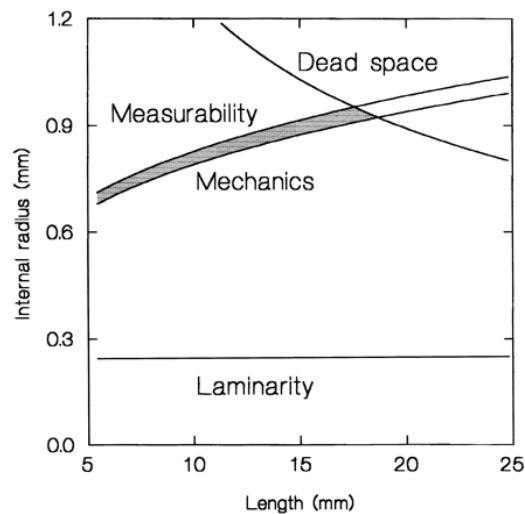


Figura 7: Curvas utilizadas para o dimensionamento do pneumotacógrafo. Critérios utilizados: laminaridade do fluxo, mensurabilidade, resistência ao fluxo expiratório e espaço morto. Retirado de GIANNELLA-NETO *et al.* (1998).

Uma das técnicas de calibração de pneumotacógrafos capilares baseia-se na injeção de volumes pré-determinados com uma seringa calibrada/aferida. A utilização de regressão linear múltipla com minimização do erro médio quadrático permite estimar os coeficientes a_n da equação 12 (GIANNELLA-NETO *et al.*, 1998 e TANG *et al.*, 2003).

$$\dot{V}(t) = a_1 \times v(t) + a_2 \times v(t)^2 + \dots + a_n \times v(t)^n \quad (12)$$

onde: $\dot{V}(t)$ é o fluxo no instante t e $v(t)$ é o valor de tensão elétrica medida pelo transdutor também no instante t .

Para redução dos erros, a calibração do pneumotacógrafo com montagem idêntica a sua condição de uso é recomendada (SULLIVAN *et al.*, 1984; MILLER *et al.*, 1986; GIANNELLA-NETO *et al.*, 1998).

A exatidão na estimação de fluxo/volume dependerá da exatidão do conjunto sensor/transdutor além do conhecimento e correção de prováveis fontes de erros, por exemplo, variação da linha de base, número de amostras, tipo de gás, temperatura (TURNEY *et al.*, 1973), umidade, relação sinal ruído, entre outros.

A linha de base é o valor constante medido durante a ausência de fluxo, ou seja, analisando o sistema de medição (pneumotacógrafo/sensor, transdutor e instrumentação) em repouso. Temperatura, choques mecânicos, pressão barométrica e principalmente umidade influenciam/alteram a linha de base que idealmente deveria ser zero (Figura 8a). Linhas de base positivas implicam na hiperestimação do fluxo inspiratório e hipoestimação do fluxo expiratório, conseqüentemente nestes respectivos volumes (Figura 8b) já as linhas de base negativas implicam no efeito inverso (Figura 8c). Uma maneira de corrigir esta variação é medir a linha de base por um intervalo de tempo (t nas Figuras 8a, 8b e 8c) e adotar este valor medido, seja ele negativo ou positivo como o novo “zero” para efeito das medições/cálculos.

Além disso, para a correta calibração é necessário que os fluxos que ocorrem mais frequentemente tenham maior número de amostras, para que os parâmetros estimados na equação (12) permitam a estimação exata destes fluxos, os quais terão maior incidência na integração que calculará o volume. Portanto, para calibrar melhor uma faixa de fluxos, é preciso ter mais amostras representando-a. Durante a ventilação mecânica controlada, por exemplo, os fluxos baixos ocorrem com maior frequência, principalmente devido à porção final da expiração passiva.

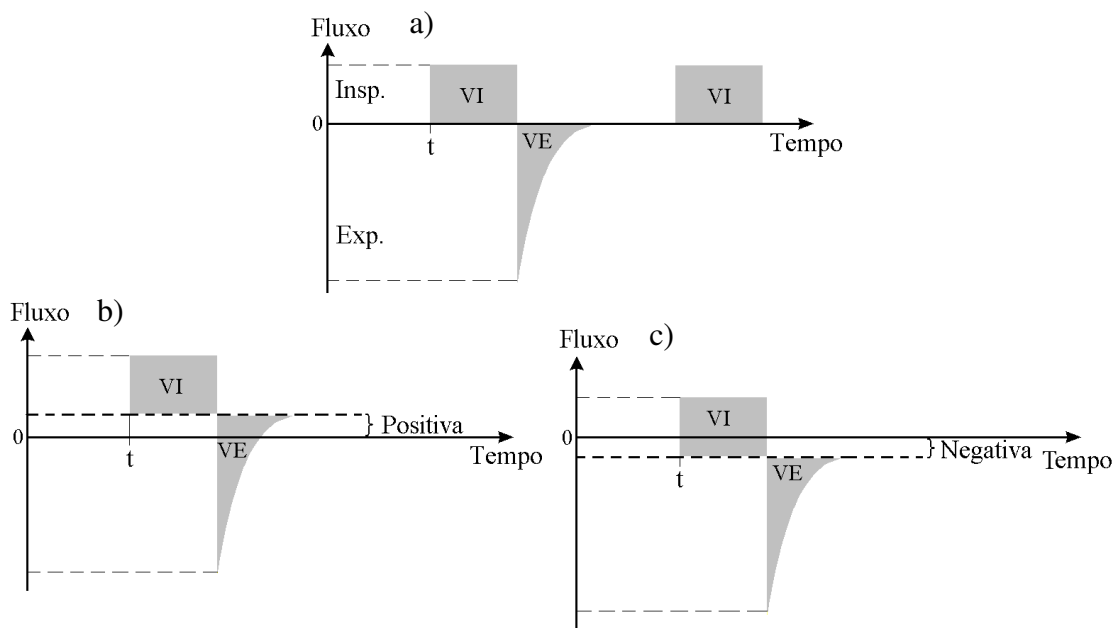


Figura 8: Efeitos da variação da linha de base na estimação de fluxos inspiratório e expiratório. O t poderia ser interpretado como o intervalo de medição da linha de base, VE é o volume expiratório e VI é o volume inspiratório. a) Linha de base em zero. b) Linha de base positiva, o VI medido será maior enquanto que o VE será menor. c) Linha de base negativa, neste caso o VI medido será menor e o VE será maior.

2.6.6 Unidade de Controle

A unidade de controle é conectada ao misturador, válvula inspiratória, válvula expiratória e sinais de interesse para promover o ciclo ventilatório e suas fases que serão descritos a seguir.

2.6.7 Ciclo ventilatório

O ciclo ventilatório pode ser resumido na seqüência de atividades de: insuflar, parar de insuflar, permitir e esperar esvaziar e decidir quando insuflar novamente, que correspondem as fases: inspiratória e pausa inspiratória, transição inspiração-expiração e expiração-inspiração respectivamente (AMARAL *et al.*, 1997).

A interação entre o ciclo ventilatório do VM e o SR do paciente produz curvas de pressão e fluxo dependentes desta interação que pode ser observada na Figura 9 e será descrita a seguir.

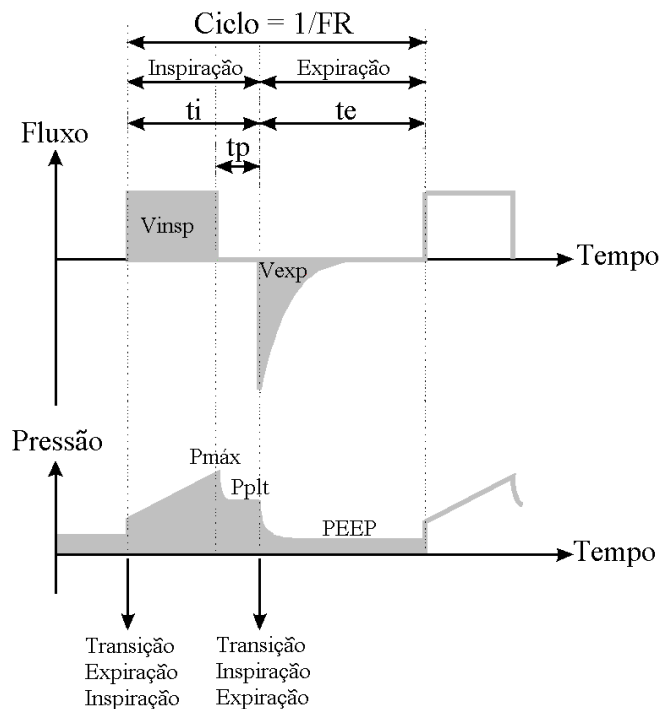


Figura 9: Componentes do ciclo ventilatório mecânico. TI é o tempo inspiratório, TP é o tempo de pausa inspiratória, TE é o tempo expiratório, Pmáx é pressão inspiratória máxima, Pplt é a pressão inspiratória de platô (durante o tp), PEEP é a pressão positiva no final da expiração.

Na fase inspiratória: o fluxo inspiratório é estabelecido devido ao gradiente de pressão entre a entrada das vias aéreas (boca) e os alvéolos.

Na pausa inspiratória: o fechamento simultâneo das válvulas inspiratória e expiratória ao final da inspiração por um período, mantém dentro dos pulmões o VC.

A transição de fase inspiratória para expiratória determina o tipo de ciclagem do ventilador, quatro variáveis principais ciclam os ventiladores:

- Ventiladores ciclados a pressão - terminam a fase inspiratória quando uma pressão predeterminada é alcançada. Interrompe ou desvia o fluxo inspiratório pela válvula expiratória iniciando a expiração.
- Ventiladores ciclados a volume - encerram a fase inspiratória após fornecer um volume predeterminado de gás ao paciente.
- Ventiladores ciclados a tempo - a transição inspiração/expiração ocorre de acordo com um tempo inspiratório predeterminado. O VC fornecido é determinado pelo tempo e fluxo inspiratório. Nos ventiladores ciclados a tempo, existem ainda a adoção de uma variável a ser controlada durante a inspiração, pressão (PCV - *Pressure Controlled Ventilation*), volume (VCV - *Volume Controlled Ventilation*), ambas (PCV/AV - *Pressure Controlled Ventilation with Volume Assured*) ou nenhuma (CMV - *Controlled*

Mandatory Ventilation).

- Ventiladores ciclados a fluxo - o tempo inspiratório é interrompido quando o fluxo inspiratório cai abaixo de um valor pré-ajustado. Neste tipo de ciclagem, o paciente exerce total controle sobre o tempo e fluxo inspiratórios e portanto sobre o VC (CARVALHO et al. 1997). A modalidade PSV (*Pressure Support Ventilation*) possui esta característica.

Na fase expiratória: a válvula expiratória se abre para o ambiente permitindo que as forças de retração elásticas do SR expulsam o gás nele contido.

A transição da fase expiratória para uma nova inspiratória determina o modo ventilatório, ou seja, como será a interação entre paciente e ventilador. Os modos ventilatórios podem ser: espontâneo, assistido, assisto-controlado e controlado.

- Ventilação espontânea - o paciente controla e inicia os ciclos determinando o T_i , o VC e o fluxo. A ventilação espontânea também pode ser assistida (CHATBURN, 2003).

- Ventilação assistida - o ventilador monitora o esforço do paciente e quando o esforço superar limites estabelecidos pelo operador o ventilador fornece o ciclo. O acionamento se dá por uma mudança da pressão ou fluxo no circuito do paciente.

- Ventilação assisto-controlada - quando o ciclo assistido não ocorre, o disparo por tempo é deflagrado, garantindo uma ventilação mínima.

- Ventilação controlada - o ventilador fornece o ciclo numa determinada frequência respiratória selecionada, sem a necessidade de interação do paciente com o ventilador.

2.6.8 Ajustes disponíveis nos ventiladores mecânicos

A seguir estão os ajustes disponíveis em VMs, os quais deverão ser criteriosamente estabelecidos de acordo com a maneira que se deseja ventilar e sem implicar no surgimento das lesões induzidas pela ventilação (VILI). Dependendo do tipo de ciclagem do ventilador e do modo ventilatório utilizado alguns ajustes serão suprimidos e outros não. Para humanos sob ventilação mecânica as recomendações dos valores à ajustar estão no II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica (2000).

Fluxo inspiratório (FI): na ventilação controlada a volume o valor do fluxo inspiratório e a frequência respiratória determinaram o tempo inspiratório. O fluxo inspiratório pode ser fornecido de quatro formas diferentes: constante ou quadrada, descendente, ascendente e senoidal. A forma descendente apresenta uma pressão de pico menor nas vias aéreas e melhor distribuição da ventilação se comparada à quadrada (II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, 2000).

Pressão inspiratória (PI) pode ser utilizada de três maneiras: Primeira, determinará a pressão a ser atingida na boca durante a ventilação ciclada por tempo e controlada por pressão. Neste caso, ao ser atingida, o fluxo inspiratório será interrompido e a válvula expiratória permanecerá fechada durante o tempo inspiratório. Se um vazamento causar um decréscimo no nível de pressão, o fluxo inspiratório é reiniciado até a pressão ajustada ser atingida. Segunda, determina a ciclagem nos ventiladores ciclados a pressão, ou seja, quando atingida o fluxo inspiratório é cessado ou desviado pela válvula expiratória. Terceira, determina um nível de pressão de segurança na ventilação ciclada por tempo e controlada por volume da mesma forma anteriormente descrita.

Volume corrente (VC): ajusta o volume a ser enviado ao paciente ciclo a ciclo, geralmente apresentado em mililitro (ml) e medido integrando-se o sinal de um sensor de fluxo.

Frequência respiratória (FR): determina o número de ciclos ventilatórios por minuto.

Tempo de inspiração (TI): controla o tempo disponível para inspiração, medido em segundos.

Tempo de expiração (TE): determina o tempo de expiração, medido em segundos.

Relação I:E: razão entre o tempo de inspiração e o de expiração.

Pausa inspiratória (TP): pode ser determinada em unidade de tempo (segundos) ou em percentual do tempo inspiratório. Na pausa inspiratória ocorre o fechamento das válvulas de inspiração e de expiração, fazendo com que o fluxo seja nulo.

PEEP: ajusta um nível de pressão positiva ao final da expiração em cmH₂O. O objetivo primordial da pressão positiva expiratória é impedir o colapamento alveolar em pacientes intubados evitando a reabertura cíclica.

Concentração de oxigênio: determina a fração de oxigênio no gás inspirado (FIO₂) que se deseja ventilar o paciente.

2.7 Mecânica ventilatória e ventilação mecânica de pequenos animais

O conhecimento das particularidades da mecânica ventilatória de pequenos animais é importante para a especificação das características do ventilador mecânico a ser projetado. Tais particularidades determinam, por exemplo, os valores de fluxo a serem ofertados e medidos pelo ventilador, o VC a ser enviado ao animal em cada ciclo respiratório, a faixa de FR, as características necessárias dos elementos atuadores (válvulas inspiratórias e expiratórias) e mesmo os valores para confecção de modelos físicos a serem utilizados na validação do funcionamento do ventilador.

Note-se, preliminarmente, que os estudos que caracterizaram a mecânica ventilatória destes pequenos animais utilizaram técnicas diferentes, entre elas a pletismografia (STROHL *et al.*, 1997; LAI *et al.*, 2000), técnica das oscilações forçadas (FOT) (HIRAI *et al.*, 1999; GOMES *et al.*, 2000) e fórmulas pondero-estaturais (STAHL, 1967; BENNETT *et al.*, 1982; GOMES *et al.*, 2000). É importante notar que diferentes técnicas podem fornecer resultados distintos, o que deve ser levado em consideração na comparação entre elas.

As magnitudes dos sinais envolvidos na ventilação desses animais impõem barreiras na monitorização da sua mecânica ventilatória (GIANNELLA-NETO *et al.*, 1998 e BATES *et al.*, 2003).

Uma outra dificuldade é devida a faixa de parâmetros que estes animais apresentam. Os camundongos, por exemplo, possuem VC por volta de 0,20 ml (STAHL, 1967) e seus fluxos inspiratórios não ultrapassam 2 ml/s; já os coelhos ventilam com 25 ml de VC e fluxos de até 40 ml/s (CALDWELL *et al.*, 1969). Torna-se difícil um único conjunto sensor/transdutor medir toda esta faixa com a mesma exatidão. Outro fator a ser levado em conta, por exemplo, é o fluxo expiratório máximo, que pode chegar a 480 ml/s nos coelhos adultos (CALDWELL *et al.*, 1969).

Também estão presentes as exigências construtivas relacionadas aos atuadores (válvulas). Novamente o camundongo é utilizado como exemplo, possui uma FR elevada (STAHL, 1967), portanto, a válvula inspiratória deverá fornecer fluxos inspiratórios baixos e por tempos reduzidos; assim, atrasos no acionamento desta válvula poderão ser críticos nestes casos. Quanto à válvula expiratória, deverá apresentar baixa resistência a passagem de gás e atrasos também reduzidos, minimizando assim prováveis interferências na expiração do animal. A faixa de valores desejada impõem características aos elementos atuadores que também poderão não ser

atendidas a contento.

Quanto à mecânica ventilatória destes animais, é importante saber que o peso do animal é um dos fatores determinantes de seus parâmetros ventilatórios (STAHL 1967). Sendo assim, a resistência e elastância aumentam com a redução do peso do animal (GOMES *et al.*, 2000), porém, a constante de tempo do sistema respiratório diminui (BENNETT *et al.*, 1982) reduzindo o TE. A elastância aumentada implica em VC reduzidos, estes são compensados por FR elevadas que visam aumentar a ventilação, proporcionando uma relação I:E próxima da unidade.

De acordo com os pontos abordados anteriormente, o rato pode ser considerado um animal de porte médio dentro da faixa que engloba desde camundongos até coelhos, por este motivo e pelo material disponível focalizou-se o rato neste trabalho.

Nas Tabelas 1 a 5 do Apêndice A podem ser encontrados parâmetros de mecânica ventilatória de camundongos, *hamsters*, ratos, porcos da índia e coelhos.

2.8 Ventiladores mecânicos para pequenos animais

Alguns VM para pequenos animais foram propostos com o objetivo principal de pesquisar o SR destes animais. A Tabela 6 sumariza os ventiladores encontrados na literatura desenvolvidos especialmente para pequenos animais.

Tabela 6: Ventiladores para pequenos animais

Autor	Princípio de funcionamento	Sistema de Controle	Medição dos Parâmetros	Recursos	Testes e Desempenho
SCHMID (1990)	Fluxo contínuo e uma válvula tudo ou nada	Eletrônico	Pressão: transdutor Fluxo: não	Sincronizado por estímulos no nervo frênico	Coelho
SCHUESSLER <i>et al.</i> , (1995)	Motor linear acoplado a um pistão e conjunto de válvulas tudo ou nada	Computador	Pressão: transdutor Volume: posição do pistão	Ventilação mecânica com VC a partir de 4ml e FOT	Cargas ventilatórias, HIRAI <i>et al.</i> , 1999; GOMES <i>et al.</i> (2000); FUST <i>et al.</i> (2005) e IKEYAMA <i>et al.</i> (2005)
KOLANDAIVELU <i>et al.</i> , (1998)	Pressão negativa (pulmão de aço)	Elétrico	Pressão: transdutor Fluxo: não	HFV, CMV e VC de 0 a 0,04ml	Camundongos recém-nascidos
VOLGYESI <i>et al.</i> (2000)	Fluxo contínuo e duas válvulas tudo ou nada	Eletrônico	Pressão: transdutor Fluxo: estimado pela pressão	Pausas inspiratórias e expiratórias com possibilidade de gerar auto-PEEP	Modelos e camundongos com aumento da resistência das vias aéreas
HEDLUND <i>et al.</i> (2000)	Fluxo contínuo com válvulas tudo ou nada não metálicas	Computador/ <i>LabVIEW</i>	Pressão: transdutor Fluxo: não	Tempos ajustáveis, apropriado para ressonância magnética e gases anestésicos	DUGAS <i>et al.</i> (2005)
LEÃO <i>et al.</i> (2002)	Válvula proporcional	Eletrônico	Pressão: transdutor Fluxo: pneumotacógrafo	Tempos ajustáveis, PCV e CMV	Modelos
CHEN <i>et al.</i> (2003)	Fluxo contínuo com válvulas tudo ou nada não metálicas	Computador/ <i>LabVIEW</i>	Pressão: transdutor Fluxo: pneumotacógrafo	Disparar ressonância magnética, utilizar gases diversos, monitorização numérica e relação I:E fixa	Ratos
ZETTERMANN <i>et al.</i> (2003)	Válvula proporcional	Eletrônico/ <i>Simulink</i>	Pressão: transdutor Fluxo: pneumotacógrafo	Tempos ajustáveis, VCV, monitorização gráfica	Modelos

O ventilador de SCHMID (1990) possuía recursos ventilatórios limitados, com fluxo inspiratório constante ajustado por um fluxômetro, ciclagem realizada por uma válvula tudo-ou-nada e monitorização apenas da pressão inspiratória. Apesar de sua

simplicidade uma característica interessante deste ventilador permitia a ciclagem em fase com o estímulo do nervo frênico.

SCHUESSLER *et al.* (1995) desenvolveram um ventilador controlado por computador que realizava tanto ventilação mecânica quanto FOT. O ventilador é acionado por um motor linear acoplado a uma seringa de vidro. Durante os ciclos as válvulas principal, expiratória e de reabastecimento do cilindro são acionadas alternadamente. A posição do cilindro é fornecida por um LVDT (transformador diferencial variável linear) e servo-controlada usando controlador PD (proporcional e derivativo). Este ventilador foi avaliado utilizando cargas ventilatórias e em alguns trabalhos (GOMES *et al.*, 2000; FUST *et al.*, 2005 e IKEYAMA *et al.*, 2005).

A antiga técnica de pulmão de aço foi empregada por KOLANDAIVELU *et al.* (1998) que desenvolveram um ventilador de pressão negativa para camundongos recém nascidos e adultos. O ventilador apresenta os modos ventilatórios CMV e HFV (ventilação de alta frequência em inglês), com VC de 0 a 0,04 ml e FR entre 1 e 50 Hz. A pressão negativa era gerada dentro da câmara pelo deslocamento de um pistão e monitorada por um sensor, vários outros dispositivos estavam presentes. A utilização deste ventilador aumentou as horas de vida de camundongo recém nascidos.

VOLGYESI *et al.* (2000) forneciam um fluxo constante proporcional a diferença de pressão entre fonte e boca medida por um transdutor. Os tempos são controlados por duas solenóides sendo uma inspiratória e outra expiratória. Este ventilador possui ciclagem a volume e pressão com regulagem de pausas inspiratórias e expiratórias. Durante a utilização da pausa expiratória VOLGYESI *et al.* (2000) notou o aparecimento da PEEP. A interface com o usuário foi realizada em LabVIEW. Os testes em vivo demonstraram bom desempenho do ventilador.

VOLGYESI *et al.* (2000) atentou para o fato de que o uso da FOT no VM de SCHUESSLER *et al.* (1995) implica na interrupção da ventilação por intervalos de tempo e que o emprego da pressão negativa (KOLANDAIVELU *et al.*, 1998) produz alguns efeitos ainda obscuros além de necessitar de longos tempos para se obter resultados estáveis.

Os ventiladores de HEDLUND *et al.* (2000) e de CHEN *et al.* (2003) são muito similares, ambos utilizam fluxo inspiratório constante com diferentes misturas (halogenado, He, O₂, ar e N₂), válvulas pneumáticas não metálicas tudo-ou-nada são acionadas por válvulas solenóides controladas por Labview, possibilitam utilização em equipamentos de imagem por ressonância magnética e sincronização do ventilador com

estes. CHEN *et al.* (2003) acrescentaram um pneumotacógrafo ao circuito respiratório, no entanto seu ventilador apresentou um atraso elevado no acionamento da válvula expiratória (120-150ms) que dificultava a expiração do animal.

LEÃO *et al.* (2002) e ZETTERMANN *et al.* (2004) demonstraram a utilização de válvulas solenóides proporcionais em ventiladores para pequenos animais. O primeiro disponibilizou os modos CMV e PCV utilizando controle analógico/eletrônico. O segundo implementou um controlador PI (proporcional e integral) em *Real Time Simulink* no modo de volume controlado (VCV). Ambos mediam fluxos com pneumotacógrafos capilares acoplados ao Módulo de Transdutores para Mecânica Respiratória (MOTRAMERE - PEB/COPPE/UFRJ, Brasil). Os desempenhos dos ventiladores foram satisfatórios utilizando-se modelos físicos.

2.8.1 Ventiladores Comerciais

Os VM comercialmente disponíveis para pequenos animais possuem funcionamento simples, a maioria são acionados por pistão e válvulas tudo-ou-nada. Fica evidente a ausência de recursos e inexistência de itens referentes a monitorização e alarmes. Sem grandes recursos estes ventiladores tornam-se apenas suporte a vida do animal durante os experimentos e inadequados para estudo da fisiologia respiratória destes animais. A Tabela 7 apresenta alguns ventiladores comerciais para pequenos animais.

Tabela 7: Ventiladores para pequenos animais

Modelo	Peso do Animal (kg)	Princípio de funcionamento	Frequência (rpm)	Relação I:E	Volume Corrente (ml)	Fluxo (lpm)	Pressão máxima (cmH₂O)
Harvard 683	0,25-10	Pistão	18-150	1:1 (fixa)	0,20-30,0	ni	Não
Harvard 687	0,20-10	Pistão	18-150	1:1 (fixa)	0,05-1,0	ni	Não
RSP 1002 Kent Scientific Corp.	0-4	Pistão	1-200	1:19-1:1	2,25-90,0	0-5	Não
SAR-830 CWE Inc.	roedores	Válvula solenóide com bomba de ar	5 - 200	ni	0,2 - 35	0,1-1	1-30
MRI 1 CWE Inc.	camundongos e porcos da Índia	Bomba de ar	5-150	1:5-1:1	0,1-30	0,05-1	Não
131 Geneq Inc.	0,25-5	Pistão	5-200	1:1 (fixa)	0,2-50	ni	Não
141 Geneq Inc.	0,25-5	Pistão	5-100	1:1 (fixa)	0,2-50	ni	Não
Ventronics	0,10-22	ni	2-60	ni	ni	ni	1-40
Ugo Basile 7025	roedores	Pistão	10-80	ni	0,5-30	ni	ni

ni = não informado

3 Materiais

3.1 Esquema Geral

O projeto do VM incluiu programas, hardware e componentes que serão abordados nas seções seguintes. Na Figura 10 apresentamos um esquema geral no qual se baseia o Ventilador Microcontrolado para Pequenos Animais (VEMPA).

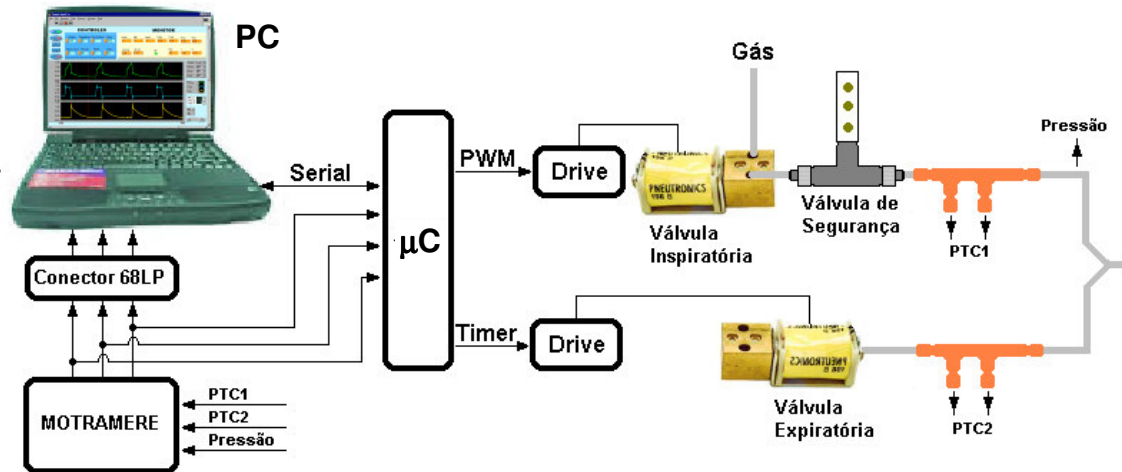


Figura 10: Esquema geral do VEMPA. PC: microcomputador; MOTRAMERE: Módulo de monitorização da mecânica ventilatória; μC : Microcontrolador Atmel AVR modelo ATmega32; PTC1: sinal proveniente do pneumotacógrafo inspiratório; PTC2: sinal proveniente do pneumotacógrafo expiratório; Pressão: sinal do transdutor de pressão; PWM: sinal gerado pelo μC ; Timer: sinal gerado pelo μC ; Drive: amplificador de corrente; Serial: modo de comunicação entre o PC e o μC e Gás: fonte de gás pressurizado.

3.2 Módulo de Transdutores para Mecânica Respiratória

O Módulo de Transdutores para Mecânica Respiratória (MOTRAMERE) n°007 (PEB/COPPE/UFRJ, Brasil) possui dois canais para medição de pressão diferencial que utilizam transdutores piezoresistivos 176PC07HD2 (*Honeywell, EUA*) condicionados para trabalhar na faixa de ± 1 cmH₂O, um canal para medição de pressão com os transdutores piezoresistivos 143PC01D (*Honeywell, EUA*) condicionados para trabalhar entre ± 70 cmH₂O. Os sinais do MOTRAMERE são filtrados ativamente por passa-baixa de 33 Hz Butterworth de 4ª ordem, com saídas excursionando entre ± 5 Volts. Módulos similares foram construídos e utilizados em alguns trabalhos do grupo (MORAES *et al.*, 2002; RONCALLY, 2003; JANDRE *et al.*, 2004; PINO, 2004b; ZETTERMANN *et al.*, 2004).

Os conversores analógico/digitais (AD) do microcontrolador (μ C) utilizado pelo ventilador são capazes de converter apenas tensões positivas. Portanto, uma tensão de linha de base próxima de 500 mV foi ajustada nos canais 3, 4 e 5 do MOTRAMERE. Pequenas variações em torno desta tensão ainda serão positivas e poderão ser adotadas pelo μ C como o novo “zero” após a medição da linha de base descrita adiante.

3.3 *Microcontrolador*

O microcontrolador utilizado foi o AVR ATmega32 (Atmel Corporation, USA) cujas características principais são:

- 32k de memória *flash*
- 2k de memória *ram*
- 8 conversores analógico/digital (A/D) de 10 bits
- 3 comparadores analógicos
- 2 *timer* de 8 bits
- 1 *timer* de 16 bits
- comunicação serial: USART (*Universal Synchronous and Asynchronous serial Receiver and Transmitter*) e SPI (*Serial Peripheral Interface*)
- 3 interrupções externas
- 32 *ports* que compartilhados realizam as funções acima

O microcontrolador foi utilizado em uma placa de desenvolvimento STK500 (Atmel Corporation, USA).

O programa rodado no microcontrolador foi escrito em linguagem C usando-se o software CodeVisionAVR versão 1.24.0 (HP InfoTech, USA).

3.4 *Interface com o Usuário*

A interface do VEMPA com o usuário foi construída na forma de instrumento virtual, utilizando-se o programa *LabVIEW* (National Instruments, EUA) rodando em um microcomputador (PC) compatível com Pentium AMD 850 MHz sob o sistema operacional Windows 98SE (Microsoft, EUA). A interface implementa em software o painel de controle do ventilador, o painel de exibição dos parâmetros monitorizados pelo μ C e os gráficos de fluxo e pressão (Figura 11).

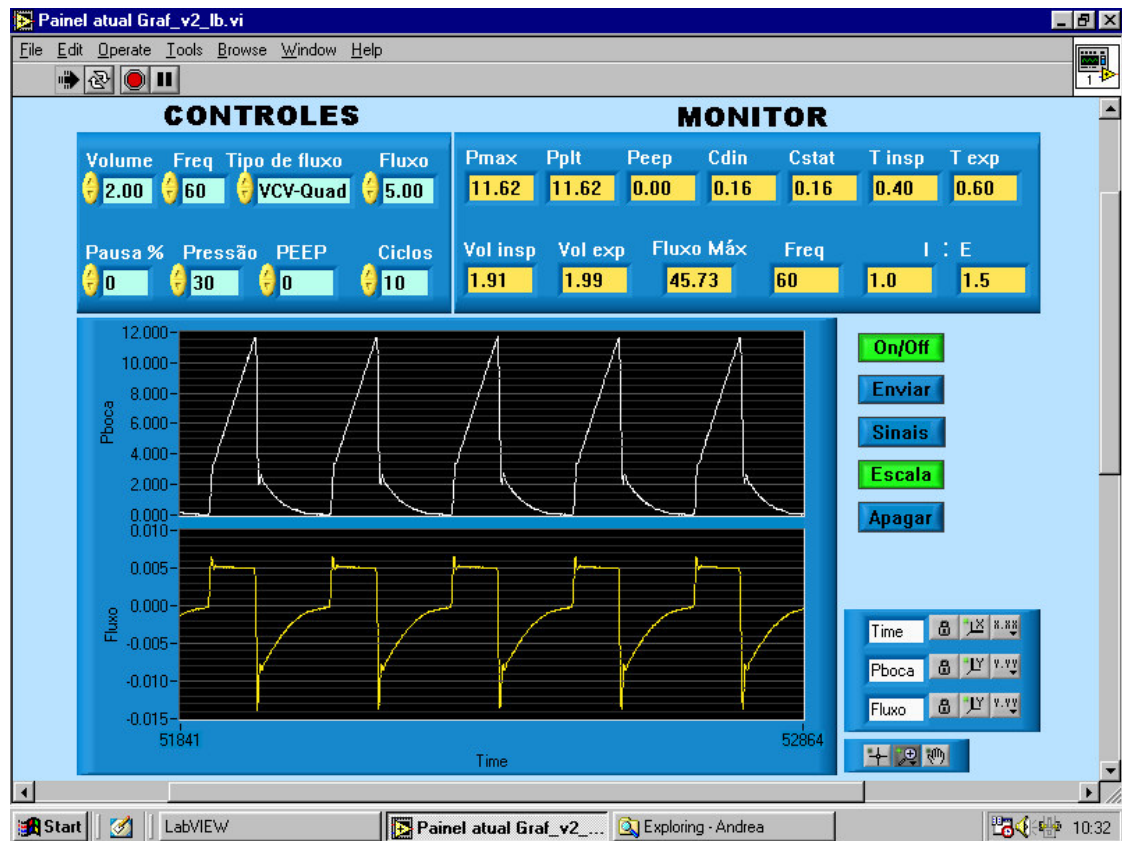


Figura 11: Interface com o usuário do ventilador. O painel de controle fica na lateral superior esquerda, o painel de monitorização está na lateral superior direita, na parte inferior esquerda temos os gráficos de pressão e fluxo no tempo, na parte inferior direita estão os botões: de ligar ou desligar (On/Off) a interface, de enviar dados ao μ C, de adquirir sinais para a linha de base gráfica, de ajustar as escalas em Volts ou em pressão e fluxo e de apagar a área gráfica.

