

CONTROLE E CARACTERIZAÇÃO DE UM GERADOR DE PRESSÃO POSITIVA  
CONTÍNUA NAS VIAS AÉREAS

André da Silva Favre

TESE 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. Jurandir Nadal, D.Sc.

---

Dr. Sara Lúcia Silveira de Menezes, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL  
MARÇO DE 2005

FAVRE, ANDRÉ DA SILVA

Controle e Caracterização de um Gerador  
de Pressão Positiva Contínua de Vias Aéreas.  
[Rio de Janeiro] 2005.

XII, 118 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc.,  
Engenharia Biomédica, 2005)

Tese - Universidade Federal do Rio de  
Janeiro, COPPE

1. Engenharia Pulmonar
2. Ventilação Pulmonar
3. Ventilação por Pressão Positiva
4. Pneumotacômetro
5. Controle

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

“Se depender de mim, nunca ficarei plenamente maduro,  
nem nas idéias, nem no estilo,  
mas sempre verde, incompleto, experimental”.  
(Gilberto Freyre)

“Eu prefiro ser esta metamorfose ambulante,  
do que ter aquela opinião formada sobre tudo”.  
(Raul Seixas)

“Os melhores trabalhos não são resultado de uma pessoa, são o somatório das  
inteligências que deles participaram”.

“Sejam quais forem os prodígios realizados pela inteligência humana, esta inteligência  
tem também uma causa primária. É a inteligência superior a causa primária de todas as  
coisas, qualquer que seja o nome pelo qual o homem a designe...”  
(Allan Kardec)

## **Dedicatória**

À toda minha família, pelo simples fato de existir.

## **Agradecimentos**

Aos meus pais Luiz Favre e Eli Favre, por toda a educação e amparo durante toda a minha vida.

Aos meus irmãos Glauce Favre e Daniel Favre e aos tios Elisa Favre e Daniel Benchimol por todo apoio, e à minha pequena sobrinha Júlia Favre pela alegria do seu nascimento.

À querida Mariana Schmid pela maravilhosa companhia, apoio e ajuda com as figuras do Autocad.

Aos meus orientadores pelo crédito em mim depositado.

Aos engenheiros Alexandre Pino, Luiz Costa e Guilherme Zettermann pela ajuda técnica nos momentos em que dava vontade de arrancar os cabelos.

Ao Alexandre Pino pela elaboração dos programas DAS e Mecânica, e por todas outras contribuições ao Laboratório de Engenharia Pulmonar.

Ao engenheiro Paulo Pires por toda paciência e apoio no desenvolvimento do controle analógico.

Ao estudante de engenharia Leandro Parreiras com os circuitos eletrônicos.

Aos amigos: Alysson Roncally, Lilian Moraes, Roger Mello, André Alvarenga, Flavia Brandão, Daniel Bonolo, Fernando Lima e Andréa Cruz, que de alguma forma contribuíram para este trabalho.

Aos funcionários do programa de Engenharia Biomédica Amauri Xavier pela confecção da peça de tomada de pressão e Diniz da Silva pela prestabilidade.

Ao Sr. Mitch Grau da Pneutronics por ceder a válvula proporcional.

À mãe natureza pelos momentos de paz e deslumbramento.

Ao CNPq e à Capes pelo apoio financeiro.

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

## CONTROLE E CARACTERIZAÇÃO DE UM GERADOR DE PRESSÃO POSITIVA CONTÍNUA NAS VIAS AÉREAS

André da Silva Favre

Março/2005

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Antonio Giannella-Neto

Programa: Engenharia Biomédica

**OBJETIVOS:** Desenvolver um sistema de pressão positiva contínua de vias aéreas (CPAP) com controle em malha fechada (MF); avaliar este sistema e comparará-lo com outros dois sistemas de CPAP; avaliar a influência do gerador de CPAP sobre a medição de fluxo respiratório. **METODOLOGIA:** Foi desenvolvido um controlador analógico tipo PID, atuando sobre um gerador de CPAP comercial (Vygon) através de uma válvula proporcional. O trabalho respiratório imposto ( $WOB_I$ ) pelo sistema foi medido em um modelo físico de pulmão em ventilação espontânea simulada. O pneumotacômetro (PTC) utilizado foi calibrado em CPAP de 0, 5 e 10 hPa, comparando-se entre si as curvas obtidas com o gerador próximo e afastado, em MF e em malha aberta (MA). **RESULTADOS:** A redução das flutuações da pressão de vias aéreas em MF gerou  $WOB_I$  próximo a zero. O mesmo gerador de CPAP em MA gerou 0,13 J/L e 0,16 J/L e outro gerador (Acriflux) gerou 0,22 J/L e 0,19 J/L de  $WOB_I$ , respectivamente em 5 hPa e 10 hPa. Os erros de volume foram mínimos quando o PTC foi calibrado e usado no mesmo nível de CPAP (0,12 a 0,21 %). Os erros e as curvas de calibração em MF e MA foram similares nos mesmos níveis de CPAP. **CONCLUSÃO:** O sistema de CPAP em MF reduziu significativamente o  $WOB_I$ , e a calibração do PTC deve ser feita com o gerador ligado e no nível de CPAP mais próximo a ser utilizado.

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

CONTROL AND CHARACTERIZATION OF A CONTINUOUS POSITIVE  
AIRWAY PRESSURE DEVICE

André da Silva Favre

March/2005

Advisors: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares  
Antonio Giannella-Neto

Department: Biomedical Engineering

**OBJECTIVE:** To develop a continuous positive airway pressure (CPAP) system with closed-loop (CL) control; evaluate this system and compare with other two CPAP systems; analyze the influence of the CPAP device on the respiratory flow measurement. **METHODOLOGY:** An analog PID control was designed, to act over a commercial CPAP device (Vygon) through a proportional valve. The system's imposed work of breathing ( $WOB_I$ ) was measured during spontaneous ventilation simulation, with a lung model. The utilized pneumotachometer (PTC) was calibrated at CPAP levels of 0, 5 and 10 hPa. Calibration curves with the device near to and far from the PTC, and in CL and open-loop (OL) control were compared among themselves. **RESULTS:** Reduced fluctuations in airway pressure with the CPAP system resulted in  $WOB_I$  near zero. The same CPAP device in OL control imposed 0.13 and 0.16 J/L, and another device (Acriflux) imposed 0.22 J/L and 0.19 J/L, respectively at 5 and 10 hPa. The volume errors were minimal when the PTC was calibrated and used at the same CPAP level (0.12- 0.21 %). The errors and calibration curves in CL and OL control were similar. **CONCLUSION:** The CL-controlled CPAP system significantly reduced the  $WOB_I$ , and the PTC calibration should be done with the device turned on and near to the CPAP level to be used.

# Índice

Folha de rosto .....	i
Ficha catalográfica .....	ii
Dedicatória .....	iv
Agradecimentos .....	v
Resumo .....	vi
Abstract .....	vii
Índice .....	viii
Lista de símbolos e abreviaturas utilizados .....	xi

## Capítulo 1

<b>Introdução</b> .....	1
<b>1.1- Objetivos</b> .....	2
<b>1.2- Organização do texto</b> .....	3

## Capítulo 2

<b>Revisão Teórica</b> .....	4
<b>2.1- Fundamentos da Mecânica e Distúrbios do Sistema Respiratório</b> .....	4
2.1.1- Pressões e volumes pulmonares .....	5
2.1.2- Propriedades elásticas e resistivas do sistema respiratório .....	9
2.1.3- Trabalho respiratório .....	13
<b>2.2- Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas (CPAP)</b> .....	17
2.2.1- Os benefícios e as aplicações em doenças respiratórias.....	18
2.2.2- O fornecimento de fluxo inspiratório /válvulas expiratórias e a relação com o trabalho respiratório.....	20
2.2.3- Os sistemas de CPAP e o gerador Vygon .....	24
<b>2.3- A Medição do Fluxo Respiratório</b> .....	29
2.3.1- A mecânica dos fluidos básica .....	29
2.3.2- O pneumotacômetro Fleisch e sua calibração neste trabalho.....	37
2.3.3- Método de calibração .....	39
<b>2.4- Controle em Malha Fechada</b> .....	44
2.4.1- Estabilidade: posicionamento de pólos e zeros .....	46



## Capítulo 3

<b>O Projeto do Sistema de CPAP</b> .....	49
<b>3.1- Componentes Básicos e a Montagem Experimental</b> .....	49
3.1.1- Princípios de funcionamento particulares .....	51
<b>3.2- Aquisição dos Sinais e o Controle</b> .....	53
<b>3.3- O ajuste do Ganho do Compensador</b> .....	54
<b>3.4- Materiais e Métodos</b> .....	57
3.4.1- Caracterização da válvula proporcional .....	57
3.4.2- Caracterização do gerador de CPAP .....	59
3.4.3- Caracter resistivo do sistema de CPAP em malha aberta .....	61
<b>3.5- Resultados</b> .....	62
<b>3.6- Discussão e Conclusões</b> .....	68
3.6.1- Caracterização da válvula proporcional .....	68
3.6.2- Caracterização do gerador de CPAP .....	69
3.6.3- Carácter resistivo do sistema de CPAP em malha aberta .....	71

## Capítulo 4

<b>Comparação do Trabalho Respiratório dos Sistemas de CPAP</b> .....	72
<b>4.1- Introdução</b> .....	72
<b>4.2- Materiais e Métodos</b> .....	73
<b>4.3- Resultados</b> .....	75
<b>4.4- Discussão</b> .....	81
<b>4.5- Conclusões</b> .....	85

## Capítulo 5

<b>Efeitos do Gerador de CPAP na Medição de Fluxo</b> .....	86
<b>5.1- Materiais e Métodos</b> .....	86
<b>5.2- Resultados</b> .....	89
<b>5.3- Discussão</b> .....	97
<b>5.4- Conclusões</b> .....	104
<b>Perspectivas de Trabalhos Futuros</b> .....	104

<b>Referências Bibliográficas.....</b>	<b>105</b>
--	------------

## **Anexos**

- 1- Modelo Eletromecânico do Sistema de CPAP em Malha Fechada**
- 2- Datasheet da VSO**
- 3- Peça Desenvolvida para a Tomada de Pressão**

## Lista de símbolos e abreviaturas utilizados

A	Área
A/D	Analógico digital
$C_A$	Capacitor
C1	Compartimento do TTL que simulou o pulmão e as vias aéreas
C2	Compartimento do TTL que simulou a musculatura respiratória
$C_L$	Complacência estática do pulmão
CPAP	Pressão positiva contínua de vias aéreas.
CPT	Capacidade pulmonar total
CRF	Capacidade residual funcional
$C_{SR}$	Complacência estática do sistema respiratório
$C_{PT}$	Complacência estática da parede torácica
DPOC	Doença pulmonar obstrutiva crônica
E	Elastância total
$E_C$	Elastância do circuito
EA%	Erro absoluto percentual
EPAP	Pressão positiva expiratória nas vias aéreas
EQM	Erro quadrático médio
FOT	Técnica de oscilações forçadas
F	Força
FR	Frequência respiratória
FR/ $V_C$	Índice de respiração superficial ou índice de Tobin
$K_1$	Constante relativa que equivale à parte linear da resistência
$K_2$	Constante relacionada com a resistência não linear
$K_p$	Ganho proporcional
MA	Malha aberta
MF	Malha fechada
$P_L$	Pressão estática ou lateral
$P_{ALV}$	Pressão alveolar ou a pressão no interior do modelo de pulmão
$P_{DES}$	Pressão desejada
$P_{ATM}$	Pressão atmosférica
PEEP	Pressão positiva expiratória final
PEEPi	Pressão positiva expiratória final intrínseca

$P_{EL}$	Pressão elástica
PID	Controle proporcional-integral-derivativo
$P_D$	Pressão dinâmica
$P_{PL}$	Pressão pleural
$P_{RES}$	Pressão resistiva
PSV	Pressão de suporte ventilatório
$P_{TA}$	Diferença entre a $P_{VA}$ e a $P_{ALV}$
PTC	Pneumotacômetro
PTP	Produto tempo-pressão
$P_{VA}$	Pressão (de abertura) de vias aéreas
$\Delta P$	Pressão diferencial do pneumotacômetro
$\Delta P_{VA}$	Variações ou flutuações no valor da pressão de vias aéreas
R	Resistência
$R_C$	Resistência do circuito
$Re$	Número de Reynolds
$R_{SR}$	Resistência do sistema respiratório
SR	Sistema respiratório
$R_{VA}$	Resistência das vias aéreas
TOT	Tubo orotraqueal
TPD	Transdutor de pressão diferencial
TTL	Modelo de pulmão utilizado neste trabalho ( <i>training test lung</i> )
u	Velocidade de escoamento
$V_C$	Volume corrente
$V_e$	Volume expirado
$V_i$	Volume inspirado
VLP	Válvula de limiar pressórico
VM	Ventilação mecânica
VSO	Válvula solenóide proporcional
$\Delta V$	Varição de volume
WOB	Trabalho respiratório
$WOB_F$	Trabalho respiratório fisiológico
$WOB_I$	Trabalho respiratório imposto
$WOB_P$	Trabalho respiratório pulmonar
$WOB_T$	Trabalho respiratório total
y	Distância radial

# Capítulo 1

## Introdução

Uma célula está viva enquanto for capaz de produzir energia para realizar a sua função. Para a maioria das células do corpo humano, a respiração é a produção de energia a partir da oxidação pelo oxigênio dos nutrientes provenientes de nossa alimentação e a remoção do gás carbônico, resíduo tóxico de uma das fases da respiração celular. Devido à sua complexidade biológica, o corpo humano é dotado de um sistema de macro-respiração para auxiliar a micro-respiração. Junto com o sistema cardiocirculatório, o sistema respiratório (SR) é o responsável por garantir a oferta e a remoção dos gases à respiração celular. O interesse no estudo do sistema respiratório vem de longa data, na tentativa de compreender e intervir neste intrigante sistema fisiológico de ventilação e de trocas gasosas, que participa na manutenção dos níveis de gases sanguíneos compatíveis com a vida. Comprometimentos do SR podem ocasionar desde o prejuízo das atividades de vida diária do indivíduo até a falência de outras funções orgânicas, que pode resultar em morte.

O uso de equipamentos de ventilação artificial com a monitorização dos parâmetros ventilatórios pode prevenir complicações e salvar vidas.

A ventilação com pressão positiva é uma forma de ventilação artificial em que o sistema de ventilação externo fornece gases com pressões acima da pressão atmosférica. Dentre os sistemas de ventilação positiva, há aqueles que teoricamente mantêm uma pressão constante durante a inspiração e a expiração, denominada de pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP). Na ventilação por CPAP, o paciente ventila espontaneamente sem que o sistema de ventilação (o sistema de CPAP) determine o tempo inspiratório e expiratório ou o volume mobilizado pelo usuário. Por manter a abertura das vias aéreas, expandir os pulmões e melhorar a eficiência das trocas gasosas, os sistemas de CPAP podem ser utilizados nas situações de insuficiência respiratória aguda ou crônica (KATZ E MARKS, 1985, PELOSI *et al.*, 2001).

Dentre os geradores de CPAP comercialmente disponíveis, há o gerador fabricado pela Vygon (Ecouen, França) que funciona através do efeito de entranhamento de ar, demonstrado por ISABEY *et al.* (1989) em tubos orotraqueais (TOT). O gerador Vygon apresenta dimensões pequenas e reduz a complexidade e o

tamanho do circuito respiratório, pois o próprio gerador também funciona como um válvula expiratória. Sendo assim, este gerador representa para o paciente uma resistência respiratória reduzida, quando comparado a outros modelos. Mesmo assim, o sistema de CPAP com este gerador possui a desvantagem de causar flutuações na pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ) dependendo do fluxo respiratório. Quanto maiores forem as flutuações na  $P_{VA}$ , maior é o trabalho respiratório que é imposto ao paciente (GHERINI *et al.*, 1979).

Outra desvantagem do gerador da Vygon é a perturbação que o mesmo pode causar nas medições de fluxo e volume por pneumotacômetro do tipo Fleisch. Assim como a  $P_{VA}$ , o fluxo respiratório é um dos parâmetros ventilatórios mais comumente monitorizados. A não confiabilidade no seu valor pode induzir interpretações equivocadas sobre a condição do SR, e possivelmente, condutas clínicas errôneas.

Para reverter essas desvantagens, uma abordagem possível é desenvolver um sistema de CPAP com controle do nível da  $P_{VA}$ . Por outro lado, o estudo das características do gerador de CPAP e dos seus efeitos quanto às perturbações causadas sobre a medição de fluxo, pode levar à solução do problema de medição presente.

## **1.1- Objetivos**

A presente pesquisa teve por objetivo:

- 1- Projetar um sistema de CPAP com controle em malha fechada da pressão de vias aéreas, utilizando o gerador de CPAP Vygon;
- 2- Ensaiai o gerador de CPAP Vygon, o sistema projetado em malha fechada e outro sistema comercial de geração de CPAP, comparando seus desempenhos quando à redução do trabalho respiratório imposto;
- 3- Caracterizar o gerador de CPAP e seus efeitos na medição de fluxo por pneumotacômetro.

## **1.2- Organização do texto**

O presente trabalho foi organizado em três partes posteriores ao capítulo de revisão teórica. Na primeira parte apresenta-se o sistema de CPAP, seus componentes, seus princípios de funcionamento, como foi desenvolvida a forma de controle e a caracterização de alguns de seus componentes. Na segunda parte é apresentado o ensaio do sistema de CPAP desenvolvido. Por fim, é caracterizada a influência do gerador nas medições de fluxo.

Cada parte citada possui a sua seção de materiais e métodos, os resultados dos experimentos, as discussões e as conclusões relativas ao assunto do capítulo.

## Capítulo 2

### Revisão Teórica

Apresentam-se primeiramente neste capítulo os conceitos básicos da mecânica do sistema respiratório, para familiarização com os conceitos utilizados neste trabalho. Segue-se com os conceitos básicos da mecânica dos fluidos, usados mais adiante para explicar o funcionamento do gerador e os seus efeitos sobre o medidor de fluxo. A descrição sobre a forma de calibração do pneumotacômetro foi esmiuçada a seguir. Depois, aborda-se a aplicação clínica do CPAP, o funcionamento dos sistemas de CPAP e sobre o gerador de CPAP utilizado neste trabalho. A explicação sobre o controle em malha fechada e a sua estabilidade pelo posicionamento por pólos e zeros, fundamentam o desenvolvimento do sistema proposto.

#### 2.1- Fundamentos da Mecânica e Distúrbios do Sistema Respiratório

O SR é composto pelos pulmões (incluindo as vias aéreas) e a parede torácica (tórax, os músculos respiratórios e a parede abdominal).

Funcionalmente o SR, juntamente com o sistema nervoso, pode ser considerado um sistema de controle (BERNE E LEVY, 1990), pois há o ajuste da ventilação pulmonar de acordo com a demanda do indivíduo. Essa demanda pode ser modificada pela prática saudável de exercício físico, alteração emocional ou diferentes doenças, por exemplo. Como todo sistema de controle, o SR tem um compensador (ou controlador) que recebe informações de sensores e envia sinais de comando para os efetores, baseando-se nos sinais de retroalimentação. O compensador central da respiração é formado por um conjunto de neurônios situados no tronco cerebral (controle automático) e no córtex cerebral (controle voluntário). Para manter as pressões parciais dos gases respiratórios na faixa adequada o compensador automático, modulado por impulsos nervosos aferentes (entradas) de sensores (quimiorreceptores, mecanorreceptores e receptores pulmonares, por exemplo), envia sinais de comando (*drive* respiratório) para os músculos respiratórios. Os músculos respiratórios produzem a ventilação pulmonar, que por sua vez modifica os impulsos provenientes dos sensores (retroalimentação).



Com a ventilação pulmonar, o ar escoia pela vias aéreas de condução até chegar na zona respiratória, composta pelos bronquíolos respiratórios, ductos alveolares e os alvéolos, onde ocorrem as trocas gasosas na interface sangue-gás.

Na insuficiência respiratória, o indivíduo é incapaz de manter a pressão parcial de oxigênio acima de 60 mmHg (o que caracteriza a hipoxemia) e/ou a pressão parcial de gás carbônico abaixo de 50 mmHg (o que caracteriza a hipercapnia). A causa pode ser uma deficiência das trocas gasosas ou da ventilação pulmonar com origem, por exemplo, na fadiga muscular, no uso de drogas depressoras do sistema nervoso central etc.).

Na falência dos músculos respiratórios, a ventilação pulmonar deficiente pode ser acudida por outra força motriz (proporcionada por um ventilador mecânico, por exemplo), capaz de vencer a resistência e a retração elástica do sistema respiratório, e por fim produzir variações de volume pulmonar. As medidas de mecânica do sistema respiratório quantificam como essas forças elásticas e resistivas influenciam a ventilação.

### **2.1.1- Pressões e volumes pulmonares**

Para se obter as medidas de mecânica do SR, é necessária a medição de pressões de determinadas partes do SR e do fluxo respiratório. Nota: A palavra fluxo, representada pelo símbolo ( $\dot{V}$ ), será doravante utilizada no lugar do termo técnico mais apropriado que é vazão, em virtude do uso clínico mais corriqueiro da palavra.

O pulmão e a parede torácica são separados pelo espaço pleural. Trata-se de um espaço ínfimo preenchido pelo líquido pleural, entre a pleura que envolve o pulmão (pleura visceral) e a pleura que envolve o interior da caixa torácica (pleura parietal). A pressão medida entre as pleuras é chamada de pressão pleural ( $P_{PL}$ ). Em condições normais, as variações de volume do pulmão e da parede torácica são iguais para a mesma variação da  $P_{PL}$  (LEFF E SCHUMACKER, 1996), ou seja, o pulmão e a parede movem-se simultaneamente. A variação da  $P_{PL}$  pode ser estimada pela pressão medida no terço inferior do esôfago, denominada pressão esofágica.

A pressão medida próxima à boca é chamada de pressão de abertura/entrada de vias aéreas ou simplesmente pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ), ou até mesmo pressão de boca. Em casos de intubação, a pressão pode ser tomada na extremidade do TOT, quando é denominada pressão de carina (BANNER *et al.*, 1992). A tomada da  $P_{VA}$  é geralmente realizada na parede lateral do circuito respiratório (tomada de pressão

lateral). A tomada de pressão é um orifício que deve ser cuidadosamente perfurado na parede com seu eixo perpendicular à superfície e isento de rebarbas. Para medições de boa qualidade, conecta-se a tomada de pressão a um transdutor de pressão diferencial confiável (Figura 1).



Figura 1- Fotografia de um transdutor de pressão diferencial modelo 163PC01D48 (Honeywell, EUA) utilizado, por exemplo, em equipamentos de pressão positiva contínua de vias aéreas (nota do fabricante). Observar as duas entradas de medida de pressão.

A medida de pressão no final das vias aéreas é chamada de pressão alveolar ( $P_{ALV}$ ). Em condições de ausência de fluxo respiratório (final da expiração ou inspiração), a  $P_{ALV}$  é igual à  $P_{VA}$ . Já a chamada pressão de superfície corporal é a medida da pressão atmosférica local ( $P_{ATM}$ ).

O termo pressão motriz depende do trabalho considerado. Por exemplo, a pressão motriz responsável pela variação do volume pulmonar apenas, isto é, para vencer a pressão elástica ( $P_{EL}$ ) do pulmão ou pressão de recolhimento elástico do pulmão, é a pressão transmural do pulmão conhecida como pressão transpulmonar. A pressão transpulmonar é obtida pela diferença entre a  $P_{ALV}$  e a  $P_{PL}$ . Já a pressão elástica da parede torácica é equivalente à pressão transtorácica, obtida pela diferença entre a  $P_{PL}$  e a  $P_{ATM}$ . A soma das pressões transpulmonar e transtorácica é igual à pressão elástica do sistema respiratório e equivale à diferença entre  $P_{ALV}$  e  $P_{ATM}$ . Como trata-se de uma pressão manométrica, a pressão elástica do SR pode ser resumida à medida da  $P_{ALV}$ . Em condições estáticas (ausência de fluxo), a pressão alveolar pode ser estimada pela  $P_{VA}$ .

A pressão motriz necessária para vencer a resistência ao escoamento de ar pelas vias aéreas – da boca até os alvéolos – é igual à diferença entre  $P_{VA}$  e  $P_{ALV}$  ( $P_{TA}$ ). Somando as pressões transpulmonar, transtorácica e a  $P_{TA}$ , obtém-se a pressão motriz do SR que é dada pela diferença entre a  $P_{VA}$  e a  $P_{ATM}$ . Logo a  $P_{VA}$  é a pressão motriz

necessária para vencer as forças elásticas e resistivas do SR, a fim de que o ar atmosférico chegue até os alvéolos.

Os volumes pulmonares variam com a pressão motriz, isto é, com o esforço respiratório. Os pulmões apresentam um volume residual após um esforço expiratório máximo, e atingem a capacidade pulmonar total (CPT) após um esforço inspiratório máximo. A Figura 2 apresenta os volumes e as capacidades pulmonares, que são subdivisões da CPT. O volume de ar que permanece nos pulmões após uma expiração passiva é chamado de capacidade residual funcional (CRF). O volume corrente ( $V_C$ ) é a quantidade de ar inspirado e expirado de uma respiração habitual. Em média o volume corrente, no adulto saudável respirando espontaneamente e de forma calma, pode variar entre 6 a 8 mL para cada quilograma de massa corporal. Porém, parte do  $V_C$  não participa das trocas gasosas. O volume de ar que permanece nas vias aéreas de condução após a inspiração onde não há trocas gasosas é conhecido como espaço morto anômico. Na presença de ventilação artificial, o volume de ar retido no circuito respiratório é conhecido como espaço morto instrumental. O produto do  $V_C$  pela frequência respiratória (ciclos respiratórios por minuto) é conhecido como volume minuto.

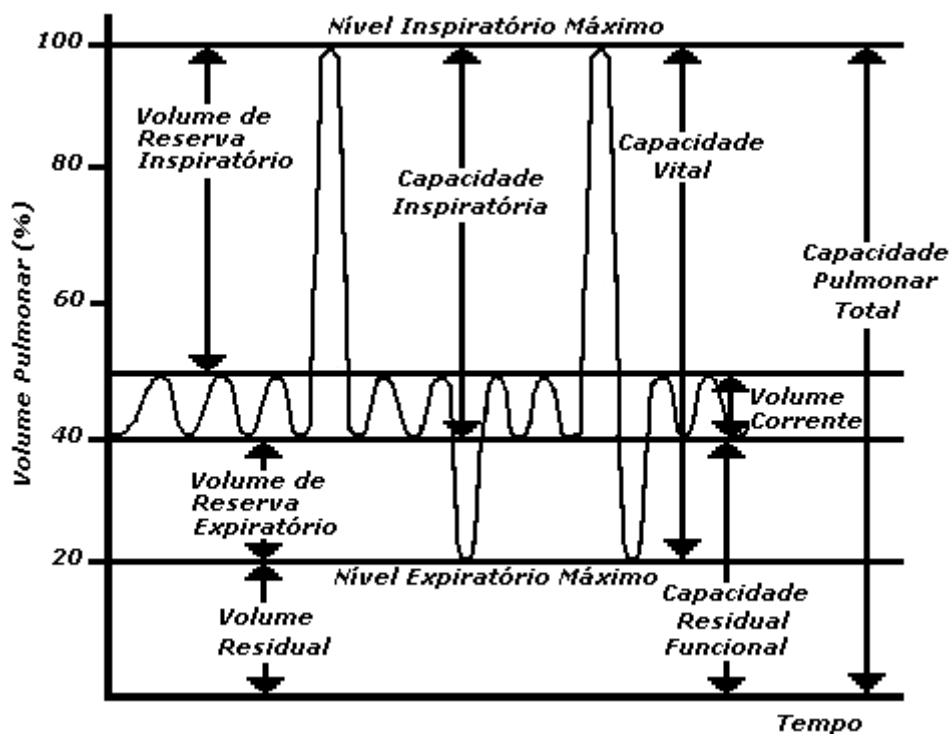


Figura 2- Diagrama adaptado dos volumes e capacidades pulmonares obtidos pelo traçado de um espirômetro. As capacidades pulmonares são a soma de dois ou mais volumes pulmonares.

Alguns fatores alteram a expansão pulmonar e podem levar à hipoventilação. Por exemplo: dor e limitações torácicas e/ou abdominais comuns nos pós-operatórios, desnutrição que pode levar à fadiga muscular, inconsciência, sedação, posturas viciosas e secreções.

Os valores dos volumes e das capacidades pulmonares podem variar para uma mesma pessoa, dependendo do grau de preparo físico, idade, quantidade de secreção, uso de medicamentos, presença de enfermidades que comprometem o SR etc. As doenças de caráter restritivo, como a fibrose pulmonar, causam redução nos volumes pulmonares (na CPT, por exemplo). Nas doenças pulmonares obstrutivas os volumes e capacidades pulmonares podem estar aumentados. Por exemplo, na doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) o valor da CRF frequentemente torna-se elevado em estágios mais avançados da doença. Outro fator que influencia o valor da CRF é a presença de pressão positiva expiratória final (PEEP), seja ela intrínseca (auto-PEEP) ou extrínseca (válvulas de PEEP, por exemplo) (SCHLOBOHM *et al.*, 1981).

A PEEP intrínseca ( $PEEP_i$ ) pode ocorrer em pacientes sob ventilação mecânica (ventilação artificial) e/ou com DPOC, por exemplo. A  $PEEP_i$  é uma pressão positiva que permanece nos pulmões no fim da expiração, quando a  $P_{VA}$  manométrica deveria ser zero ou igual à PEEP. Durante uma expiração rápida, a compressão dinâmica das vias aéreas faz com que a pressão no interior das vias aéreas se iguale à  $P_{PL}$ , em determinadas regiões conhecidas como pontos de igual pressão (MEAD, 1967). Embora haja limitação de fluxo na expiração forçada de indivíduos hígidos, as suas vias aéreas não colabam porque os pontos de igual pressão ocorrem em vias aéreas mais centrais, que possuem sustentação extra de anéis de cartilagem. Dependendo do grau de destruição do parênquima pulmonar, os pontos de igual pressão podem acontecer nas vias aéreas periféricas dos pacientes com DPOC mesmo em respiração basal, devido à perda de sustentação elástica das vias aéreas pertinente à doença. Isto causa uma limitação no fluxo expiratório que pode levar ao aprisionamento de ar (*air trapping*) e redução do volume expirado, ocasionando o aparecimento da  $PEEP_i$  (JANSSENS *et al.*, 2000). A subsequente hiperinsuflação pulmonar gera, com o tempo, a retificação do diafragma, principal músculo da respiração. Ocorre então, encurtamento muscular e desvantagem biomecânica com perda da capacidade máxima de geração de pressão. A  $PEEP_i$  cria um limiar pressórico que causa a necessidade de tornar a  $P_{VA}$  mais negativa para que ocorra a inspiração, durante a respiração espontânea (JANSSENS *et al.*, 2000).

Por todos esses motivos, a PEEP<sub>1</sub> ocasiona o aumento do trabalho respiratório e dispnéia nos pacientes com DPOC.

### 2.1.2- Propriedades elásticas e resistivas do sistema respiratório

Os pulmões e a parede torácica são dotados de fibras de elastina e de colágeno que possuem propriedades elásticas (ROSS, 1993, WEST, 1996). Ao serem deformados elasticamente por uma força motriz, os tecidos do SR retornam ao seu comprimento original depois de cessada essa força. Devido às propriedades elásticas do SR, parte da energia utilizada durante inspiração é armazenada sob a forma de energia potencial elástica que será aproveitada durante a expiração, tornando este processo passivo em condições normais (ZIN, 1990).

A Figura 3 mostra as curvas pressão-volume, isto é, o comportamento elástico do pulmão, da parede torácica isoladamente e do SR em condições estáticas (pontos obtidos com fluxo respiratório nulo). A pressão elástica se refere a cada componente separadamente.

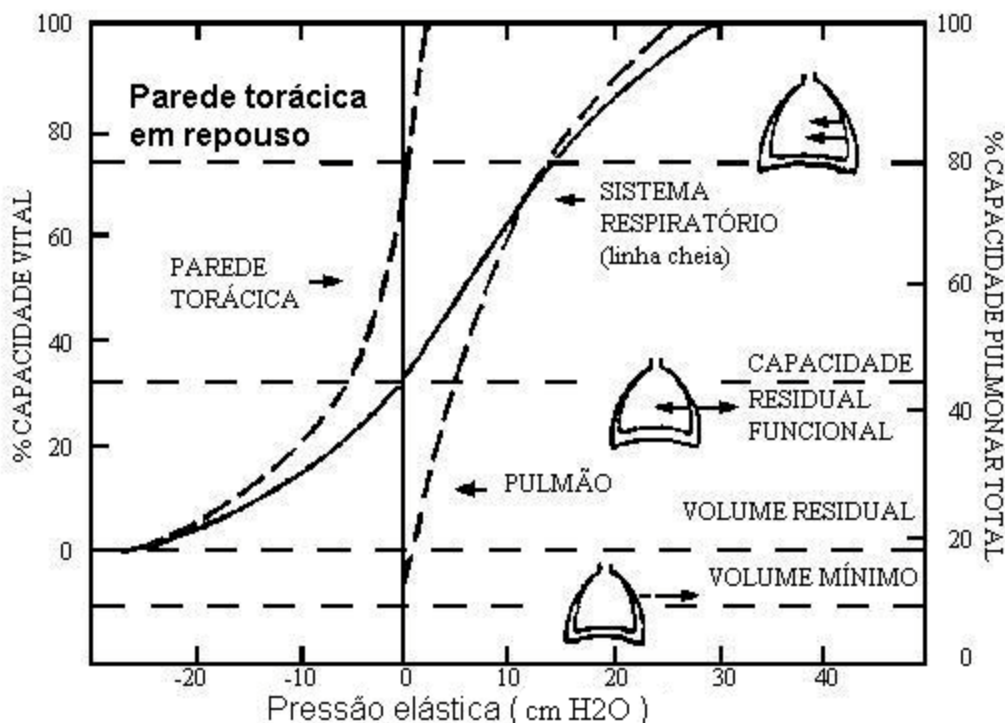


Figura 3- Curvas pressão-volume estáticas do sistema respiratório, do pulmão e da parede torácica. Valores negativos significam tendência à expansão. Com 80% da capacidade pulmonar total a parede torácica também tende à retração. Adaptado de ZIN e ROCCO, (1991).

No fim da expiração espontânea, o SR se encontra na sua CRF e está em equilíbrio elástico, isto é, as forças elásticas do pulmão e parede são opostas e iguais. Na CRF, a pressão transpulmonar estática é de aproximadamente 7,5 cmH<sub>2</sub>O (LEFF E SCHUMACKER, 1996), ou 6,5 cmH<sub>2</sub>O (RODARTE E REHDER, 1986), ou 5 cmH<sub>2</sub>O (WEST, 1996), ou 3,5 cmH<sub>2</sub>O (BERNE E LEVY, 1990). Nota: 1 cm H<sub>2</sub>O equivale a 1,02 hPa. Como neste instante a P<sub>VA</sub> é igual a zero, a P<sub>PL</sub> pode estar entre -7,5 cmH<sub>2</sub>O a -3,5 cmH<sub>2</sub>O. Durante a respiração calma habitual, a pressão no espaço pleural continua negativa e observa-se que a parede torácica está comprimida e tende a se expandir, e o oposto ocorre com o pulmão. Quando o pulmão é isolado fisicamente da parede torácica, ele se retrai e atinge o seu volume mínimo (Figura 3), no qual há colapsos de suas unidades denominados atelectasias [das raízes gregas “a” (não) + “telos” (fim) + “ectasis” (expansão)].

A combinação das propriedades elásticas do pulmão e da parede torácica fazem com que o SR apresente uma curva pressão-volume de aspecto sigmóide, cuja derivada em cada ponto é conhecida com complacência estática do SR (C<sub>SR</sub>). A complacência estática global do SR pode ser obtida pela relação entre a variação de volume de gás pulmonar mobilizado na inspiração ( $\Delta V$ ) e a pressão motriz responsável por essa variação, mostrada na Equação 1.