No painel de controle o usuário tem acesso aos seguintes ajustes:

- Volume corrente (VC): ajusta o volume a ser fornecido em cada ciclo respiratório em ml.
- Frequência respiratória (FR): ajusta o número de respirações por minuto.
- Tipo de fluxo: Base – coloca o ventilador na medição da linha de base.
 - VCV-Quad – ajusta o fluxo inspiratório quadrado.
 - VCV-Desc – ajusta o fluxo inspiratório descendente.
 - Máx – coloca o ventilador na medição de fluxo máximo de admissão.
 - Prontidão – coloca o ventilador em prontidão.
- Fluxo inspiratório (FI): ajusta o valor do fluxo inspiratório em ml/s. Por se tratar de uma modalidade controlada por volume, o ajuste do volume corrente, da frequência respiratória e do fluxo inspiratório determinará os tempos inspiratório e expiratório,

assim como a relação I:E.

- Pausa inspiratória (TP): ajusta o valor da pausa inspiratória em porcentagem do tempo inspiratório. Quando ajustada, seu valor é automaticamente descontado do tempo inspiratório e portanto o fluxo é recalculado para manter o volume corrente constante.
- Pressão Limite: ajusta o valor da pressão limite em cmH₂O.
- PEEP: ajusta o valor da PEEP em cmH₂O.
- Ciclos máximos: ajusta o número máximo de ciclos respiratórios a serem realizados para se atingir uma determinada PEEP. Quando o número de ciclos respiratórios realizados pelo VEMPA superar o valor de ciclos máximo ajustado sem que a PEEP esteja estabelecida, um led do microcontrolador será acesso. Este ajuste é apenas orientativo ao operador e não influencia no controle da PEEP.

Os ajustes são do tipo digital e para alterá-los basta clicar com o botão direito do mouse sobre as setas. Para incrementar o valor clicar sobre a seta para cima e para decrementá-lo clicar na seta para baixo. Ao término do ajuste pressionar o botão “enviar” para o envio dos novos ajustes ao μ C.

O μ C envia para o programa de interface com o usuário os valores de pressão máxima, pressão de platô, PEEP, tempo inspiratório, tempo expiratório, volume inspiratório, volume expiratório e fluxo máximo de admissão. A partir desses valores, o programa calcula os valores de complacência dinâmica, complacência estática, frequência respiratória e relação I:E. Todos estes valores são armazenados em um arquivo tipo texto.

As sub-rotinas de exibição gráfica foram incorporadas do software DAS (PINO *et al.*, 2004a). Elas incluem estruturas para aquisição dos sinais de tensão oriundos do MOTRAMERE, rotinas de calibração da linha de base (apenas gráfica), ajustes das escalas e limpeza da área gráfica.

A interface possui também botões para: ligar ou desligar (On/Off) a interface com o usuário, enviar dados ao μ C, adquirir sinais para a linha de base gráfica, ajustar as escalas em Volts ou em pressão e fluxo e apagar a área gráfica.

3.5 Comunicação

Os dados são transferidos entre o PC e o μ C por comunicação serial a 115200 *bits* por segundo no formato 8N1 (8 bits de dados, 1 bit de início, 1 bit de parada e sem paridade).

A comunicação entre PC e μ C se dá através do envio de quadros de dados. O quadro de dados enviados do PC ao μ C é composto por um *byte* de início que vale FFh (255d). Este valor foi escolhido pois nenhum outro dado enviado pode assumi-lo, eliminando assim a possibilidade de detecção de um falso *byte* de início. Os *bytes* seguintes são formados de acordo com a Tabela 8. Os *bytes* desse quadro, excluindo o *byte* de início, são somados e desse resultado são mantidos os 8 bits menos significativos em um *byte* sem sinal (*checksum*) que é posicionado como último *byte* completando o quadro a ser enviado (Figura 12).

Tabela 8: Conversão dos valores enviados ao μ C.

Byte	Parâmetro	Valor em decimal	Incremento do valor	Fator multiplicador do valor	Valor em 8 bits (0 a 255)
2	Volume (ml)	0,2 a 40,0	0,2	5	1 a 200
3	Frequência (rpm)	1,0 a 100,0	1,0	1	1 a 100
4	Tipo de fluxo	1,0 a 4,0	1,0	1	1 a 4
5	Fluxo (ml/s)	0,5 a 25,0	0,5	2	1 a 50
6	Pausa inspiratória (%)	0 a 40,0	10,0	1	0 a 40
7	Pressão máxima (cmH ₂ O)	1,0 a 60,0	1,0	1	1 a 60
8	PEEP (cmH ₂ O)	1,0 a 30,0	1,0	1	1 a 30
9	Ciclos	1,0 a 10,0	1,0	1	1 a 10

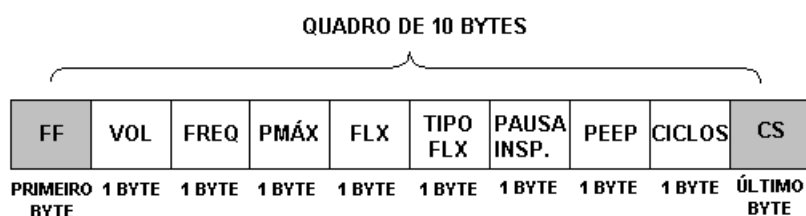


Figura 12: Estrutura do quadro enviado do PC ao μ C. FF: byte de início, VOL: volume corrente, FREQ: frequência respiratória, FLX: fluxo inspiratório, TIPO FLX: modo de funcionamento, PAUSA INSP.: pausa inspiratória, CICLOS: número de ciclos para atingir a PEEP, CS: checksum dos dados (do 2º ao 9º byte).

O μC está sempre habilitado para receber novos dados com exceção do período final da inspiração, de duração de aproximadamente 2 ms, quando este realiza o envio dos dados monitorizados. O recebimento correto dos *bytes* é sinalizado pelo μC acendendo um *led*.

O quadro de dados recebido pelo PC possui a estrutura da Figura 13. O PC recebe os dados referentes a um ciclo respiratório no fim da inspiração do ciclo seguinte, sendo necessário que o botão ENVIAR do painel de controle não esteja pressionado. Caso esteja, o dado não será recebido e o painel de monitorização não será atualizado.

Os *bytes* são recebidos pelo PC em ponto flutuante de 32 *bits* (4 *bytes* e equivalente ao formato IEEE *big-endian*) e armazenados. O vetor formado a partir do *byte* de início (FFh) também será somado *byte a byte* até o penúltimo, o *byte* menos significativo desta soma é comparado com o *checksum* (último *byte*), quando iguais, os dados são convertidos pela ferramenta “*Type Cast*” do LabVIEW em um número com duas casas decimais e apresentados no painel de monitorização. Quando o *checksum* é diferente do último *byte*, o painel de monitorização não será atualizado.



Figura 13: Estrutura do quadro enviado do μC ao PC. FF: byte de início, PMÁX: pressão máxima, PPLT: pressão de platô, VOL INSP.: volume inspiratório, VOL EXP.: volume expiratório, T.EXP.: tempo expiratório, T.INSP.: tempo inspiratório, FMÁX: fluxo máximo de admissão, CS: checksum dos dados (do 2º ao 33º byte).

3.6 Programa desenvolvido

O Fluxograma 1 apresenta o programa principal (função *main*) implementado no μC . No início todos os parâmetros (tempos, fluxo, pressão, etc.) são inicializados com zero. Os dispositivos periféricos do μC são configurados como segue:

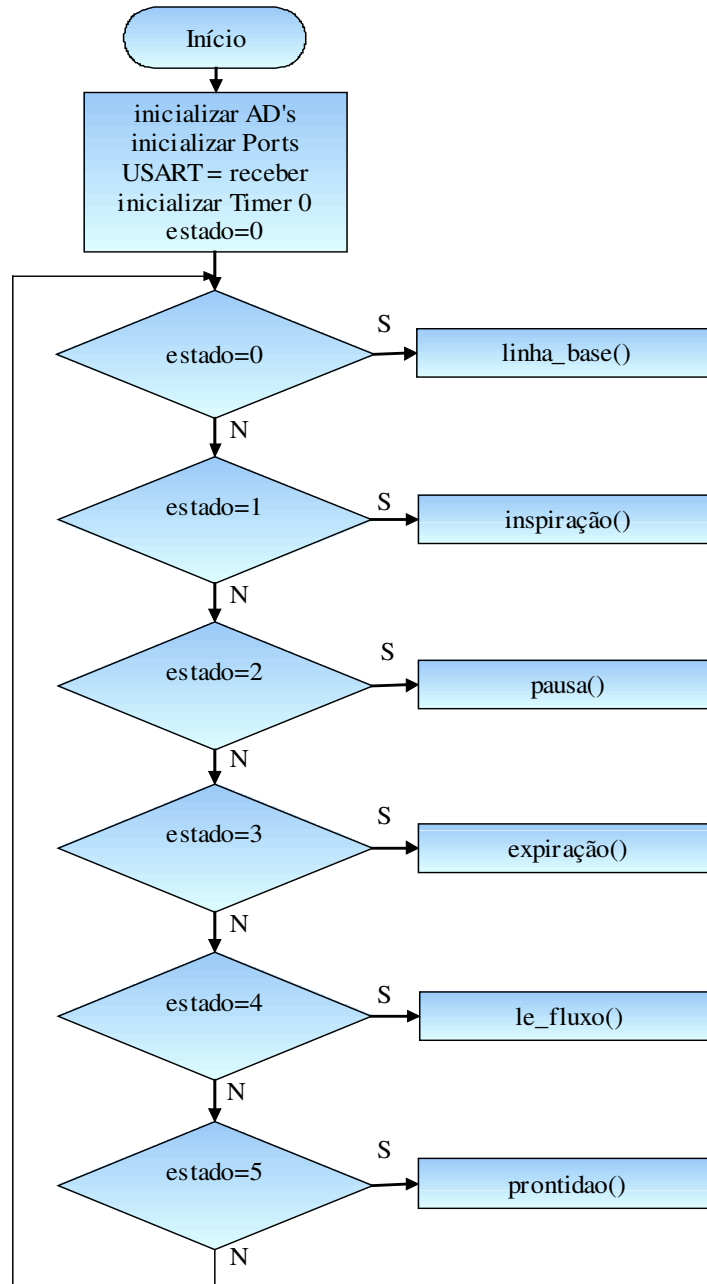
- Conversor AD do fluxo inspiratório: conversão em 10 bits, pino 39 do μC (PA1) no canal 4 do MOTRAMERE;
- Conversor AD do fluxo expiratório: conversão em 10 bits, pino 38 do μC (PA2) no canal 5 do MOTRAMERE;

- Conversor AD da pressão de boca: conversão em 10 bits, pino 40 do μC (PA0) no canal 3 do MOTRAMERE;
- UART: modo de recepção, detalhes no Fluxograma 3;
- Timer 0: geração de interrupção a cada 5 ms ou com frequência de 200Hz, os detalhes estarão no Fluxograma 2;
- Timer 1: 16 *bits* = 0 a FFFFh = 0 a 65535d, realiza abertura da válvula expiratória por intervalos de tempo pré-determinados, pino do 19 μC (OC1A);
- Timer 2: 8 *bits* = 0 a FFh = 0 a 255d, gera o PWM com frequência de 14375 Hz e LP diferentes para acionamento da válvula inspiratória, pino 21 do μC (OC2);
- Led que indica o recebimento de dados: pino 22 do μC (PC0);
- Led que alarma a condição “Limitada a Pressão”: pino 23 do μC (PC1);
- Led que alarma a desconexão: pino 24 do μC (PC2);
- Led que alarma uma PEEP impossível: pino 25 do μC (PC3);
- Led que alarma a PEEP não atingida: pino 26 do μC (PC4);

3.6.1 *Início*

O ventilador iniciará em estado 0, com a variável Estado=0, e rodará a rotina de medição da linha de base por 10 segundos. Durante esta rotina, o μC poderá receber dados pela UART. Ao final da medição da linha de base, se o μC tiver recebido dados novos (dados_novos =1), ele calculará os novos valores de t_i , t_e , t_p , das LP do PWM para o fluxo desejado e a variável sinalizadora valores_novos assumirá 1. Os novos valores sempre serão efetivados (atribuídos) na final da expiração seguinte por questões de segurança. Se ao final da primeira medição da linha de base o ventilador não receber dados, o que é sinalizado por dados_novos=0, o ventilador permanecerá esperando dados.

Fluxograma 1: Início e Rotina Principal.



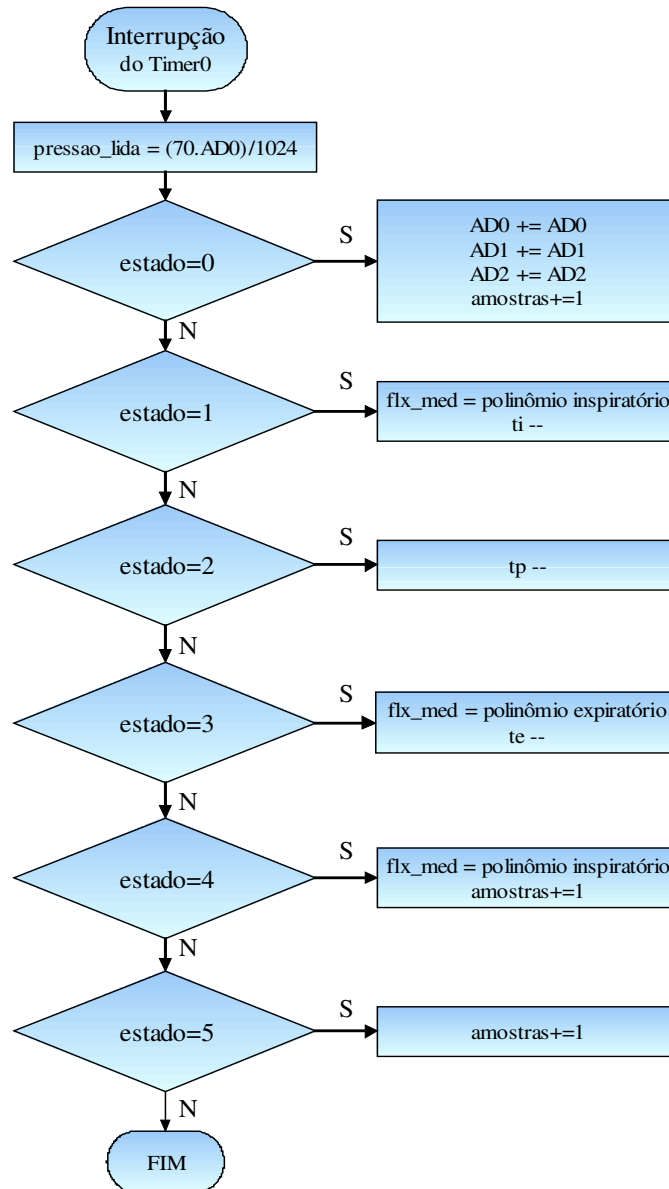
Legenda do Fluxograma 1: ADs = conversores analógicos/digitais, Estado=0: medição da linha de base, Estado=1 fase inspiratória, Estado=2: pausa inspiratória, Estado=3: fase expiratória, Estado=4: ajuste do fluxo de admissão, Estado=5: prontidão, Ports: entradas ou saídas, Timer 0: dispositivo de contagem do tempo, USART: dispositivo de transmissão de dados.

3.6.2 Base de Tempo

A rotina de interrupção do Timer 0 ocorre a cada 5 ms e nela os tempos inspiratório, expiratório e de pausa são decrementados. A cada ocorrência da interrupção, valores de tensão fornecidos pelo MOTRAMERE são lidos pelos conversores AD e convertidos nas respectivas variáveis, portanto, esta interrupção determina o período de amostragem (PA) dos mesmos. Em cada estado do ventilador,

esta leitura se dará de maneira diferente, conforme descrito no Fluxograma 2 e nas seções a seguir.

Fluxograma 2: Interrupção do Timer 0.



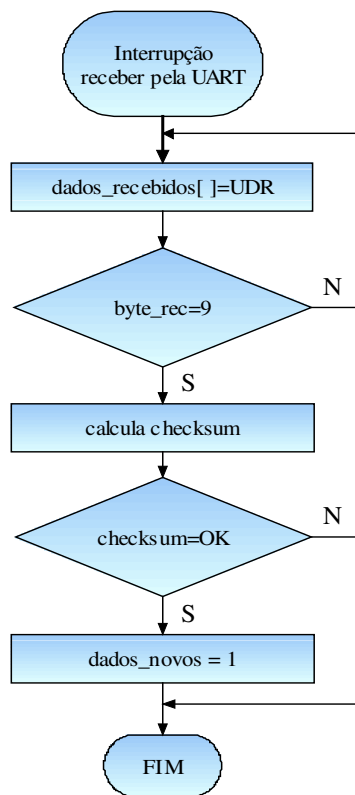
Legenda do Fluxograma 2: AD0: valor da tensão (pressão) lida pelo conversor analógico/digital, AD1: valor da tensão (fluxo inspiratório) lida pelo conversor analógico/digital, AD2: valor da tensão (fluxo expiratório) lida pelo conversor analógico/digital, pressao_lida: pressão medida, amostra: número de amostras adquiridas, Estado=0: medição de linha de base, Estado=1: fase inspiratória, Estado=2: pausa inspiratória, Estado=3: fase expiratória, Estado=4: ajuste do fluxo de admissão, Estado=5: ventilador em prontidão, flx_med: fluxo medido, ti: tempo inspiratório, tp: tempo de pausa, te: tempo expiratório.

Descrições sucintas do funcionamento das partes do programa estão apresentadas a seguir com seus respectivos fluxogramas. Os trechos dos códigos estão disponíveis no **Apêndice B**.

3.6.3 Recebendo Dados

Os dados são recebidos pelo tratamento de uma interrupção da USART. Quando um *byte* de início (FFh) é identificado no registrador da USART, os próximos *bytes* serão considerados parâmetros. Os *bytes* formarão um vetor de 10 *bytes* que serão somados excluindo-se o primeiro e o último valor, FFh e *checksum* respectivamente. Apenas o *byte* menos significativo da soma será comparado com o último *byte* recebido, quando iguais o conjunto de *bytes* será aceito, caso contrário, os valores antigos serão utilizados. O aceite será indicado acendendo-se o *led* (PC0) e a variável sinalizadora `dados_novos` valerá 1.

Fluxograma 3: USART recebendo dados.



Legenda do Fluxograma 3: `dados_recebidos[]`: vetor contendo os dados recebidos [0 até 9], `byte_rec`: número de bytes recebidos de 0 até 9, `checksum`: soma dos `bytes_rec` excluindo-se o primeiro e o último, `dados_novos`: sinalizador de dados novos, `UDR`: registrador da USART.

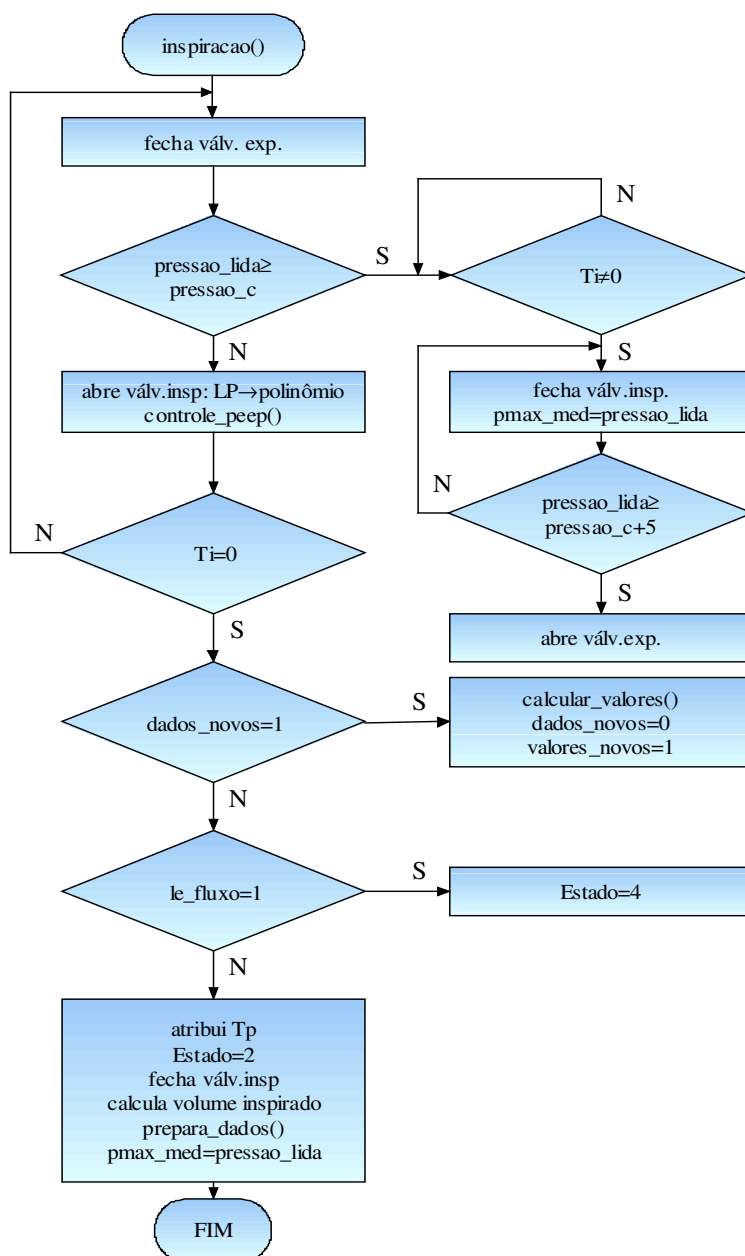
3.6.4 *Inspiração* (Estado=1)

Nesta rotina, a válvula expiratória será mantida fechada e a válvula inspiratória fornecerá fluxo inspiratório quadrado ou desacelerado. A válvula inspiratória será acionada por um sinal PWM gerado pelo Timer 2, com frequência de 14375 Hz. As LPs serão determinadas pelo polinômio (equação 18), conforme descrito na seção 5.2 adiante, sendo constante no modo quadrado e obedecendo uma equação de reta no modo desacelerado. O fluxo inspiratório poderá ser interrompido caso a pressão medida (*pressao_lida*) ultrapasse o limite ajustado no painel de controle (*pressao_c*).

O ventilador permanecerá no Estado=1, e portanto nesta rotina, enquanto o tempo inspiratório é decrementado pelo Timer 0 até zero, quando:

- calculará novos valores quando o sinalizador *dados_novos*=1. O sinalizador *valores_novos* valerá 1;
- mudará para o Estado=4 quando o sinalizador *le_fluxo*=1;
- mudará para o Estado=2 de pausa inspiratória;
- calculará do volume inspiratório (Vol insp no painel de monitorização);
- adotará a pressão medida nesse instante como pressão máxima (P_{máx} no painel de monitorização);
- preparará os dados monitorizados e enviará os mesmos pela USART, conforme item 3.6.10.

Fluxograma 4: Inspiração.

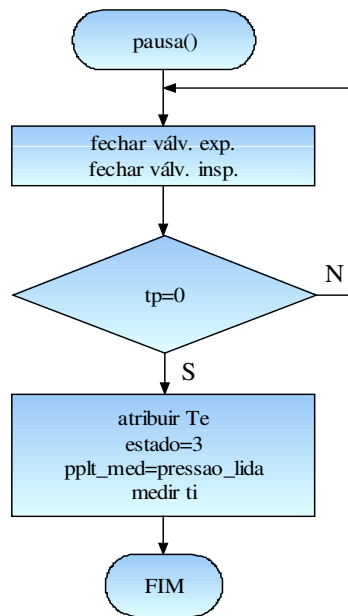


Legenda do Fluxograma 4: *pressao_lida*: pressão medida a cada 2ms na interrupção do Timer 0, *pressao_c*: pressão ajustada no painel de controle, *pmax_med*: pressão máxima medida, *dados_novos*: sinalizador de dados novos estão disponíveis, *le_fluxo*: sinalizador de leitura do fluxo máximo de admissão, *ti*: tempo inspiratório, *tp*: tempo de pausa inspiratória, *estado=4*: estado de fluxo máximo de admissão, *volinsp_med*: volume inspiratório medido, *prepara_dados()*: função que compõe o vetor de dados a ser enviado ao PC e configura a USART para envio, *controle_peep()*: função que realiza o controle da PEEP, *calcular_valores()*: função que calcula os valores de *ti*, *tp*, *te* e *LP*, *valores_novos*: sinalizador de que valores novos estão disponíveis.

3.6.5 Pausa inspiratória (Estado=2)

Na pausa inspiratória, as válvulas expiratória e inspiratória serão mantidas fechadas. A permanência nesta rotina também dependerá do decremento do tempo de pausa inspiratória a cada interrupção gerada pelo Timer 0. Quando o tempo de pausa inspiratória atingir o valor zero, ocorrerá a mudança para a rotina de expiração (Estado=3), a pressão medida nesse instante será adotada como pressão de platô (Pplt no painel de monitorização) e o tempo inspiratório será medido (ti_med).

Fluxograma 5: Pausa Inspiratória.



Legenda do Fluxograma 5: pressao_lida: pressão medida a cada 2ms na interrupção do Timer 0, pplt_med: pressão de platô medida, ti: tempo inspiratório, tp: tempo de pausa inspiratória, estado=3: estado de expiração, pressao_lida: pressão medida a cada 2ms na interrupção do Timer 0.

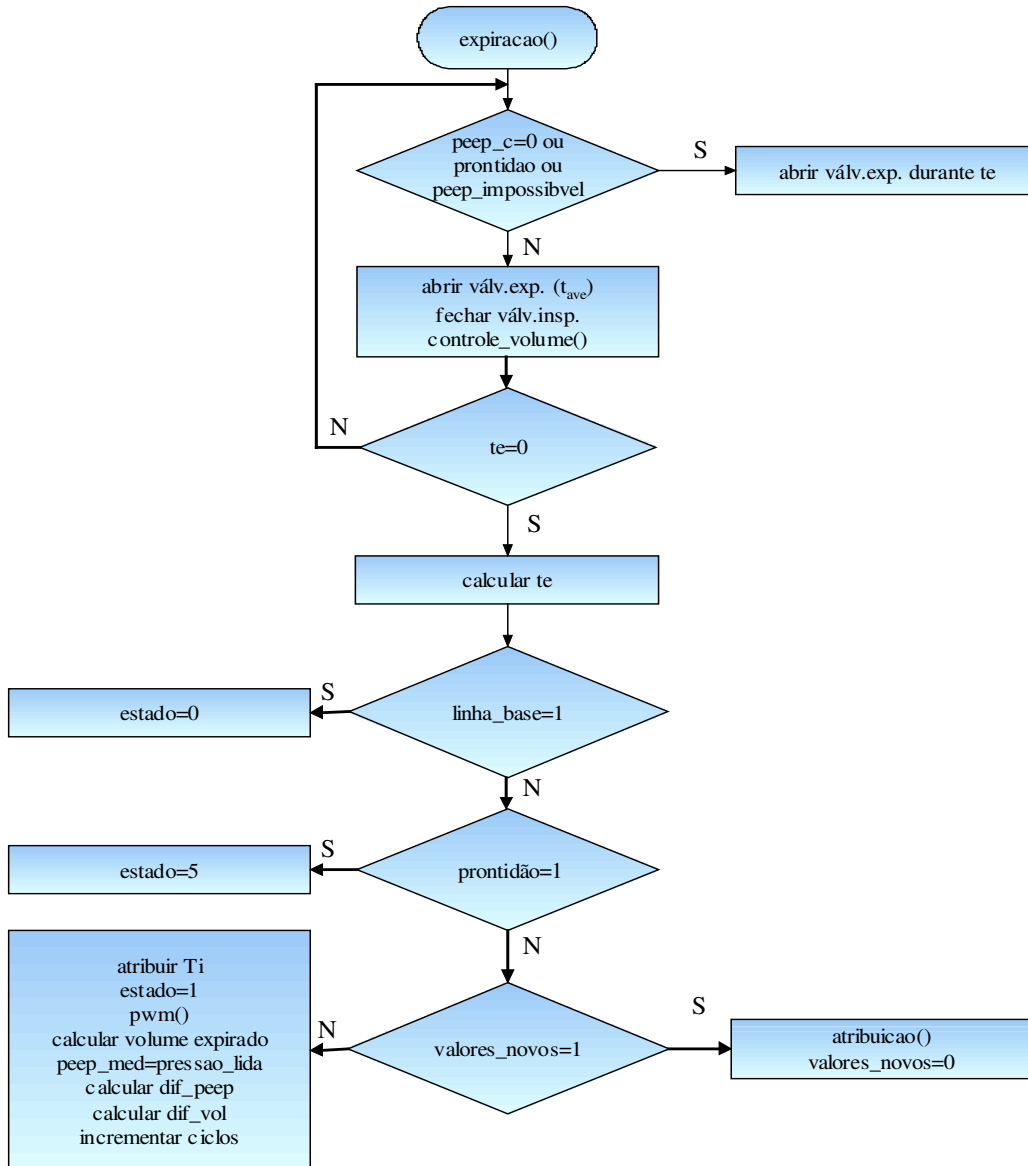
3.6.6 Expiração (Estado=3)

Na rotina de expiração, a válvula inspiratória continuará fechada e o comportamento da válvula expiratória dependerá do ajuste ou não da PEEP. Quando a PEEP ajustada for zero, a válvula expiratória ficará aberta durante toda a expiração. No entanto, quando uma PEEP for ajustada, a válvula expiratória será aberta durante um intervalo de tempo (valor inicial de 400 ms) dado pelo Timer 1, e permanecerá fechada até que o tempo expiratório seja zerado pelo Timer 0, quando:

- calculará o volume expiratório (Vol exp no painel de monitorização);
- voltará para o Estado=1 e para a rotina da inspiração;
- adotará a pressão medida nesse instante como PEEP (PEEP no painel de monitorização);

- atribuirá novos valores quando o sinalizador valores_novos=1.

Fluxograma 6: Expiração.



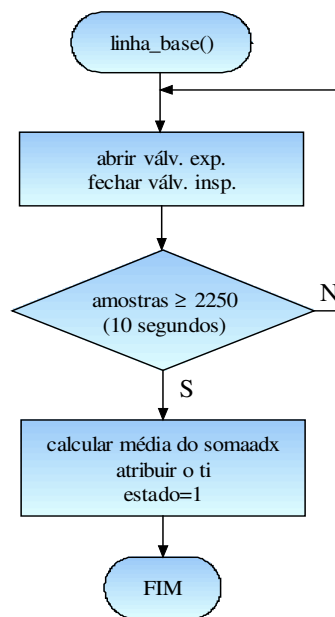
Legenda do Fluxograma 6: *pressao_lida*: pressão medida a cada 2ms na interrupção do Timer 0, *peep_c*: PEEP ajustada no painel de controle, *peep_impossível*: sinalizador de que o t_{ave} está fora dos limites (mínimo 50ms e máximo t_e), *prontidao*: sinalizador de prontidão, *controle_volume()*: função que realiza o controle do volume, t_e : tempo expiratório, *linha_base*: sinalizador de que a medição da linha de base está pendente, *prontidao*: sinalizador de que o ventilador está em prontidão, *estado=0*: estado de medição de linha de base, *estado=5*: estado de prontidão, *valores_novos*: sinalizador de que valores novos estão disponíveis, *atribuicao()*: função que atribui os novos valores às respectivas variáveis, t_i : tempo inspiratório, *estado=1*: estado da inspiração, *pwm()*: função que configura o Tmer 2 para a geração de PWM, *peep_med*: peep medida, *pressao_lida*: pressão medida a cada 2ms na interrupção do Timer 0, *dif_peep*: diferença entre a peep desejada e medida, *dif_vol*: diferença entre o volume desejado e medido, *ciclos*: ciclos respiratórios.

O ventilador permanecerá na seqüência Inspiração → Pausa Inspiratória → Expiração (Estados 1, 2 e 3) até que as rotinas especiais de medição de linha de base, medição de fluxo máximo de admissão ou prontidão sejam solicitadas pelo usuário. Estas rotinas serão descritas a seguir.

3.6.7 Linha de base (Estado=0)

Na medição de linha de base a válvula inspiratória será fechada e a expiratória será aberta. Os valores medidos pelos ADs são somados e acumulados em variáveis específicas na rotina de interrupção do Timer 0. Após 10 segundos, valores médios serão calculados, dividindo-se cada uma das variáveis pelo número de amostras. Este valor médio será utilizado como “zero” ou *offset* nas medições de fluxo e pressão. Ao final dessa rotina, o ventilador retornará automaticamente para a rotina de inspiração.

Fluxograma 7: Linha de Base.



Legenda do Fluxograma 7: amostras: número de amostras, somaadx: são os valores convertidos e somados do fluxo inspiratório, expiratório e da pressão, ti: tempo inspiratório, estado=1: estado da inspiração.

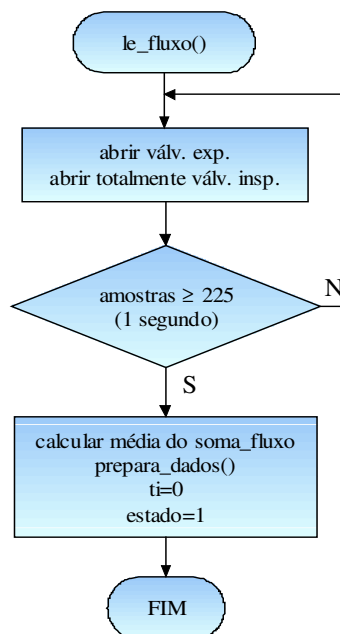
3.6.8 Fluxo máximo de admissão (Estado=4)

A pressão a montante da válvula inspiratória determina o fluxo máximo que passará por ela. Portanto, a pressão de utilização da válvula inspiratória deve ser igual a pressão utilizada durante sua caracterização. A medição de fluxo máximo de admissão deve ser realizada antes mesmo de se colocar o ventilador em funcionamento. Por tratar-

se de fluxos elevados, deve-se desconectar o ventilador do paciente/modelo.

No painel do ventilador, o operador poderá medir o fluxo máximo de admissão e quando necessário ajustá-lo com um fluxômetro para o valor especificado de 45 ± 1 ml/s. No Estado=4, as válvulas inspiratória e expiratória serão totalmente abertas. Apenas o AD do fluxo inspiratório será medido, somado e acumulado. A cada segundo, uma média do fluxo será calculada, dividindo-se o somatório dos fluxos inspiratórios pelo número de amostras. Este valor é enviado para o painel de monitorização também a cada segundo a fim de facilitar o ajuste. O ventilador permanecerá neste estado até que novos dados sejam enviados a ele. Neste caso, o ventilador voltará ao Estado=1.

Fluxograma 8: Fluxo Máximo de Admissão.

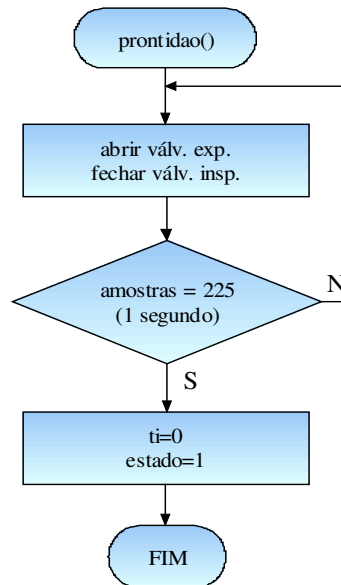


Legenda do Fluxograma 8: amostras: número de amostras, prepara_dados(): função que compõe o vetor de dados a ser enviado ao PC e configura a USART para envio, soma_fluxo: são os valores convertidos e somados do fluxo inspiratório, ti: tempo inspiratório, estado=1: estado da inspiração.

3.6.9 Prontidão (Estado=5)

Quando o ventilador for colocado em prontidão, a válvula inspiratória será fechada e a expiratória aberta. Para sair desta rotina também será necessário enviar novos dados ao ventilador.

Fluxograma 9: Prontidão.

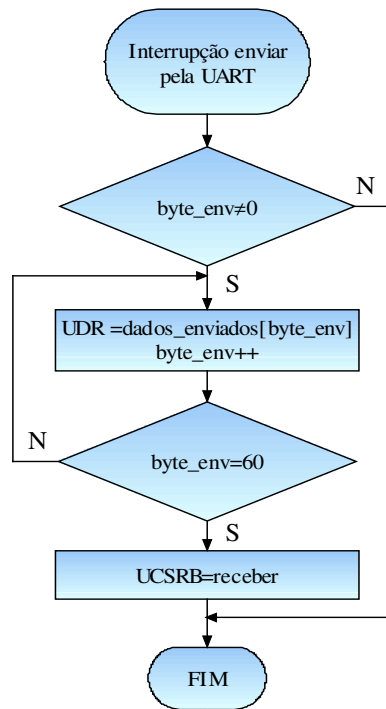


Legenda do Fluxograma 9: amostras: número de amostras, ti: tempo inspiratório, estado=1: estado da inspiração.

3.6.10 Enviando dados

O vetor de dados a enviar ao PC contém 34 bytes, sendo um *byte* de início (FFh), 32 *bytes* de dados e um *byte* final (*checksum*), que corresponde ao *byte* menos significativo da soma dos 32 *bytes* de dados, todos os *bytes* serão colocados *byte a byte* no registrador do USART e enviados.

Fluxograma 10: Enviar pela USART.

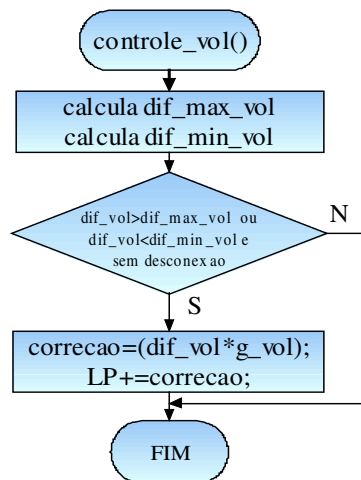


Legenda do Fluxograma 10: dados_enviados[]: vetor contendo os dados enviados [0 até 33], byte_env: número de bytes enviados de 0 até 33, checksum: soma dos bytes_env excluindo-se o primeiro e o último, UCSRB: registrador da USART, UDR: registrador da USART.

3.6.11 Controle do Volume

Sendo o ventilador ciclado a tempo e controlado a volume, a transição inspiração/expiração e expiração/inspiração ocorrem de acordo com tempos predeterminados, os volumes inspiratórios e expiratórios são calculados fazendo-se a integração temporal do sinal de fluxo. A fim de minimizar o erro (diferença entre o desejado e o medido) do volume, correções no fluxo inspiratório são calculadas na expiração subsequente a cada ciclo e atualizadas na inspiração seguinte. No volume o controle representado pelo Fluxograma 11 foi implementado no fluxo inspiratório.

Fluxograma 11: Controle do Volume.



Legenda do Fluxograma 11: dif_max_vol: diferença máxima do volume, dif_min_vol: diferença mínima do volume, dif_vol: diferença entre o volume desejado e medido, LP: largura do pulso do PWM que influenciará no fluxo inspiratório, g_vol: ganho do controle de volume, correcao: correção na LP.

Especificações do controlador:

- Monitora o volume expiratório medido. Essa decisão de projeto foi tomada a partir da consideração de que esse volume é menos suscetível a erros devidos a vazamentos e a compressibilidade dos gases no circuito respiratório, se comparado com o volume inspiratório, e portanto, representa melhor o volume que efetivamente participou das trocas gasosas.
- Atua no fluxo inspiratório.
- Zona de tolerância: o controlador tolera erro de $\pm 10\%$ do valor desejado, significando que o controlador não atuará se o volume medido estiver na zona de tolerância definida por esse percentual.
- *Undershoots* e *overshoots* permitidos durante as transições de volume: em condições extremas, SARA, por exemplo, o volume ideal está entre 4 e 7 ml/kg (II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, 2000), portanto, numa situação intermediária o volume ficaria em 5,5 ml/kg onde overshoots ou undershoots de 20 % estariam dentro dos limites.
- Tempo de subida: o controlador deverá atingir 90% do valor desejado em até dez ciclos respiratórios.

- Sistemas de segurança:

Os sistemas de segurança são compostos de um limitador de pressão máxima, uma condição para monitorização de vazamentos e uma válvula mecânica de sobrepressão. Quando o limite de pressão ajustado pelo usuário é atingido, o fluxo é interrompido. Note-se que, se isto ocorrer antes do fim do tempo inspiratório, o volume será menor que o ajustado, mas o controle de volume será desligado. Esta condição denomina-se “Limitada a Pressão”. Se a pressão inspiratória superar em 5 cmH₂O a pressão limite ajustada, o ventilador muda para o Estado=3, indo para a expiração. O μ C sinalizada a condição “Limitada a Pressão” acendendo um *led*.

O outro sistema de segurança obriga o cumprimento da condição determinada pela equação (13):

$$Volume_{inspirado} \geq \frac{Volume_{expirado}}{2} \quad (13)$$

Caso não seja cumprida, considera-se que pode ter havido vazamentos excessivos ou desconexão, o que faria o controlador compensar esta redução de volume expiratório fornecendo valores de fluxos inspiratórios altos e perigosos. Portanto, este limitador exclui estas possibilidades. O μ C informa quando a equação 13 não é satisfeita acendendo um *led*.

Uma válvula de segurança totalmente mecânica (Figura 14) foi projetada para abrir em 50 cmH₂O. Quando internamente esta pressão for alcançada o êmbolo é parcialmente suspenso permitindo que o gás escape, a tampa é apenas para sustentação do êmbolo. A mesma válvula foi utilizada por ZETTERMANN *et al.* (2004).

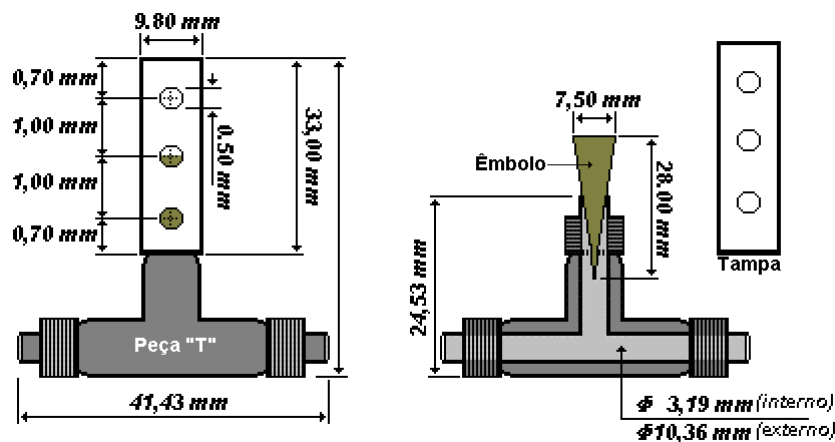
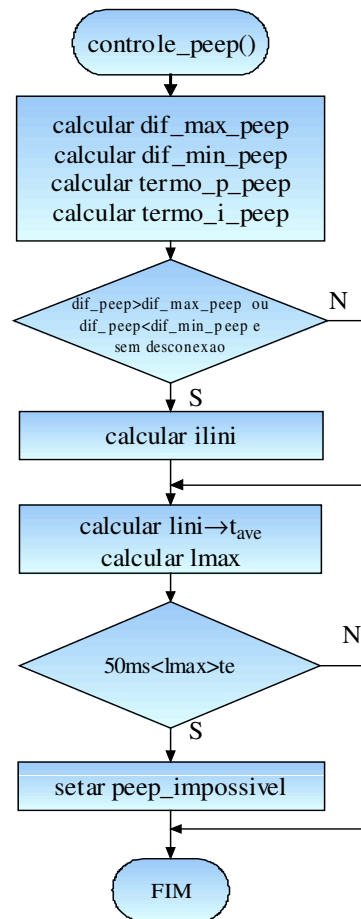


Figura 14: Válvula de segurança mecanicamente ajustada em 50 cmH₂O.

3.6.12 Controle da PEEP

A PEEP é medida diretamente ao final de cada expiração, e para minimizar seu erro um controlador com ação similar ao proporcional e integral (OGATA, 2003) foi implementado para atuar sobre o tempo de abertura da válvula expiratória. O controlador da PEEP será atualizado no início de cada inspiração.

Fluxograma 12: Controle da PEEP.



Legenda do Fluxograma 12: dif_max_peep: diferença máxima da PEEP, dif_min_peep: diferença mínima da PEEP, dif_peep: diferença entre a PEEP desejada e medida, lini=t_{ave}: tempo de abertura da válvula expiratória, ilini: parcela do tempo de abertura da válvula expiratória, lmax: tempo de abertura da válvula expiratória em segundos, termo_p_peep: termo proporcional do controle de PEEP, termo_i_peep: termo integral do controle de PEEP, peep_impossivel: sinalizador de que o t_{ave} está fora dos limites (mínimo 50ms e máximo te), desconexao: sinalizador de que uma desconexão foi detectada.

Especificações do controlador:

- Monitora a pressão medida ao final da expiração.
- Atua no t_{ave}.
- Zona de tolerância: o controlador tolera erro de $\pm 0,5$ cmH₂O do valor desejado,

nesta zona de tolerância o controlador não atuará.

- *Undershoots* e *overshoots* permitidos durante as transições da PEEP: Da mesma forma que no volume, se considerarmos a PEEP ajustada durante a SARA, sendo no mínimo 10 cmH₂O, em média 16 cmH₂O e no máximo 25 cmH₂O (II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, 2000), uma variação de 20 % sobre o valor médio durante alguns ciclos respiratórios não implicaria em lesões.

- Tempo de subida: o controlador deverá atingir 90% do valor desejado em até vinte ciclos ventilatórios.

- Sistemas de segurança quanto à atuação do controlador:

O funcionamento correto do controlador da PEEP deve prever duas situações críticas que ocorrem em mudanças bruscas do valor da PEEP desejada. A primeira é na mudança para um valor muito menor, por exemplo de 20 para 5 cmH₂O. Isto implicará num tempo de abertura da válvula expiratória que poderá exceder o tempo expiratório disponível, indo a ZEEP (PEEP = 0 cmH₂O). A segunda é devida a um grande aumento do valor desejado, por exemplo, de 5 para 20 cmH₂O. Neste caso, o tempo de abertura da válvula expiratória poderá ser muito pequeno e até mesmo negativo, impossibilitando a expiração e causando o acúmulo dos VCs. Estas duas situações necessitariam de muitos ciclos respiratórios para a normalização da PEEP.

A fim de eliminar prováveis efeitos deletérios das duas situações descritas acima, caso o tempo de abertura de válvula expiratória esteja fora dos limites especificados (mínimo de 50 ms e máximo igual a TE), o limitador do controle da PEEP adota TE como t_{ave} e inicia o controle da PEEP. Existe a sinalização por meio de um *led* desta condição pelo μC .

3.6.13 Interações entre o controle do volume e PEEP

Algumas interações ocorrem quando os dois controles atuam juntos. Analisando a equação 10, em termos de volume, temos que o volume residual ($V_{residual}$) pulmonar após uma expiração passiva será determinado pelo volume inspiratório final (V_{final}), pelo tempo contado a partir da abertura da válvula expiratória (t_{ave}) e pela constante de tempo do SR dado pela equação 14.

$$V_{residual}(n) = V_{final}(n) \times e^{\frac{-t_{ave}}{\tau}} \quad (14)$$

onde n é o ciclo respiratório atual.

A PEEP será determinada por este volume residual e pela E_{SR} , de acordo com a equação 15.

$$PEEP(n) = V_{residual}(n) \times E_{SR} \quad (15)$$

O volume final na próxima inspiração ($n+1$) será determinado pelo volume corrente (VC) enviado pelo ventilador mais o volume residual do ciclo atual sendo:

$$V_{final}(n+1) = VC + V_{residual}(n) \quad (16)$$

Podemos observar então que o VC é um dos fatores determinantes da PEEP válvula, e de acordo com a equação (14) suas alterações descrevem uma dinâmica não linear na obtenção da PEEP quando se ajusta t_{ave} .

Portanto, quando transições de volumes correntes para valores maiores ocorrem com um mesmo t_{ave} implicam numa elevação da PEEP (*overshoots*) durante alguns ciclos até a estabilização, o inverso é previsto quando os volumes correntes são ajustados para valores menores, diminuindo assim a PEEP (*undershoots*).

Da mesma forma, quando a PEEP aumenta, o volume residual também aumenta e portanto o volume expiratório diminui, isto faz com que o controlador de volume atue aumentado no próximo ciclo o volume inspiratório e conseqüentemente o volume expiratório, gerando *overshoots* nos mesmos. O inverso ocorre quando a PEEP diminui e junto o volume residual, o volume expiratório se eleva e pela ação do controlador o próximo volume inspiratório diminui, nestes casos ocorrem *undershoots* nos volumes. Novamente estes *undershoots* e/ou *overshoots* nos volumes se refletem na PEEP de acordo com a equação 14.

3.7 Pneumotacógrafos

Os pneumotacógrafos foram postos nos ramos inspiratório e expiratório, e não no ramo comum, como usualmente se faz. Por isso, não acrescentaram espaço morto de trocas ao sistema. Portanto, o espaço morto, que é um dos critérios apresentados por GIANNELLA-NETO *et al.* (1998) para o dimensionamento dos pneumotacógrafos, foi desconsiderado. Os demais critérios, laminaridade, resistência e mensurabilidade resultaram no pneumotacógrafo da Figura 15. A rosca M6 é apenas para efeito da fixação do mesmo na caixa do ventilador e o material latão foi escolhido pela possibilidade de aquecimento do mesmo.

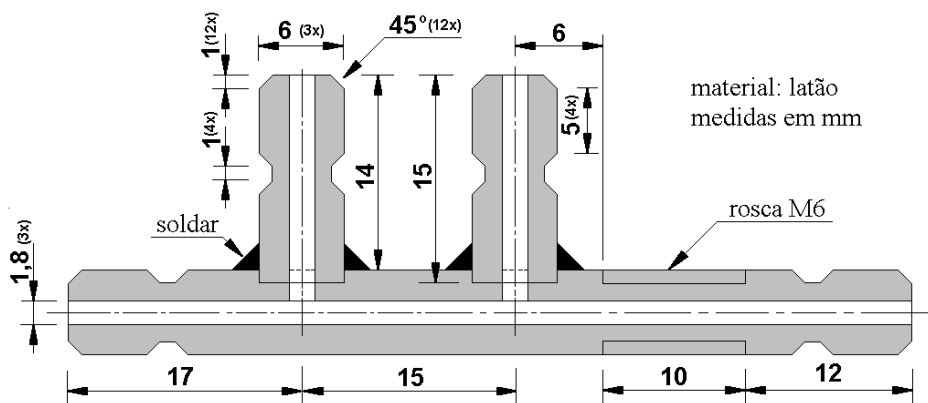


Figura 15: Pneumotacógrafo projetado. Visto em corte longitudinal.

3.8 Transdutor de pressão

O transdutor de pressão disponível no MOTRAMERE possui ganho de 1/14 volts/cmH₂O, com excursão de pressão de entrada de ± 70 cmH₂O e excursão de tensão de saída de ± 5 Volts.

3.9 Válvula Inspiratória

O ventilador utiliza como válvula inspiratória a válvula solenóide proporcional VSO[®] (Pneutronics Inc., EUA) normalmente fechada, Modelo 2, com orifício de 0,020", controlada pela corrente de entrada. Sua curva fluxo versus corrente pode ser vista na Figura 16. Esta válvula foi selecionada por apresentar uma menor não linearidade e histerese na faixa projetada de fluxo de trabalho (entre 0 e 50 ml/s). A pressão de trabalho a montante da válvula foi de aproximadamente 28 psi, mantida por uma válvula HPLC501-40-4F-4F (VEC, USA) em série com um fluxômetro (RWR, Brasil). Essa pressão foi experimentalmente determinada por permitir a geração de um fluxo máximo de 50 ml/s com a válvula na máxima abertura.

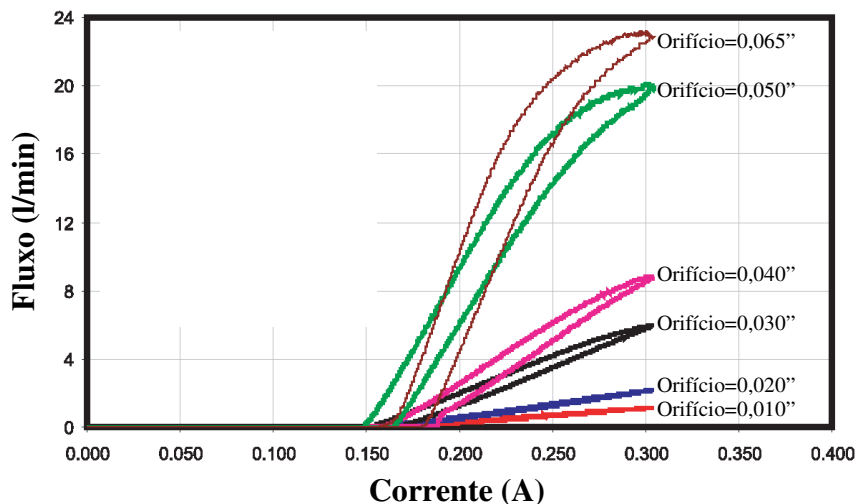


Figura 16: Característica do fluxo em função da corrente elétrica na válvula VSO com 25 psi. A escala de fluxo encontra-se na unidade l/min, sendo que 1 l/min equivale a 16,6 ml/s. Adaptada do site: <http://www.parker.com>

A válvula é acionada pelo PWM digital gerado pelo μC . O sinal de saída do μC não é capaz de acionar a válvula, portanto um amplificador de corrente foi implementado utilizando a montagem *Darlington* com transistores BC548 e BD241, de acordo com a Figura 17. A válvula é conectada em paralelo com o diodo 1N4148.

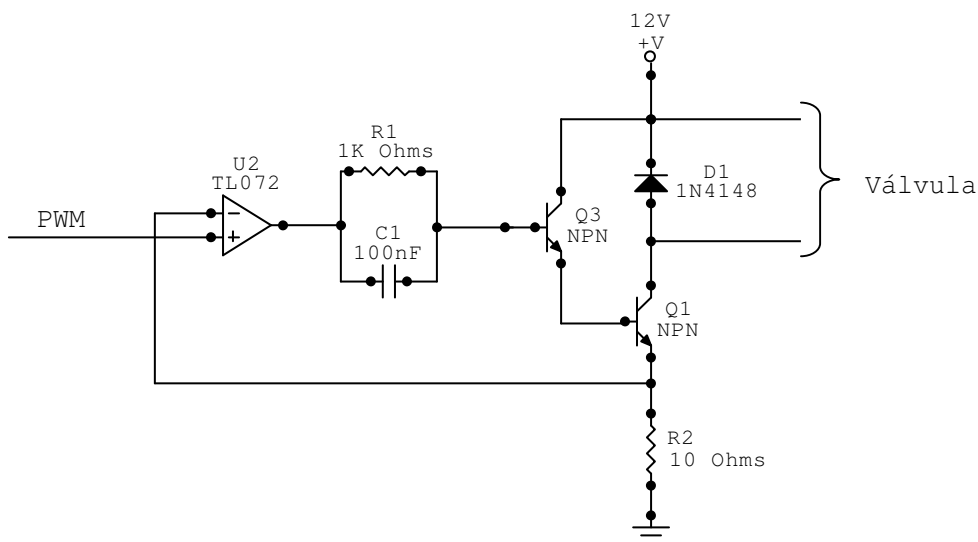


Figura 17: Circuito elétrico do amplificador de corrente.

3.10 Válvula Expiratória

Devido ao método proposto para geração da PEEP válvula, a válvula expiratória será do tipo normalmente aberta e tudo-ou-nada (*on/off* em inglês) além de que duas características precisam ser examinadas sendo elas, o atraso no acionamento e a

resistência ao fluxo expiratório quando aberta. A primeira implicará em uma PEEP ligeiramente menor devido ao atraso no fechamento. No entanto, isto poderá ser corrigido pelo controle. Já a segunda implica em resistência expiratória imposta ao animal impossibilitando e/ou dificultando sua expiração. O ventilador proposto utiliza a válvula solenóide Série 11 (Pneutronics Inc., EUA).

3.11 Modelos

Dois modelos do sistema respiratório de ratos foram confeccionados com a finalidade de simular a mecânica ventilatória destes animais na verificação do desempenho do ventilador. Um modelo é composto por uma complacência de 0,27 ml/cmH₂O e resistência de 0,22 cmH₂O/ml/s (ZETTERMANN *et al.*, 2004), este modelo será tratado pela sigla Mn (modelo normal) por apresentar estes parâmetros próximos a normalidade de um rato. O outro modelo é composto por complacência e resistência de 0,17 ml/cmH₂O (GIANNELLA-NETO *et al.*, 1998) e 0,72 cmH₂O/ml/s (ZETTERMANN *et al.*, 2004) respectivamente. Por apresentar características de um rato restritivo e obstrutivo será tratado pela sigla Mro (modelo restritivo e obstrutivo).

Nestes modelos o VEMPA foi ensaiado em diferentes volumes, níveis de PEEP, recursos e condições de segurança.

4 Métodos

4.1 Projeto e simulação da PEEP Válvula Sugerido

O método de PEEP válvula proposto por PINO (1996) é dependente da obtenção dos parâmetros da mecânica ventilatória destes animais. Um novo método foi elaborado sem a necessidade dos cálculos e da monitorização contínua dos parâmetros resistência e elastância do sistema respiratório por parte do μC .

O método de PEEP sugerido baseia-se no princípio de que o comportamento do sistema respiratório pode ser descrito por seus elementos elásticos e resistivos. De acordo com a equação 9 a soma das pressões resistiva (P_{RES}) e elástica (P_{EL}) resultam na pressão de boca (P_{MOTRIZ}) durante a inspiração e expiração.

Durante uma expiração passiva, enquanto a válvula expiratória permanecer aberta (trecho b da Figura 18) teremos fluxo expiratório e portanto uma pressão devida ao componente resistivo (P_{RES}), quando a válvula expiratória é fechada e o fluxo torna-se zero o componente resistivo (P_{RES}) desaparece, deste momento em diante a pressão de boca (P_{MOTRIZ}) torna-se a própria pressão elástica (P_{EL}) do SR (trecho c da Figura 18). Na Figura 18 pode-se ver um gráfico exemplificando essa situação.

Neste método, o tempo de abertura da válvula expiratória (t_{ave}) determinará um nível de pressão elástica (P_{EL}) que resultará na PEEP. Portanto, este é um método que não necessita de estimativas de parâmetros da mecânica ventilatória, e somente da pressão de boca comumente disponível em ventiladores associada a uma válvula tudo-ou-nada.

Ainda na Figura 18 observa-se um atraso entre o acionamento da válvula e sua abertura (20 ms).

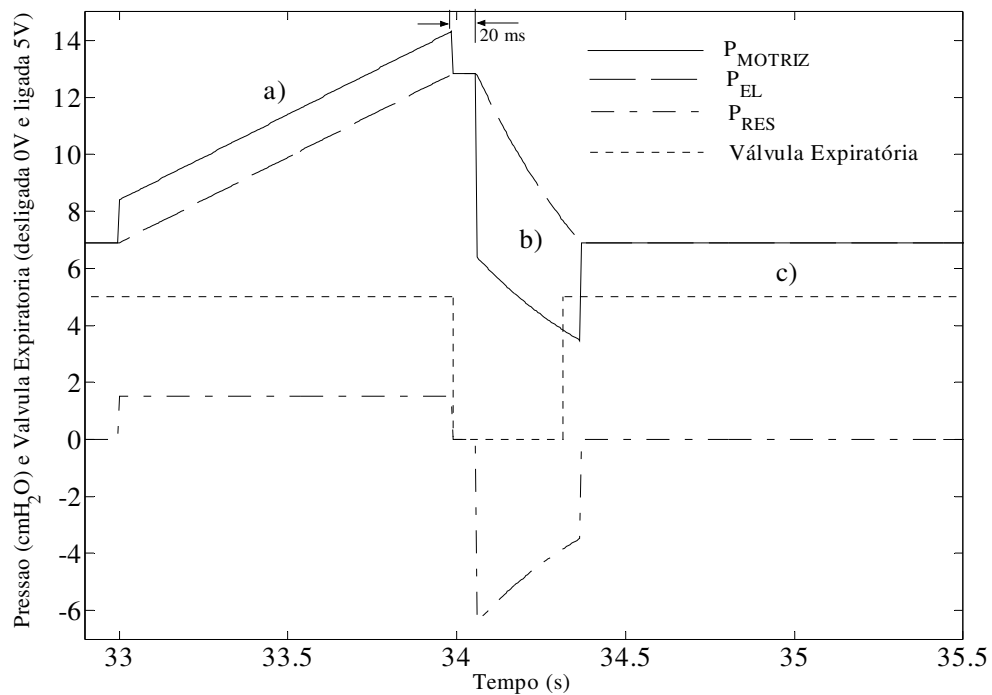


Figura 18: Comportamento das pressões no sistema respiratório. Trecho a) Inspiração, fluxo positivo e acréscimo da pressão dado por ($P_{RES} + P_{EL}$). Trecho b) Expiração, a abertura da válvula expiratória inverte o fluxo tornando-o negativo permitindo assim o esvaziamento. Trecho c) O fechamento da válvula expiratória interrompe o fluxo e elimina o componente resistivo (P_{RES}). Estes dados são resultados da simulação em Simulink descrita a seguir.

Este método foi modelado em *Simulink* (Matlab 5.3, The MathWorks, Inc.) com o modelo de sistema respiratório linear unicompartimental e mecânica respiratória de um rato sadio (DIAMOND *et al.*, 1977), prevendo-se complacência e fluxo inspiratório variável. A válvula foi simulada com um atraso de resposta de 20 ms. O diagrama esquemático desta simulação está apresentado na Figura 19.

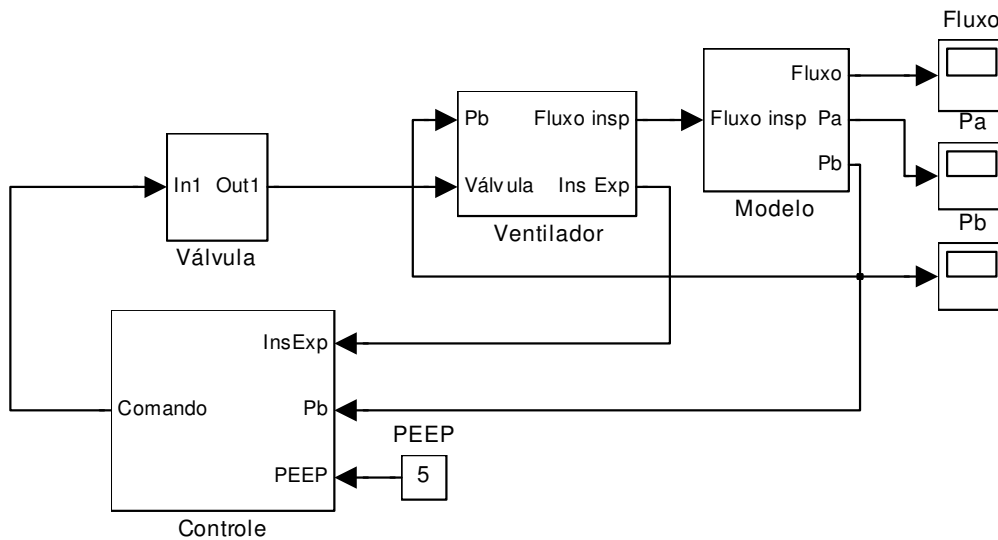


Figura 19: Diagrama esquemático do simulador da PEEP válvula. O bloco controle atualiza o t_{ave} de acordo com o erro entre o valor desejado e medido da PEEP, o bloco Ventilador fornece um fluxo inspiratório variando de 5 até 10 ml/s, o bloco Modelo representa um animal com complacência sendo alterada de 0,25 ml/cmH₂O até 0,12 ml/cmH₂O.

A PEEP obtida durante esta simulação pode ser observada na Figura 20. A variação foi pequena, mas durante a transição para o Trecho 3 o comportamento tornou-se oscilatório.

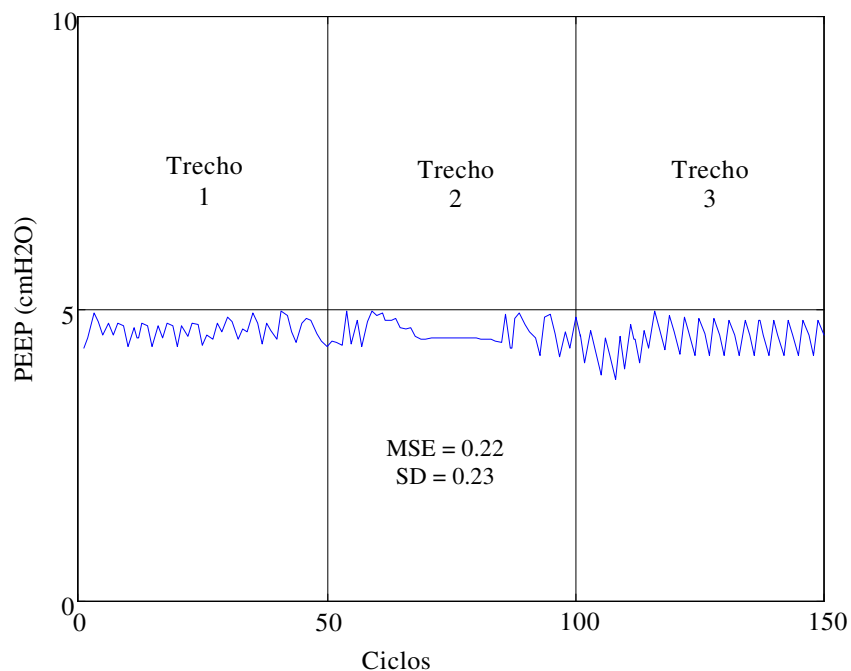


Figura 20: Dados da simulação da PEEP válvula. Trecho 1: estabelecimento da PEEP de 5 cmH₂O, fluxo inspiratório de 5 ml/s e complacência de 0,25 ml/cmH₂O. Trecho 2: o fluxo inspiratório é de 10 ml/s. Trecho 3: a complacência é de 0,12 ml/cmH₂O. O erro médio quadrático (MSE) foi de 0,22 e o desvio padrão (SD) de 0,23.

4.2 Calibração dos Pneumotacógrafos

Uma seringa de vidro de 50ml (Becton Dicknson, Brasil) foi adaptada a um suporte com limitador da excursão do êmbolo da seringa. Aferiu-se seu volume preenchendo-a com água destilada, a qual foi pesada em balança de precisão (Helmac HM 3300, Brasil). O volume resultante foi de 39 ml.

O programa DAS foi utilizado para adquirir os sinais do MOTRAMERE com uma taxa de 200 amostras por segundo. Para a obtenção do polinômio de calibração do pneumotacógrafo, uma ferramenta de software chamada MECANICA (PINO *et al.*, 2002), escrita para MatLab (The MathWorks, EUA), foi utilizada no processamento dos sinais coletados pelo DAS.

Polinômios de 4ª ordem foram ajustados com fluxos entre 0 e 100 ml/s, de modo similar ao proposto por GIANNELLA-NETO *et al.*, (1998). Para os pneumotacógrafos inspiratório e expiratório, 42 e 36 ciclos foram realizados com a válvula expiratória aberta.