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

onde P<sub>EL</sub> é a pressão elástica do SR.

Caso se desejasse calcular as complacências pulmonar e da parede torácica, a pressão elástica corresponderia à pressão transpulmonar e à pressão transtorácica, respectivamente. Nos cálculos da complacência dinâmica, a queda de pressão em virtude do escoamento de ar é levada em consideração. O valor da variação de pressão para o cálculo da complacência dinâmica é, portanto, maior em relação ao cálculo da C<sub>SR</sub> para uma mesma  $\Delta V$ . Logo o valor da complacência dinâmica nunca poderá exceder o valor da complacência estática, calculados no mesmo ciclo respiratório (BERNE E LEVY, 1990). Vale lembrar que a elastância (E) é um termo também utilizado e representa o inverso da complacência (E= 1/C<sub>RS</sub>).

A complacência pulmonar está diminuída nas doenças restritivas, no edema agudo de pulmão e quando o pulmão permanece hipoventilado por um longo período

(WEST, 1996), por exemplo. O edema pulmonar causa o extravasamento de líquidos para os alvéolos, que dificulta a expansão pulmonar por aumentar a tensão superficial alveolar. A complacência aumenta com a idade e com a progressão de doenças pulmonares obstrutivas, como o enfisema.

Como a complacência depende do volume pulmonar, por motivo de comparação entre indivíduos, alguns autores utilizam a complacência específica. No cálculo da complacência específica, divide-se o valor da complacência pelo volume pulmonar no qual foi realizada a medida, que geralmente é feita na CRF.

Todas as pressões elásticas citadas independem da presença de fluxo aéreo. A energia elástica armazenada é aproveitada na expiração que pode ser passiva.

Para que ocorra a inspiração, parte da pressão motriz do SR é legada a um componente que dissipa energia, conhecido por isso como resistência do sistema respiratório ( $R_{SR}$ ).

Contribuem para a composição dessa parcela dissipativa tanto o pulmão (vias aéreas e tecido pulmonar) quanto a parede torácica. Pode-se descrever a relação entre o fluxo e a pressão resistiva ( $P_{RES}$ ) da seguinte forma:

$$R_{SR} = \frac{P_{RES}}{V} \quad (2)$$

A resistência tecidual pulmonar representa apenas 5 a 10 % da resistência do pulmão e a resistência tecidual da parede torácica pode representar 30 % da  $R_{SR}$  (RODARTE E REHDER, 1986).

A maior parte da energia dissipativa é gasta para vencer a resistência das vias aéreas ( $R_{VA}$ ). A  $R_{VA}$  é a queda de pressão medida entre a abertura das vias aéreas e o alvéolo ( $P_{TA}$ ) dividida pelo fluxo, e pode ser obtida pela Equação 3 (BERNE E LEVY, 1990).

$$R_{VA} = \frac{P_{TA}}{V} \quad (3)$$

A  $R_{VA}$  é inversamente proporcional ao volume pulmonar devido à mudança do raio das vias aéreas  $R_{SR}$  (RODARTE E REHDER, 1986). A resistência de vias aéreas é menor nos bronquíolos terminais (vias aéreas de pequeno calibre), pois o grande

número de vias em paralelo faz com que se reduza a resistência equivalente (LEFF E SCHUMACKER, 1996).

Na asma brônquica, na presença de secreção copiosa e na apnéia obstrutiva do sono, a resistência das vias aéreas aumenta devido à redução da luz da via aérea. Na asma, a broncoconstricção causada pela reação alérgica, pode ser revertida com o uso de medicamentos broncodilatadores. Caso haja retenção de secreção associada, a higiene brônquica contribui para diminuir a resistência das vias aéreas. Na apnéia obstrutiva do sono, utilizam-se pressões positivas constantes para manter abertas as vias aéreas superiores, que tendem a se fechar durante o sono.

Como o circuito respiratório também oferece resistência à passagem do fluxo, a resistência respiratória total aumenta com a adição de circuitos respiratórios em série. Portanto, a resistência do circuito respiratório deve ser levada em conta nos cálculos da mecânica respiratória.

Essa resistência é um dos componentes que relaciona pressões e vazões (impedância mecânica) através do circuito. Também contribui para queda de pressão no circuito respiratório: a) a complacência do circuito, com armazenamento de energia proporcional às variações de volume dentro do circuito ( $\Delta V$ ) e b) a inertância ( $L$ ), componente inercial da pressão devido às mudanças de fluxo do gás. A inertância pode ser obtida matematicamente através do produto da densidade do gás pelo comprimento do circuito, dividido pela área transversal do circuito.

Segundo HILLMAN E FINUCANE (1985) as variações da  $P_{VA}$  ( $\Delta P_{VA}$ ) serão maiores quanto maior for a impedância do circuito. Os componentes da  $\Delta P_{VA}$  causada pela impedância mecânica do circuito podem ser escritos como:

$$\Delta P_{VA} = R_C \cdot (\dot{V}) + [L_C \cdot (d\dot{V}/dt) + (\Delta V) \cdot E_C] \quad (4)$$

onde  $(d\dot{V}/dt)$  é a taxa de variação do fluxo, e  $R_C$ ,  $L_C$  e  $E_C$  são a resistência, a inertância e a elastância do circuito, respectivamente.

A inertância só deve ser considerada quando todo o sistema (SR e circuito respiratório) é excitado em altas frequências (acima da frequência respiratória), como por exemplo durante a técnica de oscilações forçadas – FOT. A FOT consiste na estimativa da impedância do SR através do estudo da relação entre a aplicação de oscilações senoidais externas de pressão no SR e as conseqüentes variações de fluxo (PESLIN, 1986, MELO *et al.*, 1998). A impedância do sistema respiratório caracteriza o



comportamento mecânico do SR no domínio da frequência, cuja faixa de frequência de 1 a 35 Hz foi inicialmente utilizada (DUBOIS *et al.*, 1956).

Para sintetizar as propriedades elásticas e resistivas do SR utilizando um modelo unicompartmental de representação do SR, chega-se à equação do movimento do SR em respiração espontânea e com frequência respiratória habitual do adulto (12 a 20 cpm):

$$P_{VA} = R \cdot \dot{V} + E \cdot V_c + PEEP_T \quad (5)$$

onde a resistência (R) e a elastância (E) correspondem à resistência e elastância total (SR mais qualquer parte do circuito entre a tomada de pressão e a boca), sendo que o circuito apresenta uma resistência e uma complacência em série com o a  $R_{SR}$  e a  $C_{SR}$ , respectivamente (ZIN, 1990). A  $PEEP_T$  inclui a PEEP intrínseca e a PEEP extrínseca.

Pode-se identificar nesta equação as propriedades resistivas ( $R \cdot \dot{V}$ ) e as propriedades elásticas ( $E \cdot V_c$ ) do SR.

### 2.1.3- Trabalho respiratório

A parte do trabalho respiratório total ( $WOB_T$ ) realizada em respiração espontânea e excluída qualquer ajuda de ventilação mecânica (VM), é conhecida como trabalho respiratório fisiológico ( $WOB_F$ ). O  $WOB_F$  do SR pode ser dividido em três componentes: resistivo, elástico e inercial, além do necessário para movimentar as vísceras (BANNER *et al.*, 1994a). A faixa de  $WOB_F$  clinicamente aceitável para adultos saudáveis no repouso é de 0,3 a 0,6 J/L (BANNER *et al.*, 1994a).

O trabalho fisiológico elástico é aquele realizado para vencer as forças de retração elástica do SR durante a inspiração, convertendo-se em energia potencial que será utilizada na expiração. O aumento do  $WOB_F$  elástico pode ser consequência de uma complacência diminuída do pulmão ou da parede torácica (BANNER *et al.*, 1994b). Já o trabalho fisiológico resistivo é necessário para vencer a resistência viscosa dos tecidos do SR e a resistência ao escoamento do fluido pelas vias aéreas. O estreitamento das vias aéreas, por exemplo, eleva o  $WOB_F$  resistivo. O trabalho fisiológico para vencer a inércia do gás respirado é desprezível nas frequências da respiração espontânea habitual.

Quando o paciente está sob ventilação com pressão positiva, um outro tipo de trabalho resistivo é adicionado ao  $WOB_F$ , conhecido como trabalho respiratório imposto ( $WOB_I$ ) (BANNER *et al.*, 1994a). O  $WOB_I$  é o trabalho adicional, dissipado durante a respiração espontânea para vencer a impedância do circuito respiratório do sistema de ventilação artificial, onde inclui-se o tubo orotraqueal (TOT), conectores, umidificadores e válvula de demanda de fluxo (BANNER *et al.*, 1992).

Quando a  $P_{VA}$  excede o valor da PEEP durante a inspiração, o sistema de ventilação artificial realiza parte ou todo o  $WOB_F$  do paciente (ventilação assistida), dependendo do valor de pressão ou volume inspiratório estabelecido. Se durante a inspiração, a  $P_{VA}$  é mantida pelo sistema de ventilação no mesmo nível da PEEP, o paciente apenas precisa realizar um esforço muscular suficiente para que a pressão  $P_{ALV}$  caia abaixo do nível de PEEP para que haja movimento dos gases. A única resistência a ser vencida é a resistência do SR. Assim, nenhuma forma de assistência é fornecida pelo sistema de ventilação artificial, a não ser manter a abertura das vias aéreas com a pressão positiva. Entretanto, quando a  $P_{VA}$  cai durante a inspiração, o esforço muscular tem que aumentar para que o fluxo inspiratório seja satisfatório, isto é, o paciente tem um trabalho respiratório adicional ao  $WOB_F$ . Uma analogia pode ser feita com a pressão expiratória, ou seja, se durante a expiração a  $P_{VA}$  sobe acima do valor de PEEP escolhido, é porque um trabalho adicional está sendo gasto para vencer a resistência do circuito expiratório.

Os componentes do  $WOB_T$  podem ser obtidos através de áreas da curva pressão-volume, isto é, do produto da pressão pelo volume mobilizado. Para isso, as medidas de pressão mais utilizadas são a  $P_{PL}$ , a  $P_{VA}$  e a pressão de carina (BANNER *et al.*, 1994a). Além da pressão escolhida, o modo de ventilação, se espontâneo ou artificial (mecânica), também influencia no resultado obtido.

A Figura 4 mostra um diagrama de Campbell que utiliza a medida de  $P_{PL}$  em ventilação espontânea e que foi modificado para incluir a medida do  $WOB_I$  inspiratório. O diagrama de Campbell foi utilizado por alguns autores para diferenciar os componentes do  $WOB$  e não subestimar os seus valores (BANNER *et al.*, 1994a, BANNER *et al.*, 1994b, MESSINGER *et al.*, 1995, KIRTON *et al.*, 1995). A curva de complacência estática da parede torácica ( $C_{PT}$ ) foi obtida ventilando-se mecanicamente o paciente sedado e com a musculatura respiratória paralisada. A  $C_{PT}$  intercepta a curva da complacência estática do pulmão ( $C_L$ ) no volume correspondente à CRF. A área do trabalho fisiológico resistivo expiratório sobrepõe parte da área correspondente ao

trabalho elástico, isto é, a pressão elástica armazenada com a inspiração tornou a expiração passiva. Porém, a área do trabalho fisiológico resistivo expiratório pode ser maior do que a área do trabalho elástico, e os músculos respiratórios terão que se encarregar do restante do trabalho necessário à expiração.

### Diagrama de Campbell

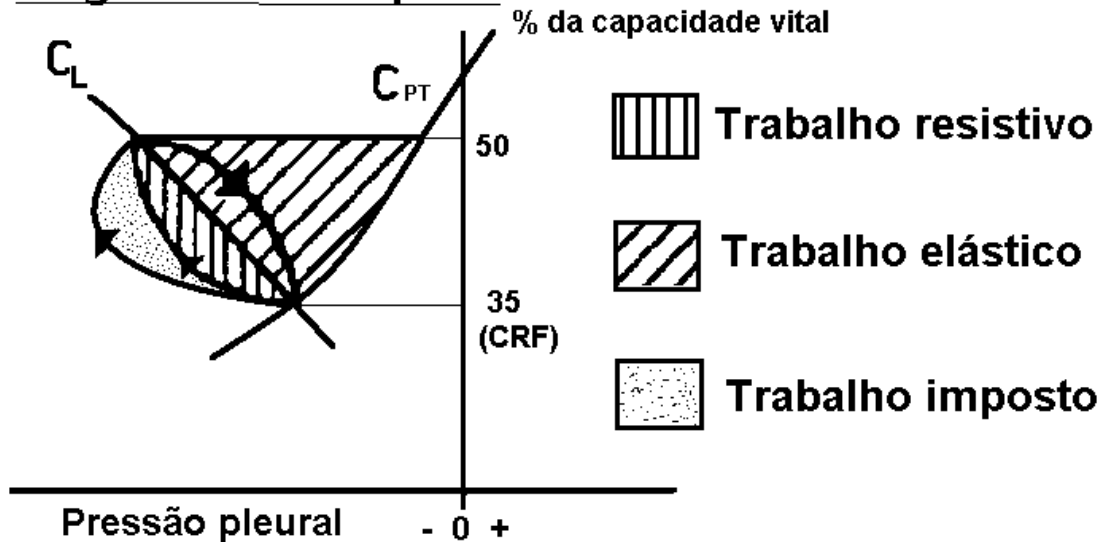


Figura 4- Esquema do diagrama de Campbell modificado (pressão pleural por % da capacidade vital) utilizado para calcular os trabalhos respiratórios. Nesta figura, o diagrama foi obtido em respiração espontânea. Observar o trabalho respiratório inspiratório imposto.  $C_L$  = curva da complacência estática do pulmão,  $C_{PT}$  = curva da complacência estática da parede torácica.

Apenas a parte inspiratória do  $WOB_I$  foi representada na Figura 4, contudo o trabalho expiratório imposto pode ser obtido pela diferença entre o  $WOB_T$  e o  $WOB_I$  inspiratório. Para calcular o  $WOB_I$  total, utiliza-se a área da curva  $P_{VA}$  por  $V_C$  (BANNER *et al.*, 1996), calculada na Equação 6:

$$WOB_I = \int P_{VA} \cdot dV_C \quad (6)$$

Em indivíduos respirando passivamente sob VM, este cálculo corresponde ao  $WOB_F$  resistivo inspiratório e expiratório do SR (BANNER *et al.*, 1994a). No caso de respiração espontânea durante a CPAP (vide próxima seção), o cálculo corresponde ao trabalho necessário para vencer as resistências inspiratórias e expiratórias de todo circuito respiratório, isto é, o  $WOB_I$ . A área da curva  $P_{VA}$  por  $V_C$  compreendida entre o traçado inspiratório da  $P_{VA}$  e a linha imaginária correspondente ao nível de CPAP é o

WOB<sub>I</sub> inspiratório. Já a área compreendida entre o traçado da P<sub>VA</sub> durante a expiração e o nível de CPAP, corresponde ao WOB<sub>I</sub> expiratório.

Na respiração espontânea sem circuito respiratório, a variação na pressão na entrada de vias aéreas é zero ( $\Delta P_{VA} = 0$ ), pois não há um resistor pneumático antes da boca que provoque dissipação de energia. Logo, o WOB<sub>I</sub> durante a CPAP será mínimo quanto menores forem as  $\Delta P_{VA}$  em torno do nível de CPAP (GHERINI *et al.*, 1979). O sistema de CPAP tem que fornecer fluxos inspiratórios para suprir satisfatoriamente a demanda do paciente com o mínimo atraso e regular a pressão expiratória, de forma a minimizar a impedância do circuito a ser vencida pelo esforço inspiratório quanto expiratório.

Para que o cálculo do WOB<sub>I</sub> esteja realmente correto, a tomada de pressão da medição da P<sub>VA</sub> deve estar o mais próximo possível da boca do paciente, ou no fim do TOT nos casos de intubação, para que não ocorra subestimação das variações da P<sub>VA</sub> (BANNER *et al.*, 1992). Nos sistemas de ventilação artificial que controlaram a P<sub>VA</sub> medida próxima à abertura das vias aéreas (sistemas em malha fechada), obtiveram-se menores valores de WOB<sub>I</sub> em comparação com as medições feitas no “Y” do circuito respiratório ou nos ramos inspiratório ou expiratório do ventilador mecânico (BANNER *et al.*, 1992, MESSINGER *et al.*, 1995). Contudo, mesmo tomando esse cuidado, ainda pode haver atraso no fornecimento do fluxo inspiratório pelos sistemas de demanda dos ventiladores mecânicos. Desta forma pode-se realizar um esforço muscular sem variação de fluxo, logo sem cômputo de volume, e assim o WOB<sub>I</sub> (área P<sub>VA</sub> por V<sub>C</sub>) calculado neste instante é igual a zero.

Por isso, alguns autores (BRANSON *et al.*, 1994, MEHRAD, 1997, CALZIA *et al.*, 1998, MANCZUR *et al.*, 2000, AUSTIN *et al.*, 2001) também utilizaram o produto tempo-pressão (PTP) como índice de WOB mecânico, que melhor estima o trabalho metabólico e o consumo de oxigênio da musculatura respiratória nos casos de contração sem mobilização de ar. Ele pode ser calculado pela Equação 7:

$$PTP = \int P_{VA} . dt \quad (7)$$

Os índices de trabalho respiratório são também utilizados para avaliar a perspectiva de sucesso do desmame do paciente em VM (KIRTON *et al.*, 1995). O fracionamento do WOB<sub>T</sub> é importante para se ter ciência de qual dos componentes do WOB<sub>T</sub> é mais representativo e assim intervir de maneira adequada.

CIVETTA (1993) dividiu o  $WOB_T$  em três partes: 1) o  $WOB_F$  normal (aproximadamente 0,5 J/L); 2) a porção do  $WOB_F$  acima do normal devida à doença; 3) o  $WOB_I$  que pode exceder o  $WOB_F$  em até 6 vezes (BANNER *et al.*, 1993), como por exemplo, em situações de alta demanda de fluxo (90 L/s) com um sistema convencional de disparo do ventilador e uso de TOT de 6 mm de diâmetro interno.

Um exemplo da utilidade de fracionar o  $WOB_T$  foi apresentado no trabalho de KIRTON *et al.* (1995), que criaram um algoritmo de desmame da VM. Este algoritmo obteve sucesso no desmame de 27 pacientes de um total de 28, feito com CPAP de 5 hPa, apesar de grande parte dos pacientes ter frequência respiratória (FR) acima de 30 cpm e índice de respiração superficial (FR/ $V_C$ ) maior que 105, valores que predizem insucesso. Nestes casos media-se o  $WOB_T$  e, caso estivesse menor que 0,8 J/L, o paciente era extubado. Em caso negativo, media-se o  $WOB_I$  e assim verificava-se se o  $WOB_F$  estava menor que 0,8 J/L. Em caso positivo, o paciente era retirado da VM, senão o paciente permanecia respirando com o suporte ventilatório e os parâmetros ventilatórios eram ajustados caso fosse necessário diminuir o  $WOB_I$ . Os cálculos da FR, FR/ $V_C$  e  $WOB$  eram refeitos em 12-24h e tomava-se outra decisão. Sempre antes que esses cálculos fossem iniciados, o resultado da análise arterial dos gases respiratórios (gasometria) deveria estar dentro da faixa de normalidade (boas trocas gasosas) de acordo com a idade do paciente.

Neste estudo de KIRTON *et al.* (1995), o  $WOB_I$  foi cerca de 80 % do  $WOB_T$ . Supostamente o cálculo do  $WOB_I$  evita certas iatrogenias (BANNER *et al.*, 1996), como a manutenção desnecessária de um paciente sob VM porque este não apresenta condições de desmame devido ao  $WOB_I$  estar aumentado. Há de se ter cuidado quando não é realizada a discriminação do  $WOB_T$ , pois um paciente com fadiga muscular elevada devido ao  $WOB_I$  prolongado, pode não suportar valores de  $WOB_F$  normais depois de eliminado o  $WOB_I$ . Além disso, o cálculo do  $WOB_I$  pode ser utilizado para titular o nível de pressão de suporte ventilatório (PSV) em casos de desmame, e para não submeter o paciente a um esforço que possa causar desconforto respiratório e resultar em fadiga respiratória, prolongando o tempo de VM.

## **2.2- Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas (CPAP)**

A CPAP pode ser definida como a manutenção de uma pressão positiva (supra-atmosférica) durante todo o ciclo respiratório. O paciente respira espontaneamente em

um nível teoricamente constante de pressão positiva, mantida por uma válvula expiratória que estabelece o nível de CPAP (válvula de PEEP) e por um fluxo inspiratório, ofertado por um gerador de CPAP (gerador de fluxo) ou um ventilador mecânico.

A CPAP é um modo de ventilação positiva, embora não seja considerada verdadeiramente como um modo de ventilação mecânica por MEHTA e HILL (2001), pois não assiste ativamente a inspiração (sem pressão de suporte). Porém, alguns tipos de sistemas de CPAP podem elevar a  $P_{VA}$  na inspiração através de hiperinsuflações (PELOSI *et al.*, 2001) ou excedendo a demanda do paciente (KATZ *et al.*, 1985). A CPAP pode ser utilizada tanto de forma invasiva (com uso do TOT, por exemplo) quanto de forma não invasiva (com uso de máscara facial, por exemplo).

Os benefícios da aplicação da CPAP são enunciados a seguir.

### **2.2.1- Os benefícios e as aplicações em doenças respiratórias**

A CPAP já era empregada no início do ano de 1878 no tratamento de doenças pulmonares caracterizadas pela redução dos volumes pulmonares (OERTEL, 1878 *apud* BRANSON, 1995). Neste aspecto, a CPAP é utilizada na prevenção de complicações respiratórias (por exemplo na prevenção de pneumonia), no tratamento de pacientes que apresentam diminuição da CRF, na deficiência da função ventilatória e das trocas gasosas decorrentes de atelectasias e qualquer outra situação em que a reexpansão ou manutenção de um volume pulmonar adequado se faça necessária (por exemplo no pós-cirúrgico de cirurgias cardíacas, abdominais altas e torácicas) (DENEHY E BERNEY, 2001).

A aplicação de pressão positiva constante durante o ato respiratório faz com que a pressão transpulmonar aumente e, como consequência, eleve a CRF. GHERINI *et al.* (1979) observaram um aumento da CRF, em indivíduos saudáveis, proporcional ao nível de CPAP. Porém o uso de valores de PEEP elevados pode ocasionar aumento do esforço expiratório, tanto maior quanto for o nível de CPAP (URBSCHEIT *et al.*, 1973). A elevação demasiada da CRF devido ao uso de CPAP aumenta a retração elástica e diminui a complacência do SR.

O aumento do trabalho elástico devido à diminuição da complacência do pulmão pode ser tratado com CPAP (BANNER *et al.*, 1994a). Por exemplo, em determinadas situações de restrição volumétrica, a CPAP pode ser benéfica por elevar a CRF até

atingir um valor normal. Este valor normal deve estar na região mais inclinada da curva pressão-volume do SR, isto é, correspondente a um ponto da curva em que a complacência é maior. O uso de condutas expansivas como a utilização de CPAP pode ajudar a recuperar os volumes e as capacidades pulmonares normais, prevenir atelectasias e aumentar as áreas de trocas gasosas.

Quanto aos benefícios das trocas gasosas, DEHAVEN *et al.* (1985) observaram aumento na pressão parcial de oxigênio no sangue de 59 mmHg para 146 mmHg, com uma fração inspiratória de oxigênio de 45%, com uso da CPAP nos pacientes que tiveram hipoxemia após a retirada (desmame) da ventilação invasiva. KATZ e MARKS (1985) concluíram que a CPAP melhorou as trocas gasosas, a complacência pulmonar e diminuiu o trabalho respiratório durante a inspiração em pacientes adultos se recuperando de insuficiência respiratória. Os mesmos pacientes foram retirados da ventilação invasiva utilizando CPAP. Os níveis de CPAP mais comumente utilizados em insuficiência respiratória varia de 5 a 12,5 hPa (MEHTA e HILL, 2001). Além de ser utilizada no desmame da ventilação artificial invasiva, a CPAP também é utilizada não-invasivamente, na tentativa de se evitar a necessidade de intubação (MEHTA e HILL, 2001).

No caso das doenças obstrutivas como a DPOC, pode haver um aumento da resistência expiratória e o aparecimento de uma  $PEEP_i$ , que por sua vez aumentam o WOB dos pacientes. A aplicação de baixos níveis de CPAP, apenas para manter a permeabilidade das vias aéreas, reduz em alguns casos o WOB e a sensação de falta de ar (dispnéia) destes pacientes no repouso (FESSLER *et al.*, 1995, JANSSENS *et al.*, 2000, O'DONOGHUE *et al.*, 2002) e no exercício CPAP (O'DONNELL *et al.*, 1988).

A obstrução pulmonar pode ter como causa o acúmulo de secreções. Tanto a CPAP quanto a EPAP (pressão positiva expiratória em vias aéreas) podem ser utilizadas para promover a higiene brônquica. Durante o uso da EPAP apenas se utiliza uma válvula expiratória associada à respiração espontânea sem fornecimento de fluxo inspiratório adicional, e a  $P_{VA}$  permanece negativa durante toda a inspiração. Como o paciente terá que gerar uma pressão subatmosférica para inspirar, as  $\Delta P_{VA}$  e o trabalho respiratório com a EPAP é maior quando comparado com a CPAP (KACMAREK *et al.*, 1982b). Além disso, GHERINI *et al.* (1979) e SCHLOBOHM *et al.* (1981) concluíram que a CPAP foi mais efetiva no aumento da CRF e na melhoria da oxigenação arterial do que o uso de EPAP.

A CPAP também pode ser utilizada no edema agudo de pulmão, no tratamento de pacientes com insuficiência cardíaca congestiva e apnéia obstrutiva do sono (YAN *et al.*, 2001). Além da melhora das trocas gasosas, a CPAP pode trazer benefícios hemodinâmicos na insuficiência cardíaca congestiva. A CPAP reduz o retorno venoso (pré-carga) e a pressão transmural do ventrículo esquerdo (pós- carga). Como o débito cardíaco nos casos de insuficiência congestiva é relativamente insensível à redução do retorno venoso, mas sensível à redução da pós carga, a CPAP pode aumentar o débito cardíaco. Porém o débito cardíaco em indivíduos saudáveis é amplamente dependente do retorno venoso (estiramento da musculatura), e neste caso, a CPAP pode diminuir o débito cardíaco (YAN *et al.*, 2001).

Uma desvantagem do uso de CPAP é a geração de  $WOB_I$ , que pode causar desconforto respiratório no paciente, dependendo do seu valor (HILLMAN e FINUCANE, 1985). Como geralmente os sistemas de CPAP não realizam nenhum percentual do  $WOB_F$  do paciente, qualquer trabalho adicional persistente pode resultar em fadiga muscular respiratória nos pacientes mais debilitados. O sistema de fornecimento de fluxo respiratório e as válvulas de PEEP estão intimamente relacionados com o  $WOB_I$ , e portanto com o sucesso do uso da CPAP.

### **2.2.2- O fornecimento de fluxo inspiratório /válvulas expiratórias e a relação com o trabalho respiratório**

Os sistemas de CPAP usuais fornecem o fluxo inspiratório por meio de três métodos: fluxo contínuo, fluxo de demanda ou o *flow-by* (MEHTA e HILL, 2001). O sistema de fluxo contínuo pode ser de baixo ou alto fluxo. No sistema de alto fluxo deve haver um fluxo contínuo em torno de três a quatro vezes o volume minuto do paciente para sustentar o nível de CPAP durante a inspiração (GIBNEY *et al.*, 1982, DEHAVEN *et al.*, 1985). Nos sistemas de fluxo contínuo com baixos fluxos utiliza-se uma bolsa reservatório para tentar minimizar as  $\Delta P_{VA}$  (HILLMAN e FINUCANE, 1985). Alguns sistemas de fluxo contínuo com alto fluxo também utilizam a bolsa reservatório.

Nos anos 80, o ventilador 7200a (Puritan-Bennett, Carlsbad, EUA) incorporou um sistema de fluxo contínuo modificado conhecido como *flow-by*. O *flow-by* é um método com sensibilidade a fluxo (*flow triggered*). Um fluxo de base (*baseline flow*) é ajustado, o qual pode variar de 5 a 20 L/min, juntamente com a sensibilidade, que pode



ter um valor mínimo de 1 L/min e um máximo equivalente à metade do fluxo de base (SASSOON *et al.*, 1989). Por exemplo, selecionando um fluxo de base de 10 L/min e uma sensibilidade de 4 L/min, quando o fluxo de base cai para menos de 6 L/min, um fluxo adicional é fornecido ao paciente para manter a  $P_{VA}$  no nível de CPAP desejado. O sistema pára o fornecimento do fluxo inspiratório adicional quando o fluxo medido pelo pneumotacômetro no ramo expiratório excede o fluxo basal, pois teoricamente o paciente está expirando (BRANSON, 1995).

O método de demanda foi introduzido nos ventiladores mecânicos de segunda geração a fim de economizar gás, gerando apenas o escoamento necessário para um  $V_C$  coerente com a demanda, e melhorar a monitorização do volume (BRANSON *et al.*, 1994). O fluxo é fornecido após a  $P_{VA}$  cair abaixo do limiar de sensibilidade estabelecido, quando então abre-se a válvula de demanda e inicia-se o fluxo inspiratório (SASSOON *et al.*, 1989). Neste caso, o sistema possui sensibilidade a pressão (*pressure triggered*). A sensibilidade pode variar de 0,5 a 20 hPa, sendo que o esforço inspiratório é menor quando a sensibilidade ajustada é maior, isto é, com menores valores de pressão. Por exemplo, se o nível de CPAP estabelecido for de 5 hPa e a sensibilidade for de 2 hPa, a válvula de demanda abrirá quando  $P_{VA}$  atingir 3 hPa. Assim, quando a  $P_{VA}$  fica maior que 3 hPa o fluxo inspiratório fornecido pelo sistema cessa. Nos sistemas de CPAP de demanda e de *flow-by*, o  $WOB_I$  inspiratório é proporcional ao valor de sensibilidade escolhida (SASSOON *et al.*, 1989).

Os resultados são variados ao avaliar qual o melhor sistema de fornecimento de fluxo e que gera menos  $WOB_I$ . GIBNEY *et al.* (1982) encontraram um  $WOB_I$  duas vezes maior nos sistemas de CPAP que utilizavam válvula de demanda, em comparação aos sistemas de CPAP de alto fluxo contínuo. A queda de pressão necessária para iniciar a inspiração e o atraso no fornecimento do fluxo pela válvula de demanda foram considerados pelos autores como os possíveis responsáveis pelo aumento do  $WOB_I$ . Já KATZ *et al.* (1985) contrastam com GIBNEY *et al.* (1982) ao verificarem que alguns sistemas que utilizaram fluxo de demanda tiveram resultados semelhantes ou melhores que os sistemas de fluxo contínuo. SASSOON *et al.* (1989) observaram menor queda de pressão no início da inspiração e menor  $WOB_I$  inspiratório com o *flow-by*, comparado com o fluxo de demanda em CPAP de 10 hPa. BRANSON *et al.* (1994) encontraram menor  $WOB$  nos sistemas de CPAP que possuíam sensibilidade à fluxo do que àqueles que possuíam sensibilidade à pressão, e atribuíram o resultado à melhor prontidão do *flow-by*. No trabalho de AUSTIN *et al.* (2001), apenas o sistema de CPAP que utilizou

o *flow-by* obteve  $WOB_I$  menor que 0,09 J/L em modelo de pulmão. Segundo os autores, a sensibilidade ao fluxo pode reduzir o atraso de fornecimento de ar em 25 %, comparado com a sensibilidade à pressão. Já BANNER *et al.* (1993) observaram que nos sistemas de demanda com a leitura de pressão feita na carina (final do TOT), o  $WOB_I$  inspiratório foi menor do que o método de demanda convencional (pressão medida no ramo expiratório ou no interior do ventilador mecânico), e inclusive menor do que o *flow-by*. HILLMAN *et al.* (1987) observaram que o método de baixo fluxo contínuo com bolsa reservatório obteve os mesmos desempenhos que o ventilador mecânico Servo 900B (Siemens Elema, Solna, Suíça) e ligeiramente inferior ao Siemens Servo 900C, que utilizam o método de fluxo de demanda. Já em outro trabalho de SASSOON *et al.* (1992) em pacientes se recuperando de insuficiência respiratória relacionada ao DPOC, o *flow-by* reduziu mais o  $WOB_I$  do que o método de fluxo de demanda, e teve desempenho equivalente ao sistema de CPAP de fluxo contínuo com bolsa reservatório. PELOSI *et al.* (2001) encontraram resultados equivalentes entre um sistema de baixo fluxo contínuo, um sistema de alto fluxo contínuo (com e sem bolsa reservatório) e o ventilador mecânico Servo 300C (Siemens Elema, Solna, Suíça) que utilizou sensibilidade à fluxo.

Independente do método de fornecimento de fluxo, para manter o nível de CPAP é preciso de algum tipo de válvula expiratória. As válvulas de PEEP estabelecem a pressão positiva no fim da expiração durante a VM, durante a EPAP e a CPAP (BANNER *et al.*, 1993; KACMAREK *et al.*, 1994).

As válvulas de PEEP podem ser classificadas como resistores de limiar pressórico (*threshold*) ou resistores de fluxo (KACMAREK *et al.*, 1982a). As válvulas *spring-loaded* (com uma ou mais molas) e o selo d'água (estabelece a PEEP em função da altura da coluna de água no qual o ramo expiratório está submerso) são exemplos de válvulas de limiar pressórico (VLP). Nas válvulas de limiar pressórico supostamente ideais, a pressão positiva ( $P_p$ ) durante a expiração é exercida através de uma força constante ( $F$ ) sobre uma área ( $A$ ) da válvula segundo a Equação 8 (BANNER *et al.*, 1986a):

$$P_p = \frac{F}{A} \quad (8)$$

No caso das válvulas *spring-loaded*, a força  $F$  é maioritariamente dada pelo produto do módulo de elasticidade da mola pela deformação a partir do seu ponto de repouso. No caso da válvula de selo d'água,  $F$  é proveniente do produto da massa de coluna de líquido pela aceleração da gravidade.

A válvula de selo d'água funciona quase como uma VLP ideal, e é considerada como referência de válvula de PEEP (PELOSI *et al.*, 2001). Em um estudo de COX E NIBLETT (1984), a VLP de selo d'água foi a que apresentou a menor variação de resistência a diversos valores de fluxos expiratórios. Neste mesmo estudo, a VLP de selo d'água apresentou as menores  $\Delta P_{VA}$  em um circuito de fabricação própria utilizando bolsa reservatório e uma das maiores quedas de  $P_{VA}$  durante a inspiração quando utilizada em no ventilador Servo 900 B. Este resultado mostrou que a limitação da VLP de selo d'água esteve na manutenção da PEEP durante a fase inspiratória, daí a necessidade do uso de uma bolsa reservatório ou outro sistema que mantenha a  $P_{VA}$  durante a inspiração.

Já nas válvulas resistivas ao fluxo (ou de orifício), a pressão é gerada em função da resistência ( $R$ ) à passagem do fluxo expiratório ( $\dot{V}_E$ ) pelo orifício. Assim sendo, a magnitude da pressão varia inversamente com o raio do orifício regulável pelo qual o fluido deve passar (BANNER *et al.*, 1986a). O problema é que com a inspiração, parte do gás que escoava pela válvula de PEEP e mantinha o nível de CPAP, é desviado para o paciente e a  $P_{VA}$  cai. Com a expiração, aumenta-se o escoamento pela válvula e a pressão sobe. Qualquer resistência ao fluxo no ramo expiratório do circuito de CPAP faz com que  $P_{VA}$  seja fluxo-dependente (CULPEPPER *et al.*, 1983).