Para reduzir os erros, a montagem da calibração foi idêntica à das condições de uso (GIANNELLA-NETO *et al.*, 1998; SULLIVAN *et al.*, 1984; MILLER *et al.*, 1986) com o modelo Mn (Figura 21).

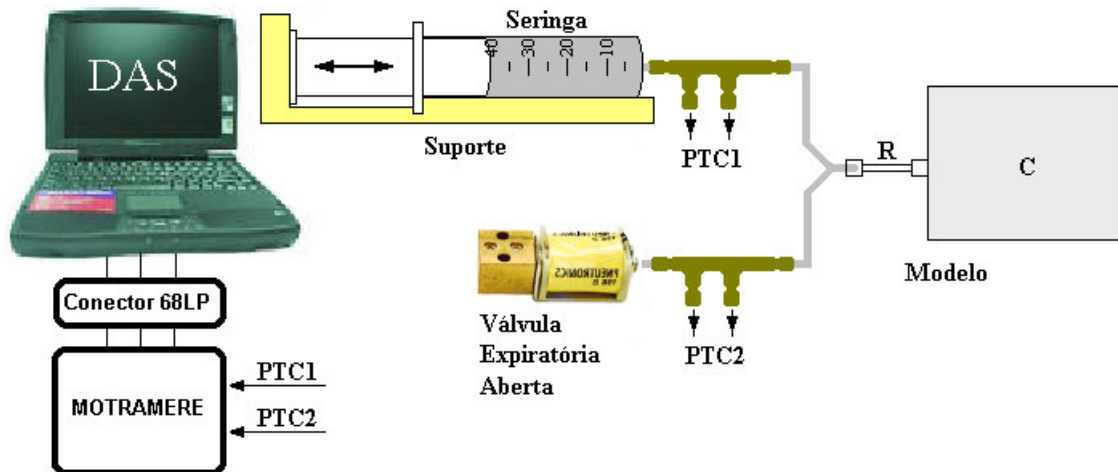


Figura 21: Montagem para a calibração dos pneumotacógrafos. A seringa é utilizada para fornecer os volumes conhecidos, o PTC1 e 2 são os pneumotacógrafos inspiratório e expiratório respectivamente, o modelo está de acordo com GIANNELLA-NETO *et al.* (1998), a montagem é idêntica a da utilização e o DAS adquire os sinais provenientes do MOTRAMERE.

4.3 Caracterização da Válvula Inspiratória

Um levantamento da curva de fluxo por LP da válvula inspiratória foi realizado com a finalidade de prever o comportamento em regime permanente da mesma.

A LP foi convertida em tensão por um programa específico desenvolvido em LabVIEW. Esse programa obtinha o valor da largura de pulso através do contador digital da placa de aquisição PCI-6024 em formato numérico de precisão simples, multiplica esse valor por um fator de escala igual a 51 e o envia para o conversor analógico/digital da mesma placa. Para aferir esta medição, larguras de pulsos predefinidas no μC foram comparadas com os valores obtidos pelo contador e por um osciloscópio TDS 210 (Tektronik, USA). Esta aferição apresentou erros inferiores a 5%.

O ensaio para estabelecer a relação entre largura de pulso e fluxo foi realizado como segue. Um programa específico foi escrito para o microcontrolador ATMEGA para gerar ciclos de variação da LP de 0 a 255u.d. (0% a 100%) no trecho ascendente e de volta a 0u.d. (trecho descendente), com passos de 1u.d. (0,39%), permanecendo três segundos em cada nível. Este sinal era então aplicado ao circuito de potência da válvula inspiratória e a válvula expiratória é mantida aberta (Figura 22).

No ensaio, foram feitos quatro ciclos completos de variação de largura de pulso. O DAS adquiriu simultaneamente os sinais de fluxo na válvula e do sinal de tensão correspondente à LP.

O fato da interface do VEMPA permitir o ajuste do fluxo inspiratório fez com que este se tornasse a variável independente desta caracterização. A histerese e a variabilidade da válvula fornecerão várias LPs para um mesmo fluxo, ou correspondentemente, vários fluxos para uma dada LP. Por questões de segurança, optou-se por ajustar um polinômio passando próximo aos fluxos mais elevados para uma dada LP (80% do fluxo máximo). Com isso, as alterações no fluxo inspiratório e as correções, quando necessárias, serão realizadas pelo controle do volume a partir de LPs menores.

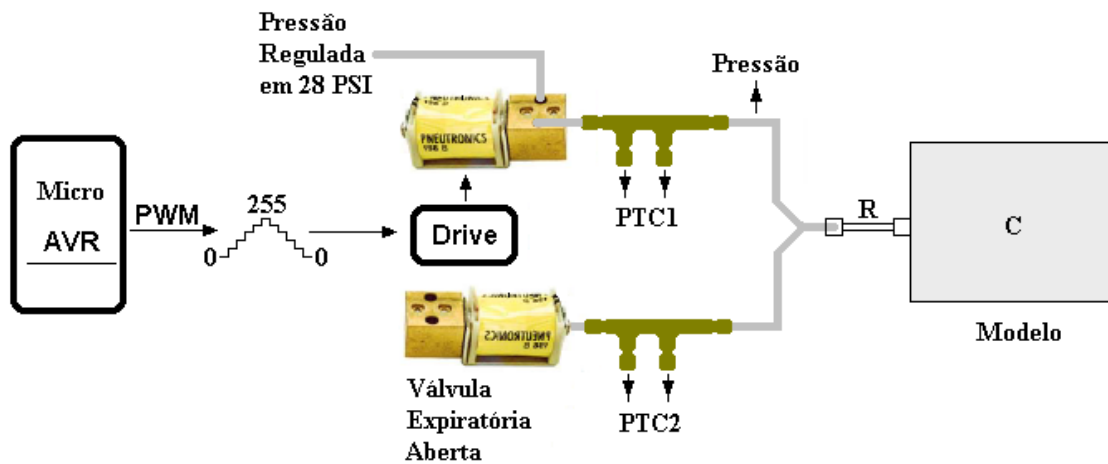


Figura 22: Montagem do ensaio da válvula inspiratória. A pressão a montante é fixada em 28 psi, o microcontrolador fornece LP variáveis que acionam a válvula inspiratória, o PTC1 e 2 são os pneumotacógrafos inspiratório e expiratório respectivamente, o modelo está de acordo com GIANNELLA-NETO *et al.* (1998), a montagem é idêntica a da utilização e o DAS adquire os sinais provenientes do MOTRAMERE embora omitido nesta Figura.

4.4 Fluxo Máximo de Admissão

A fim de observar a influência da pressão a montante na resposta da válvula inspiratória (fluxo máximo de admissão), o mesmo ensaio descrito anteriormente foi realizado com pressões de 20 e 36 psi, valores que representam uma variação de $\pm 30\%$ do valor utilizado (28 psi).

4.5 Caracterização da Válvula Expiratória

A caracterização da válvula expiratória visou determinar seus atrasos nos acionamentos e sua resistência ao fluxo expiratório quando aberta.

Para caracterizar essa válvula, ela foi acoplada a uma pressão de rede apenas suficiente para a geração de fluxo mensurável sem que, quando fechada, a pressão interna da mesma ultrapassasse o limite do transdutor (70 cmH₂O). Uma degrau de tensão (0 e 5 V) é aplicado na válvula permanecendo um período de 1 s em cada nível, sendo o fluxo e a pressão medidos pelo DAS com frequência de amostragem de 1000 Hz, durante 20 s (Figura 23).

A resistência ao fluxo expiratório foi calculada dividindo-se o valor de pressão a montante pelo de fluxo medido após 125 ms das transições de 5 para 0 V, um valor médio foi calculado para a resistência. O tempo de acionamento será a diferença temporal entre a transição da tensão para 5 V e o encontro da pressão e do fluxo (o fluxo

é reduzido e a pressão sobe). No tempo de desligamento será observado o comportamento inverso da pressão e do fluxo quando a tensão mudou para 0 V.

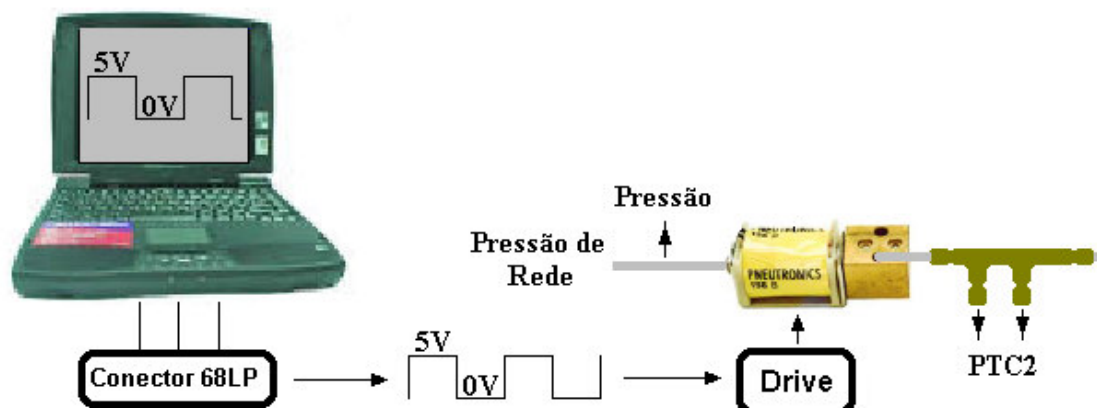


Figura 23: Montagem do ensaio da válvula expiratória. Uma pressão a montante o suficiente para gerar pressão e fluxo mensurável é ajustada, um degrau de tensão aciona a válvula expiratória, PTC2 é o pneumotacógrafo expiratório e o DAS adquire os sinais provenientes do MOTRAMERE embora omitido nesta Figura.

4.6 Ajuste do Ganho do Controlador do Volume Corrente

Experimentos com os modelos (Mn e Mro) foram realizados no VEMPA a fim de ajustar o ganho do controlador do volume. Os sinais de fluxo e pressão foram medidos pelo DAS. O VEMPA foi ajustado nas seqüências de valores apresentados na Tabela 9. Conectou-se primeiro o Mn e em seguida o Mro. O tempo de permanência em cada ponto da seqüência variava de 10 a 20 segundos. A resposta do controlador foi observada e avaliada de acordo com as especificações desejadas na seção 3.6.11. Quando as especificações não eram satisfeitas, o valor do ganho era alterado e o ensaio reiniciado a partir da seqüência 1.

Tabela 9: Valores utilizados para ajustar o ganho do controlador do volume.

Seqüência	Freqüência Respiratória (rpm)	Volume (ml)	Fluxo (ml/s)	PEEP (cmH ₂ O)
1	60	2	5	0
2	60	3	6	0
3	60	4	8	0
4	60	5	10	0
5	60	4	8	0
6	60	3	6	0
7	60	2	5	0

4.7 Ajuste dos Ganhos do Controlador da PEEP

Os experimentos para os ganhos do controlador PI foram similares aos utilizados no controlador do volume. As seqüências e os valores utilizados estão na Tabela 10, o tempo de permanência em cada seqüência variava de 10 a 20 segundos. Nota-se que nas seqüências de 4 para 5 e de 5 para 6 a variação da PEEP é maior com o intuito de simular uma mudança abrupta.

Tabela 10: Valores utilizados para ajustar o ganho do controlador da PEEP.

Seqüências	Frequência Respiratória (rpm)	Volume (ml)	Fluxo (ml/s)	PEEP (cmH ₂ O)
1	60	2	5	0
2	60	2	5	5
3	60	2	5	10
4	60	2	5	15
5	60	2	5	5
6	60	2	5	15

4.8 Validação dos polinômios

As validações dos polinômios inspiratório e expiratório tornam-se necessárias, pois, as estimações de fluxos/volumes são indispensáveis para o controle do ventilador.

Os sinais de fluxo e pressão foram medidos e gravados pelo DAS. O sinal de fluxo foi avaliado pelo MECANICA, adotado como “padrão ouro”. O volume foi calculado pelo método do *reset*, que integra o sinal de fluxo zerando-o no início de cada inspiração.

A validação ocorreu ventilando-se o modelo Mro de acordo com a Tabela 11. Os valores dos volumes calculados pelo μC e armazenados pela interface com o usuário foram comparados com os volumes calculados pelo MECANICA.

4.9 Ensaio do Controlador de Volume Corrente

Uma vez encontrado e adotado o ganho para atender as especificações do controlador do volume (item 3.6.11), o desempenho do mesmo foi verificado ajustando-se no VEMPA os valores e a seqüência da Tabela 11, cada seqüência tinha uma duração de aproximadamente 20 segundos. Este ensaio foi realizado em ambos os modelos (Mn e Mro). Nota-se que na seqüência de 5 para 6 no Mro o volume muda de 4 para 2 ml, a

fim de simular uma mudança abrupta.

Tabela 11: Valores utilizados para verificar o controle do volume.

Seqüências	Frequência Respiratória (rpm)	Volume	Fluxo	Volume	Fluxo	PEEP (cmH ₂ O)
		(ml)	(ml/s)	(ml)	(ml/s)	
		Mn		Mro		
1	60	2	5	2	5	0
2	60	3	6	3	6	0
3	60	4	8	4	8	0
4	60	5	10	5	10	0
5	60	4	8	4	8	0
6	60	3	6	2	5	0
7	60	2	5	-	-	0

4.10 Ensaio do Controlador da PEEP

O desempenho do controlador da PEEP foi verificado ajustando-se as seqüências e os valores da Tabela 12 no VEMPA conectado aos modelos Mn e Mro em momentos distintos, as seqüências tiveram uma duração entre 20 e 30 segundos.

Tabela 12: Valores utilizados para verificar o controle da PEEP.

Seqüências	Frequência Respiratória (rpm)	Volume (ml)	Fluxo (ml/s)	PEEP (cmH ₂ O)
1	60	3	6	0
2	60	3	6	5
3	60	3	6	10
4	60	3	6	15
5	60	3	6	10
6	60	3	6	5
7	60	3	6	0

4.11 Ensaio dos Controladores do Volume Corrente e da PEEP

Como o funcionamento do ventilador engloba os controladores de volume e PEEP atuando simultaneamente, uma verificação do comportamento do ventilador nestas condições foi realizada. Neste ensaio, o VEMPA foi ajustado de acordo com a Tabela 13 e conectado aos modelos Mn e Mro em momentos distintos, as seqüências neste

ensaio também tiveram uma duração entre 20 e 30 segundos.

Tabela 13: Valores utilizados para verificar os controles de volume e PEEP

Seqüência	Frequência Respiratória (rpm)	Volume (ml)	Fluxo (ml/s)	PEEP cmH₂O
1	60	2	5	0
2	60	2	5	5
3	60	2	5	10
4	60	3	6	10
5	60	4	8	10
6	60	5	10	10
7	60	4	8	10
8	60	3	6	10
9	60	2	5	10
10	60	2	5	5
11	60	2	5	0

4.12 Ensaio piloto no animal

Um rato Wistar, pesando 300 gramas, foi anestesiado com pentobarbital sódico 3% (75 mg/kg), traqueostomizado, posicionado em decúbito dorsal e ventilado com o VEMPA. O rato foi intubado com uma agulha hipodérmica de 1,92 mm de diâmetro. O espaço morto instrumental foi considerado como o volume a partir do intermediário Y do circuito respiratório (aproximadamente 5% do volume corrente de um rato).

Foram realizadas duas titulações manuais com a PEEP iniciando em 12 até 0 cmH₂O, com redução de 2 cmH₂O em cada patamar, por 3 minutos cada, num protocolo similar ao apresentado por RONCALLY (2003). A primeira titulação (T1) foi realizada com um volume corrente de 10 ml/kg e 7 ml/s de fluxo, e a segunda (T2) com 7 ml/kg e 5 ml/s. Ambas ocorreram com FR de 60 rpm.

Os sinais de fluxo e pressão foram gravados pelo DAS com frequência de 200 Hz. Posteriormente os sinais gravados foram analisados pelo MECANICA utilizando o modelo linear unicompartimental da equação 10 para a estimativa dos parâmetros da mecânica ventilatória. A análise com este modelo foi escolhida devido a possibilidade da comparação com dados obtidos em outros trabalhos (RONCALLY, 2003; JANDRE *et al.*, 2004).

4.13 Outros ensaios

4.13.1 Limite de Pressão

Com o intuito de testar o sistema de segurança por limite de pressão, o VEMPA foi colocado em funcionamento no Mro com: 2 ml de VC, 60 rpm, fluxo quadrado de 5 ml/s, PEEP de 5 cmH₂O e com uma pressão limite ajustada em 30 cmH₂O. Após alguns ciclos serem realizados e a PEEP estabelecida, o limite de pressão foi alterado para 15 cmH₂O.

4.13.2 Limitador do Controle de Volume

O sistema de segurança do controle de volume foi realizado ventilando-se o Mn com: 3 ml de VC, 60 rpm, fluxo quadrado de 6 ml/s e sem PEEP. Após alguns ciclos serem realizados o Mn foi desconectado do VEMPA.

4.13.3 Limitador do Controle da PEEP

A verificação do sistema de segurança do controle da PEEP utilizou o Mn sendo ventilado com: 2 ml de VC, 60 rpm, fluxo quadrado de 5 ml/s e PEEP de 5 cmH₂O. Após a PEEP tornar-se estável, a mesma foi ajustada para 20 cmH₂O, simulando-se uma mudança abrupta.

5 Resultados

5.1 Pneumotacógrafos

Os polinômios obtidos pelos procedimentos da seção 4.2 estão apresentados nas equações 17 e 18 respectivamente.

$$\dot{V}_I(t) = (197,168 \times 10^{-4} \times v(t)) + (-36,2639 \times 10^{-4} \times v(t)^2) + (4,458 \times 10^{-4} \times v(t)^3) + (-0,202 \times 10^{-4} \times v(t)^4) \quad (17)$$

$$\dot{V}_E(t) = (186,287 \times 10^{-4} \times v(t)) + (-30,3148 \times 10^{-4} \times v(t)^2) + (4,813 \times 10^{-4} \times v(t)^3) + (-0,285 \times 10^{-4} \times v(t)^4) \quad (18)$$

onde: \dot{V}_I é o fluxo inspiratório, \dot{V}_E é o fluxo expiratório e v é o valor da tensão medida pelo MOTRAMERE no instante t .

Na curva de calibração do pneumotacógrafo inspiratório (Figura 24a) o fluxo máximo é de 51 ml/s. Para o pneumotacógrafo expiratório (Figura 24b) o fluxo máximo é de 59 ml/s.

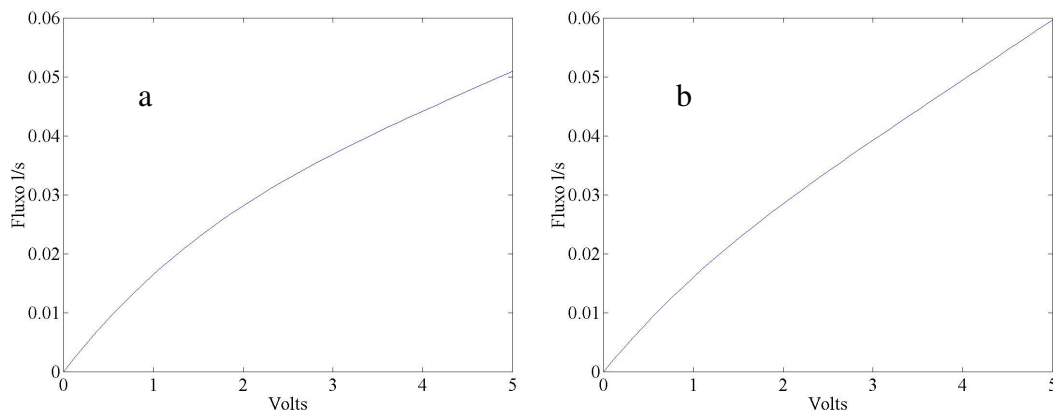


Figura 24: Curvas de calibração dos pneumotacógrafos a) inspiratório e b) expiratório.

Pode-se observar que os fluxos baixos nos pneumotacógrafos estão representados por números elevados de amostras de acordo com seus histogramas das Figuras 25a e b.

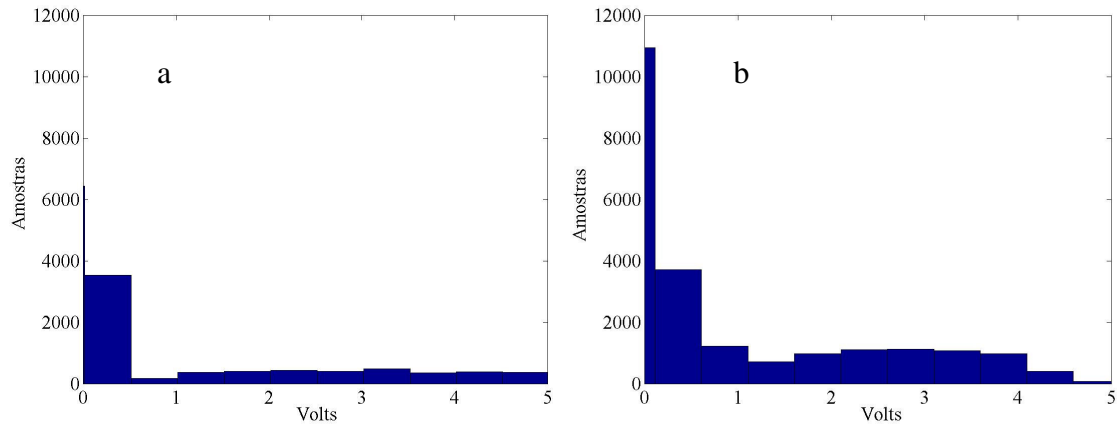


Figura 25: Histograma das amostras de fluxo dos pneumotacógrafos a) inspiratório e b) expiratório, geradas nas injeções de calibração.

As Figuras 26a e 26b apresentam os erros encontrados em cada injeção de calibração do conjunto de teste. Podemos observar que o polinômio do pneumotacógrafo inspiratório possui erros de 1,8% enquanto que o polinômio do pneumotacógrafo expiratório os erros são de 1,2%, portanto, baixos e próximos.

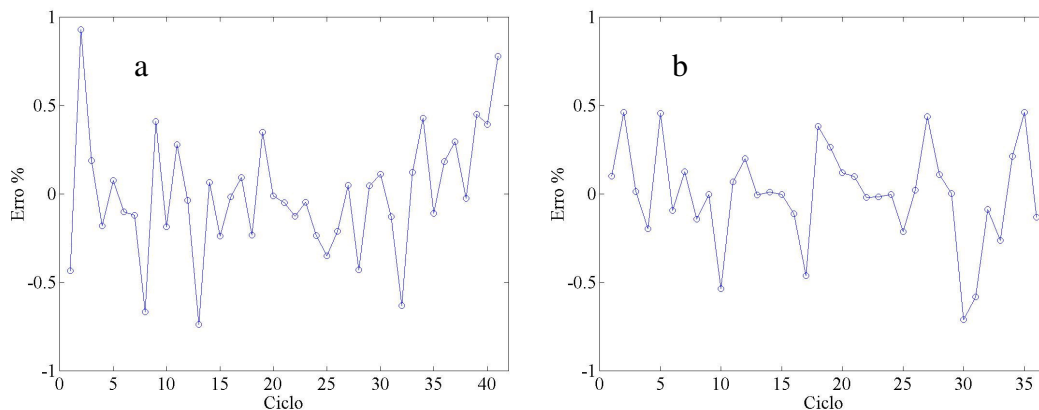


Figura 26: Erros encontrados em cada ciclo (injeção) dos pneumotacógrafos a) inspiratório e b) expiratório.

5.2 Válvula inspiratória

A caracterização da válvula inspiratória (seção 4.3) gerou o polinômio apresentado na equação 19:

$$LP = 81,5515 + (4,8294 \times \text{Fluxo}) + (-0,1116 \times \text{Fluxo}^2) + (0,0016 \times \text{Fluxo}^3) \quad (19)$$

onde: LP é a largura de pulso.

O polinômio ajustado, assim como os dados que o geraram podem ser observados na Figura 27. Nota-se que o polinômio ajustado fornecerá sempre a menor LP para um dado fluxo. O primeiro termo do polinômio é 81,5515u.d. e demonstra que a zona morta desta válvula equivale a 31,8% da sua faixa total, portanto, só a partir deste valor de LP existirá fluxo na válvula.

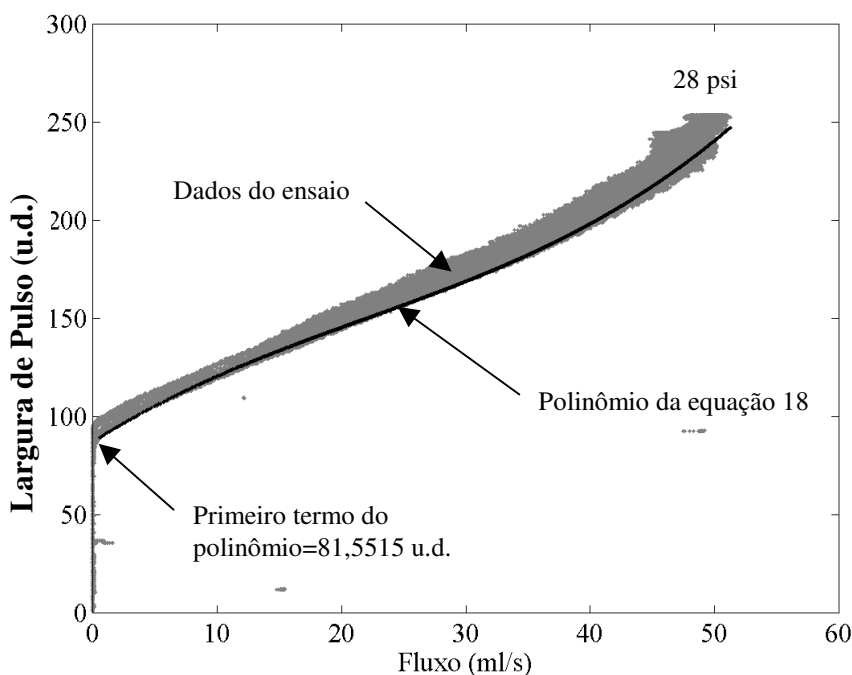


Figura 27: Comportamento da válvula inspiratória com a LP do PWM em 28 psi. Os pontos em cinza representam os fluxos durante os cinco ciclos do acionamento da válvula por LP do PWM, a linha em preto representa o polinômio ajustado aos dados dado pela equação 19. O primeiro termo do polinômio está sinalizado no gráfico e representa a zona morta da válvula, pois só existe fluxo a partir desta LP.

5.3 Fluxo de admissão

A Figura 28 apresenta a interface com o usuário quando o VEMPA está no ajuste de fluxo máximo de admissão.

Os dados da seção 4.4 estão na Figura 29. Pode-se notar que os dados adquiridos com pressões a montante diferentes da pressão empregada na caracterização nominal (28 psi) são bem distintos, cujos polinômios diferem do nominal (equação 19). Em uma situação em que um fluxo inspiratório de 30 ml/s é desejado, numa pressão a montante de 36 psi, o fluxo inspiratório fornecido seria quase 40 ml/s enquanto que em 20 psi, seria próximo de 20 ml/s. Portanto, em ambas as situações, o polinômio obtido com 28 psi torna-se inválido.

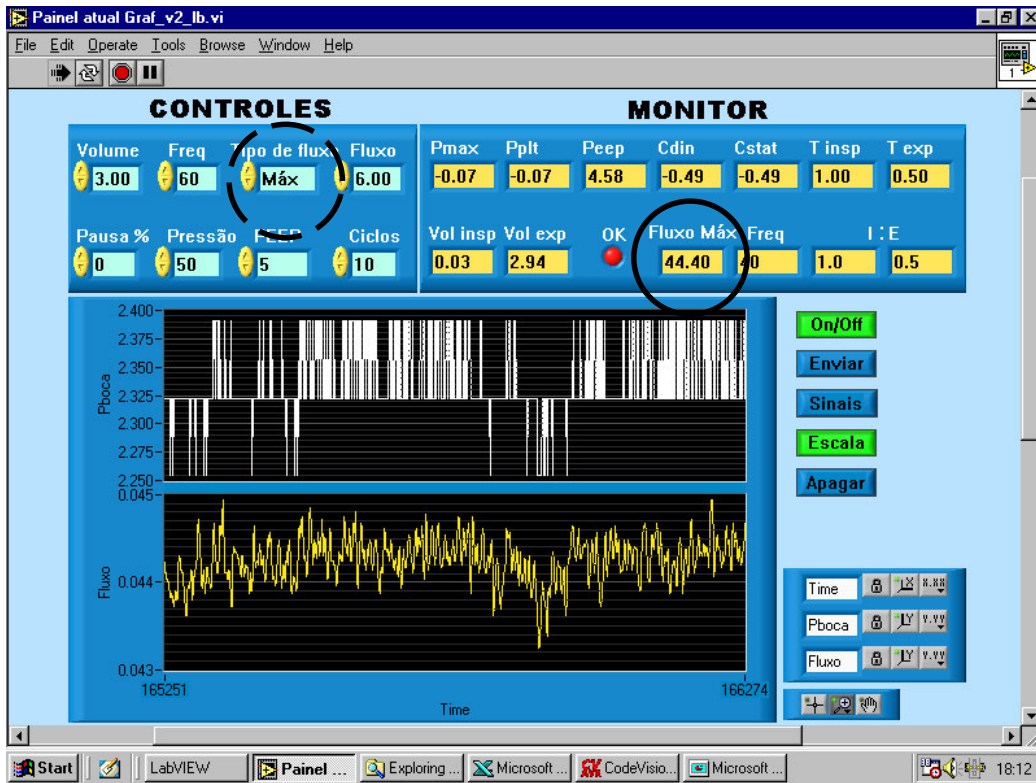


Figura 28: Painel do ventilador apresentando a medição do fluxo de admissão. O círculo tracejado indica o estado do ventilador “Máx”, o outro círculo apresenta o valor do fluxo máximo medido “44,40 ml/s”.

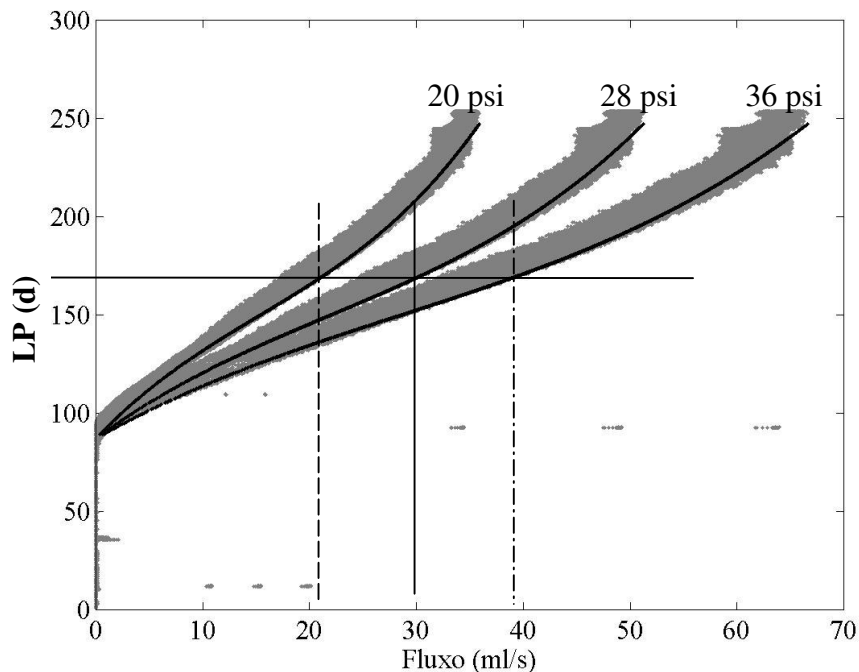


Figura 29: Influência da pressão de admissão na resposta da válvula inspiratória. Os pontos em cinza representam os fluxos durante os ciclos de acionamento da válvula por LP do PWM, as linhas em preto representam polinômios ajustados aos respectivos dados. Observa-se que para a pressão de 28 psi a LP de 167u.d. fornece um fluxo de 30 ml/s (linha vertical cheia), quando na pressão de 20 psi esta LP fornece mais que 20 ml/s (linha vertical tracejada) e em 36 psi menos de 40 ml/s (linha vertical ponto-traço).

5.4 Válvula expiratória

Os ciclos de ensaio descritos na seção 4.5 estão representados pela Figura 30. Os atrasos de acionamento da válvula ficaram em torno de 19 ms, enquanto que os atrasos de desligamento foram de 25 ms. A resistência ao fluxo expiratório teve valor médio de 0,13 cmH₂O ml/s, quase a metade da resistência do sistema respiratório de um rato sadio que é 0,25 cmH₂O ml/s. Na Figura 30 observa-se também uma queda de quase 30% no valor de fluxo enquanto a pressão é mantida constante durante a abertura da válvula.

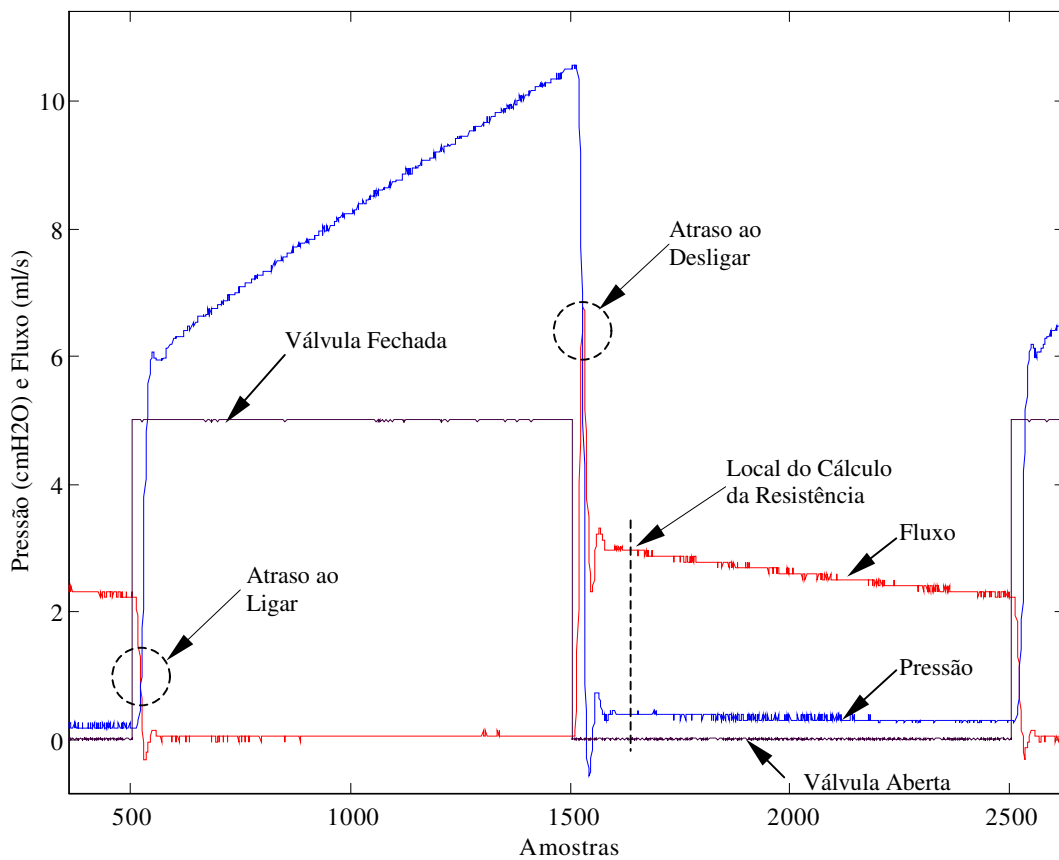


Figura 30: Comportamento da válvula expiratória com um degrau de tensão (de 5 a 0 V), os sinais de fluxo e pressão foram adquiridos com frequência de amostragem de 1000 Hz. A linha vertical tracejada dista 125 ms da transição de 5 para 0 V e indica os pontos tomados para o cálculo da resistência da válvula. Os círculos tracejados representam o momento do encontro dos sinais de pressão e fluxo utilizados para a obtenção dos atrasos.

5.5 Ganhos do Controle do Volume

O ganho do controlador de volume descrito na seção 4.6 foi de 3,15.

5.6 Ganhos do Controle da PEEP

Na seção 4.7 os ganhos obtidos para o Mn e para o Mro foram diferentes, portanto valores intermediários que atendessem o especificado na seção 2.6.12 foram adotados. Os valores adotados para os ganhos do controlador da PEEP foram: ganho proporcional de 300 e ganho integral de 50.

5.7 Validação dos polinômios

As Figuras 31 e 32 apresentam a comparação entre os volumes inspiratórios e expiratórios medidos pelo VEMPA e pelo MECANICA provenientes da seção 4.8. Pode-se observar que a regressão linear resultou próxima à identidade.

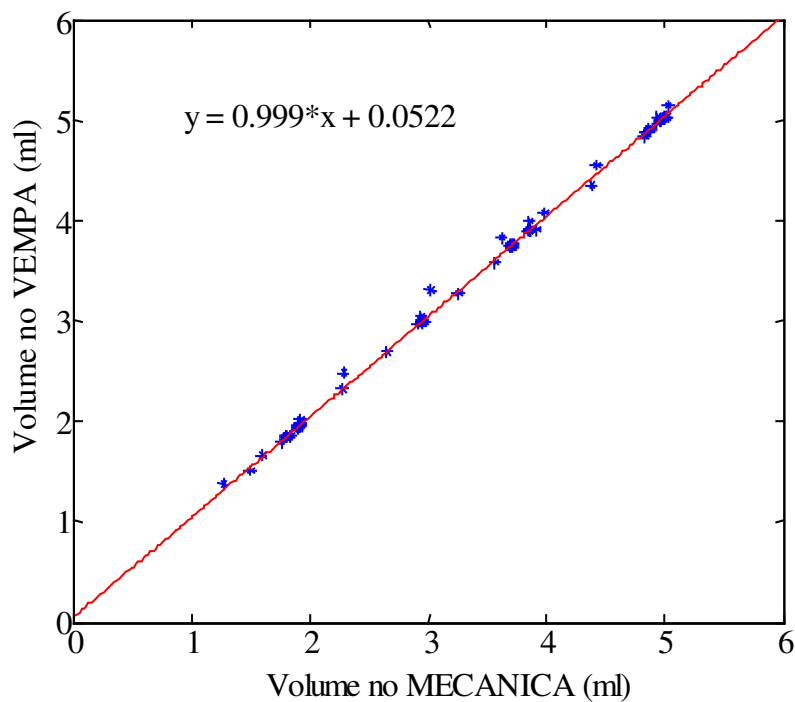


Figura 31: Dados do ensaio 4.8. Comparação entre o volume inspiratório medido pelo VEMPA e pelo MECANICA no Mro.

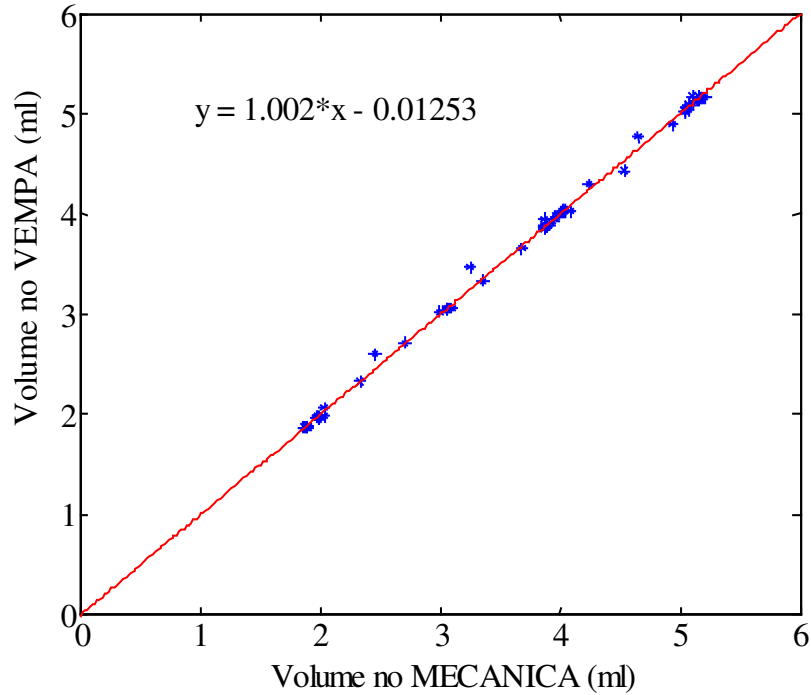


Figura 32: Dados do ensaio 4.8. Comparação entre o volume expiratório medido pelo VEMPA e pelo MECANICA no Mro.

5.8 Controle do Volume

As Figuras 33 e 34 apresentam os volumes medidos nos ensaios do item 4.9 com os modelos Mn e Mro respectivamente. Podemos observar que os resultados satisfazem aos critérios estipulados na seção 3.6.11, com tempo de subida em 4 (quatro) ciclos, não ocorrência de *overshoot* nem *undershoot* e tolerância respeitada. No entanto, note-se a evidente discrepância entre os resultados nos degraus de 4 ml antes e depois do degrau de 5 ml, no Mn. Em ambos os casos, por estarem dentro da tolerância, o controle de volume foi desligado.

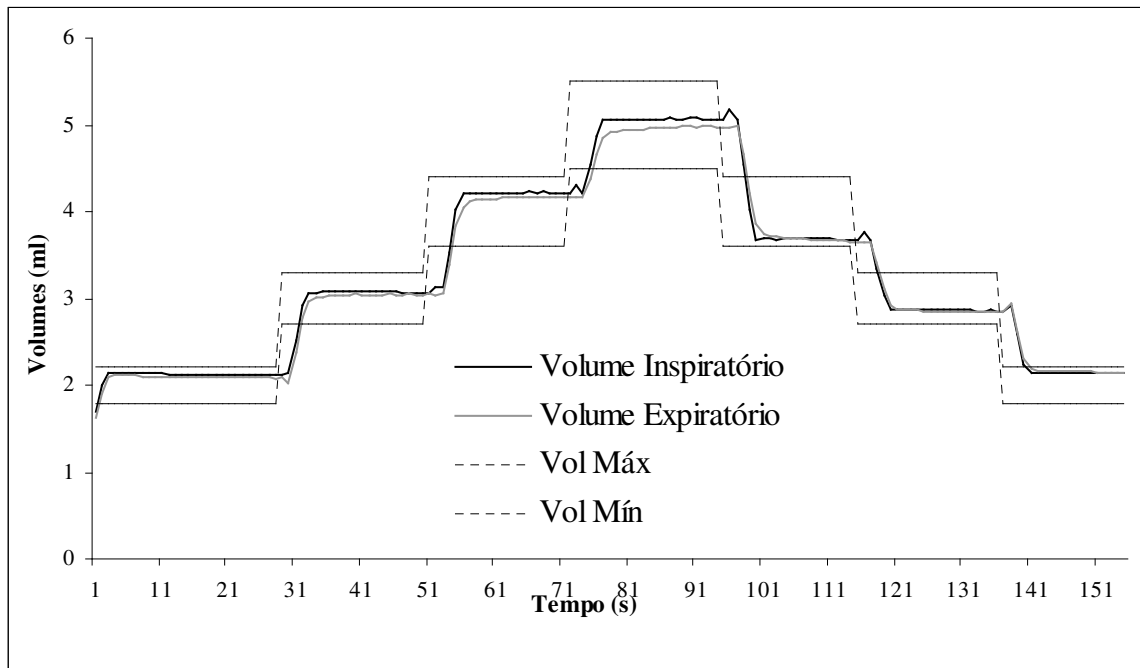


Figura 33: Ensaio 3.8. Comportamento do controle do volume no Mn. Durante e após as transições de volumes os mesmos permaneceram dentro da tolerância de $\pm 10\%$.

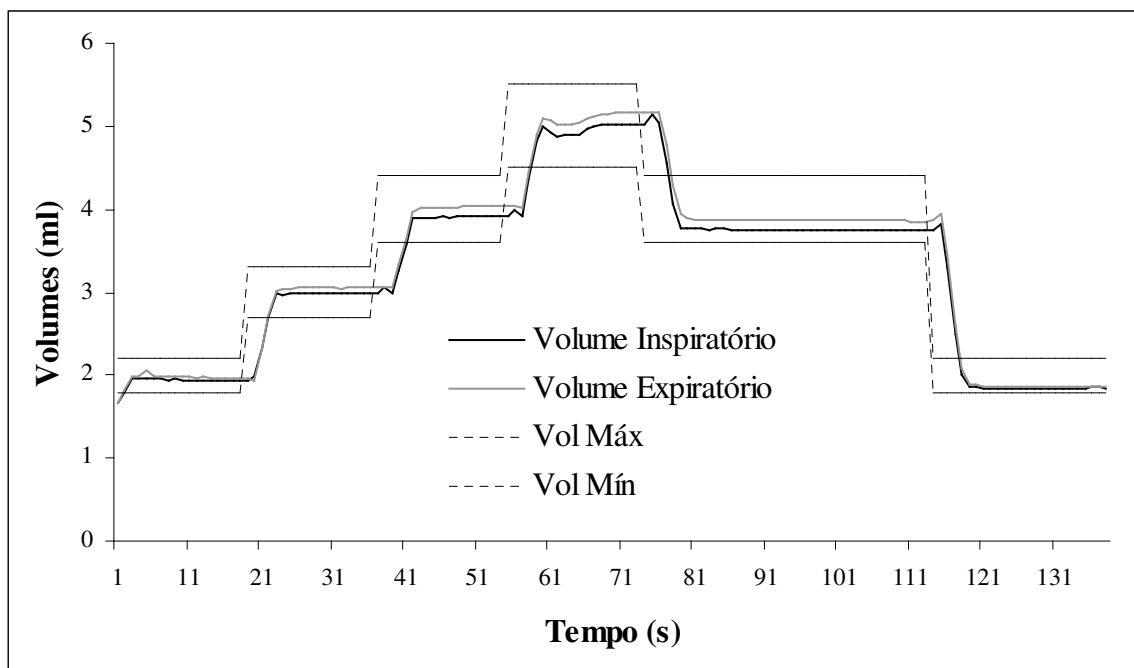


Figura 34: Ensaio 3.8. Comportamento do controle do volume no Mro. Durante e após as transições de volumes os mesmos permaneceram dentro da tolerância de $\pm 10\%$.

5.9 Controle da PEEP

O item 4.10 relacionado ao controle da PEEP forneceu os resultados das Figuras 35 e 36 nos modelos Mn e Mro respectivamente. Na primeira transição da PEEP é observado *overshoot* de 24% no Mn e de 39% no Mro. Na quinta transição da PEEP, *overshoots* de 20 e 35% são vistos nos modelos Mn e Mro respectivamente. Nas demais transições da PEEP, todos os critérios do item 3.6.12 foram respeitados. Nota-se que no Mro as variações de volumes durante as transições da PEEP são menos frequentes. Os resultados reforçam a hipótese de *overshoots* nos volumes quando a PEEP aumenta e de *undershoots* quando a PEEP diminui (item 3.6.13). Somente os *overshoots* e *undershoots* que ultrapassaram $\pm 20\%$ do valor desejado estão destacados nos gráficos com seus valores numéricos, pois, ultrapassam os limites pré-especificados na seção 3.6.12.

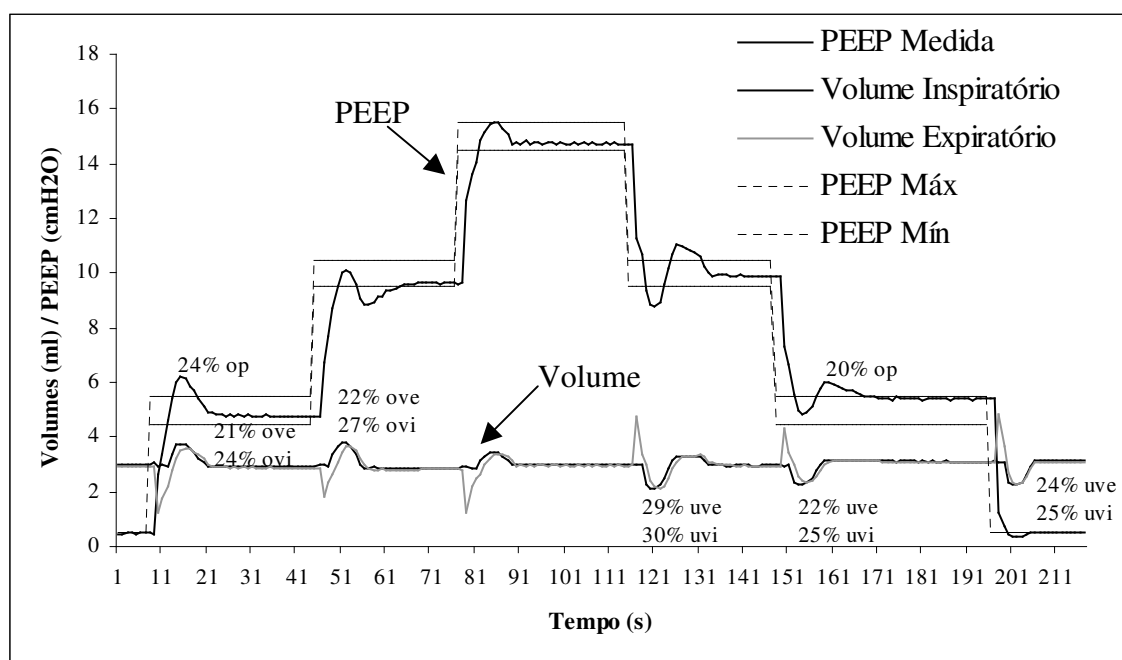


Figura 35: Comportamento do controle da PEEP no Mn. Tempo de subida: 15 ciclos; ove: *overshoot* no volume expirado; ovi: *overshoot* no volume inspirado; uve: *undershoot* no volume expirado; uvi: *undershoot* no volume inspirado; op: *overshoot* na PEEP. Somente os *overshoots* e *undershoots* que ultrapassaram $\pm 20\%$ do valor desejado estão apresentados no gráfico.

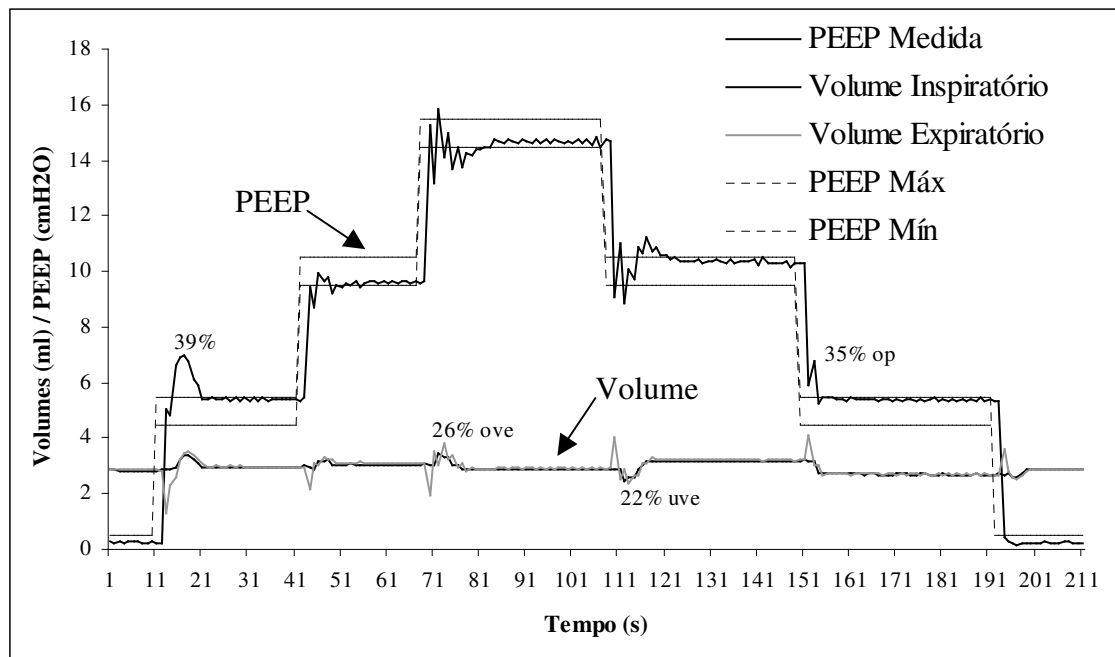


Figura 36: Comportamento do controle da PEEP no Mro. Tempo de subida: 10 ciclos; ove: *overshoot* no volume expirado; ovi: *overshoot* no volume inspirado; uve: *undershoot* no volume expirado; uvi: *undershoot* no volume inspirado; op: *overshoot* na PEEP. Somente os *overshoots* e *undershoots* que ultrapassaram $\pm 20\%$ do valor desejado estão apresentados no gráfico.

5.10 Controle do Volume e da PEEP

Quanto ao item 4.11 sobre os controles operando simultaneamente, nota-se que no Mn ocorreram dois *overshoots* na PEEP (ciclos 83 e 110 da Figura 37) enquanto que no Mro tanto *overshoot* quanto *undershoot* estão presentes na PEEP (ciclos 109, 191, 222 e 257 da Figura 38). *Overshoots* e *undershoots* nos volumes se tornam mais presentes nos baixos volumes em ambos os modelos. Nota-se que no Mro na transição do volume de 2 para 3 ml e de 4 para 5 ml a PEEP apresentou certa instabilidade (círculos da Figura 38), o que assintoticamente foi corrigido. Nas demais transições de volume e PEEP os critérios dos itens 3.6.11 e 3.6.12 foram respeitados.

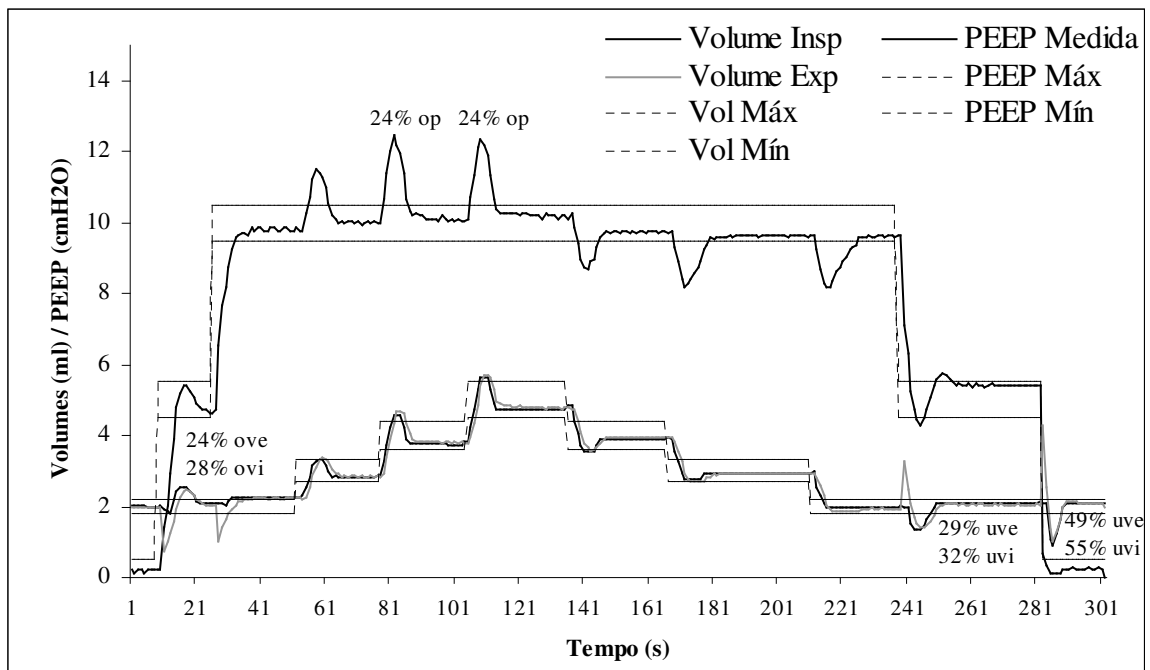


Figura 37: Comportamento do controle da PEEP no Mn. Tempo de subida: 15 ciclos; ove: overshoot no volume expirado; ovi: overshoot no volume inspirado; uve: undershoot no volume expirado; uvi: undershoot no volume inspirado; op: overshoot na PEEP; up: undershoot na PEEP. Somente os overshoots e undershoots que ultrapassaram $\pm 20\%$ do valor desejado estão apresentados no gráfico.

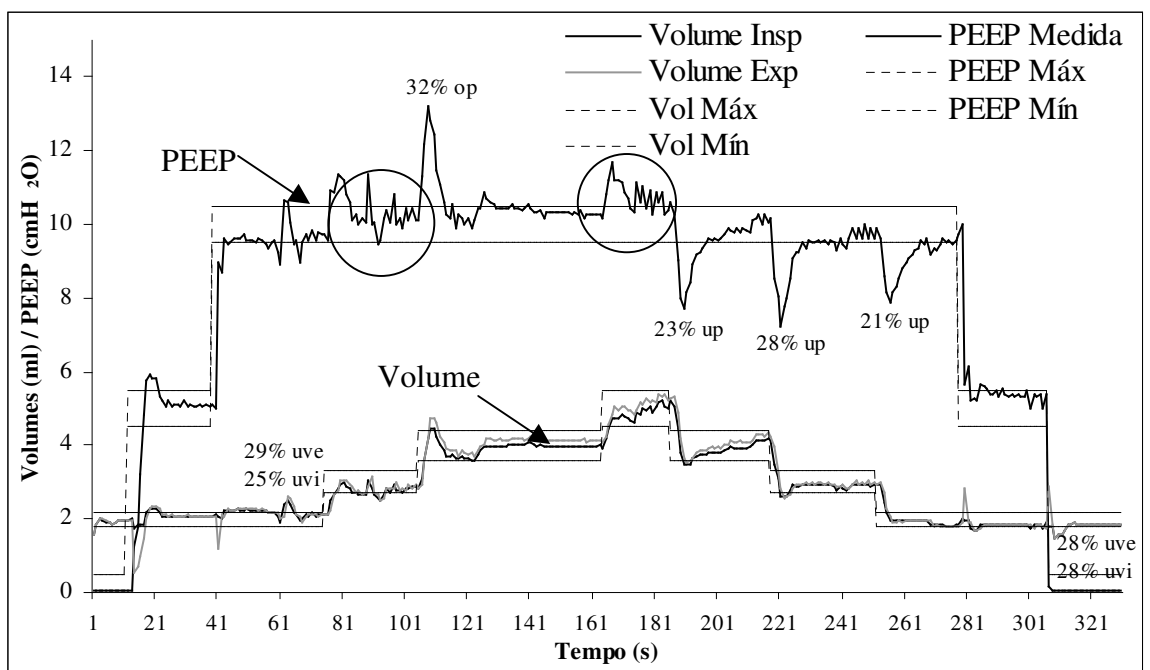


Figura 38: Comportamento do controle da PEEP no Mro. Tempo de subida: 10 ciclos; ove: overshoot no volume expirado; ovi: overshoot no volume inspirado; uve: undershoot no volume expirado; uvi: undershoot no volume inspirado; op: overshoot na PEEP; up: undershoot na PEEP. Somente os overshoots e undershoots que ultrapassaram $\pm 20\%$ do valor desejado estão apresentados no gráfico. Os círculos demarcam regiões de instabilidade das PEEPs devido as transições de volumes, o que foi corrigido após alguns ciclos.

5.11 Ensaio no animal

As figuras a seguir representam trechos durante o ensaio piloto no animal (item 4.12) durante a ventilação com 7 ml/kg e após o procedimento de titulação descrito adiante. Os sinais de pressão de boca e fluxo armazenados pelo DAS estão apresentados no MECANIA que complementou os dados com o cálculo do volume.

A Figura 39 apresenta os dados do VEMPA ventilando com: VC de 2 ml, fluxo quadrado de 5 ml/s e 60 rpm. Pode-se observar que o VC, a FR e o TI estão coerentes com os valores ajustados.

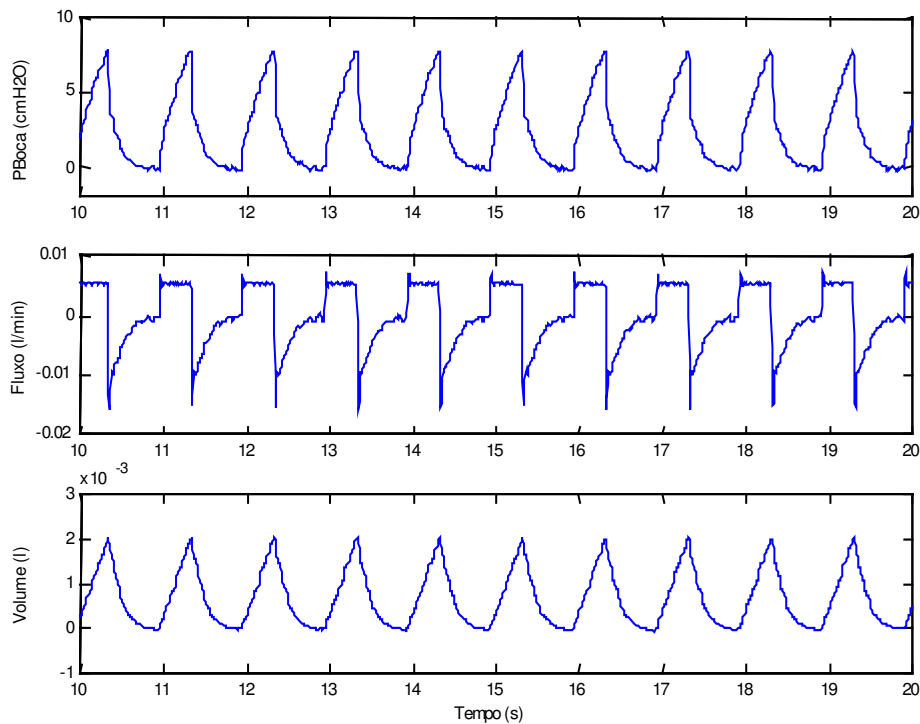


Figura 39: Trecho do ensaio piloto no animal ventilado com 2ml, fluxo quadrado de 5ml/s e 60 rpm.

Na Figura 40 temos agora os sinais provenientes de uma ventilação com: VC de 2 ml, fluxo auto-ajustável e quadrado, 60 rpm e TP de 40% do Ti. Pode-se observar que ao ajustar o TP este é descontado de TI diminuindo-o, necessitando elevar o fluxo inspiratório para a manutenção do VC, o que aconteceu automática e satisfatoriamente. A Fr e o VC permaneceram inalterados. O TP pode ser observado no gráfico de fluxo no tempo quando o fluxo permanece zero após a inspiração (círculo da Figura 40).

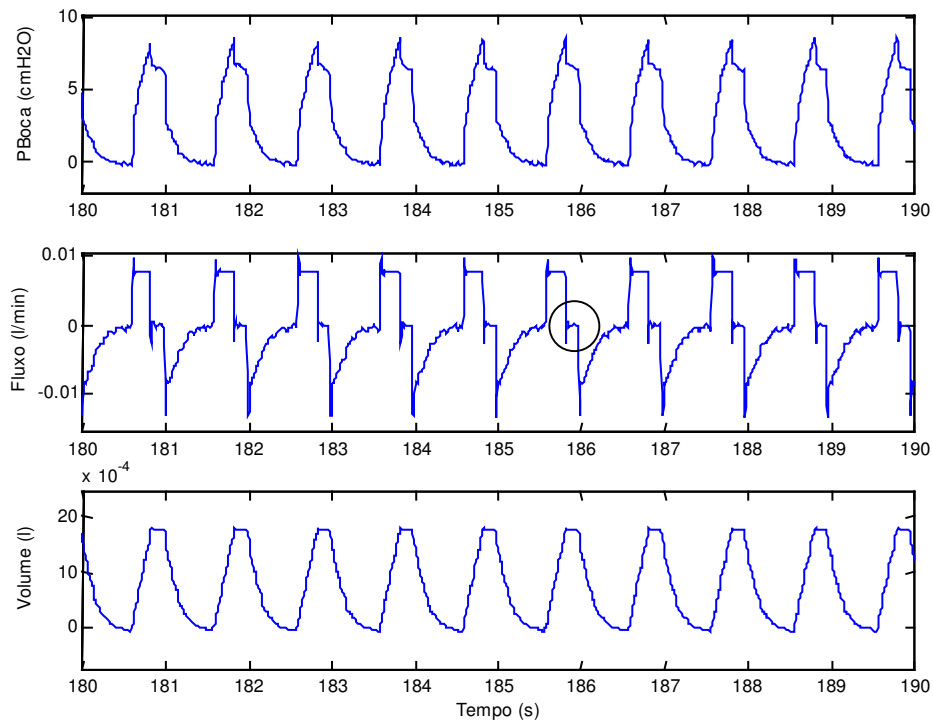


Figura 40: Trecho do ensaio piloto no animal ventilado com VC de 2 ml, 60 rpm, fluxo auto ajustável e quadrado e TP de 40 %. A TP pode ser observada no gráfico de fluxo no tempo (círculo).

Na Figura 41 temos os dados provenientes da ventilação do animal com os valores em: 2 ml de VC, fluxo auto ajustável e quadrado, 60 rpm, TP de 40% do TI e PEEP de 5 cmH₂O. Nesta figura podemos observar que a expiração é interrompida pelo fechamento da válvula expiratória quando a pressão de boca se tornará a PEEP (retângulo na Figura 41). No gráfico de pressão no tempo a PEEP de 5 cmH₂O é atingida assintoticamente após o fechamento da válvula expiratória (círculo da Figura 41).

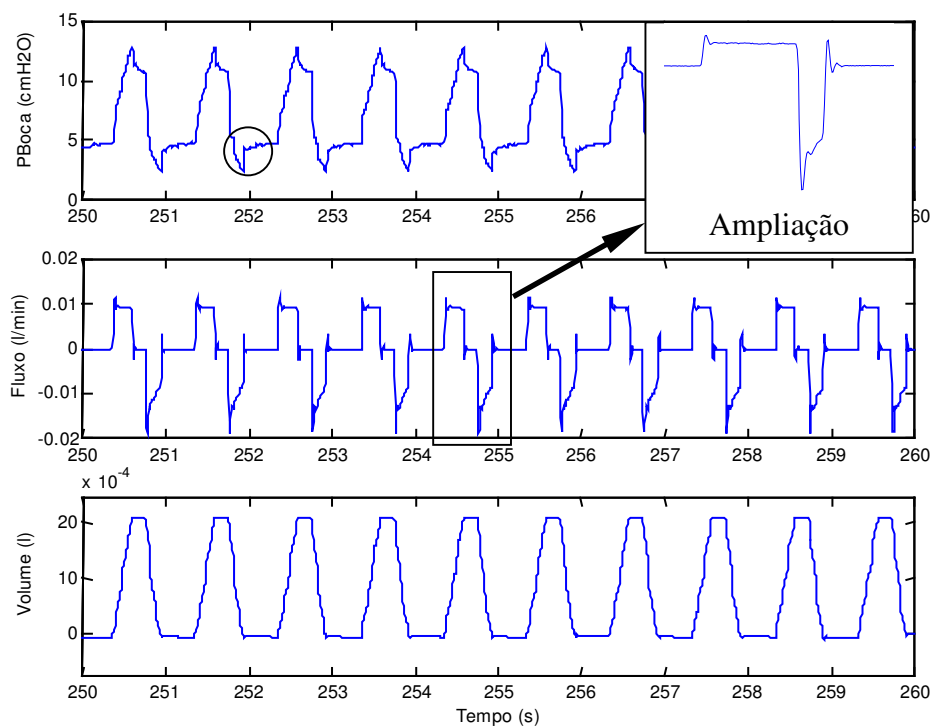


Figura 41: Trecho do ensaio piloto no animal ventilado com 2ml de VC, 60 rpm, fluxo auto ajustável e quadrado, TP de 40 % e PEEP de 5 cmH₂O. O retângulo evidencia a interrupção da expiração gerando a PEEP e também um aspecto oscilatório nas transições (“ringing”) que pode ser melhor observado na ampliação indicada pela seta.