Uma vez estabelecida a oferta de fluxo inspiratório ótima para o paciente, a válvula de PEEP ideal mantém a  $P_{VA}$  constante apesar das variações do valor de fluxo que passa por ela (BANNER *et al.*, 1986a). Na prática, até mesmo as VLPs consideradas ideais apresentam variados valores de resistência à passagem do fluxo, podendo ser classificadas em VLPs de baixa e alta resistência (BANNER *et al.*, 1986a). Desta forma, espera-se que haja alguma  $\Delta P_{VA}$  durante o uso de CPAP mesmo na utilização de válvulas de limiar pressórico. Não obstante, deve-se preferir o uso de VLPs com baixa resistência ao fluxo para que haja menores variações na  $P_{VA}$  (BANNER *et al.*, 1993). A utilização de uma VLP mais próxima do ideal reduz tanto o  $WOB_I$  inspiratório quanto o  $WOB_I$  expiratório (BANNER *et al.*, 1988).

Tanto as VLPs, quanto as válvulas resistivas ao fluxo já foram utilizadas em diversos ventiladores mecânicos e dispositivos geradores de CPAP (BANNER *et al.*, 1986a). Em um estudo de BANNER *et al.* (1986b), o uso de VLP eletromagnética (Hamilton Veolar) apresentou queda da  $P_{VA}$  com fluxos acima de 1 L/s, enquanto que as VLP de múltiplas molas (Vital Signs) foram as que tiveram menor  $\Delta P_{VA}$ . No estudo de KACMAREK *et al.* (1994), todas as válvulas de PEEP utilizadas (*spring-loaded* e eletromagnéticas) em sistemas de CPAP com fluxo contínuo apresentaram aumento do  $WOB_I$ .

A dificuldade de se construir uma válvula mecânica de PEEP ideal levou à construção de sistemas de CPAP microprocessados. NISHIMURA *et al.* (1989) desenvolveram um sistema de CPAP microprocessado que controla duas válvulas eletrônicas. Uma das válvulas é responsável por regular o fluxo de demanda, enquanto a outra age como uma válvula expiratória regulando o jato de ar, proveniente de uma fonte de pressão, em direção ao paciente. AKASHI *et al.* (1990) utilizaram um sistema que fornece um fluxo basal de 30 L/min em direção ao paciente, em que o fluxo inspiratório é regulado pela monitorização e controle em malha fechada da  $P_{VA}$ . Durante a inspiração o sistema adiciona ao fluxo basal um fluxo equivalente ao fluxo inspiratório do paciente, e durante a expiração subtrai um fluxo equivalente ao fluxo expiratório.

Vários sistemas de CPAP foram testados e apresentaram desempenhos diferentes em relação ao  $WOB_I$ , dependendo das características técnicas dos mesmos (GIBNEY *et al.*, 1982, COX E NIBLETT, 1984, KATZ *et al.*, 1985, VENN, 1989, SASSOON *et al.*, 1989, SASSOON *et al.*, 1992, CALZIA *et al.*, 1998, PELOSI *et al.*, 2001, AUSTIN *et al.*, 2001), sendo que muitos ventiladores mecânicos apresentaram  $\Delta P_{VA}$  maiores que 1 hPa (COX e NIBLETT, 1984, KATZ E MARKS, 1985, SASSOON *et al.*, 1989, PELOSI *et al.*, 2001). Em suma, cabe aos profissionais responsáveis pesquisar e optar por sistemas de CPAP mais próximos do ideal, onde o nível de CPAP desejado é mantido igual à PEEP durante todo o ciclo respiratório.

### **2.2.3- Os sistemas de CPAP e o gerador Vygon**

Os níveis de pressão positiva são gerados por sistemas de CPAP que podem ser classificados como pneumáticos ou eletrônicos (BRANSON, 1995). Os sistemas

pneumáticos geralmente são de montagem própria (*home-made*) e utilizam geradores de CPAP comerciais acoplados a uma fonte de ar de 50 PSI, sem controle eletrônico da pressão. Em geral, os sistemas pneumáticos basicamente possuem: um gerador comercial de CPAP; uma traquéia (tubo) para conectar o gerador à peça T (ramo inspiratório); máscara facial e sua presilha; e uma válvula de PEEP. A peça T serve para conectar o ramo inspiratório e a válvula de PEEP (ramo expiratório) à máscara facial ou ao TOT. Por vezes o sistema possui também uma bolsa-reservatório (5-12 L), um umidificador de ar e um manômetro para monitorizar o nível de CPAP.

Os sistemas de CPAP eletrônicos podem ser desde complexos e robustos como os ventiladores mecânicos utilizados em unidades de terapia intensiva, até os menos complexos, portáteis e de uso doméstico. Por exemplo, os sistemas de CPAP comumente utilizados em pacientes com apnéia obstrutiva do sono, constituem-se de um compressor de ar, um manômetro e a válvula expiratória (BRANSON, 1995)

O sistema de CPAP desenvolvido neste trabalho utilizou um gerador de CPAP comercial (Laboratórios Vygon, Ecouen, França). O gerador tem 56,3 mm de comprimento e 13,3 mm de diâmetro interno com duas entradas externas. Uma delas tem comunicação com o interior do gerador e é responsável pela geração de pressão positiva (entrada de pressão) (Figura 5). A outra entrada é utilizada, caso necessário, para oferta adicional de oxigênio ao paciente ou como tomada de pressão (verificar o nível de CPAP). Uma fonte de fluxo externa (fluxômetro compensado por pressão, por exemplo) é conectada na entrada de pressão do gerador através de uma mangueira de 1,80 m do kit do próprio gerador (Figura 5).

O fluxômetro é um medidor linear de fluxo, que fornece valores de fluxo sem a necessidade de medir a pressão diferencial. Os fluxômetros do tipo compensado por pressão possuem a vantagem de garantir medidas confiáveis de fluxo, não afetadas pelas variações de pressão no circuito respiratório (BRANSON, 1995).

O ar comprimido ou oxigênio proveniente do fluxômetro é forçado a fluir através de quatro microcanais em bisel situados na parede interna do gerador, gerando microjatos de alta velocidade em direção ao paciente. Os microjatos são uma fonte de quantidade de movimento que interage viscosamente com o ar estacionário. A tensão de cisalhamento (vide seção 2.3.1) entre as camadas de ar faz com que os jatos sejam desacelerados e as camadas estacionárias aceleradas. A camada de ar, que estava estacionada e então ganhou movimento, começa a exercer uma tensão de cisalhamento em novas camadas de ar e assim se segue até um limite. Esse efeito é conhecido por

entranhamento de ar (*air entrainment*), que aumenta o valor de fluxo de ar em direção ao paciente enquanto que uma quantidade de energia é dissipada pela fricção turbulenta (ISABEY *et al.*, 1989).

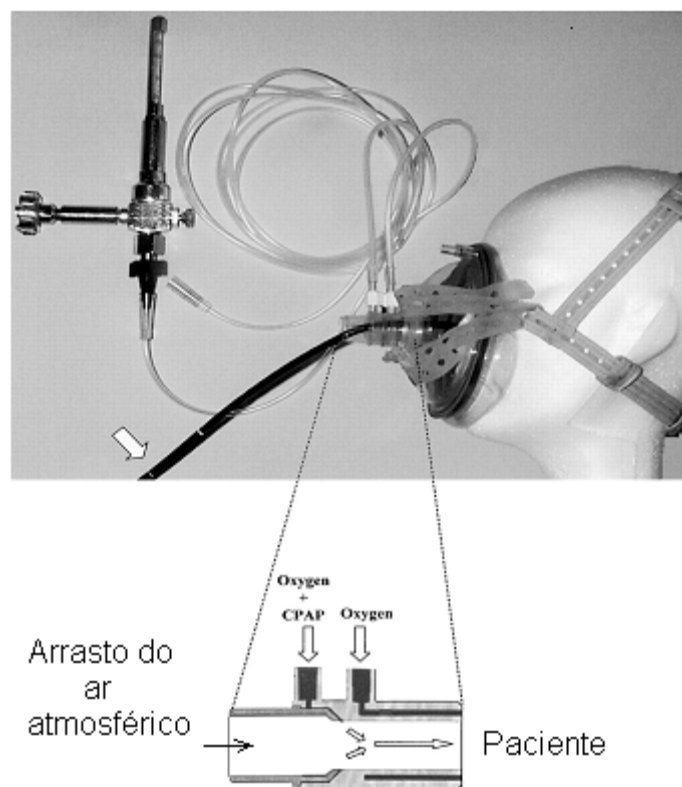


Figura 5- Topo) Uso do gerador de CPAP com máscara facial em broncoscopia por fibra ótica. Observar a conexão de uma das entradas do gerador com o fluxômetro e a seta indicando o broncoscópio. Base) Corte longitudinal do gerador passando por 2 dos 4 microcanais formadores dos microjatos de alta velocidade, responsáveis pela geração de pressão positiva (CPAP). Extraído de MAITRE *et al.* (2000).

O mecanismo de entranhamento descrito é similar ao princípio da mistura causada por jato (*jet mixing principle*) (SCACCI, 1979). Este mecanismo de aumento de fluxo é utilizado em máscaras de oxigênio (BATEMAN e LEACH, 1998). Nos casos dessas máscaras a incidência de um único jato é simétrica ao eixo e a limitação de arrasto do ar lateral circunvizinho ao jato é menor (Figura 6, direita). A incidência não axial do jato do gerador da Vygon faz com que a pressão lateral aumente mais rapidamente, porém com maior dissipação de energia (ISABEY *et al.*, 1989). Embora a incidência dos microjatos do gerador de CPAP visualmente aparente ser mais paralela ao eixo longitudinal do gerador do que o mostrado na Figura 5, ela não é axial, pois tem os microcanais situados na própria parede interna do gerador.

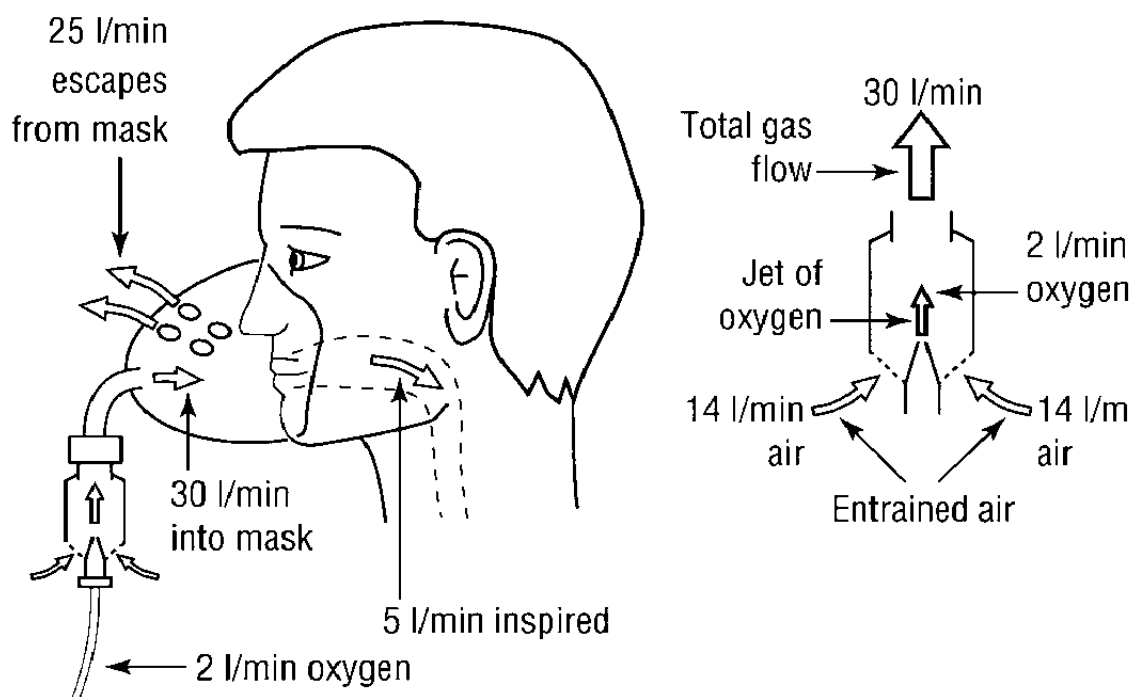


Figura 6- Mecanismo de entranhamento de ar utilizado em máscaras de oxigênio. Observar que o fluxo resultante é maior que o fluxo proveniente do fluxômetro. Desenho modificado de BATEMAN e LEACH (1998).

Deve-se ressaltar que o mecanismo de entranhamento de ar apresentado não deve ser confundido com o efeito descrito por Giovanni Venturi em 1767, utilizado para medir a velocidade de um escoamento (SCACCI, 1979).

O entranhamento de ar via efeito Venturi envolve a conservação de energia explicada pela equação de Bernoulli (Equação 19, vide seção 2.3.1). Por um estreitamento do tubo, o fluido escoar com uma velocidade maior e uma pressão lateral menor do que o restante do tubo que possui uma área transversal maior. Através de uma abertura para a atmosfera situada lateralmente à região de menor pressão, o ar atmosférico é arrastado pelo escoamento principal devido à queda de pressão lateral gerada pelo estreitamento do tubo.

Ao contrário do que é comumente dito (BRANSON, 1995), o efeito Venturi não é utilizado no gerador de CPAP Vital Signs Downs (Vital Signs, Totowa, EUA) e no Acriflux-CPAP® (Criticalmed, Rio de Janeiro, Brasil), pois em ambos os geradores há um estreitamento na condução do gás para formar um jato que se expande. Ao invés de diminuir a pressão lateral, a expansão do gás cede energia cinemática e aumenta a pressão lateral. O ar atmosférico estacionário é arrastado por atrito viscoso pelas camadas de ar do jato, e não por queda de pressão lateral.

No gerador de CPAP da Vygon, parte da energia é dissipada por causa da fricção turbulenta na mistura dos jatos. Qualquer gradiente de pressão resultante é consequência do processo de mistura dos jatos, e não a causa do entranhamento de ar (SCACCI, 1979). Em todos os geradores de CPAP citados, o entranhamento de ar é proporcional ao valor de fluxo estabelecido no fluxômetro.

O princípio de entranhamento do gerador de CPAP é equivalente ao descrito no trabalho de ISABEY *et al.* (1989), só que foi aplicado e testado em TOT. O mecanismo no qual a mistura turbulenta transforma o momento de fluxo em pressão é complexo. O platô de pressão lateral só se estabelece a uma distância a jusante da mistura dos jatos. A pressão positiva gerada depende da velocidade do gás (microjatos) e do diâmetro dos microcanais. Para uma pressão na entrada dos microcanais de  $1,73 \text{ Kgf/cm}^2$ , o número de Reynolds situa-se em torno de 50.000, logo o escoamento resultante da mistura dos jatos é turbulento (ISABEY *et al.*, 1989).

Uma vantagem do sistema descrito por ISABEY *et al.* (1989) foi a abolição da sensação da alta resistência oferecida pelo TOT, produzindo um ganho na pressão traqueal dependente da velocidade dos microjatos. No trabalho de BROCHARD *et al.*, (1991), este sistema de entranhamento em TOT se mostrou eficiente na manutenção da pressão arterial de oxigênio durante a higiene brônquica por aspiração do TOT.

O gerador de CPAP foi utilizado por MAITRE *et al.*, (2000) durante broncoscopia por fibra ótica (FOB) em pacientes hipoxêmicos, alegando simplicidade de uso e a vantagem de se poder passar o broncoscópio por dentro do gerador sem perturbação do nível de CPAP. Foi observada uma melhor tolerância dos pacientes à FOB usando CPAP em comparação com a simples suplementação de oxigênio, tanto em relação à oxigenação quanto ao resultado clínico. A saturação arterial de oxigênio dos pacientes durante a FOB com uso do CPAP foi de 93,5 % comparada com 88,6 % do grupo que não utilizou CPAP. Também observou-se razoável manutenção do nível de CPAP durante a FOB. Outras vantagens do gerador são: a) leveza; b) pequenas dimensões; c) aberto para atmosfera; e d) pequeno espaço morto instrumental e menor resistência por não necessitar de válvulas unidirecionais, peças Y, ou válvula de PEEP. BACON *et al.*, (2000) observaram que aumentos na resistência do sistema de CPAP por causa da condensação de água no circuito e tubos longos, afetavam a qualidade da terapia com CPAP por causa das grandes  $\Delta P_{VA}$ .



## 2.3- A Medição do Fluxo Respiratório

A monitorização do fluxo respiratório de um paciente durante o uso de um sistema de ventilação artificial é essencial para os cálculos da mecânica respiratória e para o ajuste dos parâmetros ventilatórios. Porém, para monitorar o fluxo é necessário medi-lo e para isso pode ser utilizado um pneumotacômetro.

A fim de entendermos o princípio de medição de um pneumotacômetro do tipo Fleisch e suas peculiaridades, apresentar-se-ão alguns conhecimentos básicos da mecânica dos fluidos. A mecânica dos fluidos também ajuda a compreender melhor a física do escoamento de ar nos geradores de CPAP e nos circuitos respiratórios.

### 2.3.1- A mecânica dos fluidos básica

Segundo FOX e Mc DONALD (1998), a ciência dos princípios básicos da mecânica dos fluidos é essencial para analisar qualquer sistema no qual o fluido é o meio produtor de trabalho. O fluido pode ser definido como uma matéria que se deforma continuamente sob a aplicação de uma tensão de cisalhamento (tangencial), não sendo capaz de suportá-la quando em repouso (FOX e Mc DONALD, 1998).

A tensão de cisalhamento ( $\tau$ ), também conhecida como estresse de cisalhamento, é definida como a razão entre uma força tangencial e a área na qual ela é aplicada. Imaginando uma placa em repouso na superfície líquida de um reservatório, uma força tangencial produzirá sobre sua superfície uma tensão de cisalhamento e o conseqüente deslocamento da placa. Se a placa se desloca com velocidade ( $u$ ) constante ao longo da superfície do líquido, as partículas abaixo da placa também são deslocadas, com velocidades proporcionais à distância radial ( $y$ ) da placa em relação ao fundo do reservatório. Esse gradiente de velocidade ( $du/dy$ ) entre a placa e o fundo do reservatório é conhecido como intensidade de cisalhamento ou taxa de deformação. A tensão de cisalhamento se relaciona com a intensidade de cisalhamento através de uma constante de proporcionalidade conhecida como viscosidade ( $\mu$ ).

$$\tau = \mu.(du /dy) \quad (9)$$

A viscosidade foi definida por Isaac Newton como a resistência das camadas líquidas ao escoamento recíproco (MATTOS e FALCO, 1998). Os fluidos considerados como newtonianos possuem a viscosidade constante ao longo de toda faixa de tensão de

cisalhamento. O ar, a água e a gasolina são considerados como fluidos newtonianos. Como exemplo de fluidos não newtonianos tem-se a pasta de dente e o sangue, nos quais a viscosidade varia com a tensão de cisalhamento. A viscosidade ( $\mu$ ) é também chamada de viscosidade dinâmica ou absoluta, para diferenciar da viscosidade cinemática ( $\nu$ ) que é a razão entre a viscosidade e a massa específica ( $\rho$ ). O termo densidade foi considerado como sinônimo de massa específica, ou seja, massa por unidade de volume. A viscosidade dos líquidos diminui com a temperatura, enquanto que a dos gases aumenta, embora numa mudança proporcionalmente menor do que a dos líquidos (MUSHIN e JONES, 1987).

Quando se leva a viscosidade em consideração, o escoamento é classificado como escoamento viscoso. Os escoamentos viscosos podem ser classificados como escoamentos laminares ou turbulentos, compreensíveis ou incompreensíveis e internos ou externos. Os escoamentos confinados por superfícies sólidas, como nos tubos, são denominados internos. O escoamento é considerado como incompressível quando as variações de massa específica são consideradas desprezíveis. Objetivamente, utiliza-se o número de Mach ( $M$ ) para caracterizar quanto à compressibilidade do escoamento:

$$M = u / c \quad (10)$$

onde  $c$  é o valor da velocidade local do som e  $u$  é a velocidade de escoamento. O escoamento é considerado incompressível quando  $M < 0,3$  (FOX E Mc DONALD, 1998).

No escoamento incompressível, a lei de conservação de massa exige que a velocidade média  $\bar{u}$  em qualquer seção transversal reta de área  $A$  seja igual a:

$$\bar{u} = \frac{Q}{A} \quad (11)$$

onde a velocidade  $u$  também é chamada de velocidade linear, pois se refere ao deslocamento do líquido por unidade de tempo. O termo fluxo (vazão) quando não especificado constitui o fluxo volumétrico, isto é, o volume de fluido que passa por uma dada área  $A$  por unidade de tempo ( $m^3/s$  ou  $L/s$ ).

O escoamento laminar ou turbulento é função do número de Reynolds ( $Re$ ). Em seus experimentos com aplicação de corantes em fluidos em movimento, Osbourne Reynolds constatou que após uma certa velocidade de escoamento, o fluxo deixava de ser diretamente proporcional à diferença de pressão, ou seja, o escoamento deixava de

ser laminar. Esse fluxo volumétrico crítico e a respectiva velocidade crítica em todo tubo, é diretamente proporcional à viscosidade e inversamente proporcional à massa específica do fluido e ao diâmetro **D** do tubo.

$$Re = \rho.D. \bar{u} / \mu \quad (12)$$

O número de Reynolds é adimensional e representa a razão entre as forças inerciais e as forças viscosas que agem no fluido (PEDLEY e DRAZEN, 1986). Quanto maior for o **Re**, maior é o predomínio das forças inerciais e mais propenso a ser turbulento é o escoamento. Até um número de Reynolds de aproximadamente 2300 há um predomínio das forças viscosas e as partículas do fluido se deslocam em camadas ou lâminas, sem mistura macroscópica entre elas, e o perfil de velocidade é considerado parabólico (Figura 7A). Entre 2300 e 4000, o escoamento é considerado transicional e acima de 4000, turbulento. No escoamento turbulento os elementos do fluido não mais se deslocam em camadas de velocidades constantes (Figura 4B) e o escoamento é caracterizado por movimentos aleatórios, tridimensionais das partículas fluidas, adicionais ao movimento principal através do tubo (FOX E Mc DONALD, 1998). Tais movimentos randômicos são chamados de turbulências. Embora a velocidade axial em um ponto varie aleatoriamente ela possui um valor médio bem definido.

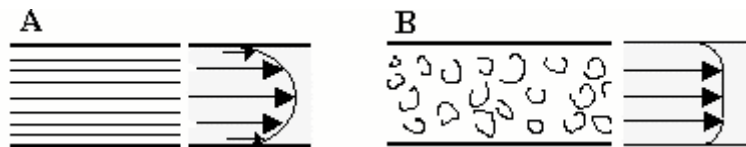


Figura 7- A) Trajetória das partículas do fluido (à esquerda) que se movimentam em linhas paralelas ao eixo longitudinal do tubo e o perfil de velocidade parabólico (à direita) de um escoamento laminar. B) Trajetória aleatória das partículas do fluido e o perfil de velocidade de um escoamento turbulento.

No escoamento laminar, as camadas ou lâminas de fluido possuem velocidades diferentes, sem variações randômicas, que aumenta com a distância radial em relação à parede da superfície sólida. A distribuição da velocidade em função da distância **y** (tomando o centro do tubo como referência) nos casos de escoamento laminar em tubos é dada pela Equação 13:

$$U(r) = 2. \bar{u} .(1 - 4.y^2/D^2) \quad (13)$$

Quando **y** é igual a zero, a velocidade calculada é a velocidade no centro do tubo, onde ela é máxima e equivale a duas vezes a velocidade média. No escoamento

viscoso, o fluido em contato com a fronteira sólida ( $y = \text{raio}$ ) possui a mesma velocidade que ela (condição de não-escorregamento).

Os cálculos aqui apresentados são válidos para escoamentos laminares em tubos cilíndricos, conhecidos como fluxo de Poiseuille, que é um tipo específico de escoamento laminar (PEDLEY e DRAZEN, 1986). O mesmo Poiseuille em 1840, através de observações empíricas de escoamentos através de tubos capilares, formulou uma lei que se aplica a escoamentos laminares e uniformes (sem variações do valor de fluxo com o tempo) de fluidos newtonianos em tubos cilíndricos. A lei pode ser resumida pela equação:

$$P_{\text{RES}} = \frac{8 \cdot \mu \cdot l \cdot \dot{V}}{\pi \cdot r^4} \quad (14)$$

onde:  $r$  é o raio,  $l$  representa o comprimento do tubo,  $8/\pi$  é uma constante de proporcionalidade e  $P_{\text{RES}}$  é a pressão resistiva. Observa-se que a resistência não depende do valor de fluxo:

$$R = \frac{8 \cdot \mu \cdot l}{\pi \cdot r^4} \quad (15)$$

O diâmetro do tubo é o fator que possui maior influência na resistência ao escoamento, devido ao raio estar elevado à quarta potência.

Quando o escoamento deixa de ser laminar, a queda de pressão resistiva pode ser aproximada utilizando-se a equação proposta por Rohrer (ROHRER, 1915 *apud* RODARTE GREHDER, 1986), na qual a relação entre a pressão resistiva e o fluxo não é linear.

$$P_{\text{RES}} = K_1 \cdot \dot{V} + K_2 \cdot \dot{V}^2 \quad (16)$$

sendo:

$$R = K_1 + K_2 \cdot \dot{V} \quad (17)$$

Observa-se que a resistência  $R$  é composta por um componente independente ( $K_1$ ) e outro dependente do fluxo ( $K_2 \cdot \dot{V}$ ). A constante  $K_1$  é o componente linear da resistência e é influenciada pela viscosidade do gás. A constante  $K_2$  está relacionada com o escoamento turbulento sofrendo influência da densidade do gás. Contudo, todas as fórmulas de queda de pressão apresentadas só valem quando o perfil de velocidade está completamente estabelecido.

Na entrada de tubos, o perfil de velocidade de um escoamento laminar não é parabólico. O perfil é aproximadamente plano (perfil *flat*, sem gradiente de velocidade), como se o fluido não possuísse viscosidade. A velocidade em qualquer distância  $y$  é igual à velocidade média do escoamento. À medida que o fluido se afasta da entrada, ele vai sendo desacelerado pela tensão de cisalhamento exercida na parede e o gradiente radial de velocidade vai se formando. A velocidade aumenta de zero (na parede do tubo) até igualar-se ao valor de velocidade do centro do tubo a uma distância  $y$  cada vez mais afastada da parede do tubo (Figura 8). Essa distância é conhecida como camada limite ( $\delta$ ). A camada limite vai crescendo até que seu valor seja aproximadamente igual ao raio do tubo, quando apenas a camada de fluido no centro do tubo apresenta um valor de velocidade máxima, isto é, o perfil de velocidade deixa de ser plano e passa a ser parabólico (Figura 8). A distância necessária para que o perfil de velocidade parabólico se estabeleça completamente é conhecida como comprimento de entrada ( $L_c$ ).

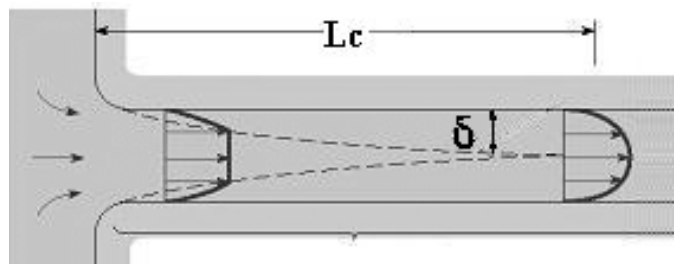


Figura 8- Esquema do perfil de velocidade de um escoamento na região de entrada de um tubo. A camada limite ( $\delta$ ) atinge um valor aproximadamente igual ao raio do tubo a uma distância conhecida como comprimento de entrada ( $L_c$ ) e a forma do perfil de velocidade não muda mais com o deslocamento.

O perfil de velocidade no escoamento turbulento já desenvolvido é mais achatado no centro do que no escoamento laminar (Figura 7), devido à mistura acelerada entre as camadas adjacentes do fluido que causa um crescimento mais rápido da camada limite. Por isso a velocidade máxima é apenas 1,2 vezes o valor da velocidade média e o perfil de velocidade se estabelece mais rápido do que no escoamento laminar.

O valor do comprimento de entrada na traquéia e nos brônquios excede o comprimento dessas vias aéreas, e os cálculos de Poiseuille são inapropriados (PEDLEY e DRAZEN, 1986). O fluxo nessas regiões também costuma ser turbulento. O valor do comprimento de entrada pode ser calculado analiticamente apenas quando o escoamento é laminar:

$$L_C \text{ laminar} = J \cdot \text{Re} \cdot D \quad (18)$$

onde  $J \cdot \text{Re}$  equivale ao número de diâmetros do tubo necessários para que o perfil de velocidade se estabeleça. Para PEDLEY E DRAZEN (1986), o valor da constante  $J$  é de 0,03 para  $50 < \text{Re} < 2300$ . Para FOX E Mc DONALD (1998), o valor de  $J$  é igual a 0,06.

Já para o escoamento turbulento, os resultados são obtidos empiricamente e o perfil de velocidade turbulento se estabelece em 25 a 40 diâmetros de distância da entrada do tubo (FOX e Mc DONALD, 1998). Importante salientar que o conceito de comprimento de entrada se estende para o estabelecimento do perfil de velocidade depois de perturbações no escoamento, causadas por bifurcações, curvas e mudanças de seção transversal, por exemplo (PEDLEY e DRAZEN, 1986).

A importância em saber quando o escoamento já está completamente desenvolvido está relacionada com o cálculo da variação de pressão. A queda de pressão do escoamento no comprimento de entrada é maior do que a queda de pressão do escoamento para um mesmo comprimento de tubo, só que com o perfil de velocidade já estabelecido (CHANG e MORTOLA, 1981; PEDLEY e DRAZEN, 1986). Comparado com o escoamento laminar, a dissipação de energia na região de entrada do tubo no escoamento turbulento difere menos da dissipação de energia para um mesmo comprimento de tubo quando o perfil de velocidade já está desenvolvido.

As quedas de pressão são também denominadas de perda de carga. A perda de carga total pode ser dividida em perda distribuída ou localizada (FOX e Mc DONALD, 1998). As perdas de carga distribuídas são causadas pela resistência à passagem por locais de áreas de seção transversal constante. As perdas de carga localizadas são causadas pelo atrito no escoamento do fluido através de válvulas, tês, cotovelos e outras porções de área transversal não constante (expansões e contrações), e também nas entradas dos tubos. As expansões abruptas causam separações das linhas de fluxo, originando vórtices que levam à perda de carga proporcionalmente bem maior do que uma contração abrupta (CHANG E MORTOLA, 1981). Quanto mais gradual for a mudança de seção transversal e mais arredondada for a borda na entrada do tubo, menores serão as perdas localizadas (FOX E Mc DONALD, 1998).

A perda de carga distribuída para o escoamento laminar e para o turbulento, utilizando o mesmo comprimento e diâmetro de tubo, o mesmo fluido (ar) nas mesmas

condições, pode ser estimada pela Figura 9. Observe que a perda de carga não é linear quando o escoamento é turbulento.

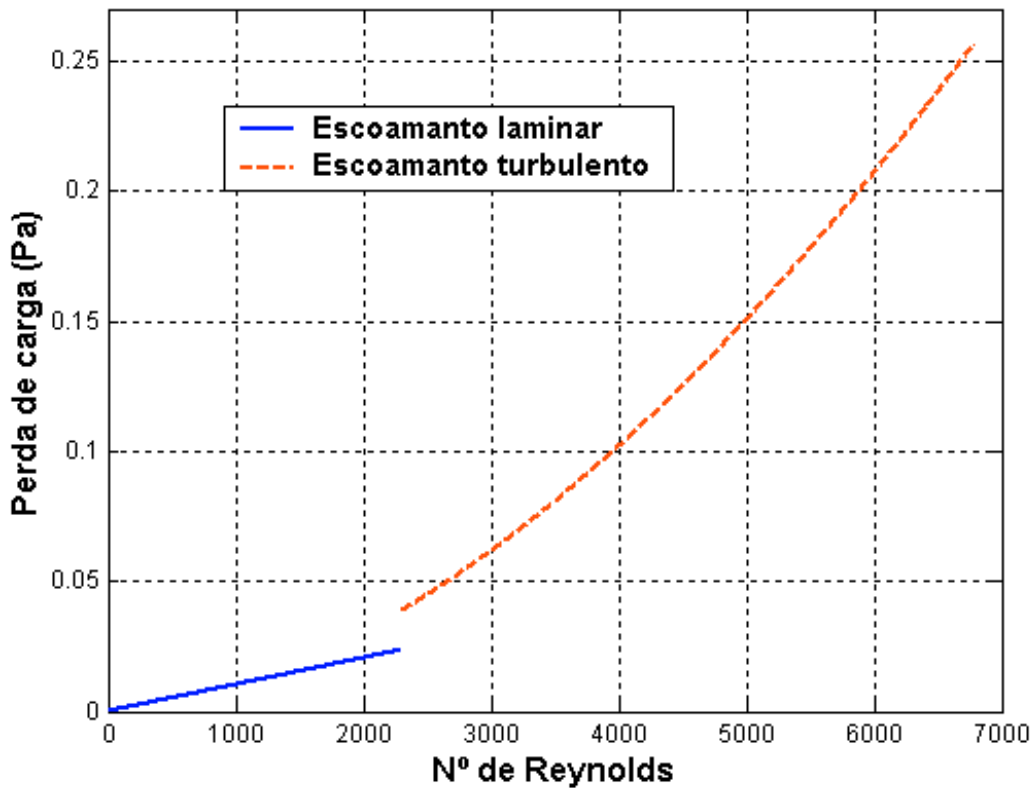


Figura 9- Perda de carga distribuída (pressão) para o escoamento laminar e turbulento completamente desenvolvidos, em um tubo de 1 m de comprimento e 0,8 mm de diâmetro. Descontinuidade no gráfico não é real.

A descontinuidade no gráfico é explicada por não ter sido encontrado nenhum cálculo para o fluxo transicional, passando a considerá-lo como turbulento a partir de um  $Re > 2300$ . Porém, pode-se observar que o escoamento turbulento causa quedas de pressão maiores do que o escoamento laminar quando mantidas as mesmas condições, exceto a velocidade de escoamento. O perfil parabólico do fluxo de Poiseuille causa menor perda de carga do que qualquer outro tipo de perfil que pode ocorrer no mesmo tubo (PEDLEY e DRAZEN 1986). Qualquer mudança do perfil de velocidade diferente do perfil parabólico, resulta em maior dissipação de energia.

A queda de pressão entre dois pontos de um mesmo tubo pode ser dividida em dois componentes: as perdas de cargas e as mudanças na energia cinética (efeito Bernoulli). Em 1730, Daniel Bernoulli relacionou as variações de pressão com as variações de velocidade e elevação do tubo (*apud* SCACCI, 1979) através da Equação 19:

$$P_L/\rho + u^2/2 + g.h = \text{constante} \quad (19)$$

onde  $P_L$  é conhecida como pressão estática, termodinâmica ou lateral (medida numa tomada de pressão lateral),  $u^2.\rho/2$  é a pressão dinâmica e  $\rho.g.h$  é a pressão da coluna de fluido devido à diferença de altura (h) entre os pontos de medição de pressão, sendo  $g$  a aceleração da gravidade local.

Contudo, a Equação 19 somente pode ser aplicada em escoamento permanente (propriedades em cada ponto não varia com o tempo), incompressível, sem atrito, e na mesma linha de corrente. Porém na mesma equação, com desnível entre os pontos de tomada de pressão desprezível ( $h = 0$ ), verifica-se que a pressão lateral cai quando aumenta-se a velocidade de escoamento. Isto quer dizer que quanto maior for a redução da área transversal, menor será a medida de pressão lateral e maior será a medida da pressão dinâmica, respeitando a lei de conservação de energia. Porém a pressão dinâmica não é geralmente medida na prática clínica, e a pressão de estagnação ( $P_0$ ) é a pressão motriz do sistema (BATES *et al.*, 1992) dada pela Equação 20:

$$P_0 = P_L + u^2.\rho/2 \quad (20)$$

A pressão de estagnação é medida com um tubo de Pitot direcionado contra o sentido do escoamento, e é igual à soma da pressão lateral com a pressão dinâmica. A pressão lateral ( $P_L$ ) subestima a pressão motriz responsável pelo escoamento, que é a pressão de estagnação; contudo, a pressão dinâmica ( $P_D$ ) não é significativa quando não há altas velocidades de escoamento. A subestimação do valor da pressão motriz medida pela tomada de pressão lateral pode ser calculada pela fórmula (BATES *et al.*, 1992):

$$P_D = \alpha.\rho. \bar{u}^2/2 \quad (21)$$

onde  $\alpha$  é um coeficiente de correção de energia cinética que depende do perfil de velocidade do escoamento. O  $\alpha$  é 1 quando o perfil de velocidade é plano, 2 quando parabólico e 1,06 quando turbulento e totalmente desenvolvido (CHANG E MORTOLA, 1981).

A Figura 10 mostra a pressão subestimada, calculada pela Equação 21, para um escoamento turbulento em função do fluxo, para um tubo de diâmetro de 18 mm.



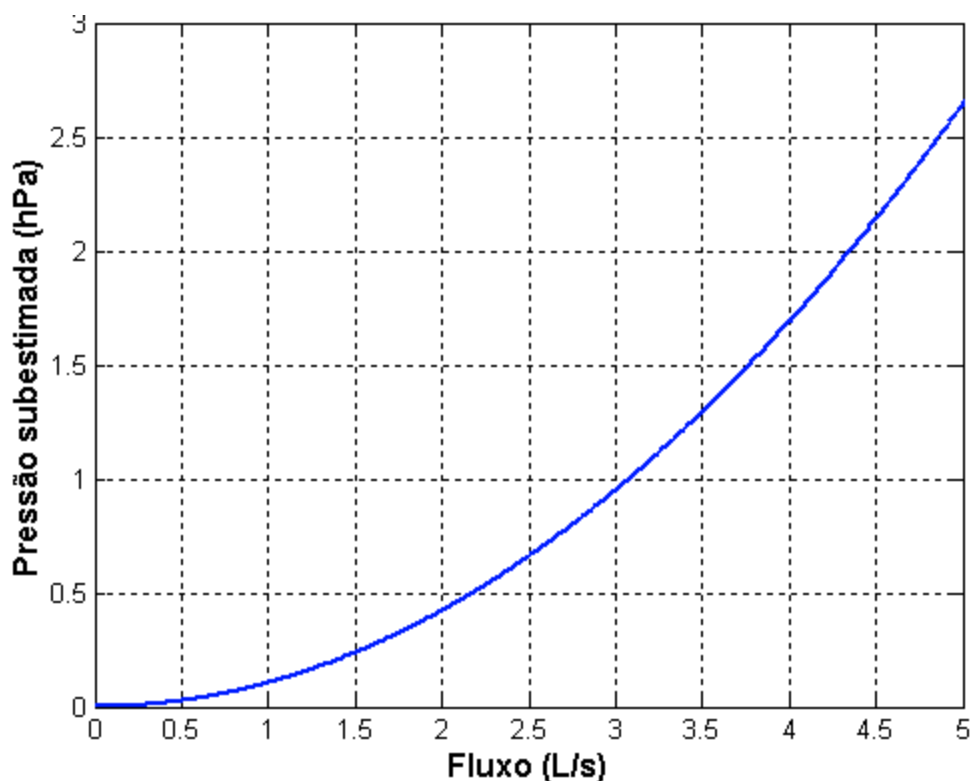


Figura 10- Pressão motriz subestimada pela medida de pressão lateral em função do fluxo, para um tubo de 18 mm de diâmetro interno. Escoamento em regime turbulento.

Observa-se que para fluxos acima de 2 L/s nas condições estabelecidas, a medida de pressão lateral passa a subestimar significativamente a pressão motriz. Portanto, a pressão lateral medida em escoamentos com altas velocidades em tubos de pequeno diâmetro interno deve ser acrescida do valor da  $P_D$ .

### 2.3.2- O pneumotacômetro Fleisch e sua calibração neste trabalho

Após modificações no desenho do pneumotacômetro (PTC) original descrito por Fleisch em 1925, o PTC do tipo Fleisch é atualmente considerado um padrão para medições de fluxos gasosos (DOUCE, 1995). Trata-se de um medidor de fluxo que utiliza a medida de pressão diferencial entre suas duas tomadas de pressão ( $\Delta P$ ), causada pelo escoamento do gás através de uma resistência formada por um feixe de tubos capilares (Figura 11). O escoamento a montante do PTC é dividido entre os numerosos tubos capilares de diâmetro que pode ser inferior a 1 mm. O objetivo é propiciar um escoamento laminar em cada capilar, para uma determinada faixa de fluxo, e a relação entre a  $\Delta P$  e o fluxo, linear.

Os PTCs do tipo Fleisch são classificados por números pelos fabricantes, de acordo com o tamanho do PTC, que está relacionado à faixa de fluxo de operação na qual a resistência pode ser considerada linear. Por exemplo, para o PTC n.º 2, o diâmetro interno é de 28 mm, comprimento total de 60 mm, a faixa de operação de 0 a 3 L/s e espaço morto de 35 mL.

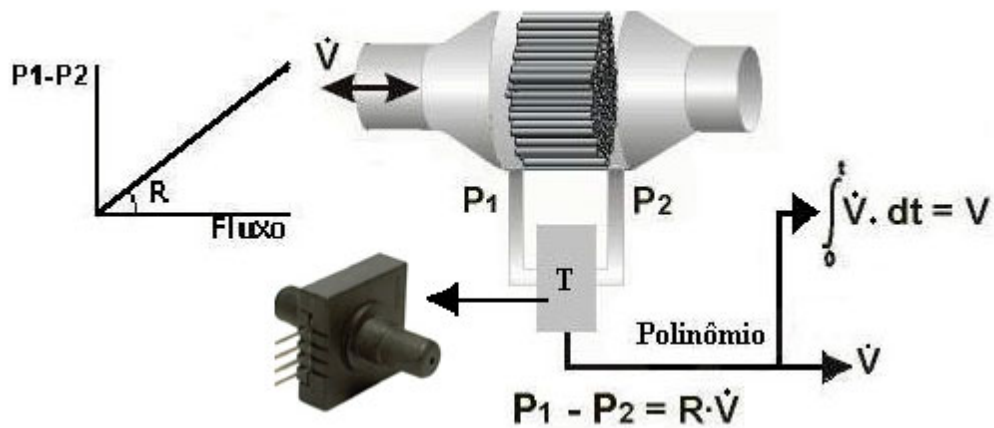


Figura 11- Desenho do pneumotacômetro do tipo Fleisch (mostrando os tubos capilares que formam o componente resistivo) acoplado a um transdutor de pressão diferencial (indicado pela letra T e pela seta voltada à esquerda). O escoamento através de cada capilar visa tornar linear a relação entre o fluxo e a pressão diferencial medida.

A diferença de pressão entre as tomadas de pressão do PTC é medida e convertida em sinal elétrico pelo transdutor de pressão diferencial (TPD). Esse sinal é digitalizado pelo conversor analógico digital (A/D) do computador. A relação entre o valor de tensão do sinal elétrico e a diferença de pressão é dado por um ganho, obtido na calibração do TPD (Figura 12). Os transdutores de pressão deste trabalho foram calibrados linearmente, por comparação com um analisador de calibração (RT-200, Timeter Instrument, EUA).

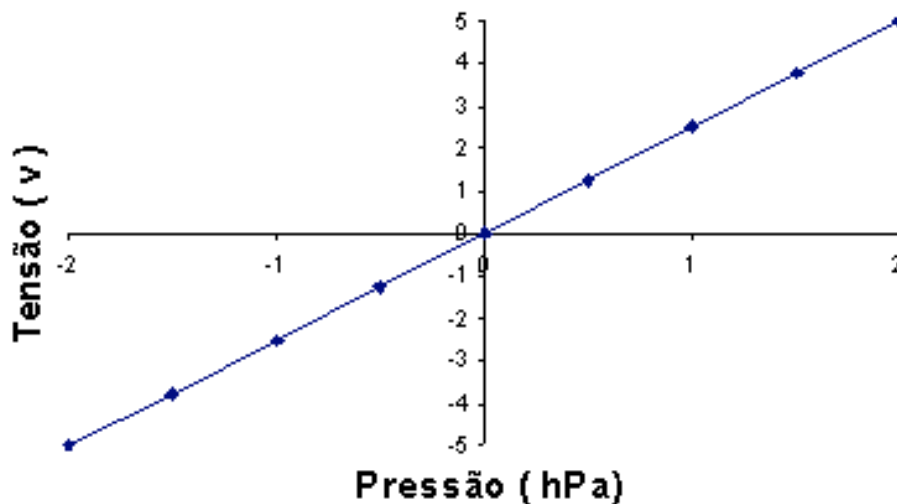


Figura 12- Relação entre a tensão de saída do transdutor de pressão e a medida de pressão diferencial a que foi submetido. O sistema transdutor-amplificador foi ajustado em 1 V para cada 0,4 hPa. Figura retirada do manual de calibração dos transdutores do Laboratório de Engenharia Pulmonar da COPPE/UFRJ.

Após a calibração do ganho do transdutor, resta estabelecer uma relação entre o sinal elétrico do transdutor e o valor de fluxo, que é obtida pela chamada calibração do pneumotacômetro. A calibração pode ser linear caso se admita a relação linear entre fluxo e a  $\Delta P$  correspondente. A curva de calibração é então uma reta, e é válida até a faixa de operação do PTC e para escoamentos laminares. Como na prática o PTC não é perfeitamente linear (YEH *et al.*, 1982, MILLER e PINCOCK, 1986), formas não lineares de calibração do PTC foram propostas e apresentam menores erros comparados à calibração linear (GIANNELLA-NETO *et al.*, 1998, TANG *et al.*, 2003).

### 2.3.3- Método de calibração

O PTC utilizado neste trabalho foi o pneumotacômetro do tipo Fleisch, número 2. Os tubos que conectaram o TPD ao PTC foram idênticos em tamanho, no diâmetro interno e no material (FINUCANE *et al.*, 1972).

A forma de calibração polinomial proposta por GIANNELLA-NETO *et al.*, (1998) foi utilizada neste trabalho. Trata-se da obtenção de curvas de calibração polinomiais da relação entre o fluxo medido e a  $\Delta P$ . Utilizou-se uma seringa de calibração de volume conhecido (2,995 L), acoplada à montagem experimental do circuito respiratório, no qual o PTC fazia parte. Os coeficientes dos polinômios foram derivados dos sinais de pressão diferencial do PTC ainda em volts, gerados por

excursões manuais (em torno de 30) com a seringa de calibração e obtidos pela minimização dos erros quadráticos. Assim, conhecido o valor do volume de cada excursão da seringa ( $V_1$ ), da medida de pressão diferencial do PTC ( $\Delta P$ ) e do período de amostragem ( $\Delta t$ ), obtêm-se os coeficientes dos polinômios de calibração (b):

$$V_1 = b_1 \cdot \sum \Delta P \cdot \Delta t + b_2 \cdot \sum \Delta P^2 \cdot \Delta t + \dots + b_n \cdot \sum \Delta P^n \cdot \Delta t \quad (19)$$

onde n é o grau do polinômio.

Para obtenção dos polinômios de calibração de terceiro grau e as respectivas curvas de calibração, utilizou-se um programa de fabricação própria chamado Mecânica (PINO *et al.*, 2002), que apresentava os resultados no fim das seringadas. O sinal de fluxo podia ser visualizado, para que as 30 excursões inspiratórias e expiratórias com a seringa pudessem ser divididas e executadas em baixos, médios e altos fluxos. A faixa de fluxo de calibração sempre excedeu à faixa de fluxo do experimento. Assim, no fim das excursões podia-se obter a curva de calibração (Figura 13), o erro relativo a cada excursão (Figura 14) e o histograma de amostras digitais (Figura 15).

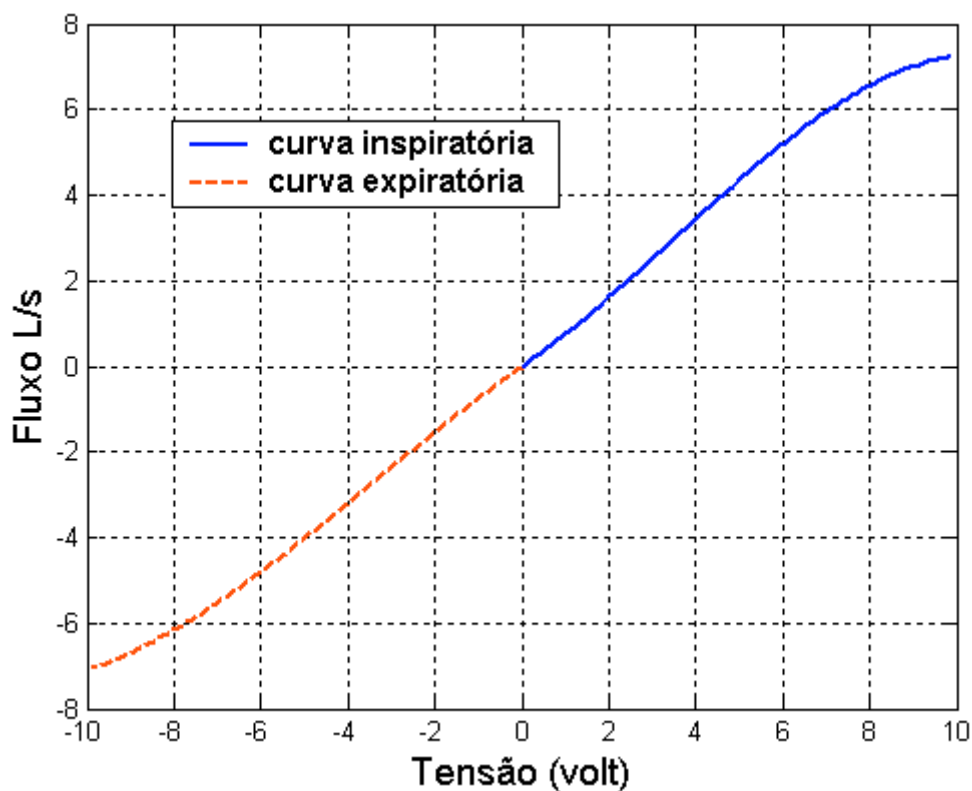


Figura 13- Curva de calibração polinomial de terceira ordem da relação entre a diferença de tensão entre as tomadas de pressão do pneumotacômetro e o fluxo. Lembrar que cada 1 V corresponde à 0,4 hPa de pressão diferencial.

A curva de calibração da Figura 13 é de terceira ordem, mas pode-se utilizar qualquer ordem, teoricamente. Assim como em TURNER *et al.* (1990), observou-se que polinômios de terceira ordem já eram satisfatórios para calibração. Observa-se que a curva de calibração não é perfeitamente linear como se esperava em fluxos de  $-3$  L/s até  $3$  L/s. Caso se utilizasse uma reta de calibração, os erros de fluxo seriam maiores.

Os erros nas medidas de fluxo são refletidos nas medidas de volumes mobilizados. Os sinais de volume foram obtidos pela integração numérica dos sinais de fluxo utilizando o método de integração trapezoidal e zerados ao fim de cada expiração.

Os erros de volume foram obtidos através da comparação com o valor de volume da seringa (padrão), fornecido ao programa de calibração. Os erros percentuais relativos das 30 excursões inspiratórias e expiratórias podem ser observados na Figura 14.

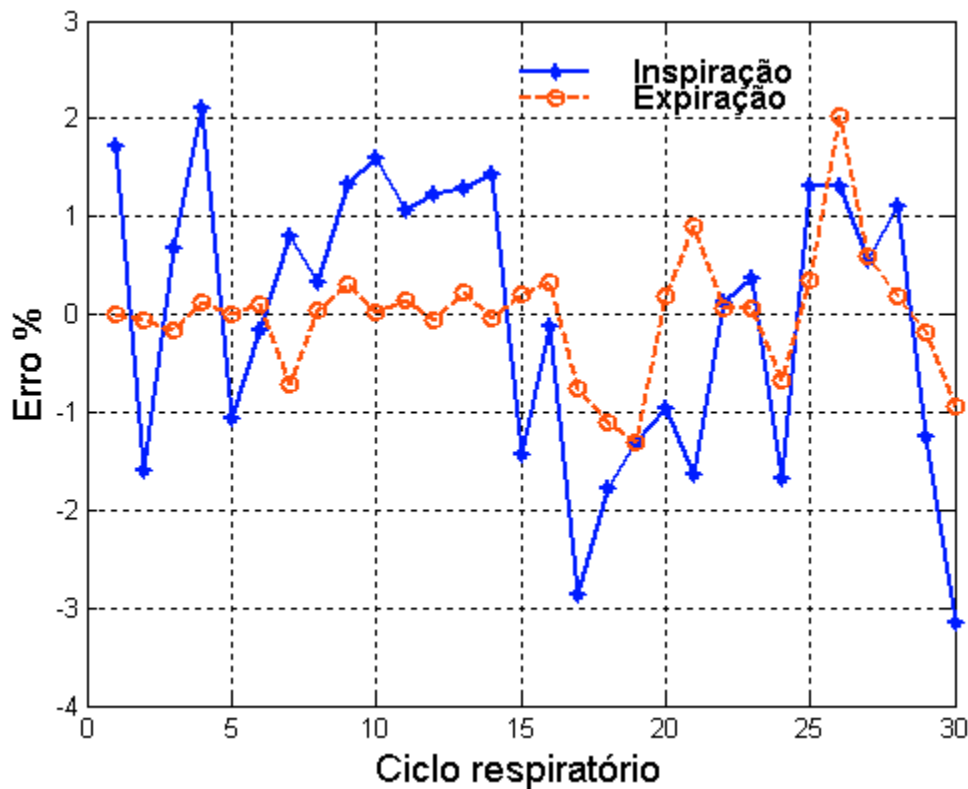


Figura 14- Erros percentuais relativos de cada excursão inspiratória ou expiratória com a seringa de calibração. Observar que os erros não são tendenciosos.

Foram adotados alguns critérios para se admitir uma calibração satisfatória, e o valor dos erros percentuais era um deles. Admitiram-se erros de no máximo 5%, sendo que foram realizadas pelo menos três calibrações e escolhia-se aquela que apresentasse o menor erro. SULLIVAN *et al.* (1984) mencionam o uso da seringa de 3 L para

verificar a resposta dinâmica do sistema PTC-TPD, onde erros de 3 a 5% no volume medido indicam boa resposta.

Os erros também não deveriam seguir uma tendência para mais ou para menos. Outro critério utilizado foi verificar se a faixa de fluxo a ser utilizada no experimento havia sido bem abrangida pela calibração. Uma forma de visualizar a abrangência da calibração, é através do número de amostras digitais que foi obtido em cada faixa de fluxo, isto é, através do histograma de amostras (Figura 15).

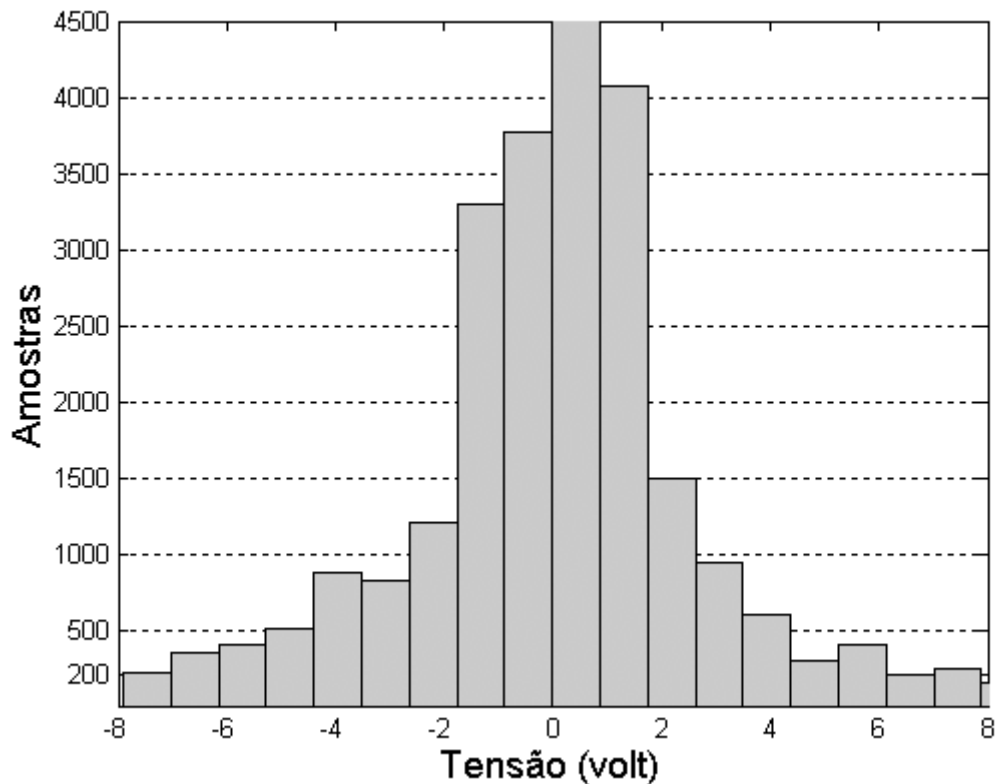


Figura 15- Histograma das amostras relativas a cada faixa de fluxo de calibração. Observar pela Figura 10 que a faixa de 0 a 8 V corresponde aproximadamente a uma faixa de fluxo de 0 a 6 L/s. Freqüência de amostragem de 200 Hz.

Quando a calibração não possui um número de amostras satisfatório, abrangendo os altos valores de fluxo a serem utilizados no experimento, a calibração pode apresentar erros nestas faixas de fluxo (Figura 16).

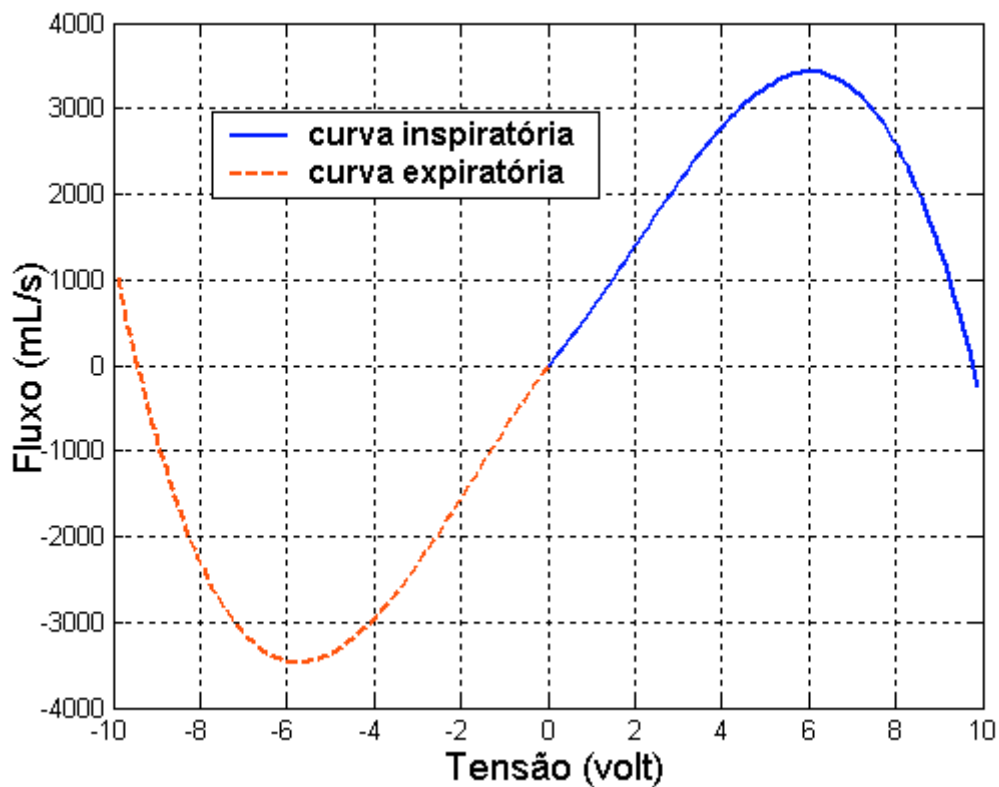


Figura 16- Curva de calibração utilizada como exemplo de uma má calibração caso o experimento possuisse valores de fluxos acima de 3 L/s em módulo.

Observa-se na Figura 16 que para fluxos acima de 3 L/s, como o número de amostras para valores de tensão acima de 6 V foi muito baixo, a curva de calibração subestimaria em muito o valor real de fluxo.

Além da preocupação com a faixa de calibração de fluxo, deve-se ter o cuidado de calibrar o PTC nas mesmas condições do experimento (FINUCANE *et al.*, 1972, MILLER e PINCOCK, 1986). Isto implica manter a mesma geometria a montante e a jusante do PTC e utilizar gases com composição e temperatura mais próxima possível do experimento.

## 2.4- Controle em Malha Fechada

Um dos significados da palavra controlar é exercer ação restrita sobre algo, regulando-o. Qualquer objeto físico a ser controlado, e que faz parte de um equipamento, é conhecido na teoria de controle como planta (*plant*) ou processo (OGATA, 1994). Em um sistema de controle realimentado há também um compensador, que junto com os elementos de retroalimentação, modificam o comportamento da planta (Figura 17). Um sistema é a combinação de componentes de forma a atuarem em conjunto com determinado fim.

Cada componente do sistema de controle possui pelo menos uma entrada (sinal de realimentação, sinal de comando etc.) e uma saída. Para que haja controle realimentado é necessária a medição da grandeza a ser controlada (variável controlada ou variável de processo), que pode ser por exemplo: pressão, temperatura, volume etc. O compensador tem que modificar outra grandeza ou condição (variável manipulada ou variável de controle) para conseguir afetar a variável controlada. Por exemplo no sistema de CPAP, a variável de controle pode ser o fluxo ofertado ao gerador de CPAP e a  $P_{VA}$  a variável controlada.

A Figura 17 mostra um esquema de um sistema de controle realimentado padrão, em que o compensador representa quase todo um circuito eletrônico de controle do qual ele faz parte (ver Anexo 1). O compensador compara o sinal de saída realimentado (*feedback*) com o sinal de referência (*set-point*) e calcula o desvio (erro). O circuito elétrico então ajusta o sinal de controle (*drive*), até que a saída do sistema seja igual ao valor desejado (erro zero).

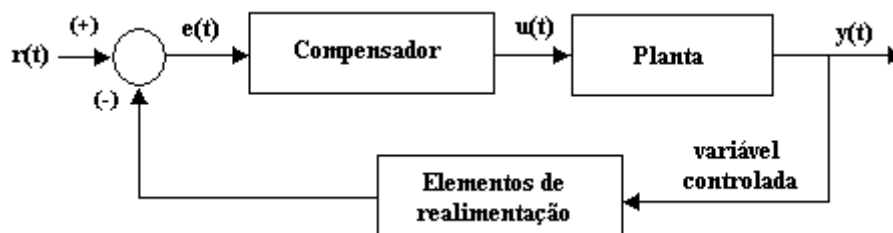


Figura 17- Representação de um sistema de controle com realimentação.  $r(t)$ : sinal de referência;  $e(t)$ : sinal de erro;  $u(t)$ : sinal de controle ou *drive*;  $y(t)$ : sinal de saída.

Os sistemas de controle realimentados também são chamados de sistemas de controle em malha fechada (OGATA, 1994). Os sistemas que não utilizam



realimentação, isto é, não utilizam a comparação da entrada de referência com a saída, são conhecidos por sistemas de controle em malha aberta (MA).

No sistema de controle em malha aberta, a relação entre a entrada e a saída é conhecida, e a referência é uma condição de operação fixa (OGATA, 1994). Este tipo de controle é utilizado quando não há perturbações ou distúrbios externos ou internos. Estes distúrbios são sinais que podem afetar o valor da saída de maneira indesejável.

O sistema em malha fechada (MF) possui a vantagem de poder compensar distúrbios, tornando-se menos sensível à variações. O problema a ser contornado é a instabilidade do sistema em MF, que pode ocorrer ao se tentar corrigir erros, resultando em oscilações. Utilizar um compensador com controle proporcional-integral-derivativo (PID) é uma alternativa para contornar este problema.

Existem outras formas de controle em malha fechada, sendo o controle liga-desliga (*on-off*) o mais simples. Na ação liga-desliga, o sinal de controle assume valores máximos quando se deseja aumentar o nível de atividade da planta e assume valores mínimos quando se quer diminuir o nível de atividade da planta. O controle PID é mais completo, e utiliza uma combinação de ação proporcional, integral e derivativa. No controle proporcional, o compensador modifica o *drive* de maneira proporcional ao erro, ou seja, através de um ganho proporcional ( $K_p$ ). A mudança esperada é:

$$K_p \cdot (\text{valor desejado} - \text{valor corrente}) \quad (22)$$

Objetiva-se que a planta atinja o valor desejado o mais rápido e com a menor oscilação possível. Porém, quando se utiliza apenas o controle proporcional, tem-se um problema para atingir ambos objetivos. Quando se quer atingir o nível desejado o mais rápido possível e que o erro em regime seja mínimo, pensa-se em ganhos proporcionais altos. Quando se deseja minimizar as oscilações, *undershoot* e sobrepassos (*overshoots*), necessita-se de ganhos proporcionais pequenos. Para resolver este problema adiciona-se um efeito derivativo (D) adequado ao ganho proporcional (P). O controle derivativo obtém informação sobre a taxa de variação (derivada) da saída da planta e regula a magnitude da mudança estabelecida pelo controle proporcional (OGATA, 1994). Assim, o sinal de controle a ser empregado é proporcional a uma predição da saída, cuja ação pode ser simplificada por:

$$D \cdot (\text{valor corrente} - \text{valor anterior}) \quad (23)$$

Contudo, no controle PD (proporcional-derivativo), a saída pode não coincidir com o valor desejado e até mesmo ter um deslocamento (*offset*) considerável. A adição da parcela integral em paralelo está relacionada com a convergência do sistema em regime permanente, fazendo com que a saída se aproxime do valor desejado com menor desvio possível. Assim, considera-se o efeito integral (I) como:

$$I = \sum_t (\text{valor desejado} - \text{valor corrente}) \quad (24)$$

onde  $t$  é o tempo.

Mesmo que  $I$  possa ser pequeno, na presença de um erro persistente, o controle integral forçará a variação do sinal de controle. Por fim, o compensador PID utiliza as características de cada controle combinadas para se obter um melhor funcionamento do processo em regime transiente e em regime permanente.

#### 2.4.1- Estabilidade: posicionamento de pólos e zeros

Muitos sistemas dinâmicos, como o sistema de CPAP desenvolvido para este trabalho, contêm oscilações de curta duração conhecidas como respostas transientes. Identificar e anular as partes do sistema responsáveis por tais transientes, sem que haja comprometimento do restante do sistema, é uma característica de um bom sistema de controle. É geralmente impossível decidir o que anular apenas examinando as equações diferenciais que descrevem o sistema, ao passo que é plenamente factível através do diagrama de pólos e zeros (GLASS, 1976).

Além de poderem ser descritos matematicamente por equações algébricas ou equações diferenciais, os sistemas dinâmicos podem ser descritos com mais vantagens através de funções de transferência ( $G(s)$ ). As funções de transferência são funções no domínio da frequência ( $s$ ), que para sistemas lineares e invariantes no tempo têm a propriedade de serem funções racionais na variável  $s$ . Nestes casos, a função de transferência pode ser apresentada na forma geral de pólos e zeros (GLASS, 1976):

$$G(s) = K(s-z_1).(s-z_2) \dots (s-z_m) / (s-p_1).(s-p_2) \dots (s-p_n) \quad (25)$$

onde  $K$  é um ganho e,  $p$  e  $z$  são os zeros e os pólos da função  $G(s)$ , respectivamente.

O zero é o valor da variável independente que torna o polinômio do numerador igual à zero. O pólo é o valor que torna o polinômio do denominador igual à zero.

Ambos podem ser reais ou complexos e representados como pontos no plano complexo  $s$  (Figura 18).

Existe uma relação entre o posicionamento dos pólos no plano complexo  $s$  e o comportamento da função no domínio do tempo. Por exemplo, a integração no domínio do tempo corresponde a uma divisão pela variável complexa  $s$  ( $s = \sigma + j.\omega$ ), e produz um pólo na origem (GLASS, 1976). Já a diferenciação no domínio do tempo corresponde à multiplicação por  $s$  e produz um zero na origem. A aplicação do posicionamento dos pólos e zeros na estabilidade do sistema, que estão relacionados com os componentes eletrônicos do compensador, será vista na seção 3.3.

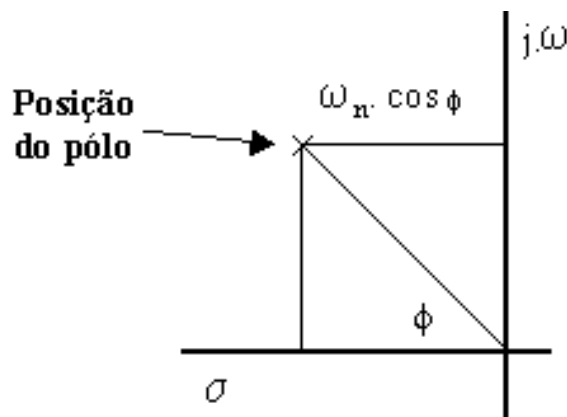


Figura 18- Posicionamento de um pólo situado no segundo quadrante do plano complexo  $s$ , de eixo real  $\sigma$  e eixo imaginário ( $j.\omega$ ). O pólo está afastado da origem a uma distância  $\omega_n$  e ângulo  $\phi$ .

O posicionamento do pólo pode ser obtido fornecendo-se as coordenadas  $\sigma_d$  (valor da abscissa no eixo  $\sigma$ , para este pólo) e  $\omega_d$  (valor da ordenada no eixo  $j.\omega$ ). Também localiza-se o pólo fornecendo a sua distância da origem ( $\omega_n$ ) e o ângulo ( $\phi$ ) que a reta que parte da origem até o pólo faz com o eixo  $\sigma$  (coordenadas polares). Geometricamente ainda pode-se dizer que:

$$\sigma_d = \omega_n \cdot \cos \phi \quad (26)$$

onde  $\omega_n$  é a frequência dita natural do sistema, e  $\cos \phi$  é o fator de amortecimento conhecido pelo símbolo  $\zeta$ . Assim:

$$\sigma_d = \zeta \cdot \omega_n \quad (27)$$

Utilizando o teorema de Pitágoras e o cateto oposto ( $\omega_d$ ) ao ângulo  $\phi$ , chega-se a:

$$\omega_d = \omega_n (1 - \zeta^2)^{1/2} \quad (28)$$

Para o pólo simples, a função  $G(s)$  pode ser escrita:

$$G(s) = 1 / (s - a) \quad (29)$$

Já a função para os pólos conjugados pode ser escrita:

$$G(s) = 1 / (s^2 + 2.\zeta. \omega_n. s + \omega_n^2) \quad (30)$$

A localização dos pólos para  $0 < \zeta < 1$  (sistema subamortecido) pode ser obtida fatorando o denominador da equação (30):

$$G(s) = 1 / (s - p_1).(s - p_2) \quad (31)$$

Obtendo os pólos conjugados:

$$p_1 = -\sigma + j.\omega_d \text{ e } p_2 = -\sigma - j.\omega_d \quad (32)$$

Observe-se que os pólos possuem valor de  $\sigma$  negativo, significando que eles estão situados à esquerda do eixo  $j\omega$  do plano complexo. Isso satisfaz uma das condições para que o sistema linear seja estável (GLASS, 1976).

A função de transferência do atraso é escrita por:

$$G(j\omega) = e^{-j.\omega.dt} \quad (33)$$

com módulo igual a 1 e fase igual a  $\omega.dt$ , que é a defasagem gerada pelo atraso. A variável  $\omega$  é a frequência angular ( $\omega = 2 \pi f$ ) e  $f$  corresponde à frequência em Hz.

## Capítulo 3

### O Projeto do Sistema de CPAP

O sistema de CPAP desenvolvido para o trabalho de tese possui como diferencial a combinação de um gerador de CPAP em associação com uma válvula proporcional (VSO), analogicamente controlada. Os experimentos de caracterização da VSO, do gerador de CPAP e da resistência do sistema de CPAP, abordados neste capítulo, foram divididos na seção de materiais e métodos. Os resultados, as discussões e as conclusões dos experimentos foram apresentados em conjunto. Este capítulo deve ser considerado como uma introdução e base para os capítulos seguintes.