Na Figura 42 temos o VEMPA ventilando com: VC de 2 ml, fluxo descendente de 10 ml/s e 40 rpm. O fluxo inspiratório fornecido passou de 5 para 10 ml/s devido a sua forma descendente. Isto tem como objetivo manter o VC devido a relação das áreas que passa de retângular para triângular. O VC alcançou o valor desejado. Quando o fluxo não ajustado corretamente pelo operador, isto será gradativamente feito pelo controlador de VC. Nota-se que o fluxo inicialmente elevado implica na maximização da parcela resistiva P_{RES} (seta Figura 42) e em platôs que podem ser observados aos finais das inspirações devido ao fluxo baixo neste período (círculo na Figura 42). É possível notar também ruídos cardiogênicos do animal nos finais das expirações (retângulo na Figura 42).

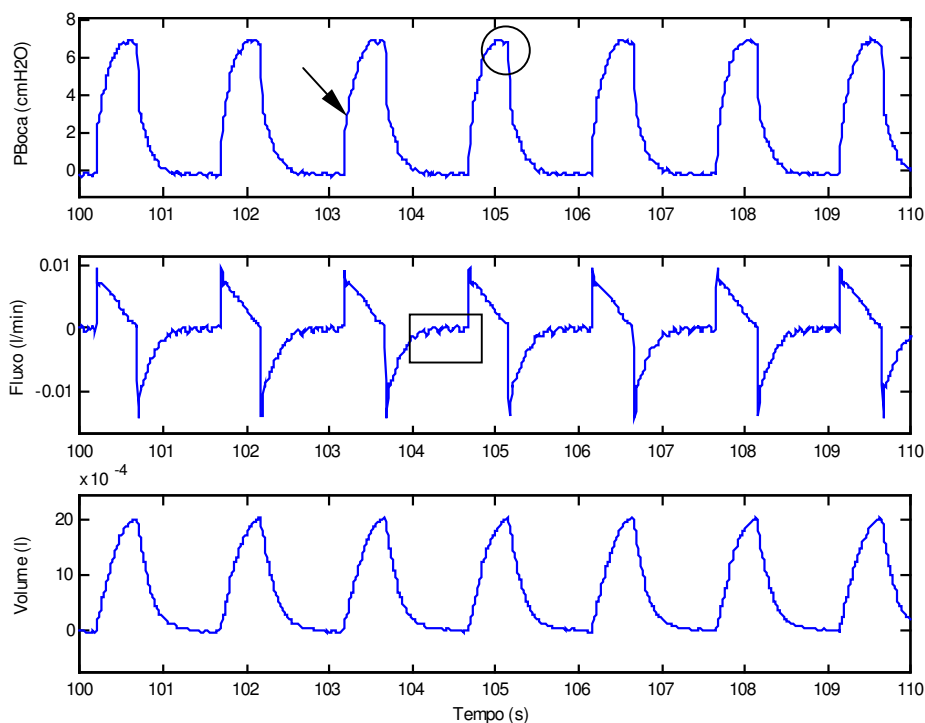


Figura 42: Trecho do ensaio piloto no animal ventilado com 2ml de VC, 40 rpm e fluxo descendente de 10 ml/s. A seta representa a parcela resistiva. O platô na pressão é devido ao baixo fluxo no final da inspiração (círculo). Ruídos cardiogênicos do animal podem ser observados no gráfico de fluxo no tempo (retângulo).

A Figura 43 apresenta o VEMPA durante uma transição da PEEP de 8 para 6 cmH₂O durante a segunda titulação (T2 com 7 ml/kg). Pode-se observar que a transição foi realizada de maneira suave e assintoticamente a PEEP foi atingida, a oscilação foi pequena. Quanto aos volumes, na transição observa-se um aumento do volume expiratório (círculo da Figura 43) o que já era esperado, o volume inspiratório teve uma pequena variação mais ainda assim ficou dentro da tolerância.

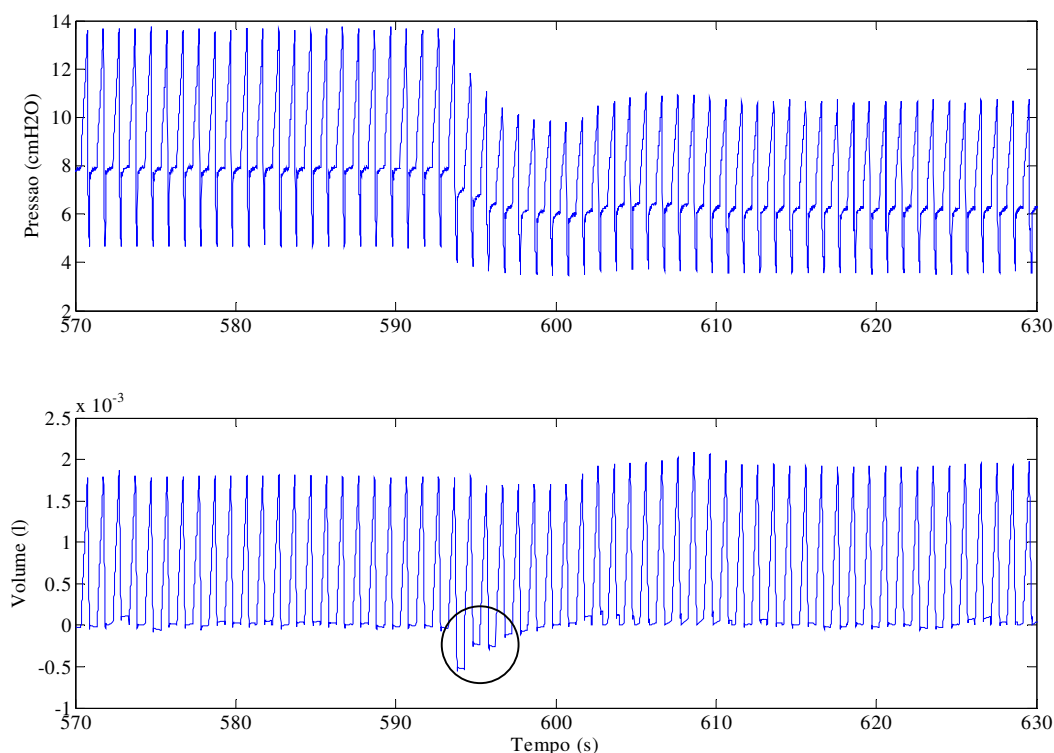


Figura 43: Trecho da T2 com 7 ml/kg, 60 rpm e fluxo quadrado de 5 ml/s com PEEP variando de 8 para 6 cmH₂O. A PEEP foi atingida suave e corretamente. O volume expiratório teve seu valor aumentado na transição da PEEP mas foi corrigido em três ciclos (círculo).

As Figuras 44 e 45 apresentam as titulações realizadas durante o ensaio piloto no animal, onde pode-se observar os valores da E_{SR} em função da PEEP. Um polinômio de segundo grau parece ajustar-se aos dados embora não realizado.

Durante a primeira titulação (T1 com 10 ml/kg) a PEEP ideal ficou em torno de 4 cmH₂O quando a mínima E_{SR} era de aproximadamente 1,8 cmH₂O/ml (Figura 44).

Na segunda titulação (T2 com 7 ml/kg) os valores da PEEP ideal e da mínima E_{SR} foram similares aos de T1. Nota-se o efeito do VC para uma mesma PEEP de 8 cmH₂O. Na T1 a E_{SR} (3,8 cmH₂O/ml) é maior que na T2 (2,4 cmH₂O/ml) devido ao VC de 10 ml/kg ajustado na T1. Outra observação importante é devida ao comportamento da E_{SR}

nas PEEPs acima de 10 cmH₂O, na T2 a E_{SR} apresentou pequenas variações, já a T1 mostrou-se mais susceptível a isto provavelmente pela variação da PEEP no maior VC (retângulo da Figura 44).

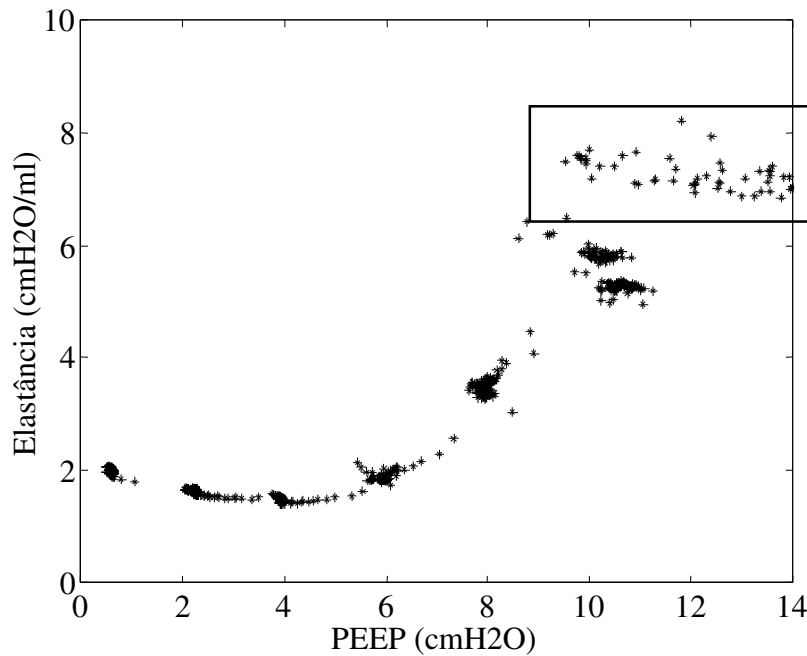


Figura 44: T1, titulação realizada com 10 ml/kg. Nota-se que a mínima E_{RS} ocorreu entre 2 e 6 cmH₂O. Os dados da E_{SR} em função da PEEP parecem ajustar-se a um polinômio de segundo grau. Quando a PEEP é maior que 10 cmH₂O uma variação de E_{SR} ocorre devido a instabilidade da PEEP quando em VC elevado.

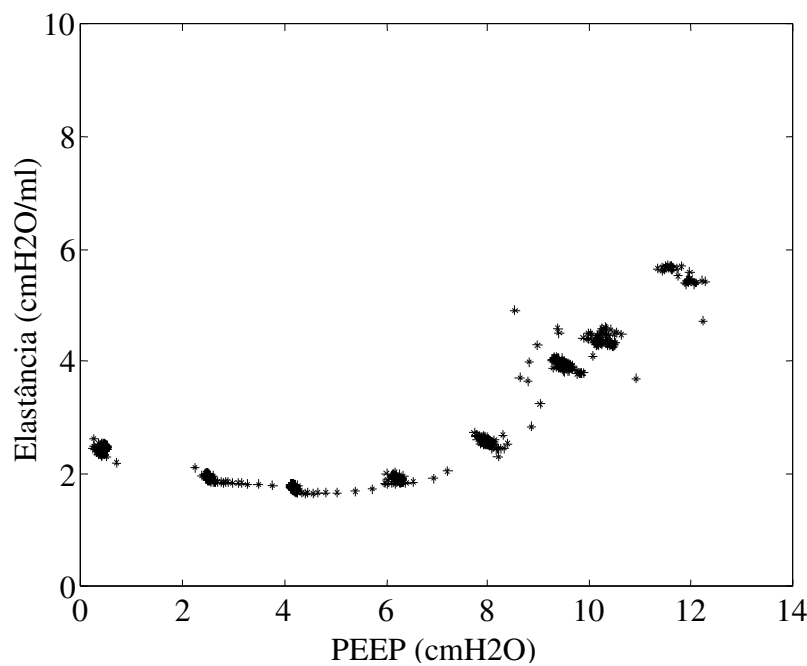


Figura 45: T2, titulação realizada com 7 ml/kg. Nota-se que a mínima E_{RS} ocorreu entre 2 e 6 cmH₂O. Os dados da E_{SR} em função da PEEP parecem ajustar-se a um polinômio de segundo grau.

5.12 Sistemas de Segurança

5.12.1 Limite de Pressão

A Figura 46 apresenta o painel do ventilador quando o sistema de segurança por limite de pressão é acionado (de acordo com o item 4.13.1), a pressão de 15 cmH₂O passa a ser respeitada (seta na Figura 46). A **P_{máx}** fica em 15,04 cmH₂O, o volume desejado de 2 ml se limita a 1,57 ml e a PEEP é mantida (**Peep**=4,99 cmH₂O).

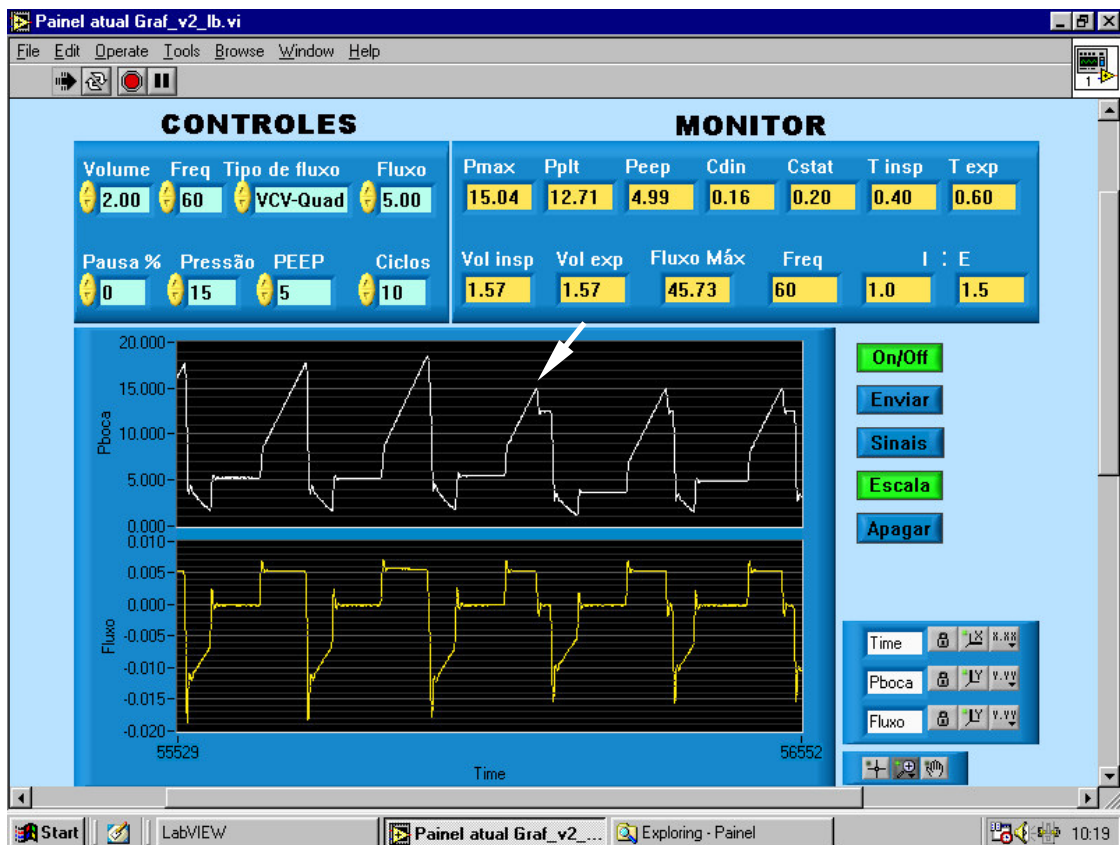


Figura 46: Painel do ventilador apresentando a condição de “Limitada a Pressão”. **P_{máx}** de 15,04 cmH₂O, **Vol exp** de 1,57 ml e **Peep** de 4,99 cmH₂O.

5.12.2 Limitador do Controle de Volume

O sistema de segurança do controle de volume em funcionamento (item 4.13.2) é apresentado na Figura 47, uma desconexão ocorre e a equação 12 deixa de ser satisfeita, o controlador então é desligado e o fluxo permanece 6 ml/s (círculo na Figura 47).

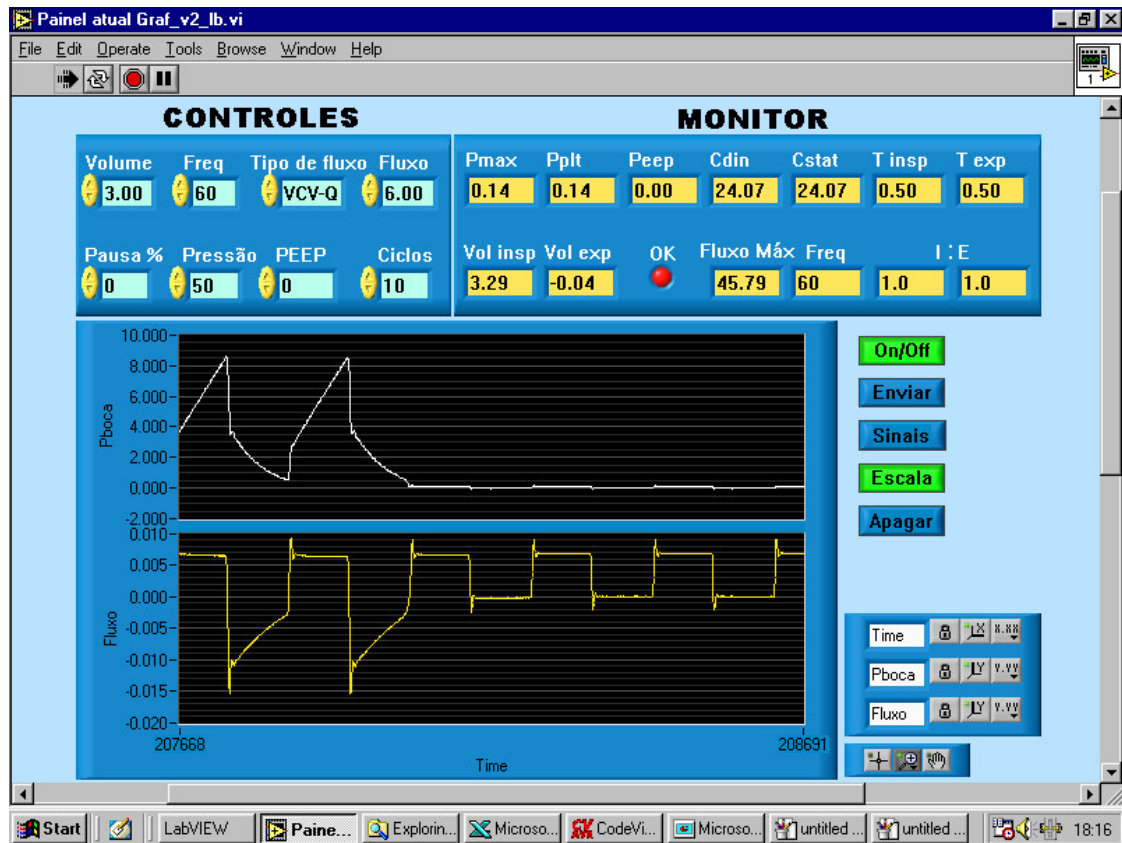


Figura 47: Painel do ventilador apresentando a condição de “Desconexão e/ou Vaziar Alto”. Durante a desconexão o controlador de volume é desligado e o fluxo é mantido o mesmo (círculo). **P_{máx}** de 0,14 cmH₂O e **Vol exp** de 0,04 ml. Esta figura apresenta um *led* com o texto OK que foi uma tentativa da sinalização de que os dados recebidos pela interface foram aceitos.

5.12.3 Limitador do Controle da PEEP

Na Figura 48 tem-se o sistema de segurança do controle da PEEP atuando quando a PEEP foi ajustada de 5 para 20 cmH₂O (item 4.13.3). O ventilador adota o TE como t_{ave} (círculo na Figura 48) e inicia as correções necessárias nos ciclos seguintes. Nota-se que o VC é mantido (1,92 ml).

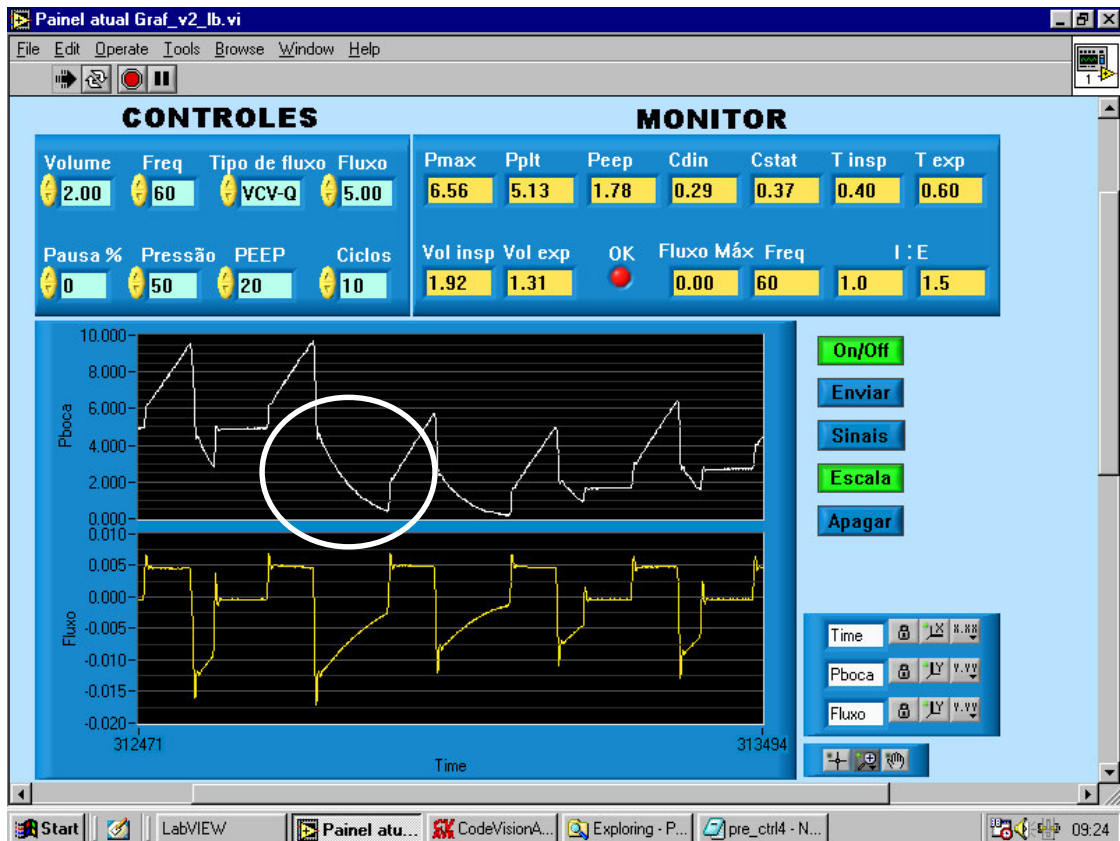


Figura 48: Painel do ventilador apresentando o limitador do controle da PEEP em uma mudança da mesma de 5 para 20 cmH₂O. O controlador da PEEP adota o TE como T_{ave} e reinicia o controle (círculo). O VC permanece próximo do desejado. Esta figura também apresenta um *led* com o texto OK que foi uma tentativa da sinalização de que os dados recebidos pela interface foram aceitos.

6 Discussão

6.1 Controlador de Volume Corrente

Apesar de SCHUESSLER *et al.*, (1995) apresentarem reservas ao uso de pneumotacógrafos na monitorização de mecânica respiratória de pequenos animais, o pneumotacógrafo dimensionado de acordo com GIANNELLA-NETO *et al.* (1998) atendeu satisfatoriamente às expectativas.

Os fluxos medidos foram adequados, ou seja, não saturaram nem ficaram contaminados com ruído de quantização por serem baixos demais. No entanto, sua utilização se limita a animais cujos fluxos expiratórios não ultrapassem o limite mensurável (59 ml/s). Coelhos com complacência reduzida podem apresentar um fluxo expiratório acima deste limite. Por outro lado, utilizando-se as fórmulas de dimensionamento de GIANNELLA-NETO *et al.* (1998), mostra-se que teoricamente camundongos estão contidos na faixa de medição deste pneumotacógrafo. Vale ressaltar que ensaios específicos devem ser realizados para utilização deste pneumotacógrafo em outros animais.

Os polinômios foram calibrados com erros inferiores a 1%, valor este bem menor do que os 15% exigidos para ventiladores mecânicos de humanos (IEC 60601-2-12:2004). O método de integração do sinal de fluxo que resulta nos volumes inspiratório e expiratório medidos pelo VEMPA foi comparável com nosso padrão ouro (MECANICA) e apresentou elevada correlação entre eles (Figuras 33 e 34). O controle de volume apresentou, durante suas transições, erro estacionário tolerável segundo os critérios estabelecidos neste trabalho. *Overshoots* e *undershoots* não ocorreram e o tempo de subida também permaneceu dentro da faixa estipulada.

A resolução do fluxo foi determinada pela relação entre o fluxo máximo (admissão) de 46 ml/s e as larguras de pulsos disponíveis que são 174u.d. (a válvula inspiratória está toda aberta com LP igual a 255u.d. e fechada com 81u.d. que representa a zona morta desta válvula, portanto, 255u.d. – 81u.d. = 174u.d.) resultando em 0,264 ml/s/u.d.. Portanto, este será o menor incremento possível durante as correções do controlador de volume, mantendo um erro estacionário elevado quando se ajusta um volume abaixo de 1 ml ou próximo deste. Além disso, as características da válvula inspiratória a partir da zona morta são muito variáveis, dificultando ainda mais seu controle. ZETTERMANN *et al.* (2004) encontrou erros elevados para baixos fluxos/volumes utilizando válvulas similares.

6.2 Controle de PEEP

O método de PEEP proposto apresentou bons resultados. Um controle mais sofisticado talvez possa solucionar alguns problemas nas transições de volumes, onde o controle mostrou-se bastante vulnerável às alterações da constante de tempo do sistema respiratório (Figura 49). Tal vulnerabilidade era previsível tendo em vista que seu comportamento baseia-se nas equações 10 e 13. Notou-se que no modelo Mn, cuja constante de tempo é menor que a do modelo Mro, o controlador da PEEP apresentou maiores oscilações durante suas transições. Isto porque, constantes de tempo do SR maiores permitem um esvaziamento pulmonar mais lento, que favorece a obtenção da PEEP, pois o t_{ave} possui maior flexibilidade. Ao contrário, constantes de tempo do SR menores, implicam em esvaziamentos rápidos e qualquer alteração no t_{ave} tende a tornar a PEEP oscilante em suas transições (Figura 35).

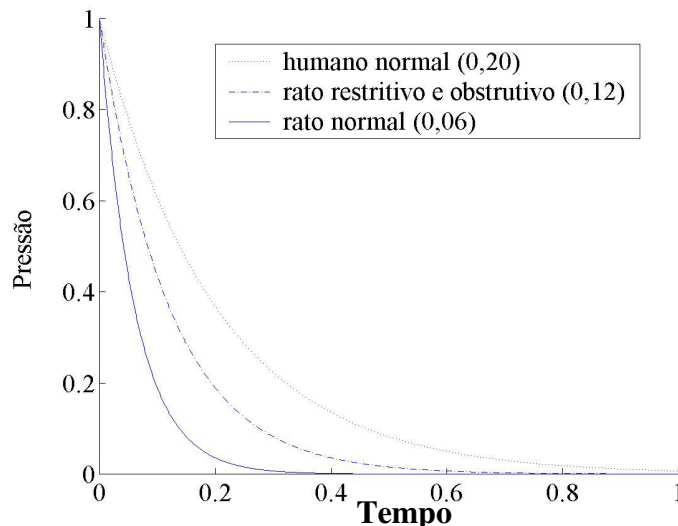


Figura 49: Representação do decaimento da pressão alveolar em diferentes constantes de tempo do sistema respiratório. τ é dado em segundos e os valores do gráfico estão normalizados. Quanto menor a constante de tempo, mais rápida se dá a expiração.

Do mesmo modo, a PEEP apresentou *overshoot* e/ou *undershoot* menores para o modelo Mn, apesar das transições de PEEP exercerem grande influência nos volumes inspiratório e expiratório. Na Figura 35 observamos que das seis transições de PEEP, cinco produziram *overshoots* e/ou *undershoots* nos volumes inspiratório e expiratório. Diferentemente, no Mro os *overshoots* e/ou *undershoots* foram maiores, mas as transições de PEEP apenas influenciaram no volume expiratório em duas transições, como visto na Figura 36.

O tempo de subida da PEEP depois das transições da mesma foi menor no Mro do que no Mn sendo em média 15 e 20 ciclos respiratórios, respectivamente. Certamente, neste caso, a maior constante de tempo do SR (0,12) presente no Mro também é a responsável pelo menor tempo de subida da PEEP pelo mesmo motivo apresentado para as oscilações.

6.3 *Controle de Volume e PEEP*

No controle do volume com a PEEP também se evidenciou o efeito da constante de tempo no comportamento dos dados. O Mn apresentou menores *overshoots* e *undershoots* na PEEP durante as transições de volume, maior interferência das transições da PEEP nos volumes e um tempo de subida maior (15 ciclos). No Mro apesar de um menor tempo de subida notou-se a ocorrência de *overshoots* e *undershoots* maiores na PEEP durante as transições de volume.

De modo geral, os ensaios no Mn apresentaram oscilações mais suaves na PEEP e grande influência nos volumes (Figura 35). No Mro as oscilações na PEEP são mais abruptas e de valores elevados resultando em *overshoots* e *undershoots* maiores, no entanto, interferem menos nos volumes (Figura 36).

É possível reformular o controle de volume e PEEP a fim de minimizar os efeitos de um sobre o outro. Os controladores poderiam se integrar e a transmissão de informação entre ambos poderia minimizar algumas oscilações observadas. Em uma alteração para uma PEEP maior, por exemplo, o controlador de volume poderia ser sinalizado e um controle mais suave no mesmo poderia ser realizado.

6.4 *Ensaio no Animal*

O ensaio no animal, realizado anteriormente à implementação de parte dos sistemas de segurança, nos proporcionou detalhes especiais para a complementação do projeto. Algumas medidas foram tomadas a fim de corrigir as observações.

O VEMPA possibilitou duas titulações e a ventilação do animal com diferentes ajustes, os dados monitorizados disponibilizaram a obtenção da E_{SR} . Observa-se que a E_{SR} do rato ensaiado mostrou-se estável, mantendo valores próximos mesmo com a PEEP variando de 2 a 6 cmH₂O.

PEEP (cmH ₂ O)	2	4	6
E _{SR} (cmH ₂ O/ml) na T1	1,9	1,8	2,0
E _{SR} (cmH ₂ O/ml) na T2	2,0	1,8	1,9

Observa-se que foi possível realizar titulações manuais e estudos similares aos apresentados por RONCALLY (2003) e JANDRE *et al.*, (2004), com a vantagem de se utilizar animais de pequeno porte, que além de representarem fisiologicamente o SR humano, apresentam um menor custo operacional.

Uma titulação usando-se selo d'água foi realizada para efeito de comparação. Por ser um procedimento mais trabalhoso, apenas quatro degraus de PEEPs foram utilizados (13, 8, 4 e 2 cmH₂O), com VC de 2 ml, 60 rpm, fluxo quadrado de 5 ml/s. Os dois últimos degraus da titulação com selo d'água foram "contaminados" por estímulos respiratórios do animal, por tratar-se do final do ensaio e a sedação estava por terminar (Figura 50). Estes estímulos resultaram em pressões negativas e volumes espontâneos que se somavam aos enviados pelo ventilador.

Nota-se no entanto, que entre 2 e 6 cmH₂O de PEEP a E_{SR} foi mínima, assim como as obtidas nas titulações T1 e T2.

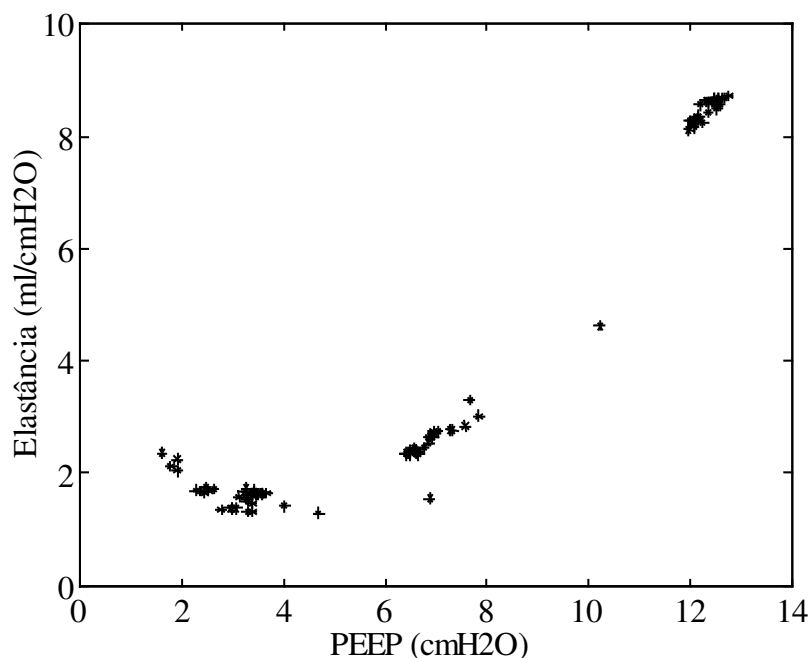


Figura 50: Titulação com selo d'água. Nota-se que a mínima E_{RS} ocorreu também entre 2 e 6 cmH₂O. Estes dados da E_{SR} em função da PEEP parecem ajustar-se a um polinômio de segundo grau.

6.5 Sistema de Alarmes

No início do ensaio piloto do animal, o ventilador apresentou comportamento indesejado em duas situações descritas a seguir, motivando a implementação dos sistemas de segurança descritos nas seções 3.6.11 e 3.6.12.

A primeira situação ocorreu quando a medição da linha de base foi influenciada por respirações espontâneas e oscilações cardiogênicas do animal. Na tentativa de minimizar esta interferência a desconexão do animal foi realizada. Como consequência o volume expiratório medido foi zero, o controle de volume atuou e fluxos elevados foram fornecidos ao animal nos primeiros ciclos após a desconexão. A solução dada foi, desligar o ventilador, aceitar a primeira medição de linha de base “contaminada” por estímulos do animal, realizar hiperventilação do animal deprimindo seu centro respiratório e então medir uma nova linha de base sem interferências.