#### 3.1- Componentes Básicos e a Montagem Experimental

Os seguintes componentes integraram o sistema de CPAP desenvolvido neste trabalho (Figura 19):

- 1- Transdutor de pressão diferencial modelo 176PC07HD2 (Micro Switch/Honeywell, EUA) com faixa de operação de  $-17,8$  hPa a  $+17,8$  hPa, acoplado a um pneumotacômetro tipo Fleisch nº 2 para mensuração de fluxo;
- 2- Transdutor de pressão diferencial modelo 163PC01D48 (Micro Switch/Honeywell, EUA) com faixa de operação de  $-20$  cmH<sub>2</sub>O a  $+120$  cmH<sub>2</sub>O, para medir a pressão de abertura de vias aéreas ( $P_{VA}$ );
- 3- Fonte de ar comprimido;
- 4- Válvula reguladora de pressão (AGA, Brasil);
- 5- Fluxômetro de ar comprimido tipo Thorpe (RWR Ind. e Com. de Equipamentos Hospitalares, Brasil);
- 6- Placa de aquisição de sinais de 8 canais (PCI- 6023- National Instruments, EUA);
- 7- Microcomputador (processador AMD K6II 300);
- 8- Gerador de função (Hewlett Packard 3312A);
- 9- Compensador analógico;
- 10- Válvula solenóide proporcional com orifício sensível à tensão (VSO) nº.6 (Pneutronics Division, New Hampshire, EUA) (Anexo 2);
- 11- Fonte simétrica de 16 volts, de fabricação própria.
- 12- Tubo de três vias.

### 13- Gerador de CPAP (Laboratórios Vygon, Ecoen, França).

A Figura 19 mostra o sistema de CPAP em sua montagem experimental básica.

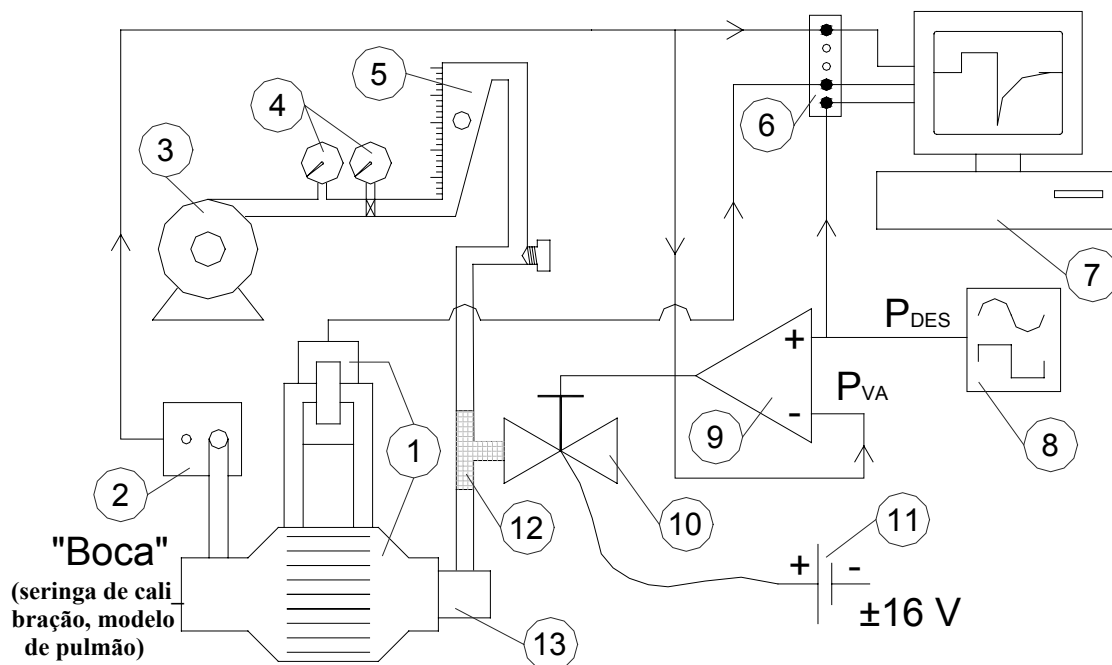


Figura 19- Desenho esquemático do sistema de CPAP em sua montagem experimental básica.  $P_{VA}$  = pressão de vias aéreas.  $P_{DES}$  = pressão desejada.

O circuito respiratório do sistema foi construído com o intuito de reduzir as turbulências e as perdas de carga causadas pelas mudanças bruscas de seção transversal ao escoamento de ar, mas com o menor espaço morto possível. Para isso foi projetada uma peça para a tomada de pressão (vide Anexo 3) com redução gradual do diâmetro interno, conectando o PTC Fleisch n.º 2 (que está acoplado ao gerador de CPAP da Vygon) às fontes de demanda de fluxo utilizadas (seringa de calibração ou modelo de pulmão). A peça foi projetada para poder ser conectada a qualquer máscara facial de CPAP comercial, com a tomada para medição da  $P_{VA}$  construída em posição próxima à extremidade bucal da peça.

O gerador de CPAP foi conectado ao fluxômetro de ar comprimido, o qual por sua vez foi conectado ao compressor de ar isento de óleo (fonte de ar comprimido), através de uma válvula redutora de pressão (Figura 19). As condições para garantir medidas confiáveis na escala do fluxômetro (valores nominais), foram proporcionadas (BRANSON, 1995): o fluxômetro foi mantido na vertical e a pressão na entrada do

fluxômetro foi mantida em  $3,5 \text{ kgf/cm}^2$ , regulando-se a válvula redutora de pressão a cada mudança do valor nominal de fluxo.

Não foi utilizada a entrada de oxigênio, a qual permaneceu devidamente fechada. A entrada de pressão do gerador de CPAP foi conectada a um tubo comercial de aço com três vias em T, que por sua vez foi ligado em série à mangueira de ar do fluxômetro. A VSO foi conectada na saída em paralelo do tubo (Figura 19).

### 3.1.1 Princípios de funcionamento particulares

A VSO foi posicionada de forma que, quando aberta, aliviava a pressão para o ambiente. De acordo com o sinal de controle, a abertura do orifício da VSO foi regulada de forma a controlar o fluxo de ar na entrada de pressão do gerador de CPAP e, conseqüentemente, a pressão gerada por ele. Quando o sistema de CPAP operou em MA, a VSO não recebeu corrente elétrica e permaneceu totalmente fechada. Assim, todo o gás proveniente do fluxômetro foi direcionado para o gerador de CPAP, gerando pressão positiva. A Figura 20 mostra o fluxograma dos sistemas de CPAP que utilizaram o gerador Vygon, mostrando a lógica de funcionamento do sistema de CPAP que utilizou o controle em MF.

Durante a fase expiratória, a  $P_{VA}$  tende a subir acima da  $P_{DES}$ , fazendo com que a VSO receba uma corrente de entrada de forma a provocar a exaustão de gás, necessária à manutenção da  $P_{VA}$  no nível desejado. Durante a inspiração, a VSO fecha seu orifício de saída o suficiente para reduzir o escape de ar para o ambiente e evitar a queda da  $P_{VA}$ .

Para que o controle na fase inspiratória seja possível, é necessário que a  $P_{VA}$  seja primeiramente ajustada na ausência de fluxo respiratório, com o compensador desligado. Desta forma, o fluxo regulado no fluxômetro deve corresponder a um nível de CPAP maior que o desejado. Assim, ao acionar o controle, a VSO pode aliviar um valor de pressão suficiente para manter o nível de CPAP, ou qualquer outro valor de  $P_{DES}$ , e compensar a máxima queda de pressão na fase inspiratória através do fechamento do seu orifício. Contudo, este valor de pressão teve que levar em consideração a elevação da  $P_{VA}$  na fase expiratória. Se o fluxo nominal ajustado em MA fosse grande o suficiente para compensar grandes quedas de pressão, o controle da pressão na fase expiratória ficaria limitado.

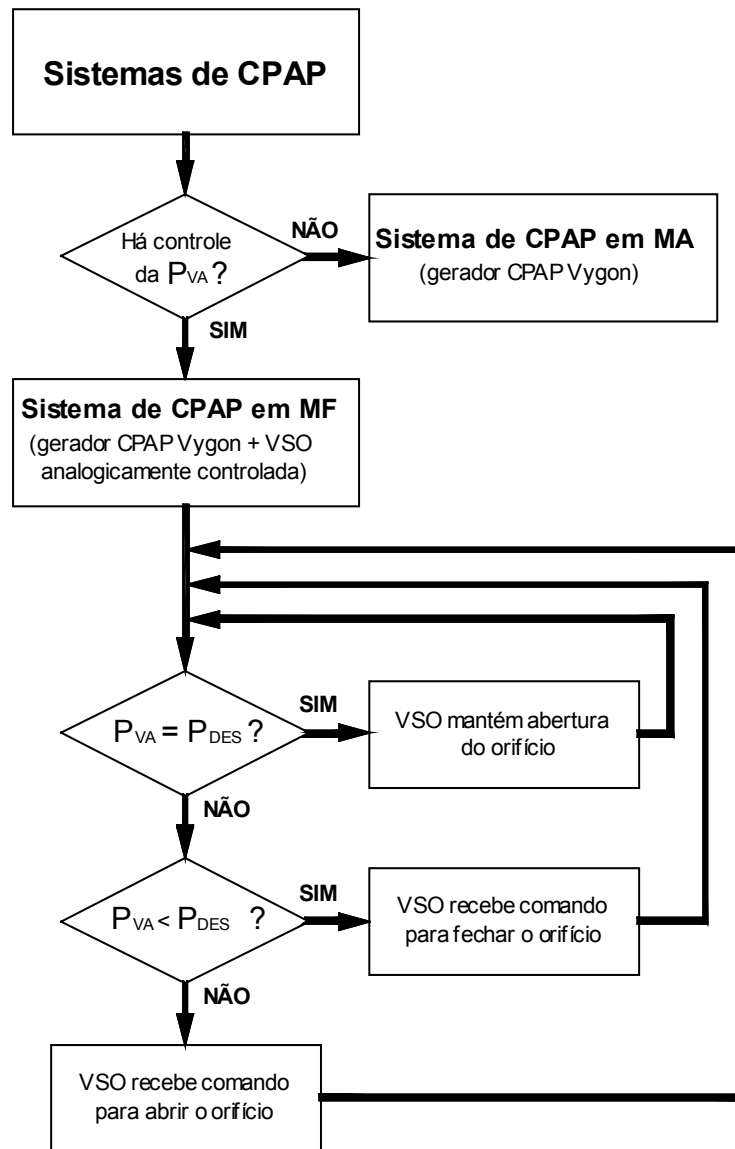


Figura 20- Fluxograma dos sistemas de CPAP que utilizaram o gerador de CPAP Vygon, mostrando a lógica de funcionamento do sistema de CPAP com controle em malha fechada (MF). MA= malha aberta. VSO = válvula proporcional.  $P_{VA}$ = pressão de vias aéreas.  $P_{DES}$  pressão desejada (nível de CPAP).

Com a VSO muito mais aberta do que fechada em regime (sem variação da  $P_{VA}$ ), com a elevação da  $P_{VA}$  o orifício não poderia abrir o suficiente, limitando a manutenção do nível de CPAP na expiração. Por exemplo, supondo que o nível de CPAP desejado fosse de 5 hPa e o valor nominal de fluxo correspondente a este nível fosse de 25 L/min. Para compensar uma queda de pressão de 1 hPa, o fluxômetro deveria ser ajustado em MA a fornecer mais que 25 L/s, com um valor nominal de fluxo correspondesse à uma pressão de 6 hPa pelo menos. Ao ligar o compensador e na ausência de fluxo respiratório, a  $P_{VA}$  voltaria a ser de 5 hPa com a VSO aliviando o equivalente a 1 hPa.



Se na expiração a  $P_{VA}$  subisse 1 hPa, a VSO teria que abrir mais o seu orifício para aliviar uma pressão total de 2 hPa.

Para um melhor controle, objetivou-se centrar a abertura da VSO dentro de sua faixa linear de operação, quando em regime. Para determinar o melhor valor de pressão a ser adicionado antes de acionar o controle, foi necessário caracterizar o comportamento da VSO (seção de materiais e métodos).

### 3.2- Aquisição dos Sinais e o Controle

A aquisição dos sinais de pressão e fluxo pelo microcomputador foi feita através de software desenvolvido para o propósito, denominado Data Acquisition System (DAS) (PINO *et al.*, 2004), escrito em linguagem G para LabVIEW versão 5.01 (National Instruments, EUA). Utilizou-se uma placa de aquisição de sinais de 8 canais e conversor analógico-digital de 12 bits (PCI-6023, National Instruments, EUA), com taxa de amostragem de 200 amostras por segundo por canal. Os sinais foram analisados posteriormente à aquisição pelo *software* Mecânica (PINO *et al.*, 2002), escrito como uma caixa de ferramentas (*toolbox*) para Matlab (The Mathworks, EUA).

O controle da  $P_{VA}$  foi realizado através de um circuito comparador de tensões que utilizou um compensador analógico para estabilização do sistema (ver Anexo 1). Neste circuito, a  $P_{VA}$  (variável controlada) foi comparada com a tensão de referência estabelecida em um gerador de função, cujo valor representou a  $P_{VA}$  desejada ou o nível de CPAP desejado. A  $P_{VA}$  medida pelo transdutor, com seu sinal amplificado, foi colhida por um dos canais de entrada da placa de aquisição de sinais. Este sinal foi encaminhado ao software DAS para visualização e registro e ao compensador eletrônico para realimentação (Figura 19). O sistema transdutor-amplificador de pressão foi ajustado em 1 V para cada 2,5 hPa, utilizando o mesmo valor de linha de base e ganho para os sinais de  $P_{VA}$  e  $P_{DES}$ .

O sinal de referência também foi adquirido por outro canal de entrada da placa de aquisição para a visualização do sinal de  $P_{DES}$  na tela do computador, e assim ajustou-se o nível de CPAP desejado. Formas de ondas senoidais, com *offset* (nível de CPAP), frequência e amplitudes reguláveis, também poderiam representar o sinal de referência. Por exemplo, caso se desejasse impor oscilações senoidais na  $P_{VA}$  durante o CPAP, como utilizado na FOT + CPAP (FARRÉ *et al.*, 1997).

As excursões respiratórias causam variações na  $P_{VA}$ , que constituíram uma perturbação a ser contornada. A Figura 21 representa o esquema do controle em malha fechada do sistema de CPAP.

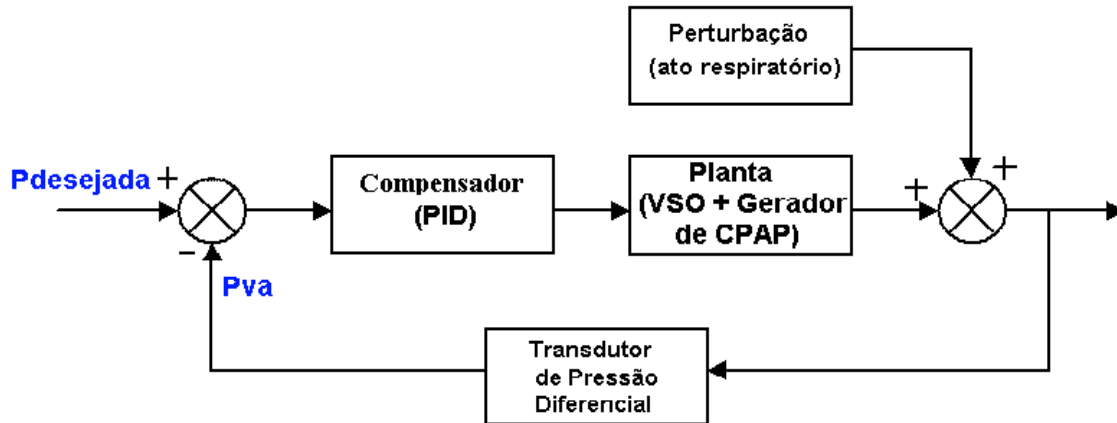


Figura 21- Esquema de controle do sistema de CPAP desenvolvido neste trabalho. VSO: válvula solenóide proporcional; PID: proporcional-integral-derivativo.

### 3.3 - O ajuste do Ganho do Compensador

Um outro fator a ser controlado além da  $\Delta P_{VA}$  foi a instabilidade do sistema causada pelas variações de pressão, que resultam em oscilações. Assim, o compensador foi ajustado para amortecer as oscilações e diminuir o tempo de resposta do sistema. Contudo, há a limitação no tempo de resposta do sistema devido aos seus componentes mecânicos, elétricos e eletromecânicos, e ao atraso de transporte ou tempo morto (*transport delay*). Como exemplo de atraso de transporte tem-se o tempo necessário para que as mudanças no redirecionamento do escoamento de ar, causadas pela variação no diâmetro de abertura da VSO, repercutissem na  $P_{VA}$  medida no final do circuito respiratório.

As limitações foram modeladas por um pólo simples de baixa frequência, dois pólos conjugados relacionados com a frequência natural ( $\omega_n$ ) e o fator de amortecimento  $\zeta$ , e um atraso de transporte.

De forma que o efeito combinado da resposta em frequência dos três pólos e o atraso pudesse melhor se ajustar à resposta em frequência da planta em MA, foram feitas tentativas com os valores de  $\mathbf{a}$  (Equação 29),  $\omega_n$ ,  $\zeta$  e o  $\mathbf{dt}$ , em planilha do Excel (Microsoft, EUA). Variando-se estes valores, geraram-se curvas da resposta em frequência (diagrama de Bode) dos pólos e o atraso (Figura 22) até que a combinação de

seus efeitos gerasse um modelo satisfatório (curva contínua - Figura 22). Assim, chegou-se ao valor de  $a$  igual a -25,  $\omega_n$  igual a 180 e  $\zeta$  igual a 0,3 (sistema subamortecido) e 8 ms para  $dt$ .

O levantamento da resposta em frequência da planta em MA foi feito em bancada. Ondas senoidais de 1 V de amplitude foram aplicadas em um ponto do circuito logo após o compensador, variando-se a frequência de 0,1 a 40 Hz, através do gerador de função. O ponto de entrada para o teste em MA é mostrado no modelo do sistema de CPAP no Anexo 1 deste trabalho. Aplicaram-se as ondas senoidais sobre um nível de tensão constante (nível DC), escolhido após a obtenção da curva de histerese da VSO (ver a próxima seção sobre “caracterização da VSO”). Recebendo este nível DC, a VSO permaneceu “centrada” em sua faixa linear de operação. As variações senoidais de tensão sobre um nível DC constituíram o sinal de referência ( $P_{DES}$ ). O circuito respiratório permaneceu fechado, ou seja, obstruído após a região da tomada de pressão de abertura de vias aéreas. Primeiramente o fluxômetro foi aberto até que a  $P_{VA}$  atingisse o valor de 5 hPa, estando a VSO aberta devido apenas ao nível DC (centrada). A seguir, aplicaram-se as variações senoidais de tensão no circuito e a  $P_{VA}$  começou a variar segundo o sinal de referência. Realizou-se a leitura da  $P_{VA}$  através do transdutor de pressão, ainda em volt. A defasagem entre o sinal de referência (entrada) e o sinal de  $P_{VA}$  (saída), serviu de dado para traçar a curva de resposta em frequência da planta (Figura 22, curva tracejada).

Para que a estabilização do sistema fosse possível, introduziu-se no compensador um zero em -30 (eixo  $\sigma$ ) e um pólo na origem (para erro zero na resposta ao degrau). O zero em -30 foi colocado próximo ao pólo simples de baixa frequência estimado em MA (-25) para atenuar a dominância deste pólo, permitindo o aumento da resposta frequência do sistema em MF.

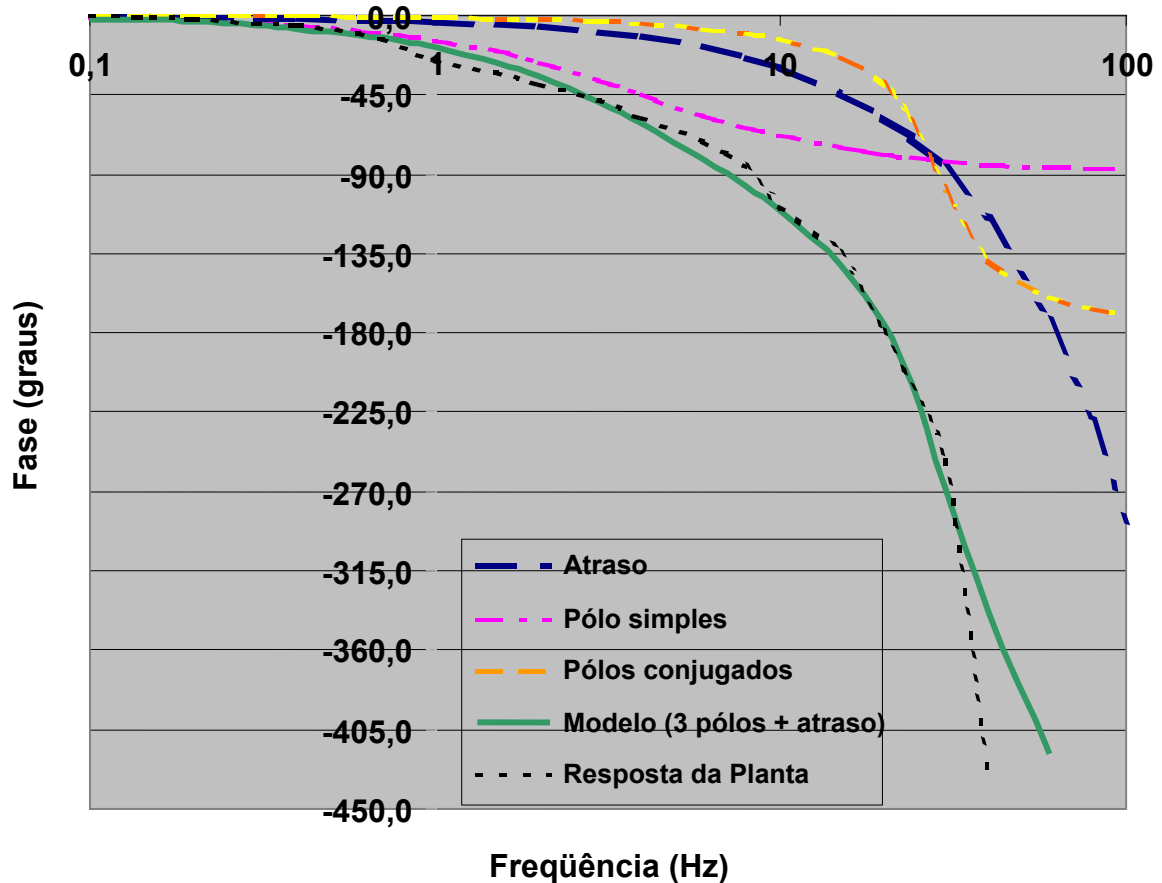


Figura 22- Diagrama de Bode para obtenção do modelo que melhor se ajustasse à resposta em frequência da planta.

Os valores dos resistores e do capacitor do compensador PID foram obtidos através de um programa de *root-locus*, fabricado para o propósito em linguagem Visual Basic. *Root-locus* é como é chamado o traçado dos caminhos percorridos pelas raízes (pólos) no plano complexo, enquanto é variado o ganho total do sistema. O método de *root-locus* é utilizado em sistemas de controle, onde o problema é posicionar os pólos e zeros de um sistema para atingir a resposta desejada (GLASS, 1976). Variando-se o ganho total no programa, os pólos obtidos pelo modelo em MA e o pólo na origem introduzido no compensador, movimentaram-se pelo plano complexo. No cruzamento do *root-locus* com a reta em 45° que passa pela origem e à esquerda da ordenada do plano complexo, definiu-se o valor do ganho total a ser utilizado em MF que pode ser ilustrado por:

$$K_p \cdot (s - z_1) / s \quad (34)$$

onde  $K_p$  é o valor do ganho proporcional e corresponde à razão entre  $R_f$  e  $R_g$ , que foram os resistores utilizados no compensador (vide Anexo 1).

O pólo na origem ( $1/s$ ), caracterizado pelo capacitor ( $C_A$ ) em série com  $R_f$  na realimentação, foi o integrador utilizado. A posição do zero ( $z_1 = -30$ ) foi dada por  $1/R_f \cdot C_A$ , que equivale ao inverso da constante de tempo de aproximadamente 33 ms. O valor do capacitor foi escolhido de forma que se pudesse utilizar valores comerciais de resistores para atingir o ganho desejado, e que estivessem dentro do limite de potência do amplificador operacional.

### 3.4-Materiais e Métodos

#### 3.4.1- Caracterização da válvula proporcional

Para otimizar o controle em MF, realizou-se o levantamento da relação entre a corrente de entrada na válvula proporcional (VSO) e o fluxo de saída na mesma (escape). O objetivo foi conhecer o comportamento da VSO, ou seja, a sua faixa linear de operação através da obtenção da curva de histerese.

A montagem experimental foi feita conforme a Figura 19, sendo que o circuito respiratório permaneceu obstruído. O fluxômetro foi aberto e regulado para oferecer um valor de fluxo que gerasse uma  $P_{VA}$  de 5 hPa ou de 10 hPa, na ausência de fluxo respiratório e com a VSO fechada (sem corrente elétrica). Para medição dos fluxos de escape, o analisador de calibração (RT-200, Timeter Instrument, EUA) foi conectado na saída da VSO. Geraram-se degraus de tensão de 0,34 V via programa construído em LabVIEW (Figura 23), que foram direcionados à VSO através de um canal de saída da placa de aquisição em conexão com o conversor digital-analógico (D/A). Os valores dos degraus foram calculados de modo que se gerassem correntes de entrada na VSO na faixa de 50 mA a 170 mA, em passos de 5 mA aproximadamente. A corrente de entrada da VSO foi obtida dividindo-se a tensão aplicada na válvula pela resistência do solenóide (68  $\Omega$ , vide especificações Anexo 2). Cada degrau de tensão teve a duração de 7 segundos, para estabilização do valor de fluxo a ser medido.

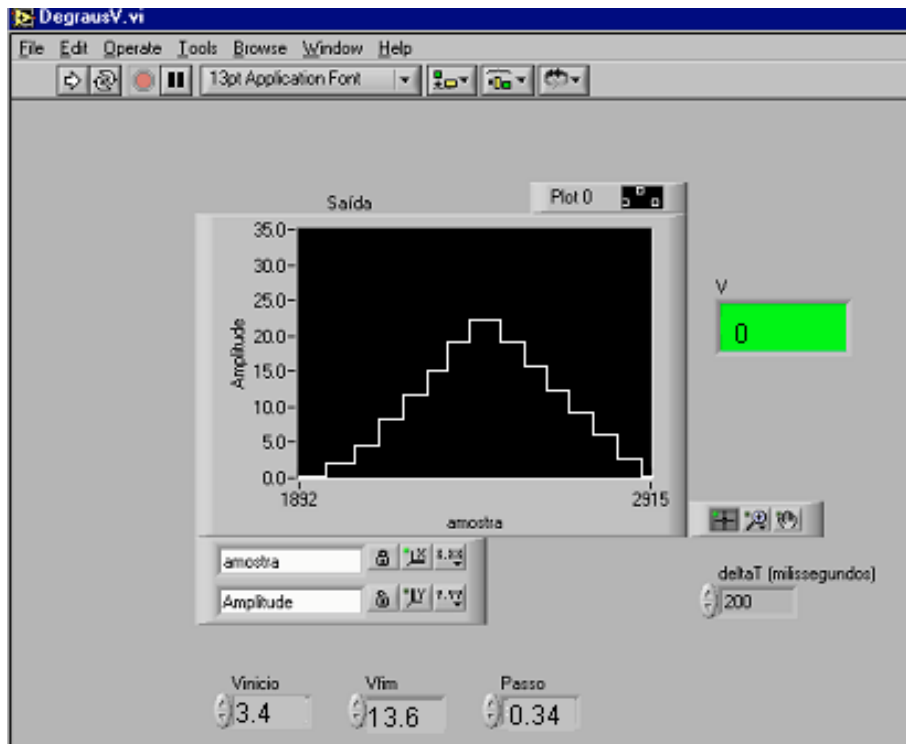


Figura 23- Imagem do programa desenvolvido em LabVIEW para realização dos degraus de tensão.

Para que a VSO recebesse a tensão de 13,5 V (tensão para fluxo máximo, vide Anexo 2), foi necessário a utilização de um divisor de tensão, visto que a saída do conversor D/A era limitada em +10 V. A Figura 24 mostra o divisor de tensão nominal de 10 k $\Omega$  utilizado. Com este, o valor de tensão que alimentava a VSO era aproximadamente o dobro do valor proveniente do conversor D/A.

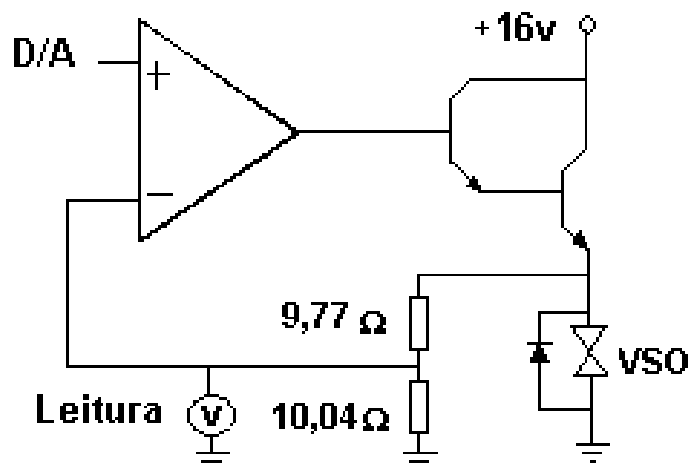


Figura 24- Esquema do circuito analógico utilizado para realização dos degraus de tensão. A leitura de tensão na VSO foi realizada no divisor de tensão. VSO: válvula solenóide proporcional; D/A: conversor digital analógico.

Os degraus de tensão foram iniciados com a pressão na entrada da VSO em 9,5 PSI (655 hPa) e também com 19 PSI (1310 hPa), que correspondiam às medidas de  $P_{VA}$  de 5 e 10 hPa na ausência de fluxo respiratório, respectivamente. À medida que a VSO recebeu valores crescentes de corrente elétrica, o orifício da VSO abriu-se mais e, conseqüentemente, aumentou-se o fluxo de escape medido. Realizaram-se os degraus ascendentes e descendentes, 5 vezes para cada experimento (CPAP de 5 ou 10 hPa). A média aritmética das medidas de fluxo e os valores correspondentes de corrente elétrica foram utilizados para gerar as curvas de histerese da VSO.

O objetivo seguinte ao conhecimento da faixa linear de operação da VSO, foi conhecer a sua limitação física em relação à amplitude de regulação da  $P_{VA}$ . Qual seria a magnitude de  $\Delta P_{VA}$  que a VSO poderia compensar com a excursão do orifício de saída, isto é, a sua faixa total de operação?

Manteve-se a mesma montagem experimental básica (Figura 19), sendo que o circuito respiratório foi conectado a um modelo físico de pulmão (*training test lung* (TTL), Michigan Instruments, USA). Não houve simulação de excursões respiratórias, logo o fluxo respiratório inicialmente foi igual a zero. Além da  $P_{VA}$ , mediu-se a pressão no interior do modelo de pulmão ( $P_{ALV}$ ). A  $P_{DES}$  foi ajustada em 5 hPa e o fluxômetro foi aberto até o limite em que a VSO conseguisse manter a  $P_{VA}$  em 5 hPa. Desligou-se a fonte de alimentação da VSO, fechando o orifício de saída e causando a elevação da  $P_{VA}$ . A diferença entre as medidas de  $P_{VA}$ , antes e após o desligamento da VSO, correspondeu à faixa total de operação.

### **3.4.2- Caracterização do gerador de CPAP**

Como parte constituinte do sistema de CPAP e necessária para o funcionamento do gerador de CPAP, a avaliação do fluxômetro foi realizada como uma etapa prévia. Utilizou-se a montagem experimental básica, sendo que dessa vez obstruiu-se a entrada de ar ambiente do gerador de CPAP (parte distal do circuito respiratório). Assim impediu-se o arrasto de ar do ambiente, e o mesmo valor de fluxo proveniente do fluxômetro foi o mesmo que passou pelo PTC. Comparou-se o valor nominal de fluxo, cuja leitura foi feita pelo centro da esfera do fluxômetro, com o medido pelo PTC. O valor medido pelo PTC correspondeu à média do sinal de fluxo após gravação por um período de 30 s para cada valor nominal de fluxo. Para verificar a existência de histerese, utilizaram-se fluxos nominais ascendentes com variação de 4 L/s até atingir a

vazão máxima (acima de 40 L/s, que era o fim da escala do fluxômetro) e fluxos nominais descendentes até 0 L/s. Realizou-se este procedimento três vezes e o valor da ordenada correspondeu à média aritmética das medidas de fluxo pelo PTC. Restava conhecer a relação entre fluxo nominal e o nível de CPAP gerado (segunda etapa prévia).

Cada valor nominal de fluxo ofertado ao gerador de CPAP (via entrada de pressão) corresponde à geração de um nível de CPAP, na ausência de fluxo respiratório. Para conhecimento dessa relação, realizaram-se medidas dos níveis de CPAP gerados e comparadas com os valores nominais de fluxo, ascendentes e descendentes. Utilizou-se a montagem experimental básica, com gerador de CPAP obstruído na sua parte proximal. A tomada de pressão foi feita pela segunda entrada do gerador, que também serve de suplemento de O<sub>2</sub>, e medida pelo analisador de calibração RT 200. Utilizou-se a média de três medidas de pressão para cada fluxo nominal, ascendente ou descendente.

Por fim, o gerador de CPAP foi caracterizado através do seu perfil de pressão lateral através de todo seu interior e 20 mm além de sua extremidade proximal (saída). A parte proximal do gerador foi introduzida parcialmente no interior de um tubo cilíndrico de PVC de 100 mm de comprimento e sem folgas para evitar vazamentos de ar. A Figura 25 mostra um esquema da montagem utilizada para este experimento. Utilizou-se uma agulha de punção lombar (B.Braun, Brasil) de 88 mm de comprimento e 0,73 mm de diâmetro para medição da pressão lateral. Obstruiu-se a extremidade distal da agulha e a 2 mm desta ponta, confeccionou-se um pequeno orifício para tomada de pressão (Figura 25). Conectou-se a parte proximal da agulha ao transdutor de pressão através de uma mangueira de borracha, e à haste móvel de um paquímetro para medir a posição da tomada de pressão. Introduziu-se a agulha tangenciando a parede interior do gerador de CPAP, com o orifício voltado para o centro do gerador. A posição de valor 0 mm foi atribuída quando o orifício estava posicionado no começo da extremidade distal do gerador de CPAP. A cada passo de introdução da agulha, foi anotada a sua posição e colhidos 30 s de sinal de pressão. Realizou-se a média do sinal de pressão destes períodos e relacionou-os com a posição da tomada de pressão.



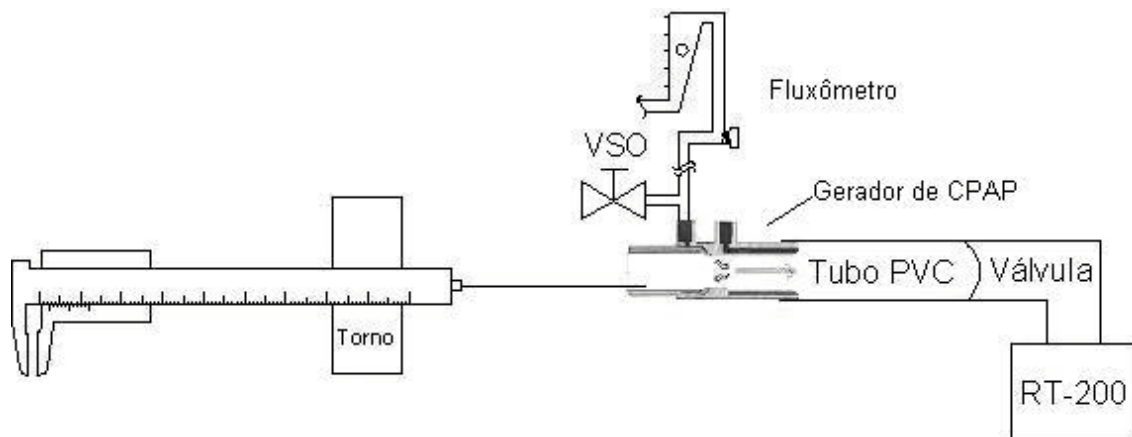


Figura 25- Esquema da montagem experimental utilizada para o levantamento do perfil de pressão lateral do gerador de CPAP. Agulha introduzida na entrada do gerador.

A jusante do tubo de PVC, foi conectada uma válvula que regulava o escoamento de ar para o analisador de calibração RT-200, utilizado para medição do fluxo de saída do gerador. O fluxo de saída pode ser interpretado como um fluxo de demanda inspiratório. Introduziu-se a agulha com o gerador de CPAP fornecendo 5 hPa de pressão em três condições: com a válvula totalmente fechada, isto é, fluxo de saída de 0 L/s; com a válvula semi-aberta com fluxo de saída de 0,5 L/s e 0,97 L/s e com a válvula toda aberta (fluxo de 2,56 L/s). Com o gerador fornecendo um nível de CPAP de 10 hPa, realizou-se as medidas com a válvula toda fechada, semi-aberta (fluxo de 0,2 L/s) e toda aberta, com fluxo de saída de 3,88 L/s. Quando a válvula permaneceu toda fechada ou parcialmente fechada, houve refluxo de ar. Realizou-se o experimento duas vezes em cada nível de CPAP para cada fluxo de saída.

### 3.4.3- Caracter resistivo do sistema de CPAP em malha aberta

O sistema de CPAP em MA possui a mesma montagem do sistema de CPAP em MF, sendo que a VSO se encontra inoperante, ou seja, sempre fechada. Assim o gerador de CPAP funciona da mesma forma que é utilizado na prática clínica, isto é, sem o controle da  $P_{VA}$ . Atos inspiratórios e expiratórios levam à variações de  $P_{VA}$  que não são compensadas.

Simulou-se excursões respiratórias com uma seringa de calibração de 3 L acoplada ao circuito respiratório do sistema de CPAP (Figura 26). Com o registro das variações de  $P_{VA}$  e as conseqüentes variações de fluxo, obteve-se um gráfico da relação fluxo por  $P_{VA}$  em três níveis de CPAP (0, 5 e 10 hPa).

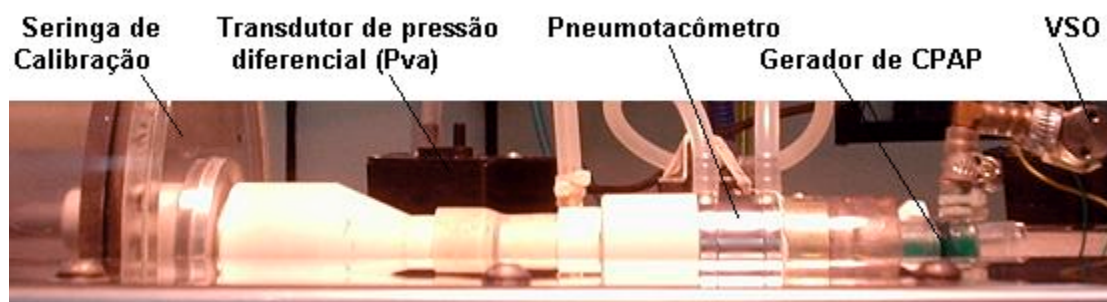


Figura 26- Montagem experimental, mostrando o circuito respiratório do sistema de CPAP acoplado a uma seringa de calibração para simulação de atos respiratórios. Válvula proporcional (VSO) desligada.

### 3.5- Resultados

As Figuras 27 e 28 mostram as curvas de histerese da relação entre a corrente de entrada e o fluxo de escape da VSO, na geração de CPAP de 5 hPa e de 10 hPa, respectivamente. Observa-se que a faixa linear de operação da válvula encontra-se entre 65 mA e 90 mA aproximadamente, e saturando em torno de 150 mA. Há uma zona morta de 0 a 55 mA.

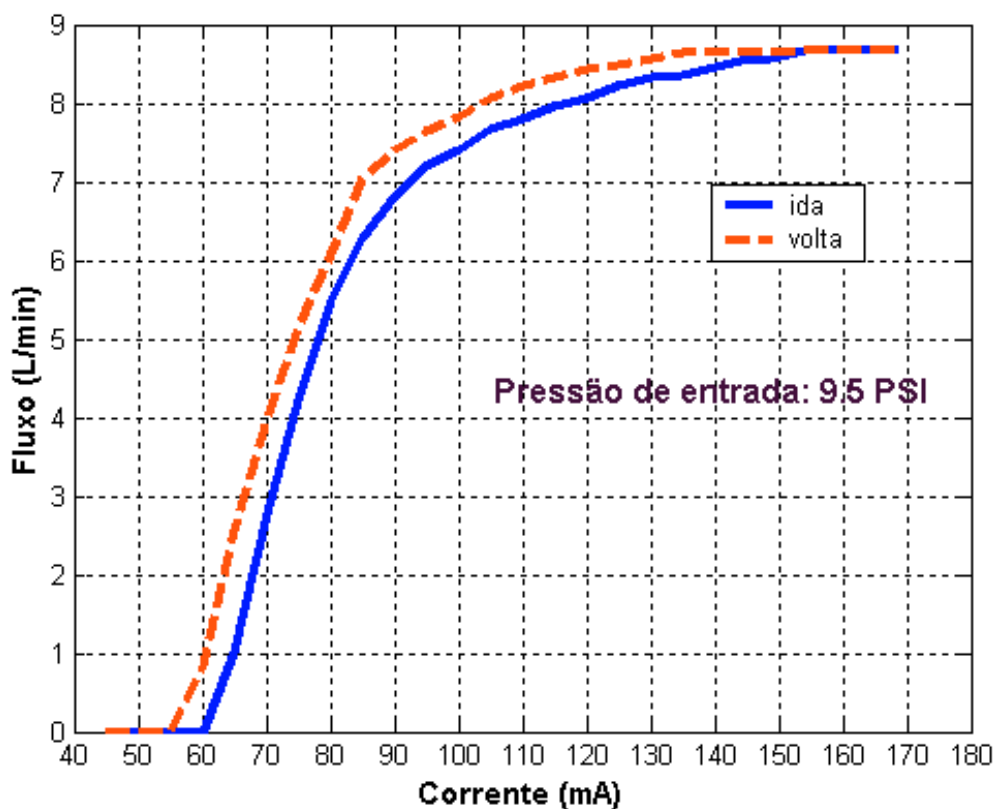


Figura 27- Curva de histerese da VSO na geração de CPAP de 5 hPa.

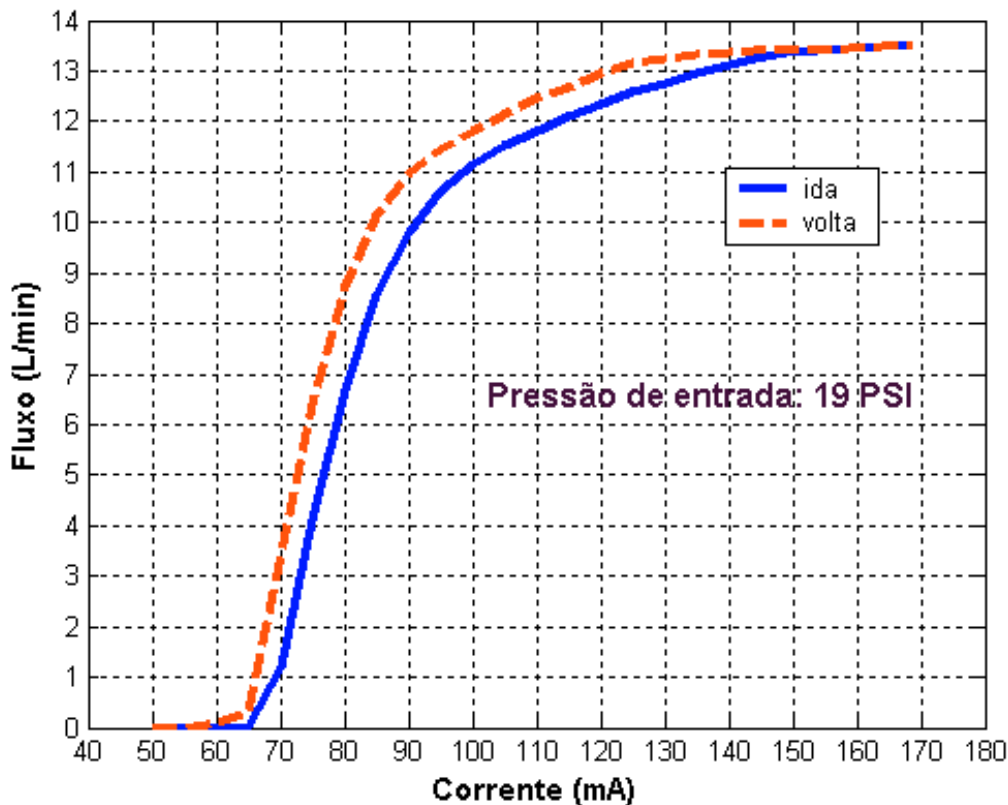


Figura 28- Curva de histerese da VSO na geração de CPAP de 10 hPa.

Na Figura 29 pode-se observar que a VSO estava compensando uma magnitude de  $\Delta P_{VA}$  em torno de 5 hPa, que pôde ser visualizada após cessado o fornecimento de corrente elétrica à VSO. A VSO foi desligada na iminência de não conseguir manter o nível de referência ( $P_{DES}$ ) de 5 hPa.

O gráfico da relação entre os valores nominais de fluxo e os valores de fluxo medidos pelo PTC, com medidas ascendentes e descendentes de fluxo (ida e volta), pode ser observado na Figura 30. Foi adicionada uma reta identidade para comparação entre os valores. Observa-se que a leitura dos valores de fluxo nominais foram próximos aos valores de fluxo medidos pelo PTC e que não houve histerese. Os desvios (erros) em torno da reta identidade foram aleatórios.

A relação entre os valores nominais de fluxos ofertados e os respectivos valores de pressão fornecidos pelo gerador de CPAP são mostrados na Figura 31. Os registros ascendentes e descendentes mostram que não houve histerese. Observar que o gerador não forneceu níveis de CPAP acima de 14 hPa com o fluxômetro comercial utilizado.

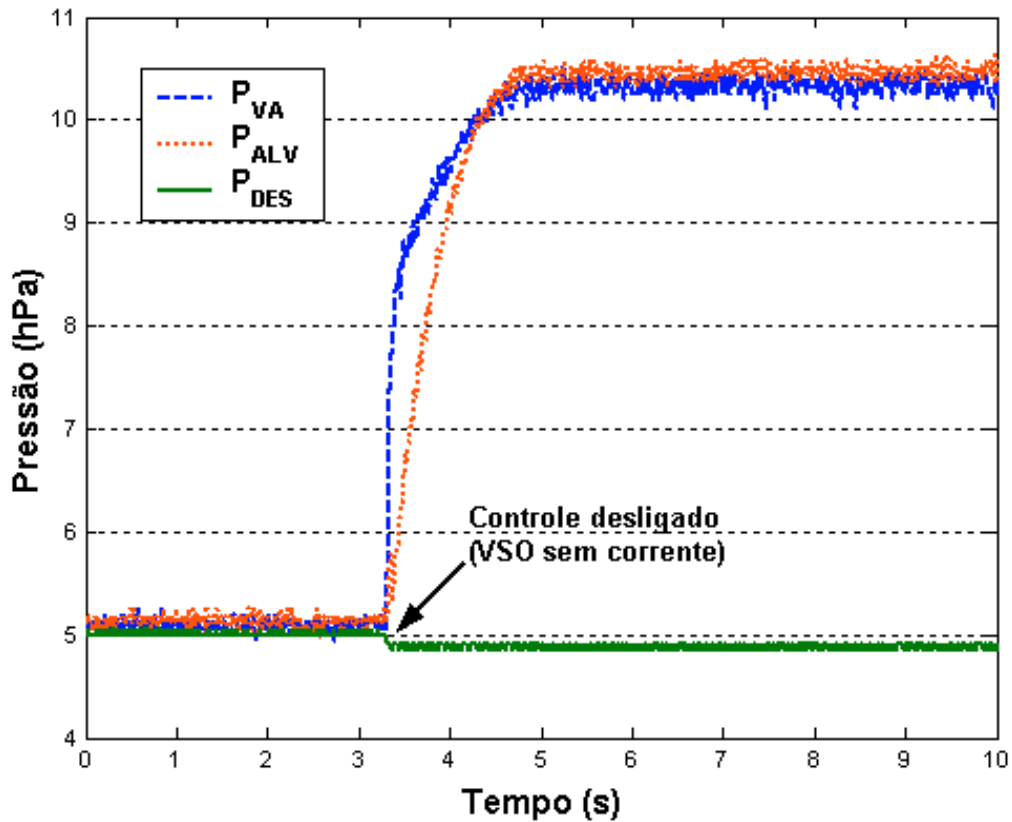


Figura 29- Curva de pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ), da pressão no interior do modelo de pulmão ( $P_{ALV}$ ) e da pressão desejada ( $P_{DES}$ ) com o controle ligado e desligado (seta).

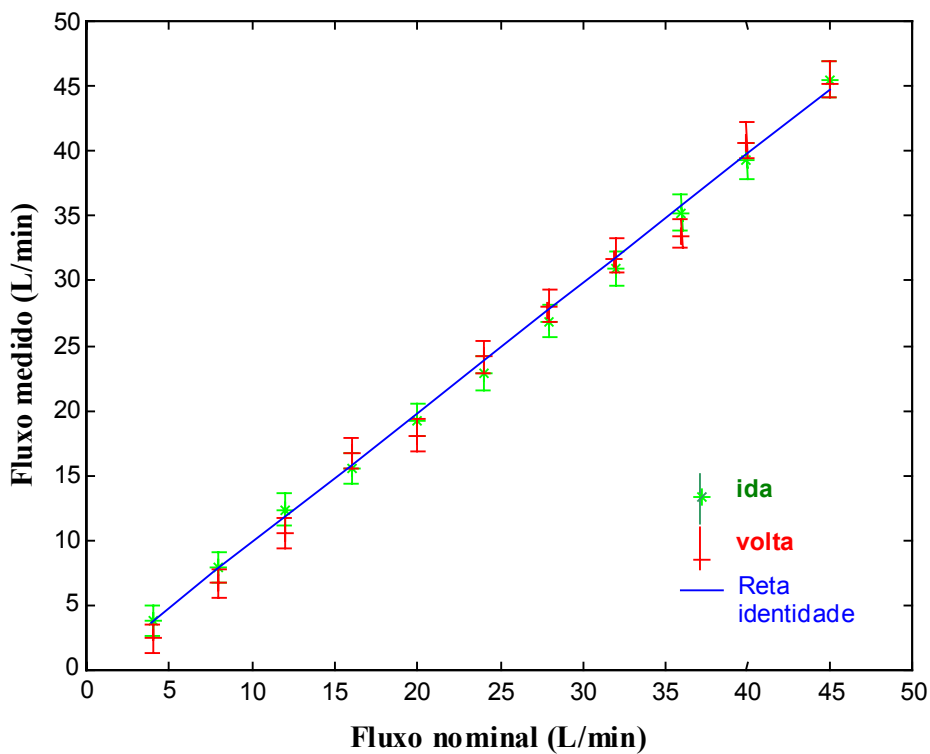


Figura 30- Gráfico relacionando os valores de fluxo nominais e os valores medidos pelo pneumotacômetro. Valores medidos não diferem mais que um desvio padrão dos valores de fluxos nominais.

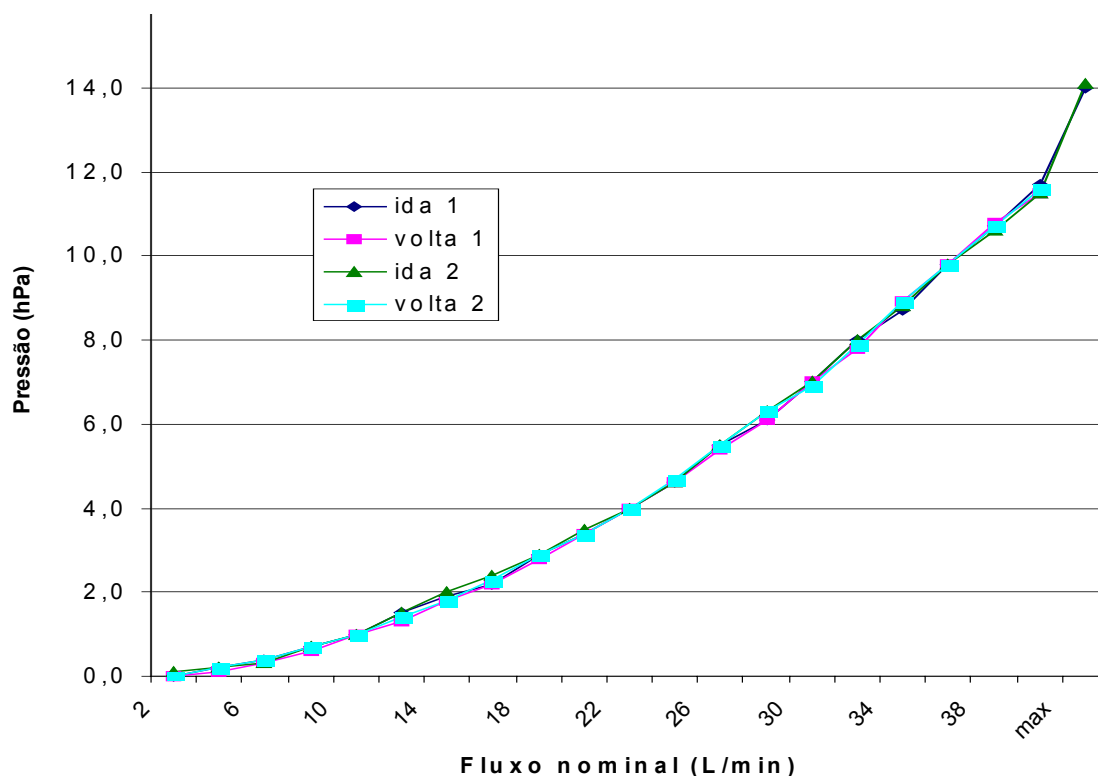


Figura 31- Gráfico da relação entre os valores nominais de fluxo e as pressões geradas pelo gerador de CPAP. Traçados ascendentes e descendentes estão sobrepostos.

O perfil de pressão lateral do gerador de CPAP, com nível de CPAP de 5 hPa e com diferentes fluxos respiratórios, pode ser observado na Figura 32. Um desenho em corte do gerador de CPAP foi adicionado à figura para melhor entendimento do seu posicionamento e visualização dos microcanais. O nível de CPAP foi regulado em 5 hPa para fluxo respiratório igual a zero. Como o gerador de CPAP possui 56 mm de comprimento, o nível de pressão só se estabeleceu poucos milímetros após a extremidade proximal do gerador.

Há uma região de pressão subatmosférica, principalmente entre 25 a 35 mm da extremidade distal do gerador de CPAP, que corresponde à região que compreende os microcanais, de onde são formados os microjatos geradores de pressão.

A Figura 33 mostra o perfil de pressão lateral em CPAP de 10 hPa com fluxos respiratórios de 0, 0,2 e 3,88 L/s, além dos perfis já mostrados pela Figura 32. Novamente o nível de CPAP foi menor para valores de fluxo diferentes de zero. Observar a pressão subatmosférica quando o fluxo respiratório foi igual a 3,88 L/s. Os fluxos de 2,56 L/s em CPAP de 5 hPa e 3,88 L/s em CPAP de 10 hPa foram obtidos com a abertura total da válvula reguladora de fluxo em direção ao analisador de calibração.

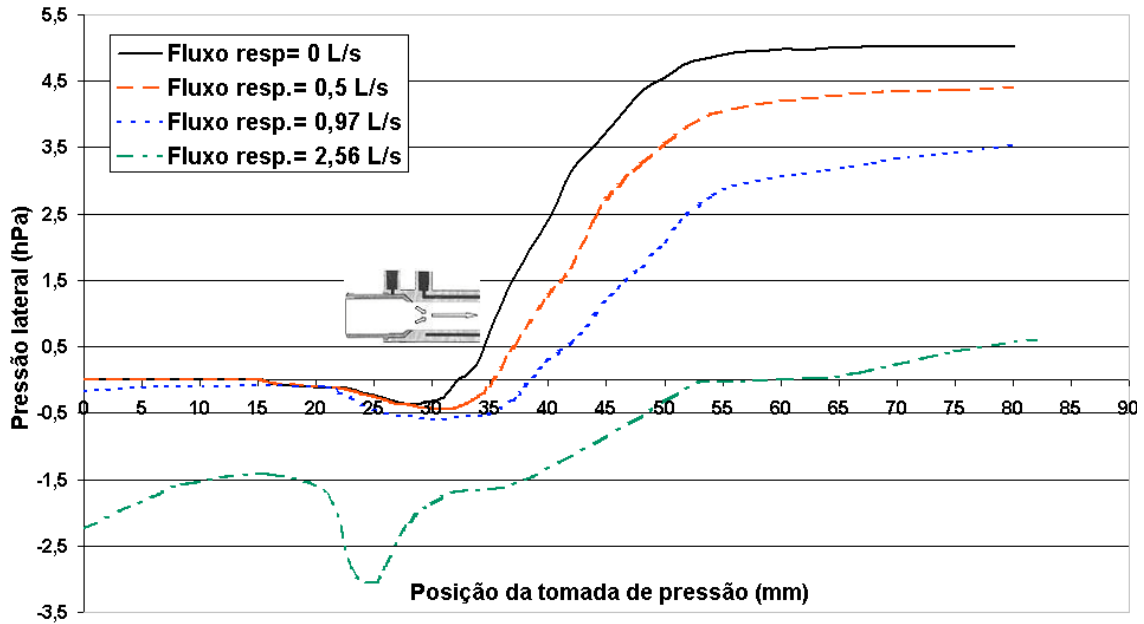


Figura 32- Perfil de pressão lateral do gerador de CPAP em diferentes fluxos respiratórios para 5 hPa de CPAP estabelecido na ausência de fluxo (fluxo resp.= 0 L/s). Foi adicionado um desenho de um corte longitudinal do gerador de CPAP para visualização do posicionamento do mesmo durante o experimento.

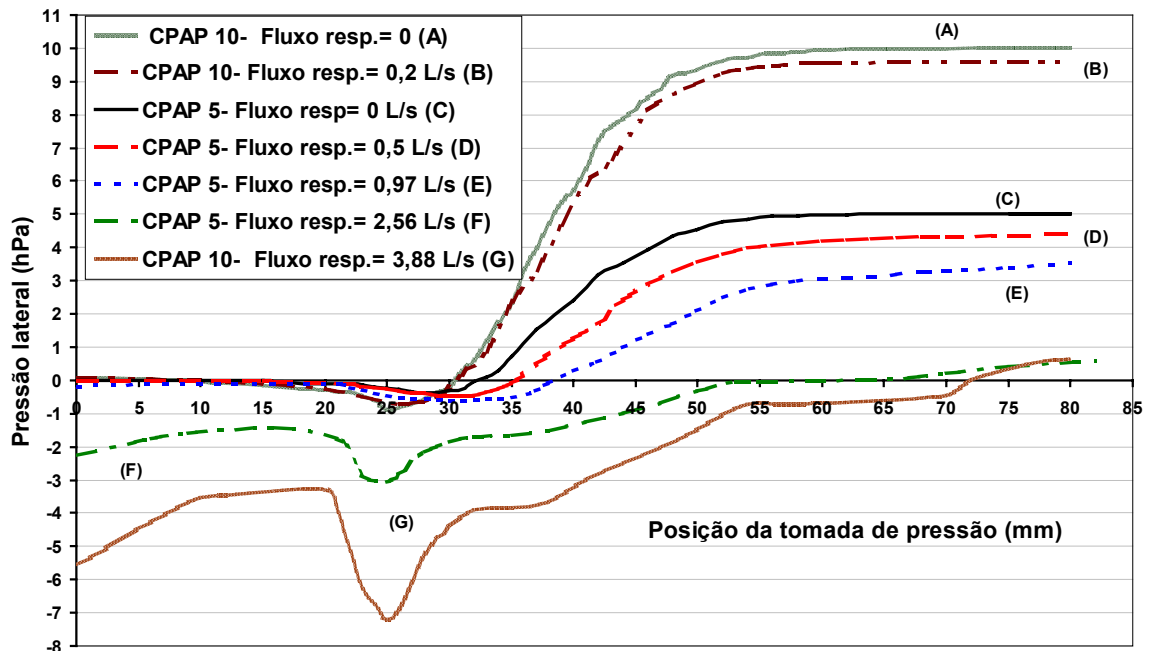


Figura 33- Perfil de pressão lateral do gerador de CPAP durante a execução de CPAP de 5 e 10 hPa, estabelecidos na ausência de fluxo respiratório (fluxo resp. = 0 L/s).

A Figura 34 mostra as curvas da relação entre fluxo respiratório simulado e as pressões de vias aéreas, obtidas com níveis de CPAP de 0, 5 e 10 hPa. As curvas de CPAP de 5 e 10 hPa foram traçadas no mesmo nível médio de pressão que o CPAP de 0 hPa para comparação. Observa-se que a inclinação da curva foi diferente para os três níveis de CPAP, durante a inspiração. A inclinação da curva representa a resistência do circuito respiratório do sistema de CPAP. A resistência do circuito estimada para uma faixa de fluxo inspiratório de 2 L/s a 4 L/s foi de 2,70; 2,85 e 3,35 hPa/L/s para CPAP de 0, 5 e 10 hPa, respectivamente. Durante a expiração, as curvas ficaram parcialmente sobrepostas.

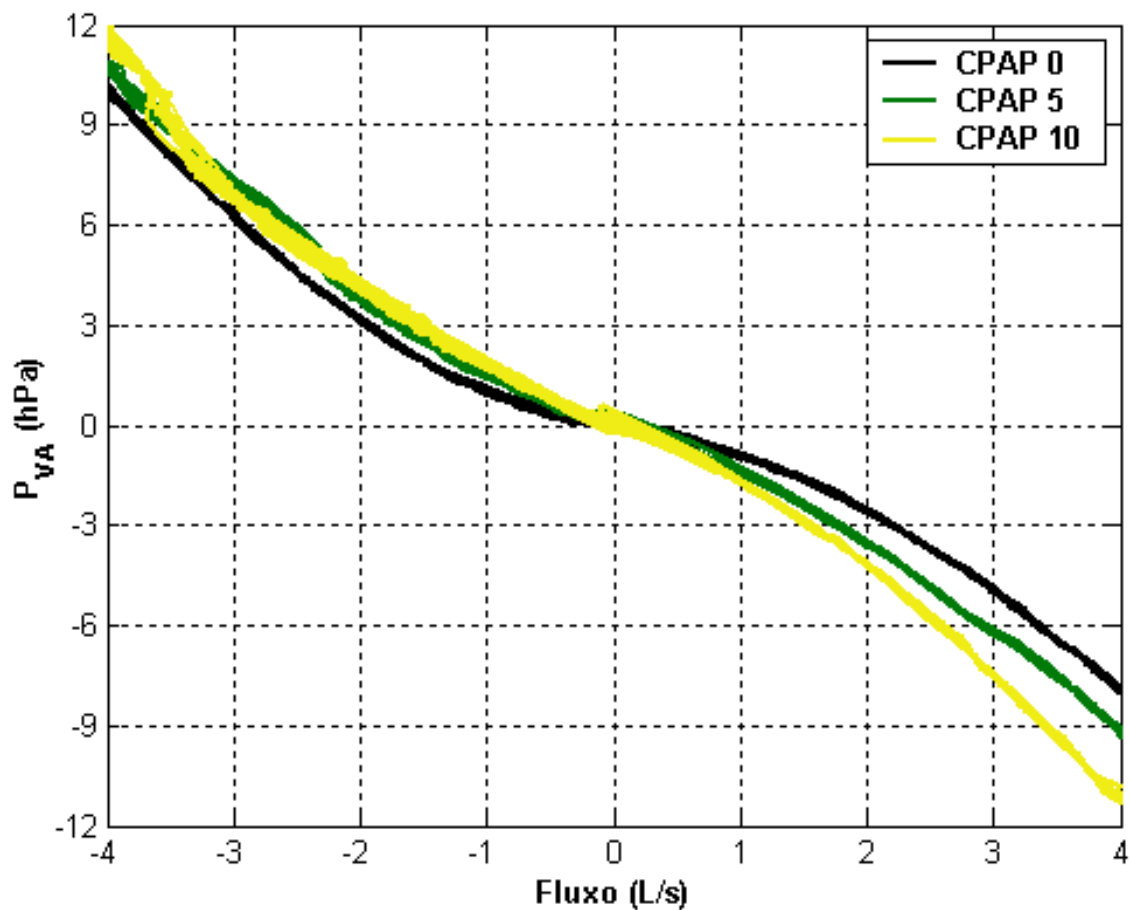


Figura 34- Curvas pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ) em função do fluxo respiratório em três níveis de CPAP. Valores positivos atribuídos aos fluxos inspiratórios.

## 3.6- Discussão e Conclusões

### 3.6.1- Caracterização da válvula proporcional

Parte dos experimentos descritos neste capítulo foram realizados com o intuito de conhecer as características dos componentes do sistema de CPAP, e parte com objetivo de aprimorar o controle em MF desenvolvido.

As curvas de histerese apresentadas pelas Figuras 27 e 28, serviram para mostrar a corrente na qual a VSO estaria centrada em sua faixa linear de operação, isto é, qual a tensão média de operação da VSO a ser estabelecida. Tal tensão foi atingida através de um bloco casador de níveis (vide Anexo 1), que compatibilizou a tensão média de saída do compensador com a tensão média de entrada do circuito de acionamento (*drive*) da VSO. Assim, quando a tensão média de saída do compensador fosse zero, a tensão na VSO estaria em 5,1 V, que corresponde à multiplicação de 75mA (por exemplo) pela resistência do solenóide que é de 68 ohm. Quando a tensão média de saída do compensador esteve em zero, o orifício de saída da VSO se encontrou numa situação de maior possibilidade de curso dentro da faixa linear, visto que a tensão de saída do compensador pode variar aproximadamente de -16 a +16 V. Assim, na ausência de fluxos respiratórios ou outras perturbações (em regime), o nível de CPAP é mantido com a VSO centrada em sua faixa linear para compensar as possíveis variações de pressão acima e abaixo do nível de CPAP desejado. Caso não houvesse o bloco casador de níveis, quando a tensão de saída do compensador fosse 0 V, a tensão na VSO estaria também em 0 V. Por exemplo, após ajustado o melhor valor de pressão em MA e acionado o controle, a tensão na VSO estaria por volta dos 5,1 V, porém a tensão média de saída do compensador não estaria mais em 0 V, isto é, estaria fora de centro. O ajuste da tensão por tentativa pode levar a VSO, quando em regime, a estar mais próxima de um dos extremos da faixa linear de operação, e excursionar fora da linearidade na presença de um transiente (ato respiratório). Aproveitar ao máximo a faixa linear de operação da VSO significa maior estabilidade e melhor resposta do sistema, visto que os cálculos da teoria de controle utilizados se fundamentam em sistemas lineares.

Para que a VSO pudesse excursionar na fase inspiratória, foi necessário que o fluxômetro estivesse regulado para que o gerador de CPAP gerasse uma  $P_{VA}$  acima do nível de CPAP desejado, quando em MA. Fechando a malha (ligando a fonte de alimentação do circuito), a  $P_{VA}$  voltaria a ficar igual à  $P_{DES}$ , que neste caso é o nível de



CPAP. O nível de pressão ajustado em MA pode ser estabelecido por tentativa e erro, porém há outras duas formas propostas.

Uma forma de se ajustar a  $P_{VA}$  antes de começar o experimento ou terapia, é medir a tensão de saída do compensador. Assim, abre-se o fluxômetro até que a tensão de saída do compensador seja zero. Este ajuste garante a centralização do controle na faixa linear. Na ausência de um multímetro, uma solução é abrir o fluxômetro até que a  $P_{VA}$  atinja 2,5 hPa acima da  $P_{DES}$ , na ausência de fluxo respiratório. Este valor ficou estabelecido após o resultado apresentado pela Figura 29. Observou-se que a VSO conseguia aliviar um pouco mais de 5 hPa, ou seja, poderia compensar quedas e elevações da  $P_{VA}$  de 2,5 hPa em torno do nível de CPAP desejado. Essa é a forma de ajuste pela capacidade de alívio máximo da VSO, porém ela não mais estaria centrada na sua faixa linear de operação, embora ainda trabalhando nesta faixa.

Uma desvantagem do uso da VSO é que ocorre alívio de gás para manter o nível de CPAP mesmo na ausência de perturbações, o que aumenta o consumo de gás.

### **3.6.2- Caracterização do gerador de CPAP**

O gerador de CPAP gera pressão positiva dependente da vazão proveniente do fluxômetro. Antes de conhecer a relação entre o fluxo nominal ofertado e o nível de CPAP gerado, achou-se necessário averiguar se as medidas lidas no fluxômetro estavam razoáveis. Como o instrumento padrão de medição de fluxo aéreo é o PTC, utilizaram-se as medidas de fluxo de um PTC tipo Fleisch n.º 2 previamente calibrado como referência. Na Figura 30 observa-se que as leituras dos fluxos nominais diferiram de forma aceitável das medições correspondentes de fluxo, ou seja, com erros aceitáveis. Deve-se considerar que a leitura via fluxômetro é até certo ponto subjetiva, sujeita à imprecisões e erros de paralaxe. No caso deste experimento, o avaliador também foi avaliado, visto que o valor lido depende de sua interpretação. Considerando o centro da esfera do fluxômetro como indicador da medida e realizando a leitura com a esfera ao nível dos olhos, pode-se confiar nas medidas de fluxo nominais para casos em que não se necessite de medidas exatas.

Após certificado que se poderia confiar nas leituras de fluxo nominal, verificou-se a sua relação com o nível de CPAP gerado, mostrado na Figura 31. Observa-se que o gerador de CPAP fornece no máximo 14 hPa de CPAP com o fluxômetro aberto no

máximo. O fluxo máximo foi atingido com a esfera fora da escala e encostando no topo do interior do fluxômetro.

Com o aumento do fluxo nominal, maior é a velocidade dos microjatos no interior do gerador de CPAP, maior o entranhamento de ar e conseqüentemente maior é a pressão positiva gerada. Mas a que distância dos microjatos é estabelecido o nível de CPAP? E o que acontece com a pressão lateral ao nível destes microjatos? Para responder a essas perguntas, a Figura 32 mostra o perfil de pressão lateral do gerador de CPAP, com a  $P_{VA}$  de 5 hPa estabelecida na ausência de fluxo inspiratório. Como o gerador de CPAP possui 53 mm de comprimento, observa-se que o nível de CPAP só se estabeleceu após a saída (extremidade proximal) do gerador de CPAP. À medida que o fluxo inspiratório aumenta, o nível de CPAP se estabelece cada vez mais afastado do mesmo e com um nível de pressão menor do que quando na ausência de fluxo respiratório. Como o PTC encontrava-se 23 mm afastado da saída do gerador de CPAP; para fluxos inspiratórios acima de 1 L/s, o nível de CPAP só se estabeleceu no interior do PTC. Como o PTC utilizado possui duas tomadas de pressão afastadas aproximadamente 22 mm uma da outra, poderia ser que a diferença de pressão de uma tomada à outra, causada pelo não estabelecimento do nível de pressão, se somasse à perda de carga distribuída dentro do próprio PTC. Isso levaria ao aumento da diferença de pressão lida pelo transdutor, ocasionando a sobrestimação do valor de fluxo inspiratório. Contudo, essa diferença é pequena e não é a responsável por erros de medidas de fluxos inspiratórios que serão discutidos no Capítulo 5.