A outra situação ocorreu na primeira titulação quando a PEEP foi alterada de 10 para 20 cmH₂O, onde o controlador de PEEP calculou um tempo de abertura da válvula expiratória (t_{ave}) incoerente e impossibilitou a expiração do animal, tornando a PEEP obtida superior à desejada e na inspiração seguinte a pressão inspiratória atingiu o limite dado pela válvula de segurança mecânica (50 cmH₂O), interferindo no volume inspiratório final e este na PEEP. No ciclo seguinte, o controle tentou compensar a PEEP elevada e aumentou o t_{ave} , zerando-a. Nos outros ciclos, o controle tentou sem sucesso se corrigir. Isto foi devido ao Timer 1 do microcontrolador permitir um t_{ave} entre 0 e 4 minutos cujas correções tornaram-se lentas. Ao retornar a PEEP para 10 cmH₂O o ventilador voltou à estabilidade.

Ressalta-se que estas ocorrências foram paliativamente corrigidas durante o ensaio no animal e não invalidaram os resultados nele obtidos.

Os sistemas de segurança no controle de volume, tanto pela limitação da pressão quanto por vazamentos excessivos foram implementados e mostraram comportamento adequado nas seções 5.12.1 e 5.12.2. No entanto, esses sistemas ainda não foram ensaiados com animais.

Já o funcionamento do sistema de segurança do controle da PEEP deve ser melhor implementado. O fato do VEMPA ir a ZEEP durante um ciclo respiratório nas mudanças abruptas, poderá proporcionar o surgimento de fenômenos deletérios (atelectasias), apesar da PEEP ser reestabelecida nos ciclos seguintes.

Os alarmes representados pelos *leds* do microcontrolador anunciam uma condição anormal, facilitando ao operador a pronta correção destas condições, independente da

comunicação entre o PC e o μ C.

6.6 *Outros Recursos*

O fluxo máximo de admissão é uma forma de se assegurar o bom funcionamento do ventilador, tendo em vista que coloca o ventilador na mesma condição de pressão a montante utilizada no desenvolvimento do mesmo. Este recurso supriu a falta de uma válvula reguladora, que tem como função manter uma pressão de saída constante independente da pressão de entrada. Estas válvulas são normalmente encontradas nos ventiladores mecânicos comercialmente disponíveis para humanos.

Diversos mecanismos podem alterar a linha de base. Neste sentido, a medição da linha de base torna-se indispensável para cálculos e controles corretos. O método de correção de linha de base implementada no VEMPA mostrou-se eficaz, diminuindo os erros do sistema de medição, aumentando assim a confiabilidade no ventilador.

Pode-se notar o sucesso de uma destas medições de linha de base durante o ensaio no animal (Figura 51), quando um volume desejado de 3 ml foi corrigido. No entanto, algumas observações são importantes. A medição da linha de base anterior ao Trecho a havia sido influenciada por respirações espontâneas do animal, o que implicou em linhas de base positivas e portanto os volumes foram reduzidos. No Trecho b o ventilador mede as linhas de base dos sinais de pressão e fluxos. Ao término dos 10 s o ventilador retorna à ventilação (Trecho c) com os volumes corrigidos porém, é possível notar que os volumes expiratórios são menores do que os inspiratórios (0,20 ml) e mesmo após a medição da linha de base isto permaneceu. Suspeita-se que a contaminação da medição da linha de base por ruídos cardiogênicos do animal foi a responsável pela manutenção da diferença entre os volumes.

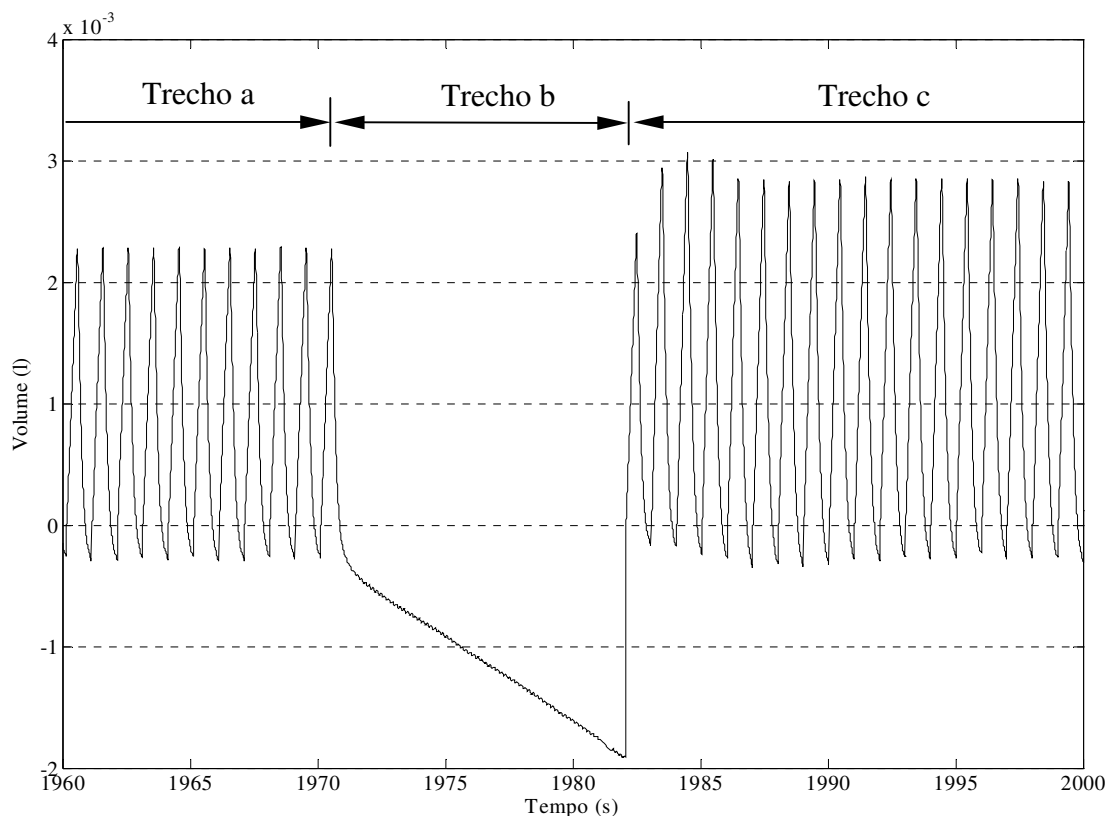


Figura 51: Realização da medição da linha de base durante o ensaio piloto no animal. O volume ajustado de 3 ml estava em apenas 2,3 ml antes e retornou a 2,8 ml após a medição da linha de base. O Trecho a estava influenciado por uma medição de linha de base com estímulos respiratórios do animal. No Trecho b a medição da linha de base é realizada. No Trecho c o volume é corrigido, no entanto, diferenças entre os volumes continuam devido possivelmente aos ruídos cardiogênicos existentes durante a medição da linha de base.

6.7 Comparação com outros ventiladores

O VEMPA traz para os ventiladores de pequenos animais o importante recurso da PEEP controlável digitalmente. Em alguns ventiladores isto só é possível utilizando-se selo d'água (SCHUESSLER *et al.*, 1995 e VOLGYESI *et al.*, 2000) e em outros esta possibilidade não é mencionada pelo autor (SCHMID, 1990; KOLANDAIVELU *et al.*, 1998; HEDLUND *et al.*, 2000; CHEN *et al.*, 2003).

Um novo método de PEEP utilizando-se válvula tudo-ou-nada foi apresentado. Proposta e simulada computacionalmente por PINO (1996), foi satisfatoriamente modificada e empregada durante as titulações realizadas no animal do estudo piloto e nos modelos.

Outra característica importante do VEMPA é o acesso direto aos ajustes e a monitorização contínua dos parâmetros ventilatórios, permitindo ao usuário maior controle durante a ventilação. O ventilador de SCHUESSLER *et al.* (1995) monitora alguns parâmetros, embora não sejam especificados, assim como o de VOLGYESI *et al.* (2000).

O VEMPA propõe uma forma de controle similar à utilizada em ventiladores de humanos para implementar a modalidade controlada por volume (VCV), alterando o fluxo quando necessário, compensando pequenos vazamentos e até a compressibilidade dos gases no circuito respiratório. Difere portanto de outros ventiladores: em alguns, o volume depende do ajuste da pressão a montante da válvula inspiratória (HELDLUND *et al.*, 2000; VOLGYESI *et al.*, 2000; CHEN *et al.*, 2003), em outro, o fluxo é manualmente ajustado (SCHMID, 1990), finalmente, em outros, o volume é ajustado pelos limites de excursão de um pistão/seringa (SCHUESSLER *et al.*, 1995; KOLANDAIVELU *et al.*, 1998).

6.8 Válvulas

Na obtenção da PEEP com válvulas expiratórias tudo-ou-nada, estas devem possuir resposta rápida e resistência pneumática reduzida, pois estes itens são essenciais para o projeto. Acredita-se que da mesma forma que o pneumotacógrafo, a válvula expiratória deve apresentar uma resistência ao fluxo em torno de 20% da resistência do SR de um rato ou 0,05 cmH₂O ml/s. No caso da válvula expiratória utilizada, esta não apresentou limitações perceptíveis e as expirações do animal e dos modelos transcorreram dentro da normalidade na frequência respiratória utilizada que não ultrapassou 60 rpm. No Mro um pequeno auto-PEEP de 0,5 cmH₂O podia ser observado quando o VEMPA estava ajustado sem PEEP em 60 rpm.

Outro ponto relevante é que a caracterização da válvula expiratória utilizada foi prejudicada por fatores como, erro de quantização dos sinais, principalmente no de pressão, e vazamentos que foram supostos devido à queda no valor do sinal de fluxo quando a válvula era mantida aberta (Figura 30).

A válvula inspiratória apresentou não-linearidade como esperado, mas o polinômio de 3º grau ajustado aos dados mostrou-se suficiente para a compensação desta característica (Figura 27). A histerese desta válvula foi desconsiderada, mas uma modelagem que levasse em conta esta característica poderia aumentar o desempenho do controle de volume. A zona morta ficou entre 89,3u.d. (34,8%) e 81,6u.d. (31,5%) para

a tensão crescente e decrescente respectivamente. Uma válvula com zona morta reduzida ou a adoção de uma linha de base (*offset*) na mesma poderia permitir uma faixa maior de operação por LP. As regiões próximas às zonas mortas apresentam grande variação de tensão por fluxo, implicando em erros e ruídos que dificultam o controle da mesma.

6.9 Aspectos Gerais

A interface com o usuário desenvolvida para o VEMPA poderá ser complementada acrescentando-se as unidades dos parâmetros ajustados e monitorizados, a reprodução dos alarmes detectados e sinalizados pelo μC , assim como a confirmação do correto recebimento dos dados enviados a ele.

Durante os ensaios nos modelos e no animal, notou-se a presença de um *ringing* durante transições nos sinais de fluxo e pressão (retângulo da Figura 41). A origem do *ringing* foi investigada simulando-se o sistema de medição (pneumotacógrafos, tubos e transdutor) com suas variações e também a instrumentação (amplificador e filtro) no *CircuitMaker Student V6.2c* (Protel Technology Inc.). No entanto, no sistema de medição nada foi encontrado, já na instrumentação, durante a aplicação de uma onda retangular (1 V de amplitude e 60 Hz) no filtro, o *ringing* foi evidenciado nas transições (Figura 52).

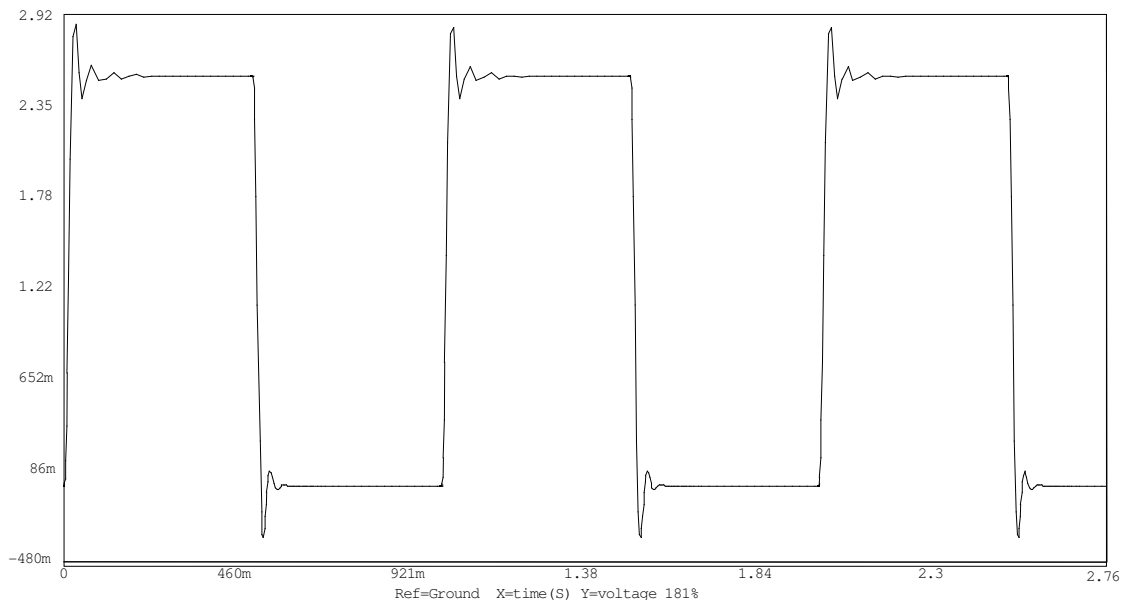


Figura 52: Resposta do filtro com onda retangular de 1 V e 60 Hz evidenciando o *ringing* nas transições.

Deve-se realizar a correção desse efeito nos filtros/amplificadores do MOTRAMERE com a finalidade de manter a integridade dos sinais de fluxo e pressão sobre os quais todas as estimativas da mecânica ventilatória são realizadas (JANDRE *et al.*, 2005).

O experimento teve uma duração de 2 horas e, de acordo com a veterinária que acompanhou o ensaio, o animal permaneceu bem oxigenado, com frequência cardíaca normal e sem intercorrências, a não ser durante as desconexões para a medição de linha de base. Um experimento com duração maior seria necessário para se avaliarem possíveis problemas causados por fenômenos tais como o acúmulo de vapor de água e/ou secreções nos pneumotacógrafos.

7 Conclusões e Perspectivas

O VEMPA possibilitou a ventilação dos modelos e do animal em diferentes valores de volumes correntes, PEEP, fluxos inspiratório, frequências respiratórias, relação I:E, PEEP, pausa inspiratória e tipos de fluxos (quadrado ou descendente).

O controle da PEEP e do volume obedeceram aos critérios estipulados. No entanto, algumas oscilações ocorreram durante transições dos mesmos. O controlador da PEEP mostrou-se bastante vulnerável à constante do sistema respiratório, talvez um controle mais sofisticado que considere este parâmetro tão importante seja apropriado. Outra opção seria o intercâmbio de informação entre os controladores de VC e PEEP. Neste caso a alteração em um destes parâmetros teria efeito minimizado no outro.

Acredita-se que haja vantagens no uso do método de PEEP válvula, tais como redução do tempo expiratório com diminuição da pressão alveolar e de vias aéreas e conseqüentemente possibilidade de aumento da frequência respiratória. Ressalta-se que nas doenças pulmonares obstrutivas (asma, bronquite, fibrose cística e enfisema) o aumento da resistência expiratória e a diminuição do pico de fluxo expiratório podem minimizar estas vantagens. Experimentos que incluam a análise hemodinâmica, gasometria, análise dos efeitos histológicos, bioquímicos, inflamação no pulmão, entre outros, poderiam auxiliar a validação da aplicação clínica do método proposto de obtenção da PEEP. Esses estudos podem ser feitos em comparação com ventiladores comerciais.

O fato de o VEMPA ser microcontrolado torna-o flexível, permitindo investigar a possibilidade de implementar nele controles em outros níveis, além de rotinas especiais como a de recrutamento alveolar, busca automática da PEEP ideal (titulações) e até controles mais sofisticados, como no caso da ventilação biologicamente variável. Todas estas possibilidades podem ser propostas no VEMPA agregando ao mesmo mais recursos e tecnologias, visando disponibilizar um ventilador mais completo para o estudo da mecânica ventilatória em pequenos animais.

8 Referências Bibliográficas

Anônimo, 2005, “Estimated Prevalence and Incidence of Lung Disease by Lung Association Territory”, American Lung Association, Epidemiology and Statistic Unit, Research and Program Services. Disponível em:<<http://www.lungusa.org/atf/cf/%7B7A8D42C2-FCCA-4604-8ADE-7F5D5E762256%7D/ESTPREV05.PDF>>. Acesso em: 13 nov. 2005.

Anônimo, 2000, “II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica”, *Jornal de Pneumologia*, v. 26, n. 2, pp. S3-S68.

AMARAL, J.L.G., BONASSA, J., *et al.*, 1997, “Atualização em Ventilação Pulmonar Mecânica”, São Paulo, Editora Atheneu.

ARDSNET, 2000, "Ventilation with lower tidal volumes as compared with traditional tidal volumes for acute lung injury and the acute respiratory distress syndrome. The Acute Respiratory Distress Syndrome Network", *The New England Journal of Medicine*, v. 342, n. 18, pp. 1301-1308.

BATES, J.H., IRVIN, C.G., 2003, “Measuring lung function in mice: the phenotyping uncertainty principle”, *Journal of Applied Physiology*, v. 94, n. 4, pp. 1297-306.

BENNETT, F.M., TENNEY, S.M., 1982, "Comparative mechanics of mammalian respiratory system", *Respir Physiol*, v. 49, n. 2, pp. 131-40.

BERNE, R.M., LEVY, M. N., 2000, “Princípios de Fisiologia” 4ª edição, Rio de Janeiro, Ed. Guanabara.

CAKAR, N., KLOOT, T.V., YOUNGBLOOD, M., *et al.*, 2000, “ Oxygenation response to a recruitment maneuver during supine and prone positions in an oleic acid-induced lung injury model”, *Am J Respir Crit Care Med*, v. 161, n. 6, pp. 1949-1956.

CALDWELL, E.J., FRY, D.L., 1969, "Pulmonary mechanics in the rabbit", *Journal of Applied Physiology*, v. 27, n. 2, pp. 280-5.

CARVALHO, C.R.R.C., VALENTE, C.S., FILHO, G.L., *et al.*, 1997, "Curso de Atualização em Ventilação Mecânica".

CHATBURN R.L., 2003, "Engineering principles applied to mechanical ventilation", *Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 406-410, Cancun, Mexico.

CHEN, B.T., BRAU, A.C., JOHNSON, G.A., 2003, "Measurement of regional lung function in rats using hyperpolarized 3helium dynamic MRI", *Magn Reson Med*, v. 49, n.1, pp. 78-88.

DIAMOND, L., O'DONNELL, M., 1977, "Pulmonary mechanics in normal rats", *Journal of Applied Physiology*, v. 43, n. 6, pp. 942-8.

DUGAS, J.P., GARBOW, J.R., KOBAYASHI, D.K., *et al.*, 2004, "Hyperpolarized (3)He MRI of mouse lung", *Magn Reson Med*, v. 52, n. 6, pp. 1310-7.

ELMER, K.F., GENTLE, C.R., 2001, "A parsimonious model for proportional control valve", *Proc Instn Mech Engrs*, v.215, pp. 1357-1363.

FUST, A., LEBELLEGO, F., IOZZO, R.V., *et al.*, 2005, "Alterations in lung mechanics in decorin-deficient mice", *Am J Physiol Lung Cell Mol Physiol*, v. 288, n. 1, pp. 159-66.

GIANNELLA-NETO, A., BELLIDO, C., BARBOSA, R.B., *et al.*, 1998, "Design and calibration of unicapillary pneumotachographs", *Journal of Applied Physiology*, v. 84, n. 1, pp. 335-43.

GOMES, R.F., SHEN, X., RANCHANDANI, R., *et al.*, 2000, "Comparative respiratory system mechanics in rodents", *Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 3, pp. 908-16.

HEDLUND, L.W., COFER, G.P., OWEN, S.J., *et al.*, 2000, "MR-Compatible ventilator for small animals: computer-controlled ventilation for proton and noble gas imaging", *Magnetic Resonance Imaging*, 18, pp. 753-759.

HIRAI, T., MCKEOWN, K.A., GOMES, R.F.M., *et al.*, 1999, "Effects of lung volume on lung and chest wall mechanics in rats", *Journal of Applied Physiology*, v. 86, n. 1, pp. 16-21.

IKEYAMA, K., SAKAI, H., OMASA, M., *et al.*, 2005, "Effects of cold preservation on the lung mechanical properties in rats", *Eur Surg Res*, v. 37, n. 2, pp. 85-91.

JANDRE F.C, PINO, A.V., LACORTE, I., *et al.*, 2004, "A closer-loop Mechanical Ventilation Controller with Explicit objective Functions", *IEEE Transactions on biomedical engineering*, v. 51, n. 5, pp. 823-831.

JANDRE, F.C., CARVALHO, A.R., PINO, A.V., *et al.*, 2005, "Effects of filtering and delays on the estimates of a nonlinear respiratory mechanics model", *Respir Physiol Neurobiol*, v. 148, n. 3, pp. 309-14.

KING, T. K., 1966, "Mechanical properties of the lungs in the rat", *Journal of Applied Physiology*, v. 21, n. 1, pp. 259-64.

KOLANDAIVELU, K., POON, C.S., 1998, "A miniature mechanical ventilator for newborn mice", *Journal of Applied Physiology*, v. 84, n. 2, pp. 733-9.

KOO, K.W., LEITH, D.E., SHERTER, C.B., *et al.*, 1976, "Respiratory mechanics in normal hamsters", *Journal of Applied Physiology*, v. 40, n. 6, pp. 936-42.

LAI, Y.L., 1988, "Maximal expiratory flow in the guinea pig", *Lung*, v. 166, n. 5, pp. 303-13.

LAI, Y.L., CHOU, H., 2000, "Respiratory mechanics and maximal expiratory flow in the anesthetized mouse", *Journal of Applied Physiology*, v. 88, n. 3, pp. 939-43.

LAI, Y.L., HILDEBRANDT, J., 1978, "Respiratory mechanics in the anesthetized rat", *Journal of Applied Physiology*, v. 45, n. 2, pp. 255-60.

LEÃO, F.L., PINO, A.V., GIANNELLA-NETO, A., 2002, "Respirador Artificial para Pequenos Animais", *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v. CD-ROM, pp. 115-119, São José dos Campos, SP, Brasil.

LEFF, A.R., SCHUMACKER, P.T., 1993, "Fisiologia Respiratória", Pennsylvania, W.B. Saunders Company.

LUA, A.C., SHI, K.C., CHUA, L.P., 2001, "Proportional assist ventilation system based on proportional solenoid valve control", *Med Eng Phys*, v. 23, n. 6, pp. 381-9.

LUCEY, E.C., CELLI, B., SNIDER, G., 1978, "Maximum expiratory flow and transpulmonary pressure in the hamster", *Journal of Applied Physiology*, v. 45, n. 6, pp. 840-845.

MILLER, M.R., PINCOCK, A.C., 1986, "Linearity and temperature control of the fleisch pneumotachograph", *Journal of Applied Physiology*, v. 60, n. 2, pp. 710-715.

MANZANO, F., YUSTE, E., COLMENERO, M., *et al.*, 2005, "Incidence of acute respiratory distress syndrome and its relation to age", *J Crit Care*, v. 20, n. 3, pp. 274-280.

MORAES, L., JANDRE, F.C., PINO, A.V., *et al.*, 2002, "Avaliação do componente pulmonar através da estimativa de parâmetros do sistema respiratório". In: *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v. 4, pp. 335-338, São José dos Campos, SP, Brasil.

MUTCH, W.A., GRAHAM, M.R., GIRLING L.G., *et al.*, 2005, "Fractal ventilation enhances respiratory sinus arrhythmia", *Respiratory Research*, v. 60, n. 2, pp. 710:715.

OGATA, K., 2003, "Engenharia de Controle Moderno", 4ª edição, São Paulo, Prentice Hall.

ORLIKOWSKI, D., PRIGENT, H., SHARSHAR, T., *et al.*, 2004, "Respiratory dysfunction in Guillain-Barre Syndrome", *Neurocrit Care*, v. 1, n. 4, pp. 415-22.

PALECEK, F., 1969, "Measurement of ventilatory mechanics in the rat", *Journal of Applied Physiology*, v. 27, n. 1, pp. 149-56.

PINO, A.V., 1996, "Identificação da Mecânica Respiratória e Controle da PEEP Durante Ventilação Mecânica: Simulação", Tese de MSc, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

PINO, A.V., COSTA, J.C.G.D., JANDRE, F.C., *et al.*, 2002, "Mecânica – um sistema para análise do sistema respiratório". In: *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v. 4, pp. 253-257, São José dos Campos, SP, Brasil.

PINO, A.V., KAGAMI, L.T., JANDRE, F.C., *et al.*, 2004a, "DAS – Um Programas de Aquisição e Processamento de Sinais para Engenharia Pulmonar". In: *Anais do III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomedica*, João Pessoa, PB, Brasil.

PINO, A.V., 2004b, "Ventilação Automática Protetora na Lesão Pulmonar Aguda", Tese de DSc, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

RICHTER, T., BELLANI, G., SCOTT, H.R., *et al.*, 2005, "Effect of prone position on regional shunt, aeration, and perfusion in experimental acute lung injury", *Am J Respir Crit Care*, v. 15, n. 172, pp. 480-487.

RONCALLY, A.S., 2003, "Identificação da Hiperdistensão Pulmonar - Modelo de Elastância Dependente do Volume", Tese de MSc, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

RUBENFELD, G.D., CALDWELL, E., PEABODY, E., *et al.*, 2005, "Incidence and outcomes of acute lung injury", *N Engl J Med*, v. 353, n. 16, pp. 1685-1693.

SANBORN, W.G., 2005, "Monitoring Respiratory Mechanics During Mechanical Ventilation: Where Do the Signals Come From?", *Respir Care*, v. 50, n. 1, pp. 28-52.

SCHMID, K., 1990, "Animal ventilator controlled by central respiratory phases", *Journal of Neuroscience Methods*, 35, 277-281.

SCHUESSLER, T.F., BATES, J.H., 1995, "A computer-controlled research ventilator for small animals: design and evaluation", *IEEE Trans Biomed Eng*, v. 42, n. 9, pp. 860-6.

SILVA, J.A.F., LAGO, C.L., 2002, "Módulo eletrônico de controle para válvulas solenóides", *Quim. Nova*, v. 25, n. 5, pp. 842-843.

STAHL, W.R., 1967, "Scaling of respiratory variables in mammals", *Journal of Applied Physiology*, v. 22, n. 3, pp. 453-60.

STROHL, K.P., THOMAS, A.J., JEAN, P.S., 1997, "Ventilation and metabolism among rat strains", *Journal of Applied Physiology*, v. 82, n. 1, pp. 317-323.

SULLIVAN, W.J., PETERS, G.M., ENRIGHT, P.L., 1984, "Pneumotachographs: Theory and Clinical Application", *Respiratory Care*, v. 29, n. 7, pp. 736:749.

TANG, Y., TURNER, M.J., YEM, J.S., *et al.*, 2003, "Calibration of pneumotachographs using a calibrated syringe", *Journal of Applied Physiology*, v. 95, n. 2, pp. 571-6.

TERRAGINI, P.P., ROSBOCH, G.L., LISI, A., *et al.*, 2003, "How respiratory system mechanics may help in minimising ventilator-induced lung injury in ARDS patients", *Eur Respir J*, v. 22, suppl. 42, pp. 15-21.

TURNEY, S.Z., BLUMENFELD, W., 1973, "Heated Fleisch pneumotachometer: a calibration procedure", *Journal of Applied Physiology*, v. 34, n. 1, pp. 117-121.

VOLGYESI, G.A., TREMBLAY, L.N., WEBSTER, P., *et al.*, 2000, "A new ventilator for monitoring lung mechanics in small animals", *Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 2, pp. 413-21.

VAUGHAN, N.D., GAMBLE J.B., 1996, "The modeling and simulation of a proportional solenoid valve", *Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, v. 118, pp. 120-125.

WEST, J.V., 1996. "Fisiologia Respiratória Moderna", 5ª edição, São Paulo, Editora Manole Ltda.

YOUNES, M., 1992, "Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support", *Am Rev Resp Dis*, v. 145, v. 20, pp. 114.

ZETTERMAM, G.D., JANDRE, F.C., GIANNELLA-NETO, A., 2004, "Ensaio de desempenho de um ventilador pulmonar microcontrolado para pequenos animais", In: *Anais do III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomedica*, João Pessoa, PB, Brasil.

ZIN, W.A., ROCCO, P.R.M., 1996, "Mecânica Respiratória e sua Modelagem", Rio de Janeiro, LNCC/MCT - IBCCF/UFRJ.

ZDRAVKOVICH, M.,M., 1987, "The effect of interference between circular cylinders in cross flow", *Journal of Fluids and Structure*, v. 1, pp. 239-261.

FOLHA DE DADOS CONSULTADAS (DATA SHEETS)

Válvula Pneutronics Modelo 2. Disponível em: <http://www.parker.com/LIFESCIENCES/GRAPHICS/DATASHEETS/VSO_0228.PDF>. Acesso em: 13 nov. 2005.

Ventilador Harvard 683. Disponível em: <http://www.harvardapparatus.com/webapp/wcs/stores/servlet/product_11051_10001_44458_1_HAI_ProductDetail_37323>. Acesso em: 13 nov. 2005.

Ventilador Harvard 687. Disponível em: <http://www.harvardapparatus.com/webapp/wcs/stores/servlet/product_11051_10001_44453_1_HAI_ProductDetail_37323>. Acesso em: 13 nov. 2005.

Ventilador RSP 1002. Disponível em: <<http://www.rattus.com/manuals/RSP1002%20Manual.doc>>. Acesso em: 13 nov. 2005.

Ventilador SAR-830. Disponível em: <<http://www.cwe-inc.com/images/SAR-830.pdf>>. Acesso em: 13 nov. 2005.

Ventilador MRI-1. Disponível em: <<http://www.cwe-inc.com/images/MRI-1.pdf>>. Acesso em: 13 nov. 2005.

Ventiladores 131 e 134. Disponível em: <http://www.geneq.com/catalog/en/small_an_vent131.html>. Acesso em: 13 nov. 2005.

Ventilador Ugo Basile 7025. Disponível em: <<http://www.ugobasile.com/c6f578d9.htm>>. Acesso em: 13 nov. 2005.

APÊNDICE A

Tabela 1: Valores dos parâmetros ventilatórios de camundongos

Autor	Método	Qtde	Raça	Peso, g	Parâmetros	
STAHL, 1967	Fórmula alométrica	-	-	22	CPT	0,93 ml
					CRF	0,31 ml
					CV	1,11 ml
					VC	0,14 ml
					F	144,31 rpm
					Cp	0,03 ml/cmH ₂ O
					Cpt	0,17 ml/cmH ₂ O
					Csr	0,03 ml/cmH ₂ O
					Rp	5,88 cmH ₂ O/mls ⁻¹
LAI <i>et al.</i> , 2000	Pletismógrafo, pressão esofágica, ventilador e fonte de vácuo	20		22,2±0, 4	CPT	1,05±0,04 ml
					CRF	0,25±0,01 ml
					CV	0,95±0,03 ml
					Cp	0,07± 0,004 ml/cmH ₂ O
					Csr	0,02± 0,001 ml/cmH ₂ O
					\dot{V}_{50}	10,83±1,12 mls ⁻¹
					\dot{V}	16,0±0,7 mls ⁻¹

CPT capacidade pulmonar total, CRF capacidade residual funcional, CV capacidade vital, VC volume corrente, F frequência respiratória, Cp complacência pulmonar, Cpt complacência da parede torácica, Csr complacência do sistema respiratório, \dot{V}_{50} fluxo expiratório máximo em função da capacidade vital de 50% e \dot{V} fluxo expiratório máximo.

Tabela 2: Valores dos parâmetros ventilatórios de hamsters.

Autor	Método	Qtde	Raça	Peso, g	Parâmetros	
STAHL, 1967	Fórmula alométrica	-	-	122	CPT	5,73 ml
					CRF	2,24 ml
					CV	6,49 ml
					VC	0,86 ml
					F	92,45 rpm
					Cp	0,22 ml/cmH ₂ O
					Cpt	0,74 ml/cmH ₂ O
					Csr	0,17 ml/cmH ₂ O
					Rp	1,77 cmH ₂ O/mls ⁻¹
KOO <i>et al.</i> , 1976	Pletismógrafo com pressão esofágica	23	Golden	122,3±3	CPT	7,2±0,02 ml
					CRF	2,4±0,06 ml
					CV	5,2±0,13 ml
					Cp	0,63±0,03 ml/cmH ₂ O
					Cpt	3,39±0,53 ml/cmH ₂ O
LUCHEY <i>et al.</i> , 1978	Pletismógrafo com pressão esofágica e fonte de vácuo	19	Syrian	111-145	CV	5,7±0,2 ml
					Cp	0,68±0,03 ml/cmH ₂ O
					\dot{V}_{50}	52±9,5 mls ⁻¹

CPT capacidade pulmonar total, CRF capacidade residual funcional, CV capacidade vital, VC volume corrente, F frequência respiratória, Cp complacência pulmonar, Cpt complacência da parede torácica, Csr complacência do sistema respiratório \dot{V}_{50} fluxo expiratório máximo em função da capacidade vital de 50%.

Tabela 3: Valores dos parâmetros ventilatórios de ratos.