Ainda na Figura 32, observa-se que próximo à região de saída dos microjatos, situada aproximadamente 25 mm da entrada, há uma queda de pressão proporcional ao fluxo inspiratório. Quanto maior o fluxo inspiratório, maior a extensão da região de queda de pressão, alcançando todo o comprimento do gerador de CPAP quando o fluxo inspiratório atinge 2,56 L/s. A queda de pressão possivelmente explica o arrasto de ar causado pelo efeito de entranhamento gerado pelos microjatos.

Com o aumento do nível de CPAP (Figura 33), a magnitude da queda de pressão na região dos microcanais aumentou em relação ao mesmo fluxo inspiratório. Com um fluxo inspiratório de 3,88 L/s, a pressão lateral é negativa em toda a extensão do gerador de CPAP. O nível de CPAP também só se estabeleceu depois da extremidade proximal do gerador de CPAP, com comportamento semelhante ao perfil de pressão quando em CPAP de 5 hPa. O estabelecimento do nível de pressão, a jusante dos microjatos, foi

mais distante do que no mesmo sistema de entranhamento de ar utilizado em TOT analisado no trabalho de ISABEY *et al.* (1989).

### **3.6.3- Carácter resistivo do sistema de CPAP em malha aberta**

O circuito respiratório do sistema de CPAP é composto principalmente pelo gerador de CPAP, pelo PTC e pela peça (vide Anexo 3) que conecta o PTC à seringa ou máscara de CPAP. Cada um destes constituintes oferece resistência ao escoamento de ar causando uma perda de carga, como pode ser observada nas curvas de relação entre o fluxo respiratório e a medida de pressão à nível da tomada de  $P_{VA}$ . As curvas mostradas pela Figura 34 indicam que a resistência do circuito respiratório foi diferente na fase inspiratória, para os diferentes níveis de CPAP. A resistência do circuito aumentou com o nível de CPAP, sendo este aumento mais visível para fluxos inspiratórios acima de 1 L/s.

Não se pode, com este experimento, afirmar a causa do aumento da resistência do circuito de CPAP, e nem se houve algum componente que contribuiu mais para este aumento. De qualquer forma, não é satisfatório que a resistência do circuito de CPAP aumente com o mesmo fluxo inspiratório mas em níveis de CPAP diferentes. Uma das conseqüências esperadas da terapia com CPAP são a diminuição da resistência das vias aéreas e do  $WOB_T$ . A Figura 34 sugere que essas conseqüências talvez não seriam atingidas. Responder se realmente este aumento de resistência é real e o porquê deste fenômeno se fez necessário. Uma resposta plausível foi obtida com os experimentos descritos no Capítulo 5.

## Capítulo 4

### Comparação do Trabalho Respiratório dos Sistemas de CPAP

Este capítulo descreve a comparação entre o desempenho do sistema de CPAP em MF, o do próprio gerador de CPAP em MA e o de outro sistema comercial de CPAP.

Como a montagem, os componentes básicos do sistema de CPAP e a aquisição de sinais já foram descritos na seção 3.1, estes não serão necessariamente mencionados novamente.

#### 4.1- Introdução

A sigla CPAP denota uma terapia que se propõe a manter a pressão de vias aéreas num nível de pressão constante acima da pressão atmosférica. Em seu uso prático porém, observa-se que flutuações na  $P_{VA}$  ocorrem, isto é, o nível de CPAP estabelecido não permanece constante. Há quedas e elevações da  $P_{VA}$  em torno do nível de CPAP durante a inspiração e expiração, respectivamente. Parece haver um contra-senso entre a denominação CPAP e a ocorrência de variações de pressão clinicamente significativas, mas manter a pressão constante durante todo ato respiratório em certas condições não é trivial (BACON *et al.*, 2000). O retardo de resposta dos sistemas de demanda de fluxo inspiratório (GIBNEY *et al.*, 1982) e o componente resistivo das válvulas de PEEP, presente mesmo nas válvulas consideradas como de limiar pressórico (KACMAREK *et al.*, 1994), contribuem para a queda e elevação da  $P_{VA}$ , respectivamente.

A manutenção da  $P_{VA}$  igual ao nível de CPAP desejado tem influências diretas no trabalho respiratório do paciente, tanto inspiratório quanto expiratório. Quanto maior for a variação da  $P_{VA}$ , maior será o  $WOB_I$  (GHERINI *et al.*, 1979) e maior a probabilidade de insucesso com a terapia. Para manter o controle da  $P_{VA}$ , foi desenvolvido um sistema de CPAP em MF. O objetivo deste capítulo é avaliar o desempenho desse sistema em MF (FAVRE *et al.*, 2003) e compará-lo com o mesmo sistema de CPAP em MA e com outro sistema comercial gerador de CPAP.

## 4.2- Materiais e Métodos

O sistema de CPAP projetado (Figura 19) foi acoplado pela peça projetada para a tomada de pressão (Anexo 3) ao modelo físico de pulmão (TTL, Michigan Instruments, USA) (Figura 35), através de uma mangueira flexível de 1,27 cm de diâmetro. Este modelo é similar ao utilizado por KATZ *et al.* (1985) e por diversos autores (BANNER, *et al.*, 1988, NISHIMURA, *et al.*, 1989 AKASHI *et al.*, 1990, BANNER, *et al.*, 1992, BANNER, *et al.*, 1993, MEHRAD, 1997, AUSTIN, *et al.*, 2001, FAVRE *et al.*, 2003) para simulação de respiração espontânea e avaliação do  $WOB_I$ . Trata-se de um modelo composto por dois compartimentos em forma de fole, cujas complacências são reguladas pela posição das molas laterais (Figura 35). A resistência de vias aéreas foi regulada através de resistores parabólicos que faziam parte do kit do TTL.

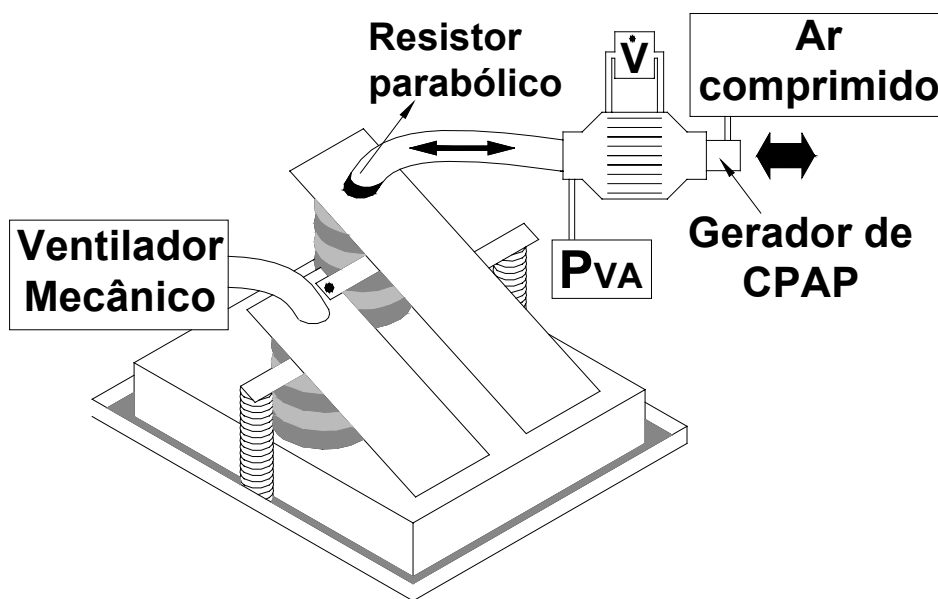


Figura 35- Desenho esquemático do modelo utilizado para simular excursões respiratórias espontâneas no compartimento acoplado ao sistema de CPAP.

Um dos compartimentos que simulou o pulmão e as vias aéreas (C1) foi acoplado ao sistema de CPAP. Regulou-se a complacência do C1 em 0,1 L/hPa e utilizou-se um resistor parabólico número 5 (5 hPa/L/s para fluxo de 1 L/s). O outro compartimento (C2) foi acoplado ao ventilador mecânico Amadeus (Hamilton Medical, Suíça), que simulou a ação dos músculos respiratórios. A complacência do C2 foi regulada em seu valor mínimo (0,01 L/hPa) e sem adição de resistor parabólico. Conectou-se mecanicamente o C2 ao C1 de forma que aquele deslocasse este apenas

durante a inspiração simulada; o retorno do C1 à sua CRF (ponto de repouso) se dava passivamente. Como a CPAP aumenta o nível da CRF do C1, foi adicionado um valor de PEEP aos parâmetros ventilatórios do ventilador mecânico, de forma que os compartimentos sempre estivessem na iminência de contato físico no início da inspiração.

Os parâmetros ventilatórios da VM foram: modo CMV com volume controlado, volume corrente de 115-120 mL, relação I:E de 1:2, FR de 20 cpm e PEEP de 3 e 7 hPa (para CPAP de 5 e 10 hPa, respectivamente). Um resistor parabólico de 50 hPa/L/s (para fluxo de 1 L/s) foi adicionado no fim do ramo expiratório do ventilador mecânico, com objetivo de manter os valores do fluxo expiratório próximos aos do fluxo inspiratório.

Sob a mesma temperatura ambiente (21° C) e parâmetros ventilatórios, realizou-se o experimento com o sistema de CPAP em MF já apresentado, com o mesmo sistema em MA (sistema de CPAP Vygon) e com um sistema de CPAP comercial que utiliza outro gerador de CPAP de fluxo contínuo (Acriflux-CPAP®, Brasil).

O gerador Acriflux foi acoplado a uma das vias de uma peça T. Outra extremidade da peça T foi conectada ao modelo de pulmão pela mangueira flexível já descrita. Na terceira via, foi conectada uma VLP tipo “spring-loaded” (Criticalmed, Brasil).

Os valores de PEEP ajustados visualmente na escala gravada na VLP não coincidiram com os valores medidos pelo transdutor de pressão. Portanto, o ajuste da PEEP não foi feito através da visualização da marcação na própria válvula, e sim com o sistema de CPAP ligado, sem fluxo respiratório e observando a medida de  $P_{VA}$  *online*. No sistema de CPAP Vygon, o nível de CPAP (valor da PEEP) foi ajustado regulando-se o fluxo nominal de gás do fluxômetro e conferindo-se o valor da  $P_{VA}$  em um transdutor de pressão.

Os transdutores de fluxo e de pressão, assim como a forma de aquisição dos sinais utilizada foram os mesmos descritos no Capítulo 2 e 3, respectivamente. O PTC do tipo Fleisch n.º 2 foi previamente calibrado conforme explicado no Capítulo 2. A linha de base do sinal de fluxo foi subtraída com o gerador ligado e na ausência de fluxo respiratório. O volume foi obtido pela integração digital do sinal de fluxo.

Mediu-se também a pressão no interior do C1 e C2. A medida de pressão no interior de C1 serviu como estimativa da pressão no interior do pulmão ( $P_{ALV}$ ). Já a medida de pressão no interior de C2, doravante aqui denominada  $P_{MUSC}$ , foi utilizada

como estimativa do esforço muscular através do produto tempo-pressão. O PTP se relaciona com o gasto energético para ventilar o modelo de pulmão. O cálculo do PTP foi feito através da integral do sinal de  $P_{MUSC}$  no domínio do tempo, após subtraído da  $P_{MUSC}$  o valor da PEEP em C2. Assim pôde ser realizada a comparação do WOB entre os diferentes níveis de CPAP.

A Equação 6 foi utilizada no cômputo do  $WOB_I$  e do aqui denominado trabalho respiratório pulmonar ( $WOB_p$ ), substituindo-se neste caso  $P_{VA}$  por  $P_{ALV}$ . Os valores de WOB apresentados foram obtidos pela média aritmética das áreas calculadas de  $48 \pm 2$  ciclos respiratórios, com o respectivo desvio padrão. Os resultados também foram apresentados pelas curvas  $P_{VA}$  por volume e as curvas  $P_{VA}$  e  $P_{ALV}$  por tempo, em cada nível de CPAP.

Avaliou-se o desempenho dos três sistemas quanto às variações de pressão, ao  $WOB_I$  e ao PTP, em CPAP de 5 e 10 hPa.

### 4.3- Resultados

A Figura 36 mostra os sinais de  $P_{VA}$  e  $P_{ALV}$  em função do tempo para os três sistemas de CPAP, durante a simulação das respirações espontâneas em CPAP de 5 hPa. Notem-se as amplitudes e a duração das flutuações de pressão.

O sistema de CPAP em MA (Vygon) teve em média uma flutuação da  $P_{VA}$  de 1 hPa em torno do nível de CPAP desejado ( $P_{DES}$ ). O sistema de CPAP Acriflux® teve uma flutuação da  $P_{VA}$  em torno de 2,2 hPa acima e de 1,2 hPa abaixo da  $P_{DES}$ . O sistema de CPAP em MF apresentou uma queda desprezível da  $P_{VA}$  durante a inspiração, e uma elevação de 0,8 hPa durante a expiração. Neste caso, a  $P_{VA}$  esteve acima da  $P_{DES}$  durante 220 ms.

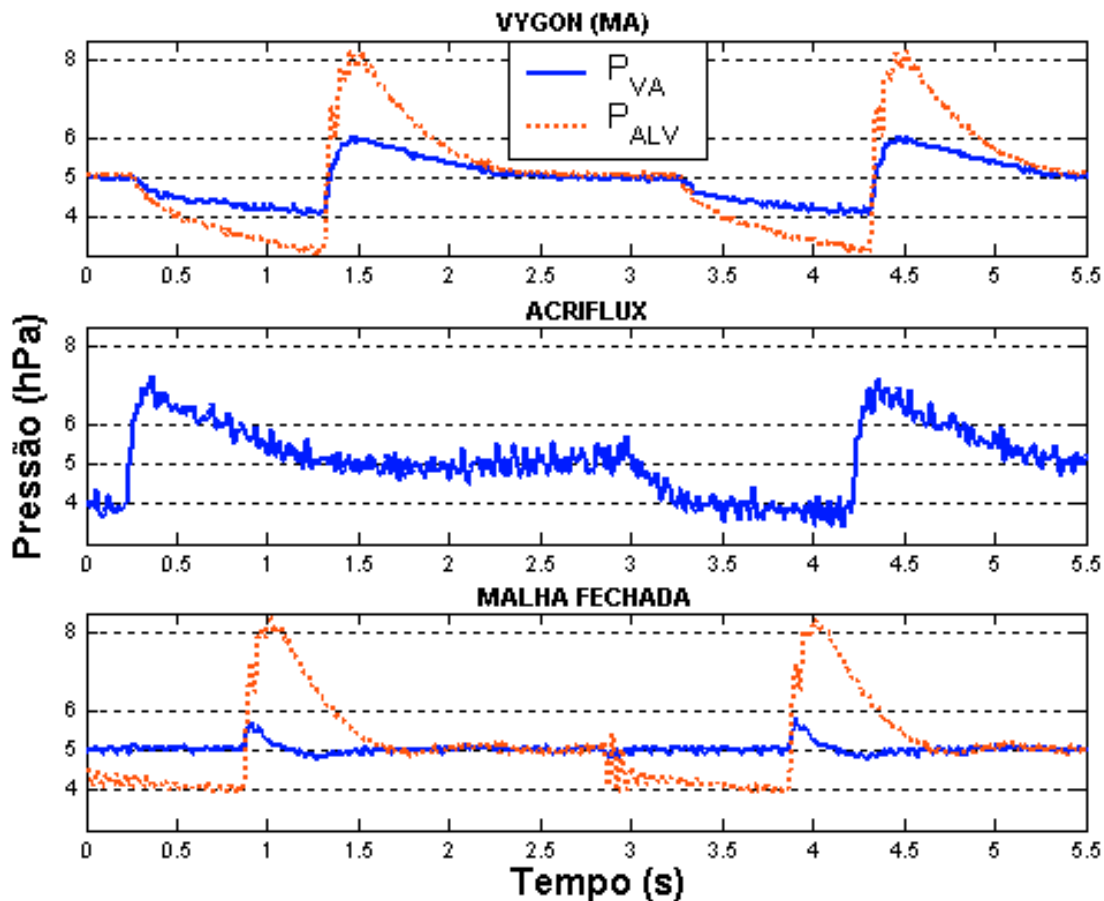


Figura 36- Sinais de pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ) e pressão no interior do modelo de pulmão ( $P_{ALV}$ ) para os três sistemas de CPAP. Excursões respiratórias espontâneas durante a geração de CPAP de 5 hPa. No sistema Acriflux o sinal de  $P_{ALV}$  não foi colhido e a frequência respiratória do sinal de  $P_{VA}$  foi de 15 cpm.

Nas Figuras 37 e 38 são mostrados os sinais de  $P_{VA}$  e de fluxo durante dois ciclos respiratórios com o sistema de CPAP em MF. Em todas as simulações de ato respiratório, o pico de fluxo inspiratório esteve em torno de 0,5 L/s e o pico de fluxo expiratório em torno de 0,86 L/s.

Na Figura 37, o sistema de CPAP foi ajustado de forma a gerar uma  $P_{VA}$  de 7,5 hPa com o compensador desligado e na ausência de fluxo respiratório. Já na Figura 38 o sistema de CPAP foi ajustado com uma  $P_{VA}$  de 6 hPa em MA, a fim de comparar o desempenho do controle em MF com o sistema de CPAP ajustado em MA com uma pressão de 7,5 hPa. Observa-se que o pico de  $P_{VA}$  na expiração e a queda na inspiração foi menor quando o sistema de CPAP foi ajustado em MA com uma  $P_{VA}$  com 2,5 hPa acima do nível de CPAP a ser mantido quando em MF.



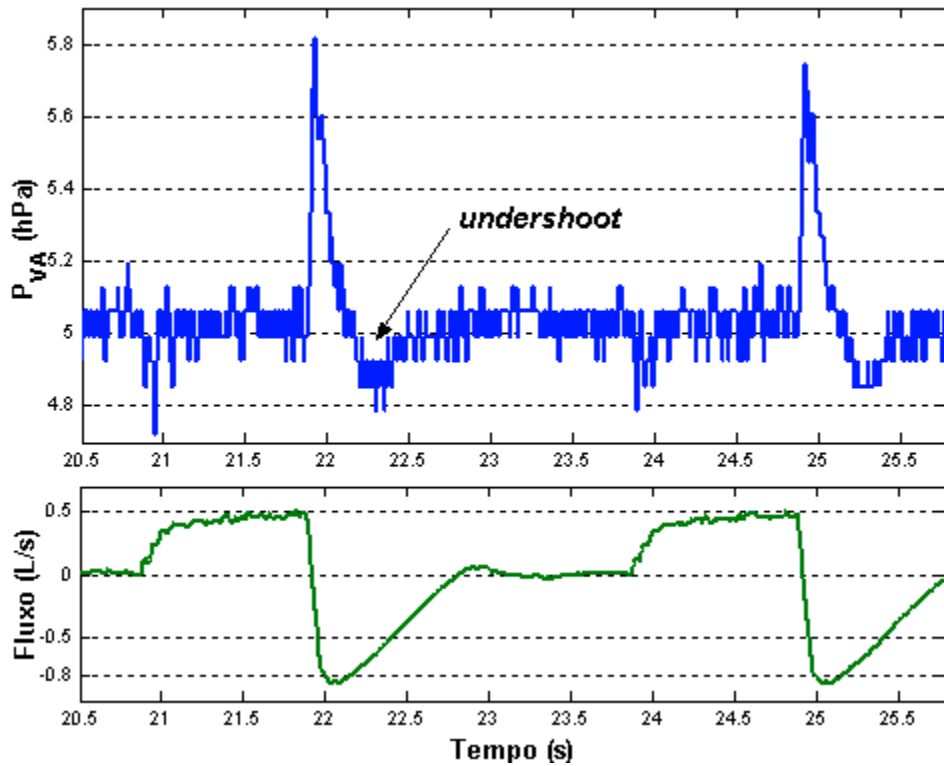


Figura 37- Sinais de pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ) e fluxo, durante aplicação de CPAP de 5 hPa com o sistema de CPAP em malha fechada.  $P_{VA}$  ajustada em malha aberta em 7,5 hPa. Undershoot (seta) de 0,14 hPa com duração de 220 ms.

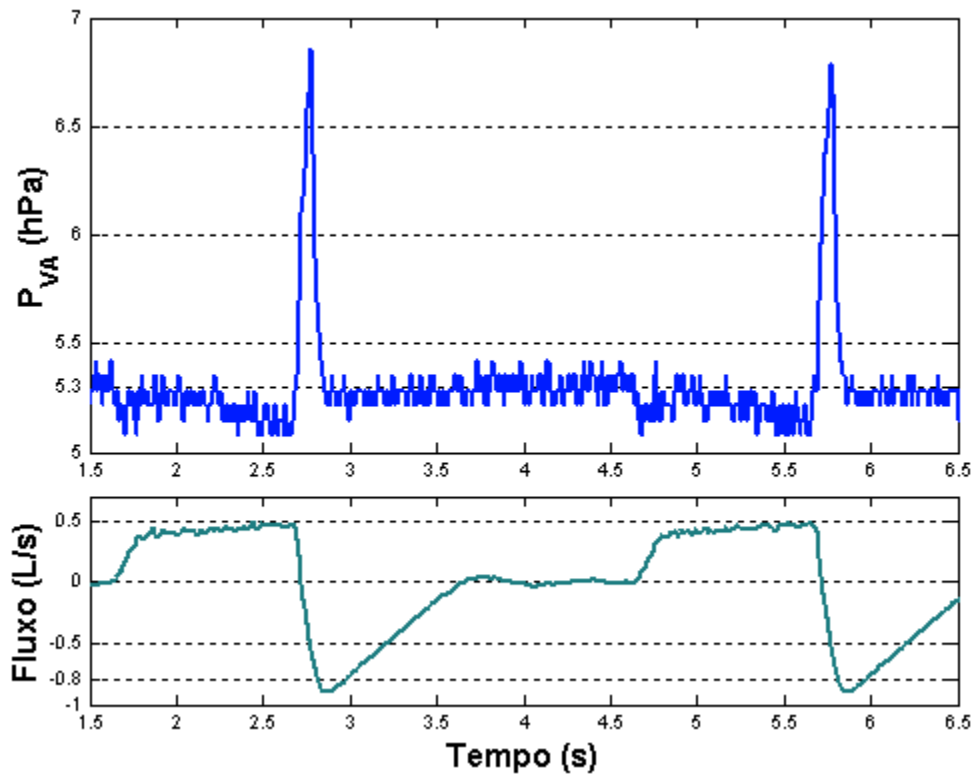


Figura 38- Sinais de pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ) e fluxo, durante aplicação de CPAP de aproximadamente 5 hPa com o sistema de CPAP em malha fechada.  $P_{VA}$  ajustada em malha aberta em 6 hPa. Observar queda da  $P_{VA}$  durante inspiração.

Os sinais de  $P_{VA}$  obtidos durante a simulação das respirações espontâneas em CPAP de 10 hPa são mostrados na Figura 39. O sistema de CPAP Vygon teve em média uma flutuação da  $P_{VA}$  de 1 hPa acima e 1,3 hPa abaixo da  $P_{DES}$ . O sistema de CPAP Acriflux® teve uma flutuação da  $P_{VA}$  em torno de 1,6 hPa acima e de 1,2 hPa abaixo da  $P_{DES}$ . O sistema de CPAP em MF teve uma queda desprezível da  $P_{VA}$  durante a inspiração, e um pico da  $P_{VA}$  de 10,8 hPa (variação média de aproximadamente 0,7 hPa) durante a expiração.

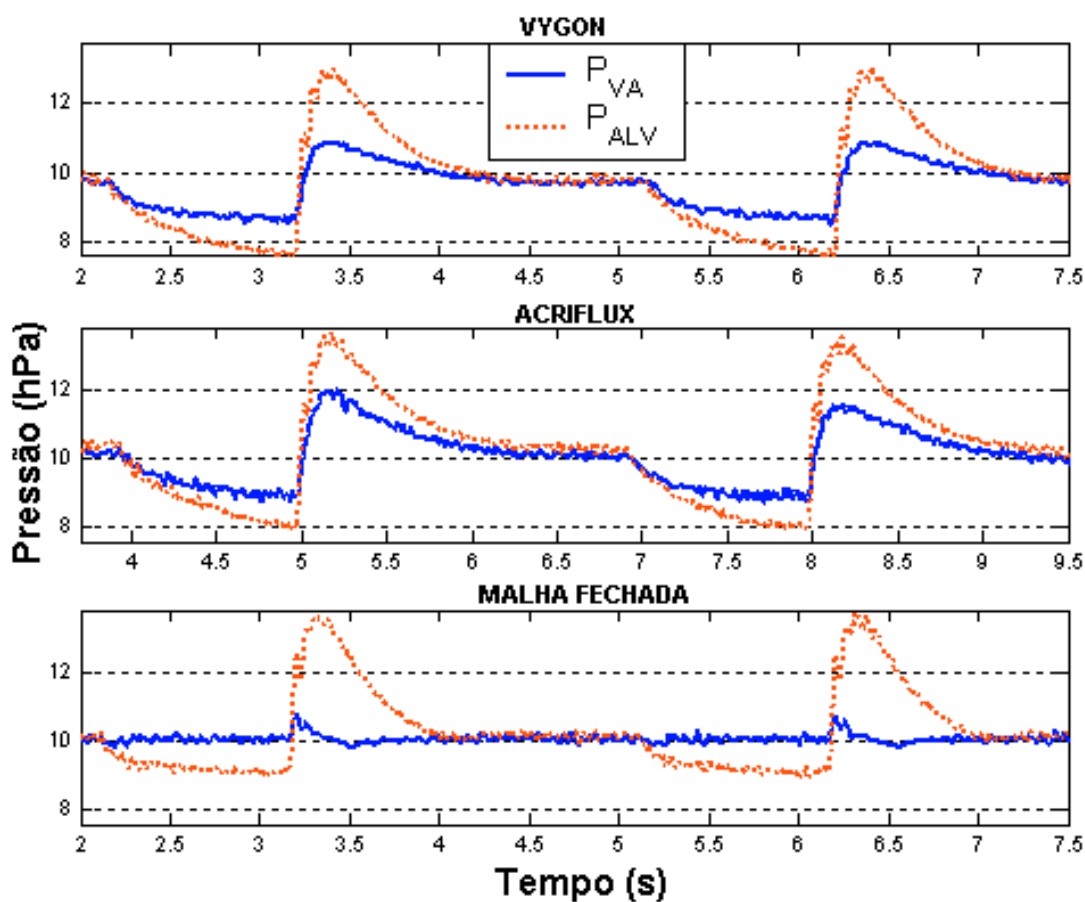


Figura 39- Sinais de pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ) e pressão no interior do modelo de pulmão ( $P_{ALV}$ ) dos três sistemas de CPAP. Excursões respiratórias espontâneas durante a geração de CPAP de 10 hPa.

Os sinais de  $P_{VA}$  e fluxo obtidos durante a simulação de respirações espontâneas com o sistema de CPAP em MF em 10 hPa podem ser melhor visualizados na Figura 40. A  $P_{VA}$  esteve acima da  $P_{DES}$  durante aproximadamente 250 ms.

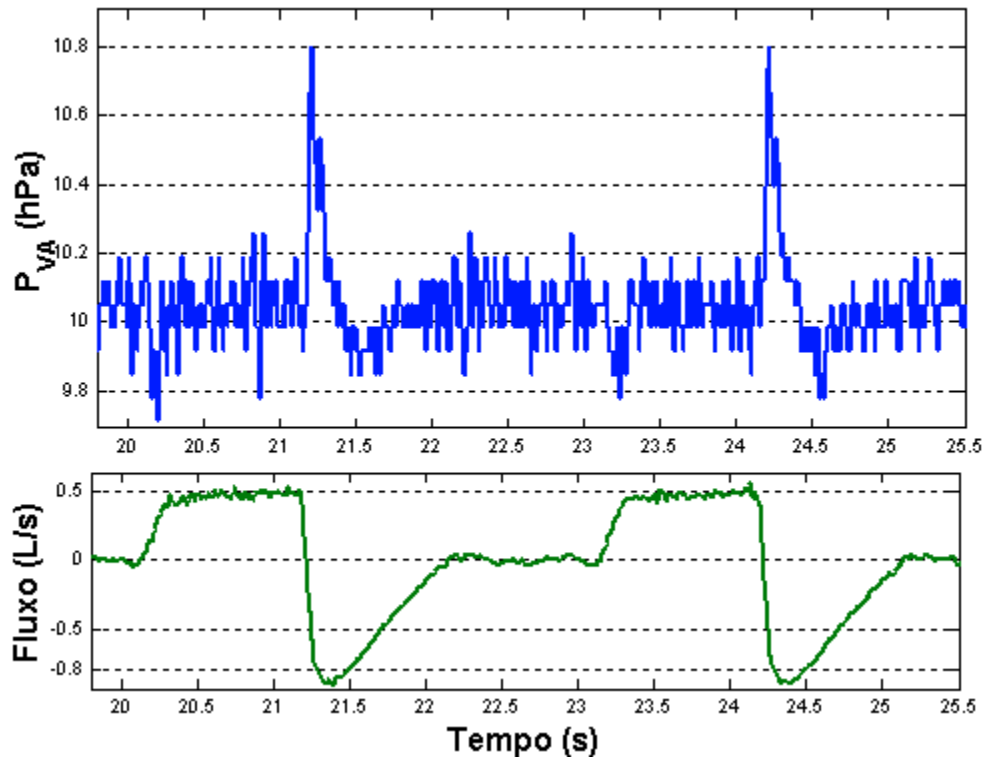


Figura 40- Sinais de pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ) e fluxo, durante aplicação de CPAP de 10 hPa com o sistema de CPAP em malha fechada. *Undershoot* menor que 0,1 hPa com duração de 25 ms.

Uma amostra das curvas  $P_{VA}$  por  $V_c$ , obtidas em CPAP de 5 hPa é mostrada na Figura 41. Observar as áreas das curvas. O volume corrente obtido com o sistema de CPAP em MF foi maior do que quando em MA, e que por sua vez foi maior do que o sistema de CPAP Acriflux.

A Figura 42 mostra as curvas  $P_{VA}$  por  $V_c$  obtidas em CPAP de 10 hPa. As curvas apresentam formatos semelhantes às curvas mostradas na Figura 41. Observar que os volumes correntes foram maiores em CPAP de 10 hPa do que os obtidos em CPAP de 5 hPa.

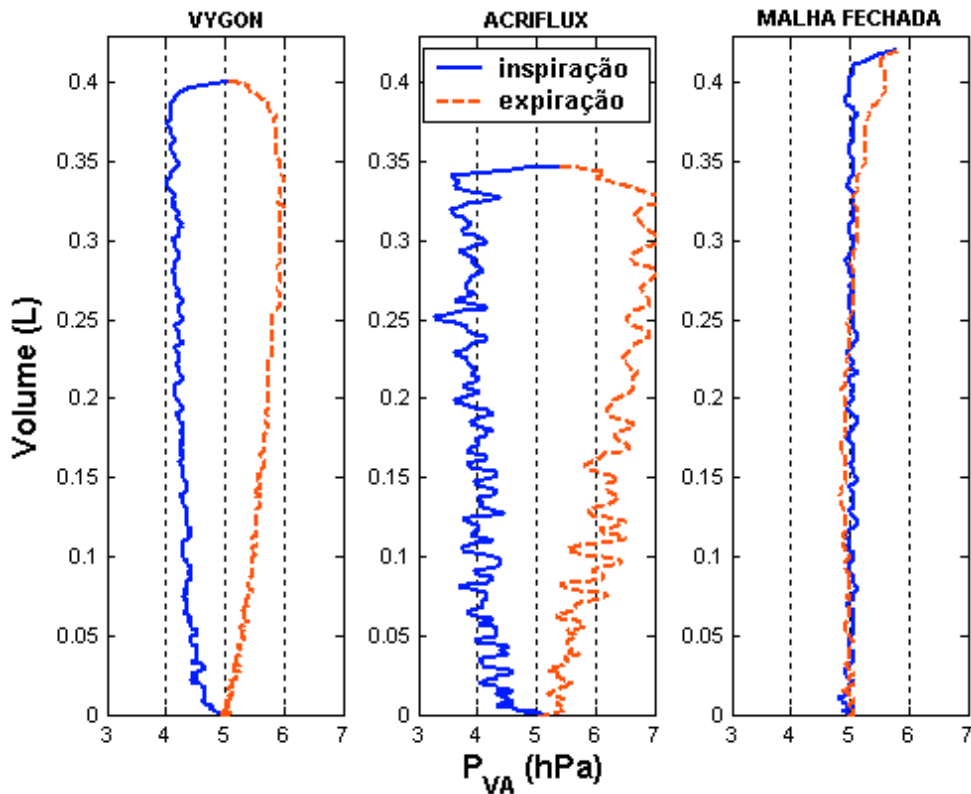


Figura 41- Curvas pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ) por volume corrente dos três sistemas de CPAP estudados. Nível de CPAP de 5 hPa. Observar a redução da área e o volume atingido em malha fechada.

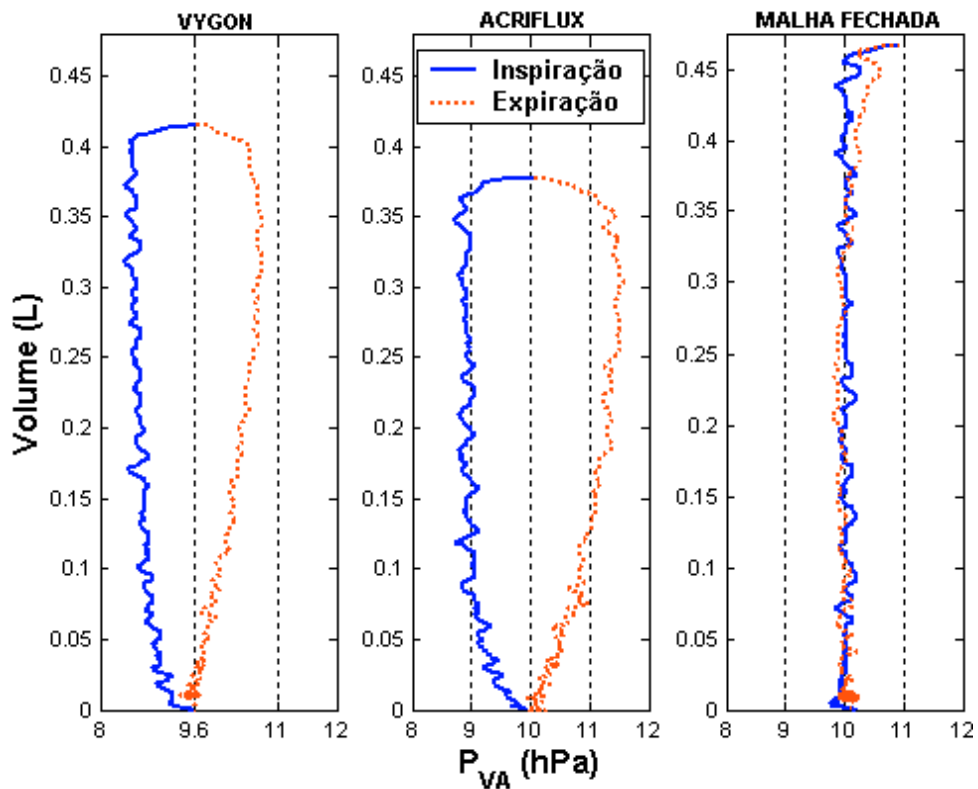


Figura 42- Curvas pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ) por volume corrente obtidas para os três sistemas de CPAP estudados. Nível de CPAP de 10 hPa.

A Tabela 1 mostra os indicadores de WOB obtidos em 5 e 10 hPa de CPAP. O sistema de CPAP em MF apresentou menores valores do indicadores de trabalho respiratório em comparação aos outros sistemas de CPAP. Em CPAP de 10 hPa, o WOB<sub>I</sub> negativo representa que o sistema de CPAP realizou parte do trabalho respiratório, embora este valor seja desprezível.