Autor	Método	Qtde	Raça	Peso, g	Parâmetros
KING, 1966	Pletismógrafo, anestesia e pressão intrapleural	37	nm	350	Cp 0,25±0,04 ml/cmH ₂ O Rp 0,23±0,09 cmH ₂ O/mls ⁻¹
STAHL, 1967	Fórmula alométrica	-	-	250	CPT 12,26 ml CRF 5,03 ml CV 13,60 ml VC 1,82 ml F 76,72 rpm Cp 0,47 ml/cmH ₂ O Cpt 1,37 ml/cmH ₂ O Csr 0,37 ml/cmH ₂ O Rp 1,07 cmH ₂ O/mls ⁻¹
PALECEK, 1969	Pletismógrafo, anestesia e pressão esofágica e diluição de N ₂	10	nm	220±3,1	CRF 3,12±0,24 ml * CRF 3,06±0,26 ml ** VC 1,3±0,10 ml F 140±11,0 rpm Cp 0,37±0,04 ml/cmH ₂ O Rp 0,50±0,12 cmH ₂ O/mls ⁻¹ \dot{V} 132±19,0 mlmin ⁻¹
DIAMOND <i>et al.</i> , 1977	Pletismógrafo, ventilador, pressão esofágica e fonte de vácuo	32	Fisher	233±32	CPT 8,2±1,0 ml CRF 4,6±0,6 ml * CV 5,5±0,9 ml VC 1,4±0,25 ml VR 2,7±0,8 ml F 115±21,0 rpm Cp 0,25±0,08 ml/cmH ₂ O # Rp 0,26±0,07 cmH ₂ O/mls ⁻¹ \dot{V} 99±15 mls ⁻¹
LAI <i>et al.</i> , 1978	Pletismógrafo, ventilador, pressão esofágica e solução salina	14	Sprague Dawley	275±5,9	CPT 12,23±0,55 ml CRF 2,12±0,09 ml * CRF 1,85±0,07 ml *** VR 1,26±0,13 ml Cp 0,90±0,06 ml/cmH ₂ O Cpt 1,50±0,11 ml/cmH ₂ O Csr 0,57±0,03 ml/cmH ₂ O
STROHL <i>et al.</i> , 1997	Pletismógrafo	16	Sprague Dawley	364±28	VC 0,29±0,02 ml/100g F 91,86±5,24 rpm
		21	Brown Norway	249±17	VC 0,31±0,02 ml/100g F 104,48±4,49 rpm
		23	Zucker	424±26	VC 0,20±0,02 ml/100g F 129,17±4,54 rpm
		22	Kolestky	398±26	VC 0,24±0,01 ml/100g F 104,36±4,45 rpm

CPT capacidade pulmonar total, CRF capacidade residual funcional, CV capacidade vital, VC volume corrente, VR volume residual, F frequência respiratória, Cp complacência pulmonar, Cpt complacência da parede torácica, Csr complacência do sistema respiratório, Rp resistência pulmonar, \dot{V} fluxo expiratório máximo e nm não mencionado. * manométrico, ** diluição de N₂, *** solução salina e # independente de F.

Tabela 4: Valores dos parâmetros ventilatórios de porcos da Índia.

Autor	Método	Qtde	Raça	Peso, g	Parâmetros
STAHL, 1967	Fórmula alométrica	-	-	350	CPT 17,52 ml
					CRF 7,36 ml
					CV 19,23 ml
					VC 2,58 ml
					F 70,29 rpm
					Cp 0,68 ml/cmH ₂ O
Cpt 1,83 ml/cmH ₂ O					
Csr 0,52 ml/cmH ₂ O					
Rp 0,85 cmH ₂ O/mls ⁻¹					
WATSON <i>et al.</i> , 1986	Pletismógrafo com FOT	9	Hartley	353±41	Cp 0,43±0,10 ml/cmH ₂ O Rp 0,10±0,01 cmH ₂ O/mls ⁻¹
	Pletismógrafo com ventilador	7	Hartley	378±39	Cp 0,62±0,11 ml/cmH ₂ O # Rp 0,11±0,02 cmH ₂ O/mls ⁻¹
LAI, 1988	Pletismógrafo com fonte de vácuo				\dot{V} 178±7 mls ⁻¹

CPT capacidade pulmonar total, CRF capacidade residual funcional, CV capacidade vital, VC volume corrente, F frequência respiratória, Cp complacência pulmonar, Cpt complacência da parede torácica, Csr complacência do sistema respiratório, Rp resistência pulmonar, \dot{V} fluxo expiratório máximo e nm não mencionado. # independente de F.

Tabela 5: Valores dos parâmetros ventilatórios de Coelho.

Autor	Método	Qtde	Raça	Peso, g	Parâmetros
STAHL, 1967	Fórmula alométrica	-	-	3100	CPT 176,84 ml
					CRF 86,55 ml
					CV 181,84 ml
					VC 24,94 ml
					F 39,87 rpm
					Cp 7,13 ml/cmH ₂ O
Cpt 11,96 ml/cmH ₂ O					
Csr 5,06 ml/cmH ₂ O					
Rp 0,18 cmH ₂ O/mls ⁻¹					
CALDWEL <i>L et al.</i> , 1969	Pletismógrafo, pressão esofágica, ventilador e fonte de vácuo	15	New Zealand	3142±788	CPT 111,0±14,7 ml
					CRF 36,4±10,6 ml
					CV 97,7±13,3 ml
					VC 23,9±5,5 ml
					VR 20,2±11,2 ml
Csr 6,78±1,34 ml/cmH ₂ O					
\dot{V}_{50} 480 mls ⁻¹					

CPT capacidade pulmonar total, CRF capacidade residual funcional, CV capacidade vital, VC volume corrente, F frequência respiratória, Cp complacência pulmonar, Cpt complacência da parede torácica, Csr complacência do sistema respiratório e \dot{V}_{50} fluxo expiratório máximo em função da capacidade vital de 50%.

APÊNDICE B

/*****

This program was produced by the
CodeWizardAVR V1.24.0 Standard
Automatic Program Generator
© Copyright 1998-2003 HP InfoTech s.r.l.
<http://www.hpinfotech.ro>
e-mail:office@hpinfotech.ro

Project :
Version :
Date : 08/06/2005
Author : Andrea
Company :
Comments:

Chip type : ATmega32
Program type : Application
Clock frequency : 3,680000 MHz
Memory model : Small
External SRAM size : 0
Data Stack size : 512
*****/

// Standard Input/Output functions

```
#include <mega32.h>
#include <math.h>
#include <stdio.h>
#include <string.h>
```

```
#define ADC_VREF_TYPE 0x00
#define TXB8 0
#define RXB8 1
#define UPE 2
#define OVR 3
#define FE 4
#define UDRE 5
#define RXC 7
#define FRAMING_ERROR (1<<FE)
#define PARITY_ERROR (1<<UPE)
#define DATA_OVERRUN (1<<OVR)
#define DATA_REGISTER_EMPTY (1<<UDRE)
#define RX_COMPLETE (1<<RXC)
```

```
//Protótipos
void main(void);
```

```

void inicia_ports(void);
void inicia_uart(void);
void calcular_valores(void);
void atribuicao(void);
void inicia_timer0(void);
void pwm(void);
void inicia_AD(void);
void inspiracao(void);
void pausa(void);
void expiracao(void);
void vcv(void);
unsigned int le_transdutor(char adc_input);
void pulso_valv(void);
void controle_peep(void);
void calcular_valores(void);
void atribuicao(void);
void prepara_dados(void);
void *memcpy(void *dest,void *src, unsigned int n);
void linha_base(void);
void conta_ti(void);
void conta_te(void);
unsigned int ReadTCNT1(void);
unsigned char ReadTCNT2(void);
void controle_vol(void);
void pwm_pres(void);
void le_fluxo(void);
void prontidao(void);
void putchar(unsigned char c);

//Variáveis desejadas (recebidas pela UART)
static float dt_d; // divisão do tempo inspiratório em 50
unidades para fins do fluxo descendente ser atualizado no decorrer do ti
static unsigned char tabela_d[50]; // tabela com duty cycle
static unsigned int ti_d=0; // tempo inspiratório
static unsigned int tp_d=0; // tempo de pausa
static unsigned int te_d=0; // tempo inspiratório
static float peep_d=0; // peep
static float volume_d=0; // volume
static unsigned char pressao_d=0; // pressão
float flx=0; // fluxo
static unsigned char ciclos_max_d=0; // ciclos máximo para atingir a peep

//Variáveis disponibilizadas para o controle
static float dt_c; // divisão do tempo inspiratório em 50
unidades para fins de no fluxo descendente ser atualizado no decorrer do ti
static unsigned char tabela_c[50]; // tabela com duty cycle
static unsigned int ti=0; // tempo inspiratório
static unsigned int tp=0; // tempo de pausa
static unsigned int te=0; // tempo inspiratório
static float peep_c=0; // peep

```

```

static float volume_c=0;           // volume
static unsigned char pressao_c=0;  // pressão

// Variáveis da interrupção de ler UART
unsigned char dados_recebidos[20]; // vetor contendo os dados recebidos [0 até
9]
static char byte_rec=0;            // número de bytes recebidos 0 até 9
unsigned char checksum=0;         // checksum
bit dados_novos=0;                // 1 sim 0 não
bit valores_novos=0;             // 1 sim 0 não
bit acabou_frame=1;              // 1 sim 0 não
bit pode_mandar=0;               // 1 sim 0 não

// Variáveis da interrupção de escrever UART
unsigned char dados_enviados[60]; // vetor contendo os dados enviados [0 até
33]
static char byte_env=0;           // número de bytes enviados 0 até 33

// Variáveis globais da PEEP
unsigned int pulso=0;             // número de pulso
static unsigned int lini=5720;    // duração do pulso = 400ms/(1/14375)=5720
static float termo_i_peep=5720;   // valor inicial do termo i do controle da
peep
static float dif_peep;            // diferença da peep (desejada-medida)
bit fazer_controle_peep=0;       // 1 sim 0 não
bit peep_impossivel=0;          // 1 sim 0 não

// Variáveis globais da linha de base
unsigned int adpres;              // valor dc do transdutor de pressão
unsigned int adins;               // valor dc do transdutor de fluxo
inspiratório
unsigned int adexp;               // valor dc do transdutor de fluxo
expiratório
unsigned long int somaadpres;     // somatório do dc do transdutor de pressão
unsigned long int somaadins;     // somatório do dc do transdutor de fluxo
inspiratório
unsigned long int somaadexp;     // somatório do dc do transdutor de fluxo
expiratório
static float dcpres;              // média do dc do transdutor de pressão
static float dcins;               // média do dc do transdutor de fluxo inspiratório
static float dcexp;               // média do dc do transdutor de fluxo expiratório
static unsigned int amostras=0;   // número de amostras utilizadas para o
cálculo das médias
bit lb=0;                         // 1 sim 0 não
bit manter_dados=0;              // 1 sim 0 não, mantém os dados utilizados
antes da medida da linha de base

// Variáveis globais medidas
static float pressao_lida;        // pressão lida a cada 2ms
static float volinsp_med=0;       // medido no final da inspiração

```

```

static float voexp_med=0; // medido no final da expiração
static float pmax_med=0; // medida no final do tempo inspiratório
static float pplt_med=0; // medida no final da pausa inspiratória
static float peep_med=0; // medida no final do tempo expiratório
float flx_med=0; // fluxo lido a cada 2ms
static float ti_med=0; // tempo inspiratório medido
static float te_med=0; // tempo expiratório medido
static unsigned char aux_te=0; // variável auxiliar para cálculo do te pois o
contador tem overflow a cada 71 ms

//Variáveis globais gerais
static char estado=0; // flag: 0-linha de base, 1-inspiração, 2-
pausa e 3-expiração
float soma_fluxo=0; // variável que acumula os fluxos lidos para
o cálculo do volume
float d_tempo=0.00044; // 1/base de tempo
char z=0; // instantes de atualização do dc baseado na
tabela_DC_st
char adc_input; // ad a ser lido
unsigned int adc; // valor do fluxo lido pelo AD convertido
em tensão
float v; // valor em tensão do ad

//Variáveis do controle de volume
bit fazer_controle_vol=0; // 1 sim 0 não
unsigned int ciclos=0; // ciclos limite para se atingir a peep
float dif_vol=0; // diferença de volume (desejado-medida)
static int correcao=1; // correção da tabela
bit limitada_pressao=0; // 1 sim 0 não
char tf_anterior; // tipo de fluxo anterior ao novo, se
diferente do novo assume uma nova tabela senão usa a tabela com as correções do
controle de volume
char tf; // tipo de fluxo novo
float flxinsp_med=0; // fluxo inspiratório medido
float dif_flx=0; // diferença de fluxo (desejado-medida)

// Variáveis da medição do fluxo máximo
float flx_admissao=0; // valor do fluxo de admissão, média de 1
segundo
bit ajustar_fluxo=0; // indica se está em ajustar fluxo de
admissão

// Variável da prontidão
bit pront=0; // indica se está em stand by

void main(void){

// External Interrupt(s) initialization
// INT0: Off
// INT1: Off

```

```

// INT2: Off
MCUCR=0x00;
MCUCSR=0x00;

// Timer(s)/Counter(s) Interrupt(s) initialization
TIFR=0x00;
TIMSK=0x52;

// Global enable interrupts
#asm("sei")

inicia_ports();
inicia_timer0();
inicia_uart();
inicia_AD();

while (1)
{
    vcv();
}

void inicia_ports(void){
// Input/Output Ports initialization
// Port A initialization
// Func0=In Func1=In Func2=In Func3=In Func4=In Func5=In Func6=In Func7=In
// State0=T State1=T State2=T State3=T State4=T State5=T State6=T State7=T
PORTA=0x00;
DDRA=0x00;

// Port B initialization
// Func0=In Func1=In Func2=In Func3=In Func4=In Func5=In Func6=In Func7=In
// State0=T State1=T State2=T State3=T State4=T State5=T State6=T State7=T
PORTB=0x00;
DDRB=0xFF;

// Port C initialization
// Func0=In Func1=In Func2=In Func3=In Func4=In Func5=In Func6=In Func7=In
// State0=T State1=T State2=T State3=T State4=T State5=T State6=T State7=T
PORTC=0x00;
DDRC=0x00;

// Port D initialization
// Func0=In Func1=In Func2=In Func3=In Func4=In Func5=In Func6=In Func7=Out
// State0=T State1=T State2=T State3=T State4=T State5=T State6=T State7=0
PORTD=0x00;
DDRD=0xFF;
}

```

```

void inicia_uart(void){
// USART initialization
// Communication Parameters: 8 Data, 1 Stop, No Parity
// USART Receiver: On
// USART Transmitter: Off
// USART Mode: Asynchronous
// USART Baud rate: 115200
UCSRA=0x00;
UCSRB=0x90; // receber com interrupção
UCSRC=0x86;
UBRRH=0x00;
UBRRL=0x01;
}

// USART Receiver interrupt service routine
interrupt [USART_RXC] void usart_rx_isr(void){
unsigned char data, i;
data=UDR;
//putchar(data);
if ((acabou_frame) && (data==0xFF)) // verifica se chegou o inicio da
transmissão FF e não aceita outro FF enquanto não acabar o frame
{
// Começa a receber os próximos dados
byte_rec = 0; // começa
acabou_frame = 0; // indica que não posso receber um novo dado
começando com FF
checksum = 0; // zera o checksum para fazer os calculos
dados_recebidos[byte_rec] = data;
}
else
{
byte_rec++; // incremento o byte recebido
dados_recebidos[byte_rec] = data; // armazeno o byte recebido no
vetor
}
if (byte_rec == 9) // chegou o checksum
{
acabou_frame = 1; // pode receber o próximo dado
começando com FF
for (i=1; i<=8; i++)
checksum += dados_recebidos[i]; // calcula checksum
if (checksum==dados_recebidos[byte_rec]) // verifica checksum
{
dados_novos=1; // sinaliza que tem dados novos
pode mandar=1; // sinaliza que pode começar o
envio de dados medidos (somente após receber os dados de controle)
//PORTC=(unsigned char) checksum;
}
}
}
}

```

```

void calcular_valores(void){
unsigned char i;                // utilizado apenas como índice da tabela dos duty
cycles
float freq;                    // frequência respiratória
float p_i;                    // pausa inspiratória
float n=50;                    // número de dados da tabela
unsigned int ciclo;           // duração do ciclo respiratório
float ticp;                   // tempo inspiratório com pausa
float a;                      // inclinação da reta do fluxo descendente
float aux;                    // conversão do ti em float para o cálculo do
intervalo de atualização do duty cycle
float b;                      // valor constante da reta do fluxo descendente

float nflx;                   // novo valor do fluxo quando
descendente (50 valores)
float dtd;                    // intervalos que ocorrem os novos
valores do fluxo quando descendente (em segundos)
if (dados_recebidos[0]==0xFF) // VCV
{
    volume_d=(float)dados_recebidos[1]/5;
    freq=dados_recebidos[2];
    tf=dados_recebidos[3];
    flx=(float)dados_recebidos[4]/2;
    p_i=dados_recebidos[5];
    pressao_d=dados_recebidos[6];
    peep_d=dados_recebidos[7];
    ciclos_max_d=dados_recebidos[8];
    if (tf==0)                // coloca o ventilador para medir a
linha de base
    {
        lb=1;                // linha de base
    }
    if (tf==1)                // fluxo constante
    {
        ciclo=(unsigned int)((60/freq)*225); // em ms
        ticp=(unsigned int)((volume_d/flx)*225); // em ms
        tp_d=(unsigned int)(((float)ticp*p_i)/100); // em ms
        ti_d=(ticp-tp_d); // em ms
        te_d=(ciclo-ticp); // em ms
        aux=(float) ti_d;
        dt_d=aux/n;
        tabela_d[0]=(unsigned char)(81.5515+(flx*4.8294)+((flx*flx)*-
0.1116)+ ((flx*flx*flx)*0.0016)); // polinômio de largura de pulso por fluxo
inspiratório
        for ( i=1 ; i <= n; i++)
        {
            tabela_d[i]=tabela_d[0];
        }
        ti_d=(ticp-tp_d); // em ms
    }
}

```



```

    }
    if (tf==2) // fluxo descendente
    {
        ciclo=(unsigned int)((60/freq)*225); // em ms
        ticp=(unsigned int)((volume_d/(flx/2))*225); // em ms
        tp_d=(unsigned int)(((float)ticp*p_i)/100); // em ms
        ti_d=(ticp-tp_d); // em ms
        te_d=(ciclo-ticp); // em ms
        aux=(float) ti_d;
        a=(flx/(aux/225));
        b=flx;
        dt_d=aux/n;
        dtd=((aux/225)/n);
        for ( i=0 ; i <= n; i++)
        {
            nflx=(-a*(i*dtd))+b;
            tabela_d[i]=(unsigned
char)(81.5515+(nflx*4.8294)+((nflx*nflx)*-0.1116)+((nflx*nflx*nflx)*0.0016));
        }
        ti_d=(ticp-tp_d); // em ms
        }
        if (tf==3) ajustar_fluxo=1; // coloca o ventilador para
ajustar o fluxo de admissão
        else ajustar_fluxo=0;
        if (tf==4) pront=1; // coloca o ventilador em prontidão
        else pront=0;
    }
    dados_novos=0; // sinaliza que não tem dados novos
    valores_novos=1; // sinaliza que tem valores novos
}

void atribuicao(void){
    unsigned char d, c=50; // são apenas índices para a tabela
    dt_c=dt_d;
    ti=ti_d;
    tp=tp_d;
    te=te_d;
    peep_c=peep_d;
    volume_c=volume_d;
    pressao_c=pressao_d;
    if ((tf!=tf_anterior) || (ciclos<=3)) // somente assume uma nova tabela
    se o tipo de fluxo for diferente ou no início (3 ciclos), por exemplo de quadrado pra
    descendente, caso contrário o controle de volume será realizado
    {
        for ( d=0 ; d <= c; d++)
            tabela_c[d]=tabela_d[d];
    }
    tf_anterior=tf;
    ciclos=0;
}

```

```

void prepara_dados(void){
unsigned char i, cs=0, inicio=255;
dados_enviados[0]=inicio;
memcpy(&dados_enviados[1],&pmax_med,sizeof(pmax_med));
memcpy(&dados_enviados[5],&pplt_med,sizeof(pplt_med));
memcpy(&dados_enviados[9],&peep_med,sizeof(peep_med));
memcpy(&dados_enviados[13],&volinsp_med,sizeof(volinsp_med));
memcpy(&dados_enviados[17],&volexp_med,sizeof(volexp_med));
memcpy(&dados_enviados[21],&ti_med,sizeof(ti_med));
memcpy(&dados_enviados[25],&te_med,sizeof(te_med));
memcpy(&dados_enviados[29],&flx_admissao,sizeof(flx_admissao));
for ( i=1 ; i <= 32; i++)
cs += dados_enviados[i];
dados_enviados[33]=cs;
UCSRB=0x28; // habilita enviar com interrupção
}

// USART Transmitter interrupt service routine
interrupt [USART_DRE] void usart_dre(void){
if (!byte_env)
{
UDR=dados_enviados[byte_env];
byte_env++;
}
else
{
UDR=dados_enviados[byte_env];
byte_env++;
}
if (byte_env == 60)
{
byte_env=0;
UCSRB=0x90; // habilita receber com interrupção
}
}

void vcv (void){
if (estado==0)
{
linha_base();
}
if (estado==1)
{
inspiracao();
}
if (estado==2)
{
pausa();
}
if (estado==3)

```

```

        {
        expiracao();
        }
        if (estado==4)
            {
            le_fluxo();
            }
            if (estado==5)
                {
                prontidao();
                }
        }

void linha_base(void){
PORTD.5=0;
OCR2=0;
if (amostras>=2250)                // linha de base com duração de 10 seg
    {
    dcpres=somaadpres/2250;
    dcins=somaadins/2250;
    dcexp=somaadexp/2250;
    somaadpres=0;
    somaadins=0;
    somaadexp=0;
    amostras=0;
    lb=0;
    manter_dados=1;                // mantém os dados anteriores
    ti=ti_d;                        // assume o ti anterior e volta a ciclar
    estado=1;
    PORTD.5=1;
    }
}

void le_fluxo(void){
PORTD.5=0;
pwm_pres();
if (amostras>=225)                // média a cada 1 segundo
    {
    flx_admissao=soma_fluxo/225;    // faz a média do fluxo de admissão
    amostras=0;
    soma_fluxo=0;
    prepara_dados();                // estrutura o frame e o envia com
interrupção
    ti=0;                            // vai ao ponto onde permite calcular
valores quando tem dados novos
    estado=1;
    }
}

```

```

void prontidao(void){
PORTD.5=0;
OCR2=0;
if (amostras>=225) // a cada 1 segundo
    {
        ti=0; // vai ao ponto onde permite calcular
valores quando tem dados novos
        estado=1;
    }
}

void inspiracao(void){
PORTD.5=1; // fecha válvula expiratória
if (pressao_lida >= pressao_c) // está limitada pela pressão
    {
        pmax_med=pressao_lida;
        while (ti!=0) // durante o restante do ti não faz mais nada
            {
                OCR2=0; // desliga válvula inspiratória
                limitada_pressao=1; // sinaliza para não fazer controle de
volume pois será desnecessário
                if (pressao_lida >= ((float)pressao_c+5)) PORTD.5=0; // se ultrapassar
5 cmH2O da pressão máxima então a válvula expiratória é aberta por segurança
            }
    }
else limitada_pressao=0; // não está limitada pela pressão,
portanto, pode realizar controle do volume
if ((z<=49) && (ti<=(ti_d-(z*dt_c)))) // atualiza o DC durante a
inspiração, no fluxo quadrado sempre é o mesmo valor mas no fluxo descendente
assumirá valores diferentes no decorrer do ti
    {
        OCR2=tabela_c[z];
        z++;
    }
if (fazer_controle_peep)
    {
        fazer_controle_peep = 0;
        controle_peep();
    }
if (ti == 0)
    {
        conta_te();
        if (dados_novos) calcular_valores();
        if (ajustar_fluxo) estado=4; // coloca o ventilador para ajustar o
fluxo de admissão
    }
else
    {
        amostras=0; // no caso do ventilador estar saindo
do fluxo de admissão (estado=4) as amostras devem ser zeradas
        tp=tp_d;
    }
}

```

```

        estado=2;
        OCR2=81;
        z=0;
        volinsp_med = soma_fluxo*d_tempo;
        flxinsp_med = (float) ((soma_fluxo/10)/ti_d);
        if (tf==2) flxinsp_med *= 2;          // fluxo descendente manter a
relação entre as áreas
        dif_flx=(flx-flxinsp_med);
        soma_fluxo=0;
        if (limitada_pressao==0) pmax_med=pressao_lida;
        fazer_controle_vol = 1;
        if (pode mandar) prepara_dados(); // estrutura o frame e o envia com
interrupção
    }
}
}

```

```

void pausa(void){
static float ti;
if (tp == 0)
    {
        te=0;
        estado=3;
        pplt_med=pressao_lida;
        ti=ReadTCNT1();
        ti_med=(float) (ti/14375);
    }
}

```

```

void expiracao(void){
static float te;
if ((peep_c==0) || (pront) || (peep_impossivel))
    {
        while (te!=te_d) PORTD.5=0;          // quando peep=0, stand by
ou peep impossível a válvula expiratória fica aberta
    }
if ((peep_c!=0) && (pulso==0) && (peep_impossivel==0)) // só permite um
pulso por tempo expiratório e sem que a peep seja impossível
    {
        PORTD.5=0;
        pulso_valv();
    }
if ((fazer_controle_vol) && (limitada_pressao==0) && (ciclos>=5))
    {
        fazer_controle_vol = 0;
        controle_vol();
    }
if (te == te_d)
    {
        te=ReadTCNT2();
    }
}

```

```

te_med=(float)((te/3594)+(aux_te*0.071));
aux_te=0;
conta_ti();
if (lb) estado=0;          // coloca o ventilador para medir a linha de base
else if (pront) estado=5;  // coloca o ventilador em stand by
else
    {
        if ((valores_novos==1) && (manter_dados==0)) // se tem valores
novos só não satisfaz esta condição quando é medida da linha de base pois utiliza os
dados anteriores
            {
                atribuicao();
                valores_novos=0;
            }
        manter_dados=0;          // deixa a condição
anterior propícia a ser satisfeita no próximo ciclo, a não ser que seja medida da linha de
base
        ti=ti_d;
        estado=1;
        pwm();
        volexp_med = soma_fluxo*d_tempo;
        soma_fluxo=0;
        peep_med=pressao_lida;
        dif_peep=(peep_c-peep_med);
        dif_vol=(volume_c-volexp_med);
        ciclos++;              // ciclos realizados
        if (ciclos > ciclos_max_d) PORTC.0=1; // alarme de peep não
alcançada!!!
        fazer_controle_peep=1;
    }
}

void inicia_timer0(void){
// Timer/Counter 0 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: 57500 kHz
// Mode: CTC top=OCR0
// OC0 output: Disconnected
TCCR0=0x0B;
TCNT0=0x00;
OCR0=255;          // base de tempo de 4,45 ms ou
(1/57500)*256
}

// Timer 0 output compare interrupt service routine
interrupt [TIM0_COMP] void timer0_comp_isr(void){
if (estado==0)    // linha de base
    {
        adc_input=0;
    }
}

```

```

    adpres=le_transdutor(adc_input);
    somaadpres+=adpres;
    adc_input=1;
    adins=le_transdutor(adc_input);
    somaadins+=adins;
    adc_input=2;
    adexp=le_transdutor(adc_input);
    somaadexp+=adexp;
    amostras+=1;
    // incremento para a futura realização da média
    }
if (estado!=0) // sempre, a não ser na linha de base
    {
    adc_input=0;
    adc=le_transdutor(adc_input);
    pressao_lida=(70*((float)adc-(float)dcpres))/1024;
    }
if ((estado==1) || (estado==4)) // tempo inspiratório ou calibração
da pressão de admissão
    {
    adc_input=1;
    adc = le_transdutor(adc_input);
v=(float)(4.95*(adc-dcins))/1024;
    flx_med=((v*197.168)+((v*v)*-36.2639)+((v*v*v)*4.458)+((v*v*v*v)*-
0.202)); // polinômio do pneumotacógrafo inspiratório
    soma_fluxo += flx_med;
    if (ti!=0)
    {
        ti--;
    }
    amostras+=1; // fluxo de admissão, este
incremento é apenas para que a cada 1 segundo o micro esteja pronto pra receber novos
dados e sair do fluxo de admissão
    }
if (estado==2) // pausa inspiratória
    {
    if (tp!=0)
    {
        tp--;
    }
    }
if (estado==3) // tempo expiratório
    {
    adc_input=2;
    adc = le_transdutor(adc_input);
v=(float)(4.95*(adc-dcexp))/1024;
    flx_med=((v*186.287)+((v*v)*-30.3148)+((v*v*v)*4.813)+((v*v*v*v)*-
0.285)); // polinômio do pneumotacógrafo expiratório
    soma_fluxo += flx_med;
    if (te<=te_d)

```

```

        {
            te++;
        }
    }
    if (estado==5) amostras+=1;           // stand by, este incremento é apenas para
    que a cada 1 segundo o micro esteja pronto pra receber novos dados e sair do stand by
}

void controle_vol(void){
float dif_max_vol=0;                    // diferença máxima do volume
float dif_min_vol=0;                    // diferença mínima do volume
float dif_max_flx=0;                    // diferença máxima do fluxo
float dif_min_flx=0;                    // diferença mínima do fluxo
int correcao=1;                         // correção da tabela
char i;
dif_max_vol=0.1*volume_c;
dif_min_vol=-0.1*volume_c;
dif_max_flx=0.5*flx;
dif_min_flx=-0.5*flx;
if (((dif_vol>dif_max_vol) || (dif_vol<dif_min_vol)) && (desconexao==0))
    {
        correcao=(dif_vol*3.15);
        for (i=0 ; i <= 50; i++)
            tabela_c[i]+=correcao;      // calculada com polinômio e contendo 51 dados
(50ml/50=1ml de resolução)
    }
}

void pwm(void){
// Timer/Counter 2 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: 3680000 Hz
// Mode: Fast PWM top=FFh
// OC0 output: Non-Inverted PWM
ASSR=0x00;
TCCR2=0x69;
TCNT2=0x00;
OCR2=81;
}

void pwm_pres(void){
// Timer/Counter 2 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: 3680000 Hz
// Mode: Fast PWM top=FFh
// OC0 output: Non-Inverted PWM
ASSR=0x00;
TCCR2=0x69;
TCNT2=0x00;
OCR2=255; }

```



```

void inicia_AD(void){
// ADC initialization
// ADC Clock frequency: 115000 Hz
// ADC Voltage Reference: AREF pin
ADMUX=ADC_VREF_TYPE;
ADCSRA=0x85;
}

// lê a tensão dos transdutores
// tensão AREF e ADC0
// habilita AD e clock

unsigned int le_transdutor(unsigned char adc_input){
ADMUX=adc_input|ADC_VREF_TYPE;
// Start the AD conversion
ADCSRA|=0x40;
// Wait for the AD conversion to complete
while ((ADCSRA & 0x10)==0);
ADCSRA|=0x10;
return ADCW;
}

void pulso_valv (void){
// Timer/Counter 1 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: 14.375 kHz
// Mode: CTC top=OCR1A
// OC1A output: Discon.
// OC1B output: Discon.
// Noise Canceler: Off
// Input Capture on Falling Edge
TCCR1A=0x00;
TCCR1B=0x0C;
TCNT1=0x00;
OCR1A=lini;
OCR1B=0x00;
pulso++;
}

void controle_peep(void){
float dif_min_peep;
float dif_max_peep;
float ganho_i_peep=50;
float ganho_p_peep=300;
float termo_p_peep;
float termo_i_peep;
unsigned int lmax;
unsigned int lmin=715;
dif_max_peep=0.5;
dif_min_peep=-0.5;
termo_i_peep=dif_peep*ganho_i_peep;
termo_p_peep=dif_peep*ganho_p_peep;
if (((dif_peep>dif_max_peep) || (dif_peep<dif_min_peep)) && (desconexao==0))
{
// limite inferior %
// limite superior %
// ganho integral
// ganho proporcional
// termo proporcional
// largura máxima do pulso (tempo expiratório)
// largura mínima do pulso (50 ms)
}
}

```

```

        ilini=(ilini-(unsigned int)termo_i_peep);
        peep_impossivel=0;
    }
    lini=ilini-(unsigned int)termo_p_peep;           // controle pi
    lmax=(unsigned int) ((lini/14375)*225);         // largura máxima igual ao tempo
    expiratório
    if ((lmax>=te_d) || (lini<=lmin))
        {
            ilini=10000;
            termo_p_peep=0;
            peep_impossivel=1;
        }
    PORTC.3=!peep_impossivel;                       // alarme PEEP IMPOSSÍVEL!!!
    pulso=0;
}

// Timer 1 output compare A interrupt service routine
interrupt [TIM1_COMPA] void timer1_compa_isr(void){
    PORTD.5=1;                                       // fecha válvula expiratória
}

// Timer 2 overflow interrupt service routine
interrupt [TIM2_OVF] void timer2_ovf_isr(void) {
    if (estado==3) aux_te++;
}

void conta_ti(void){
    // Timer/Counter 1 initialization
    // Clock source: System Clock
    // Clock value: 14.375 kHz
    // Mode: Normal top=FFFFh
    // OC1A output: Discon.
    // OC1B output: Discon.
    // Noise Canceler: Off
    // Input Capture on Falling Edge
    TCCR1A=0x00;
    TCCR1B=0x04;
    TCNT1H=0x00;
    TCNT1L=0x00;
    OCR1AH=0x00;
    OCR1AL=0x00;
    OCR1BH=0x00;
    OCR1BL=0x00;
}

void conta_te(void){
    // Timer/Counter 2 initialization
    // Clock source: System Clock
    // Clock value: 3.594 kHz
    // Mode: Normal top=FFh

```

```

// OC2 output: Disconnected
ASSR=0x00;
TCCR2=0x07;
TCNT2=0x00;
OCR2=0x00;
}

unsigned int ReadTCNT1(void){
unsigned char sreg;
unsigned int t1;
/* Save global interrupt flag */
sreg = SREG;
/* Disable interrupts */
#asm("cli")
/* Read TCNT1 into i */
t1 = TCNT1;
/* Restore global interrupt flag */
SREG = sreg;
return t1;
}

unsigned char ReadTCNT2(void){
unsigned char sreg;
unsigned char t2;
/* Save global interrupt flag */
sreg = SREG;
/* Disable interrupts */
#asm("cli")
/* Read TCNT1 into i */
t2 = TCNT2;
/* Restore global interrupt flag */
SREG = sreg;
return t2;
}

```