Tabela 1. Média e desvio padrão das medidas de trabalho respiratório imposto (WOB<sub>I</sub>) e pulmonar (WOB<sub>P</sub>), e produto tempo-pressão (PTP) para os 3 sistemas de CPAP estudados.

SISTEMAS DE CPAP	VYGON		MALHA FECHADA		ACRIFLUX	
	5 hPa	10 hPa	5 hPa	10 hPa	5 hPa	10 hPa
Nível de CPAP						
WOB <sub>I</sub> (J/L)	0,13 ± 0,0013	0,16 ± 0,0015	2,0.10 <sup>-3</sup> ± 0,0005	-1,5.10 <sup>-4</sup> ± 0,0035	0,22 ± 0,0116	0,19 ± 0,0067
WOB <sub>P</sub> (J/L)	0,32 ± 0,0039	0,34 ± 0,016	0,27 ± 0,0029	0,30 ± 0,1188	Sem sinal	0,35 ± 0,0065
PTP (hPa * s /ciclo)	41,94 ± 0,65	46,10± 0,17	37,30 ± 0,33	44,05 ± 0,17	47,01 ± 1,09	46,19 ± 0,30

#### 4.4- Discussão

Observou-se que as flutuações da P<sub>VA</sub> foram menores na utilização do sistema de CPAP em MF, nos dois níveis de CPAP estudados. O pico da P<sub>VA</sub> ocorreu devido à forma de onda imposta pelo ventilador mecânico, que não possuía uma forma de onda senoidal. Sendo assim, o início da expiração foi abrupto, diferente da forma de onda de fluxo de uma respiração fisiológica, onde não ocorreria variação da P<sub>VA</sub> utilizando-se o sistema de CPAP em MF.

Porém, não se deve apenas observar a faixa de flutuação da P<sub>VA</sub> e sim também o tempo em que a P<sub>VA</sub> permaneceu diferente da P<sub>DES</sub>. Nas Figuras 36 e 39 observa-se que, no sistema de CPAP em MF, embora a P<sub>VA</sub> tenha se elevado 0,8 hPa no pico expiratório, a duração não passou de 250 ms. Com isso, as áreas das curvas P<sub>VA</sub> por volume corrente foram menores com o sistema em MF, comparado com os outros sistemas nos quais a P<sub>VA</sub> flutuou em amplitudes maiores e em intervalos maiores. A visualização dos sinais de P<sub>VA</sub> pode fornecer ao responsável pela aplicação do CPAP, uma noção de qual sistema de CPAP impõe menor trabalho respiratório ao paciente.

A Tabela 1 quantifica o WOB<sub>I</sub> dos sistemas de CPAP apresentado pelas curvas P<sub>VA</sub> por volume corrente, o WOB<sub>P</sub> e o PTP. Observa-se que o sistema de CPAP em MF

apresentou menores valores em todos os indicadores de WOB utilizados. O *undershoot* mostrado nas Figuras 37 e 40, apesar de ter ocorrido, aliviou o trabalho expiratório na utilização do sistema de CPAP em MF. Isso explica em parte o valor de  $WOB_I$  negativo apresentado na Tabela 1. Esse valor negativo é tão pequeno que, devido às incertezas, foi considerado nulo.

O sistema de CPAP Vygon apresentou menores valores de trabalho respiratório em comparação ao sistema Acriflux. O  $WOB_I$  representou 41% e 47% do respectivo  $WOB_P$  no sistema Vygon em CPAP de 5 e 10 hPa, respectivamente. Já no sistema de CPAP em MF, o  $WOB_I$  representou menos de 1% do  $WOB_P$  em ambos os níveis de CPAP. No sistema Acriflux, o  $WOB_I$  representou 54 % do  $WOB_P$  em CPAP de 10 hPa. As diferenças entre os valores de  $WOB_P$  obtidos com a utilização dos sistemas de CPAP em MA foram similares aos valores obtidos pelo sistema de CPAP em MF, comparando-se com as diferenças obtidas entre os valores de  $WOB_I$ . A pequena diferença provavelmente deve-se ao fato da expiração do modelo ser passiva, logo a pressão medida se deve apenas ao recolhimento elástico do compartimento do pulmão. Isto quer dizer que não importa se o sistema de CPAP está em MA ou MF; durante a expiração passiva, o trabalho elástico expiratório será o mesmo em ambas as condições. Contudo, com a medição da pressão na entrada de vias aéreas, observou-se que a redução do trabalho resistivo foi mais notável com a utilização do sistema de CPAP em MF.

A pequena diferença entre os valores de PTP se deve possivelmente ao fato da pressão ter sido medida de forma não convencional. O PTP é habitualmente medido na tomada de pressão de vias aéreas. Optou-se, no presente caso, por medir a pressão no interior do compartimento do modelo, que era ventilado mecanicamente, buscando-se assim representar a ação dos músculos respiratórios. Os resultados em relação ao PTP não tem correspondência direta com a fisiologia, visto que não houve nenhuma interferência no deslocamento do compartimento do modelo de pulmão que pudesse fazer com que a pressão no interior do mesmo variasse sem a habitual variação de volume. Já no ser humano, qualquer atraso no fornecimento do fluxo necessário à demanda do paciente aumenta o trabalho respiratório, mesmo que este não esteja representado na curva pressão-volume corrente.

O sistema Acriflux teve limitações de uso em CPAP de 5 hPa devido à válvula de PEEP utilizada. Sendo um sistema de CPAP de alto fluxo, não foi atingida a condição de que o fluxo ofertado fosse de 3 a 4 vezes o volume minuto de demanda

(GIBNEY *et al.*, 1982, DEHAVEN *et al.*, 1985), com o valor de PEEP desejado. Mesmo no fim da escala da válvula de PEEP (0 hPa), teve-se que diminuir o valor do fluxo contínuo para atingir o nível de CPAP de 5 hPa.

No sistema de CPAP em MF deve-se ajustar um fluxo nominal em MA que corresponda a um valor de pressão maior do que o nível de CPAP a ser praticado. Esse valor a mais de pressão depende da variação esperada da  $P_{VA}$ , com o sistema de CPAP funcionando em MA. Comparando as Figuras 37 e 38, corrobora-se a afirmativa feita no Capítulo 3 de que o nível de CPAP ajustado em MA com 2,5 hPa a mais do que o nível de CPAP desejado é uma das melhores maneiras de se ajustar o sistema de CPAP, para o uso em MF. O sistema de CPAP em MF, ajustado com 2,5 hPa acima da  $P_{DES}$  em MA, apresentou melhor controle da  $P_{VA}$  do que quando o sistema foi ajustado com apenas 1 hPa acima da  $P_{DES}$ , mesmo sabendo que a  $P_{VA}$  cairia no máximo 1 hPa quando estivesse em MA e com o fluxo inspiratório de 0,5 L/s.

A comparação dos resultados apresentado neste trabalho com os relatados na literatura ficou prejudicada pela falta de padronização dos ajustes no modelo de pulmão, e dos fluxos respiratórios. Mesmo assim, pôde-se observar que o sistema de CPAP em MF teve desempenho semelhante aos ventiladores mecânicos e sistemas de CPAP projetados que obtiveram melhores resultados, também avaliados em experimentos com modelos de pulmão (KATZ *et al.*, 1985, NISHIMURA *et al.*, 1989, AKASHI *et al.*, 1990, AUSTIN *et al.*, 2001). Analisando o desempenho de alguns ventiladores de última geração aplicando CPAP em um modelo de pulmão, TAKEUCHI *et al.* (2002) concluíram que os ventiladores impuseram cargas expiratórias e tiveram queda no desempenho com o aumento da demanda inspiratória.

O gerador de CPAP Vygon também apresentou queda do desempenho com o aumento da demanda ventilatória, mas possui menor espaço morto do que todos os outros sistemas de CPAP. Em sua dissertação de doutorado, MEHRAD (1997) utilizou esse gerador de CPAP, o qual apresentou menores valores de  $WOB_I$  do que os ventiladores mecânicos Siemens Servo 900C e Puritan Bennett 7200, e do que um sistema de CPAP de fluxo contínuo com bolsa reservatório (*free flow balloon*). Uma desvantagem dos sistemas de CPAP que utilizam o gerador Vygon é o maior dispêndio de gás em relação aos sistemas de CPAP de demanda.

As flutuações da  $P_{VA}$ , assim como o esforço ventilatório necessário para disparar o sistema de demanda de alguns sistemas de CPAP, fazem com que o uso da CPAP no desmame da prótese ventilatória seja preterido. O uso de ventilação com pressão de

suporte ventilatório associado à CPAP é utilizada como forma de desmame. Dependendo do valor da PSV, o ventilador mecânico realiza parte ou até todo o trabalho respiratório fisiológico do paciente. Assim, à medida que há melhora nas condições clínicas do paciente, o valor de PSV é diminuído até que o ventilador apenas vença a impedância do circuito. Contudo, o nível de PSV necessário para tornar o  $WOB_I$  igual a zero é controverso (BANNER, *et al*, 1996, LEVY, *et al*, 1996) e depende do cálculo do  $WOB_I$  a beira do leito (KIRTON *et al*, 1995). O alívio do esforço respiratório por tempo prolongado pode causar atrofia da musculatura respiratória, sem contar com os riscos inerentes à VM (CIVETTA, 1993). O uso da PSV também não garante que o trabalho expiratório seja igual a zero. O  $WOB_I$  na fase expiratória depende da resistência da válvula de PEEP (BANNER *et al*, 1993).

O uso do sistema de CPAP em MF apresentado no desmame poderia ser sugerido; contudo estudos mais rigorosos são necessários. O sistema de CPAP em MF também possui a vantagem de não precisar que a  $P_{VA}$  caia para disparar o fluxo inspiratório, ou seja, o esforço isométrico da musculatura respiratória deve ser muito pequeno na utilização deste sistema de CPAP. Com o  $WOB_I$  igual a zero, o paciente estaria apenas realizando o trabalho respiratório fisiológico, ou seja, o trabalho que terá que realizar quando retirado o suporte ventilatório, porém com os benefícios da CPAP.

Além de manter o nível de CPAP constante em condições habituais de demanda, o sistema de CPAP em MF pode sobrepor algumas formas de ondas na  $P_{VA}$ . É possível que esse sistema possa gerar oscilações forçadas para mensuração da impedância do sistema respiratório em associação com o uso de CPAP (FARRÉ *et al*, 1997, FARRÉ *et al*, 2000). Por exemplo, na Figura 43, oscilações senoidais de aproximadamente 5 Hz e de baixa amplitude sobre um nível de CPAP constituíram o sinal de referência para o compensador, que foi fornecido pelo gerador de função. Utilizando-se a mesma montagem com o TTL, sendo as simulações de respirações espontâneas feitas por deslocamento manual do C1, foram obtidas oscilações nos sinais de  $P_{VA}$  e de fluxo geradas pelo sistema de CPAP em MF.



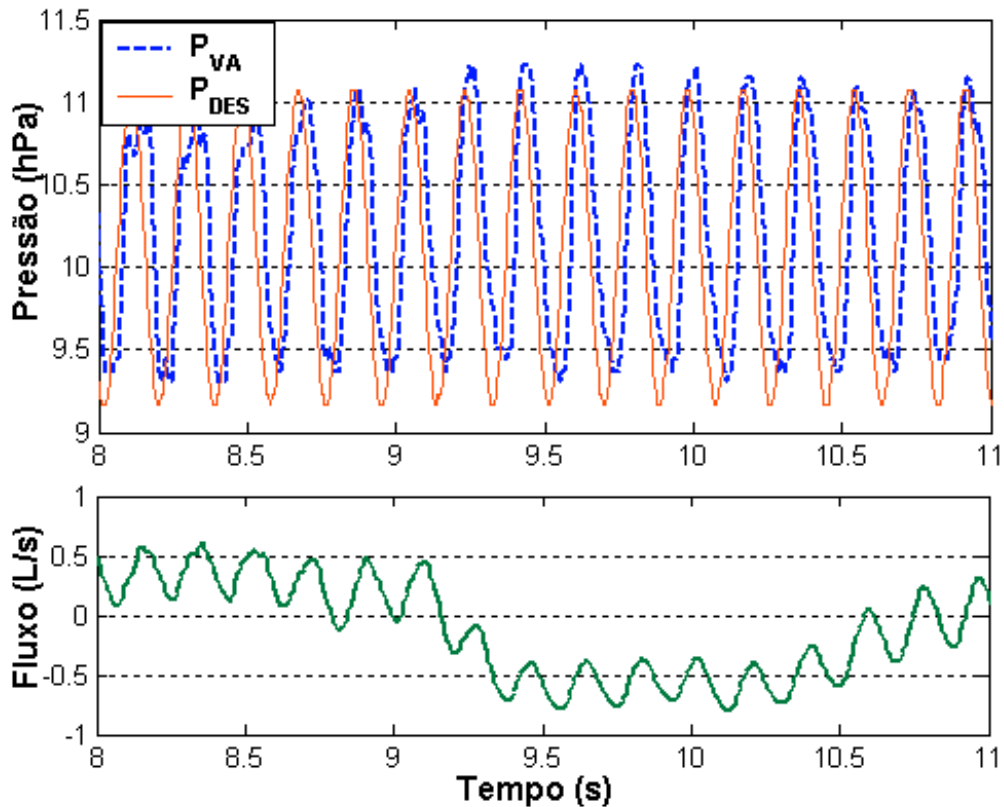


Figura 43– Oscilações forçadas de 5 Hz durante a aplicação de CPAP de 10 hPa e simulação de atos respiratórios espontâneos. Valores positivos para fluxos inspiratórios.

O presente sistema de CPAP em MF ainda não foi testado no uso da FOT. Para isso ainda devem ser realizados outros estudos, como por exemplo avaliar a filtragem e a resposta em frequência dos transdutores.

#### 4.5- Conclusões

O sistema de CPAP em MF ajustado em malha aberta com 2,5 hPa a mais que o nível de CPAP desejado apresentou desempenho satisfatório. O sistema impôs trabalho respiratório muito reduzido ao modelo de pulmão utilizado, quando comparado aos outros sistemas ensaiados.

Portanto, o sistema de CPAP em MF mostrou-se eficiente na manutenção do nível de CPAP desejado e na redução do trabalho respiratório imposto ao modelo de pulmão utilizado.

## Capítulo 5

### Efeitos do Gerador de CPAP na Medição de Fluxo

Esta parte da pesquisa teve origem na tentativa de solucionar os erros nas medidas de fluxo respiratório encontrados durante a realização do trabalho de FAVRE *et al.* (2003), oriundos dos efeitos exercidos pelo gerador de CPAP da Vygon sobre o pneumotacômetro.

Suspeitou-se, primeiramente, de que o estabelecimento tardio do platô do nível de CPAP, durante a inspiração e a jusante do gerador de CPAP (seção 3.6.2), pudesse ser o responsável pelos erros, pois para a medição de fluxo utiliza-se a medida de pressão diferencial do PTC. Descartada essa hipótese, assim como qualquer problema na linha de base, decidiu-se observar as curvas de calibração do PTC nos diferentes níveis de CPAP, com ou sem controle da  $P_{VA}$ . A partir delas surgiram outras formas de análise do problema que também serão descritas neste capítulo.

Este capítulo tem como objetivo analisar a influência do gerador de CPAP sobre a medição de fluxo e assim tentar elucidar os problemas que podem ser encontrados no uso deste gerador, durante o uso do PTC do tipo Fleisch.

#### 5.1- Materiais e Métodos

Foram utilizadas três montagens experimentais para analisar o problema. Na primeira montagem (Figura 44a), o PTC foi acoplado a uma seringa de calibração de 3 L através de uma peça de conexão e de tomada de pressão (Anexo 3). O diâmetro interno do PTC é maior do que o diâmetro externo do gerador de CPAP Vygon (22 mm). Para acoplar o PTC ao gerador de CPAP, utilizou-se uma conexão com redução ligeiramente gradual da seção transversal, e que os manteve afastados a uma distância de 2 cm.

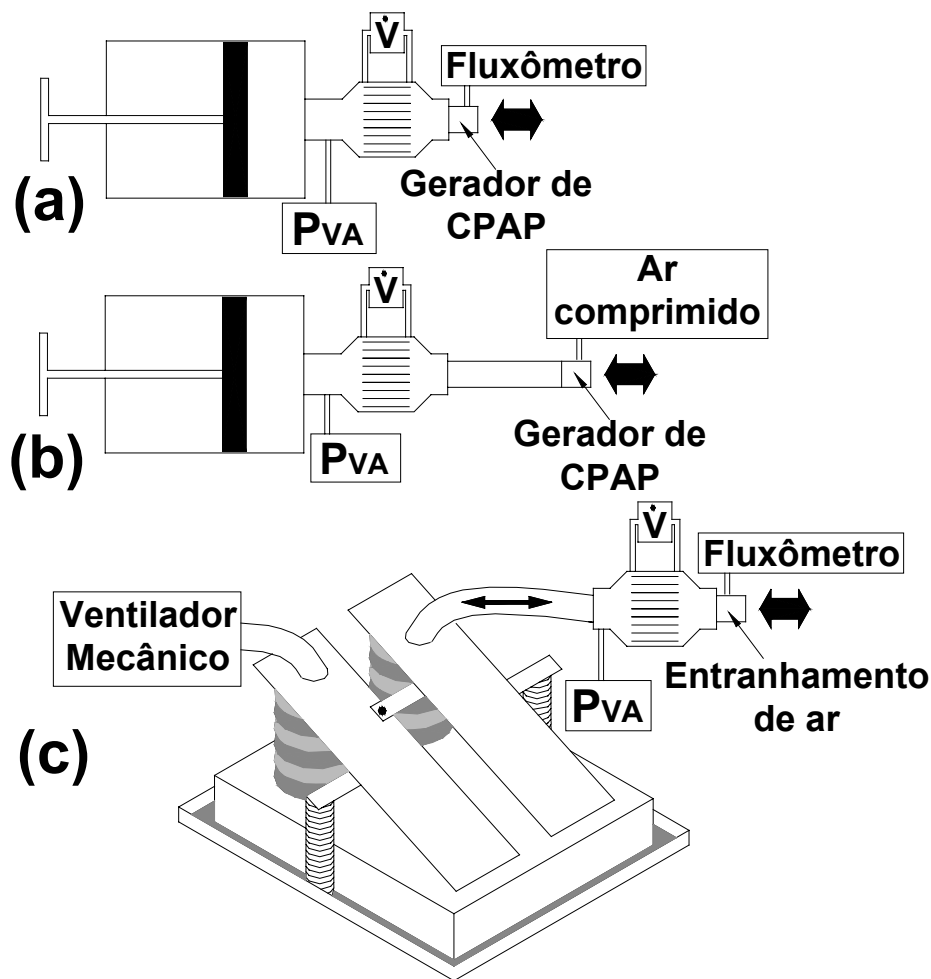


Figura 44- Desenho esquemático das três montagens experimentais. Nas duas primeiras montagens o sistema de CPAP foi acoplado a uma seringa de calibração. Na terceira montagem (c) o sistema de CPAP foi acoplado a um modelo físico de pulmão.

Os meios e métodos de calibração do PTC foram os mesmos que os descritos no Capítulo 2. Polinômios de terceira ordem da relação entre pressão e fluxo no PTC foram obtidos para construção das curvas de calibração. Realizaram-se 33 excursões manuais inspiratórias e expiratórias com uma seringa de calibração de 3 L, em baixos, médios e altos fluxos (faixa de -7 a 7 L/s), em três condições de calibração. Com o gerador desligado (CPAP 0), depois com o gerador fornecendo  $P_{VA}$  de 5 hPa (CPAP 5) e por fim, fornecendo  $P_{VA}$  de 10 hPa (CPAP 10). As pressões foram ajustadas na ausência de fluxo e com o controle da  $P_{VA}$  inativo (MA).

Cada um dos três sinais digitalizados (provenientes do PTC) foi medido com os três polinômios obtidos em cada condição de calibração, obtendo-se portanto, nove sinais de fluxo calibrados em L/s. Assim tem-se combinações do tipo “CPAP 5 poli 0”, que é o sinal colhido em nível de CPAP de 5 hPa e calibrado com o polinômio obtido na calibração feita em CPAP de 0 hPa. Cada um dos três polinômios foi aplicado também

em outro conjunto de sinais, com séries de 20 excursões cada, em CPAP 0, CPAP 5 e CPAP 10 (sinais de teste), diferentes dos sinais que geraram os polinômios de calibração. A faixa de fluxo foi de -5,5 a 6 L/s.

Os volumes inspiratórios ( $V_i$ ) e expiratórios ( $V_e$ ) obtidos em cada excursão (inspiratória e expiratória) foram comparados com o valor de volume conhecido da seringa de volume aferido de 2,995 L, e expressos através do erro absoluto percentual (EA%) e do erro quadrático médio (EQM).

Para avaliar o efeito da proximidade do gerador de CPAP do PTC, utilizou-se a segunda montagem (Figura 44b) parecida com a primeira. A diferença esteve no afastamento do gerador de CPAP em 17 cm do PTC, através de uma conexão com redução escalonada e gradual da seção transversal. A mesma seringa de 3 L foi utilizada, com faixa de fluxo de -3 a 3 L/s. Geraram-se novas curvas de calibração nos mesmos três níveis de CPAP utilizados na primeira montagem experimental.

Com o valor de pressão diferencial do PTC ( $\Delta P$ ) e a medida de fluxo correspondente, construíram-se os gráficos de resistência do PTC em função do fluxo. Os sinais utilizados foram os mesmos obtidos nas duas primeiras montagens experimentais. As resistências lineares ( $K_1$ ) e dependentes de fluxo ( $K_2 \cdot \text{fluxo}$ ) foram obtidas pelo método de regressão linear (Equação 35), obtendo-se coeficientes de determinação aproximadamente iguais a 1,0, com intervalos de confiança de 95 % que não incluíram o zero, e nível de significância menor que 0,05.

$$\Delta P = K_1 \cdot \text{fluxo} + K_2 \cdot \text{fluxo} \cdot |\text{fluxo}| \quad (35)$$

No experimento com a terceira montagem (Figura 44c), o sistema de CPAP foi acoplado a um dos compartimentos do modelo de pulmão TTL, que era movido passivamente pelo outro compartimento ventilado mecanicamente, conforme apresentado no Capítulo 4.

O PTC foi previamente calibrado com uma seringa de 1 L, abrangendo uma faixa de -3 a 3 L/s. A calibração foi feita em CPAP 0, CPAP 10 em MA e em CPAP 10 em MF, obtendo-se outros três polinômios de calibração. Na calibração em MF, o nível de CPAP foi previamente ajustado em 12,5 hPa em MA.

Os três novos polinômios de calibração foram utilizados nos sinais digitalizados obtidos no experimento com o modelo de pulmão TTL. A faixa de fluxo desse experimento foi de -0,9 a 0,5 L/s. Foram colhidos dois sinais de fluxo em CPAP 10: um

com 50 ciclos respiratórios em MA e outro com 50 ciclos em MF. Os três polinômios foram aplicados nos 2 sinais do PTC, obtendo-se 6 combinações. Os EA% e EQM foram calculados a partir da média das diferenças entre o  $V_i$  e o  $V_e$ , de todos os ciclos respiratórios, já que neste caso não havia uma medida de volume padrão. Teoricamente, no modelo de pulmão, o  $V_i$  deve ser igual ao  $V_e$ , na condição de que o tempo expiratório seja suficiente.

Foram comparadas as curvas de calibração obtidas com o gerador de CPAP próximo e afastado do PTC com duas novas curvas, obtidas na presença de pequenas modificações na geometria no circuito distal ao PTC, baseadas na primeira montagem. A primeira modificação foi a retirada do gerador de CPAP. Na segunda modificação, além do gerador, retirou-se a peça de conexão com o PTC, isto é, não havia nenhuma peça distalmente ao PTC. Todas as curvas foram comparadas em CPAP 0 para não haver influência do funcionamento do gerador de CPAP.

Para confirmar em que parte da faixa de fluxo os erros foram maiores, realizaram-se gráficos relacionando o fluxo médio de cada excursão com os erros absolutos de fluxo de cada excursão. Os fluxos médios foram obtidos dividindo-se os volumes medidos em cada uma das excursões da seringa pelos tempos destas excursões. Os erros absolutos de fluxo foram obtidos pelos resultados das diferenças entre o volumes medidos e o volume padrão, divididos pelo tempo de cada excursão com a seringa. Os erros foram obtidos com excursões realizadas com a seringa de calibração conforme a primeira montagem experimental.

## 5.2- Resultados

As curvas de calibração geradas com os polinômios obtidos com a primeira montagem (Figura 44a) estão representadas na Figura 45. Nota-se que para fluxos negativos (expiração), as curvas se sobrepõem, ao passo que as curvas de calibração inspiratórias são diferentes. A distância entre si das curvas inspiratórias aumenta com o aumento do fluxo.

Pode-se observar que para uma mesma diferença de pressão no PTC, o fluxo inspiratório é maior quando se aplica a curva de calibração obtida abaixo do nível de CPAP do experimento.

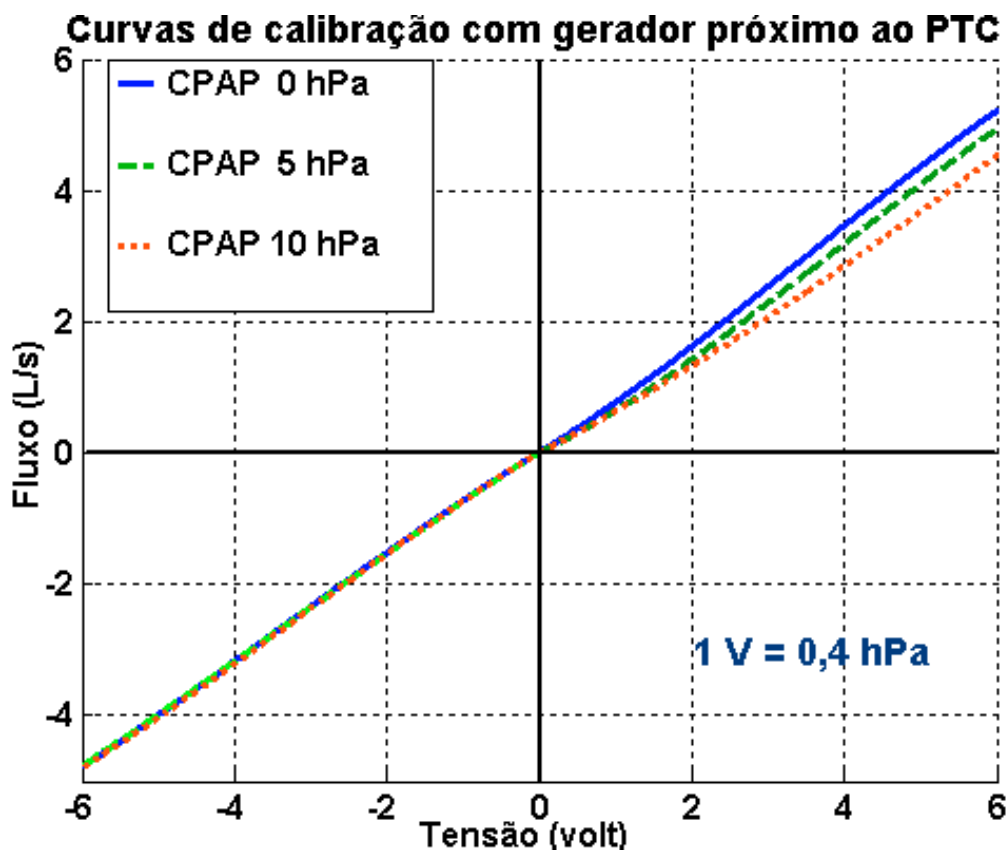


Figura 45- Curvas de calibração geradas com polinômios obtidos em CPAP de 0, 5 e 10 hPa. Valores positivos atribuídos aos fluxos inspiratórios.

As Tabelas 2 e 3 apresentam as médias dos erros percentuais e as médias dos erros quadráticos médios respectivamente, dos  $V_i$  e  $V_e$  para cada combinação dos sinais de calibração (obtidos na primeira montagem em diferentes níveis de CPAP), com os polinômios obtidos nas mesmas calibrações. As tabelas ainda mostram os erros da combinação dos mesmos polinômios com outros três sinais de teste ( $Sinal \neq$ ).

Observa-se que os erros são maiores quanto maior for a diferença entre o nível de CPAP no qual foi obtido o polinômio de calibração e o nível de CPAP do experimento. Os  $V_e$  apresentam erros inferiores aos dos  $V_i$  e são pouco influenciados pela diferença do nível de CPAP da calibração e do experimento.

Tabela 2- Média dos erros absolutos percentuais dos volumes inspiratórios ( $EA_I\%$ ) e expiratórios ( $EA_E\%$ ) usando diferentes polinômios de calibração

Polinômios obtidos	CPAP 0		CPAP 5		CPAP 10	
	$EA_I\%$	$EA_E\%$	$EA_I\%$	$EA_E\%$	$EA_I\%$	$EA_E\%$
<b>Poli 0</b>	<b>-0,12</b>	<b>-0,01</b>	10,67	-0,64	19,44	-1,21
Sinal $\neq$	-0,28	-0,43	13,13	-1,06	21,04	-3,04
<b>Poli 5</b>	-10,25	0,61	<b>-0,16</b>	<b>-0,02</b>	7,16	-0,61
Sinal $\neq$	-13,47	0,80	-1,72	0,33	4,56	-1,59
<b>Poli 10</b>	-15,43	0,95	-5,79	0,33	<b>-0,21</b>	<b>-0,05</b>
Sinal $\neq$	-17,97	0,89	-7,20	0,28	-0,7	-1,74

Polinômios obtidos com CPAP de 0, 5 e 10 hPa (Poli 0, 5 e 10 respectivamente) aplicados nos próprios sinais de calibração e nos sinais de teste (Sinal  $\neq$ ). Valores negativos indicam subestimação na medição do volume.

Tabela 3- Erros quadráticos médios dos volumes inspiratórios ( $V_i$ ) e expiratórios ( $V_e$ ) usando diferentes polinômios de calibração

Polinômios obtidos	CPAP 0		CPAP 5		CPAP 10	
	$V_i$	$V_e$	$V_i$	$V_e$	$V_i$	$V_e$
<b>Poli 0</b>	<b>0,0018</b>	<b>0,0003</b>	0,1237	0,0011	0,3597	0,0022
Sinal $\neq$	0,0015	0,0013	0,1674	0,0017	0,4087	0,0146
<b>Poli 5</b>	0,1080	0,0013	<b>0,0032</b>	<b>0,0001</b>	0,0612	0,0015
Sinal $\neq$	0,1735	0,0034	0,0072	0,0015	0,0415	0,0067
<b>Poli 10</b>	0,2294	0,0014	0,0417	0,0006	<b>0,0053</b>	<b>0,0008</b>
Sinal $\neq$	0,2923	0,0017	0,0559	0,0007	0,0084	0,0096

Polinômios obtidos com CPAP de 0, 5 e 10 hPa (Poli 0, 5 e 10 respectivamente) aplicados nos próprios sinais de calibração e nos sinais de teste (Sinal  $\neq$ ).

A Figura 46 mostra as curvas de calibração inspiratórias geradas com os polinômios obtidos para o experimento com o TTL. As curvas expiratórias foram omitidas por também estarem sobrepostas e para melhorar a visualização das curvas inspiratórias. Observa-se que as curvas de calibração feitas em CPAP 5 e CPAP 10 estão sobrepostas até um pouco além de 1 L/s de fluxo.

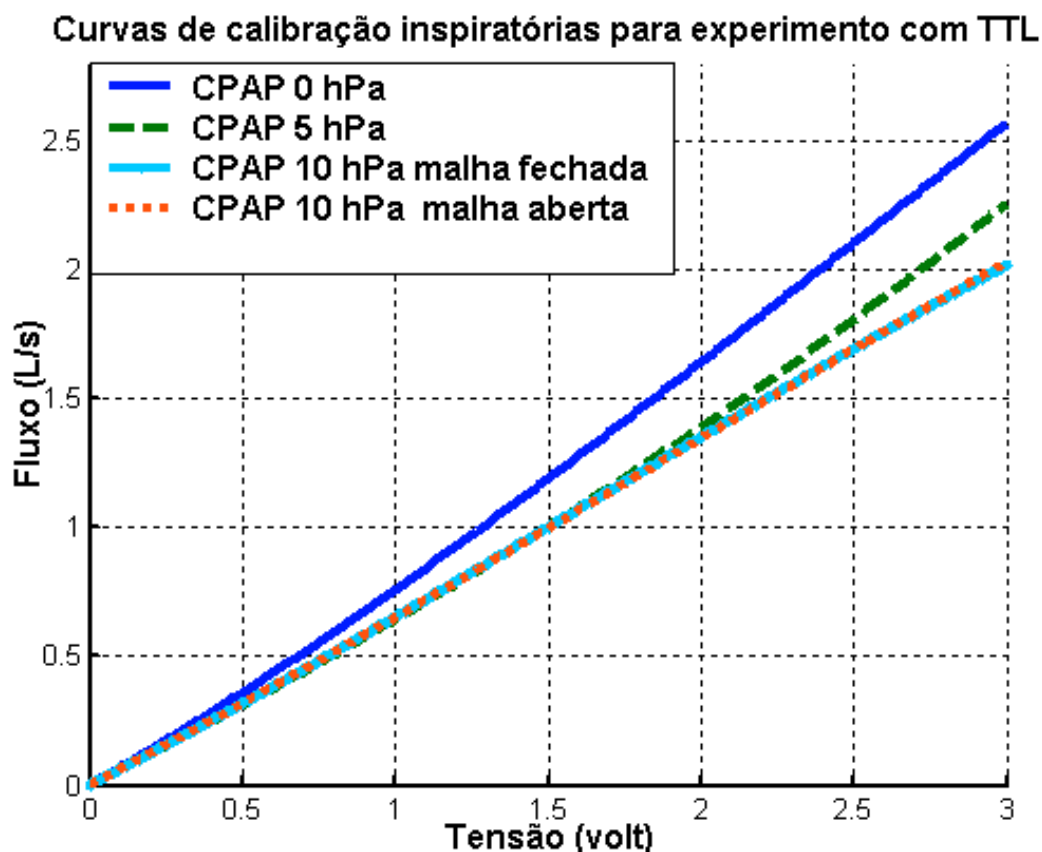


Figura 46- Curvas de calibração inspiratórias geradas com polinômios obtidos em CPAP de 0, 5 e 10 hPa. As curvas de calibração feitas em CPAP de 10hPa em malha aberta e malha fechada estão sobrepostas

Os erros correspondentes da aplicação dos polinômios de calibração, nos sinais de fluxo em CPAP de 10 hPa em MA e MF gerados no experimento com TTL, são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4: Erros quadráticos médios (EQM) e média  $\pm$  desvio padrão dos erros absolutos percentuais (EA%), das diferenças entre o volume inspirado e o expirado de cada ciclo respiratório, obtidos no experimento com o modelo de pulmão

Polinômios de calibração	CPAP 10			
	Malha aberta		Malha fechada	
	EQM	EA%	EMQ	EA%
<b>Poli 0</b>	0,0037	14,67 $\pm$ 1,00	0,0043	13,88 $\pm$ 0,97
<b>Poli 10 A</b>	0,0003	4,31 $\pm$ 1,02	0,0002	3,06 $\pm$ 0,71
<b>Poli 10 F</b>	0,0004	4,82 $\pm$ 1,03	0,0003	3,94 $\pm$ 0,73

Poli 10A e Poli 10F correspondem aos polinômios obtidos em CPAP de 10 hPa em malha aberta e malha fechada, respectivamente.



As curvas de calibração geradas com o gerador de CPAP afastado do PTC são ilustradas na Figura 47. Não houve diferença notável entre as curvas de calibração com esta configuração. Observar que a curvatura das curvas inspiratórias mudou, isto é, não está mais com a concavidade voltada para cima, como nas curvas geradas com os polinômios obtidos na primeira e terceira montagem (Figura 45 e 46).

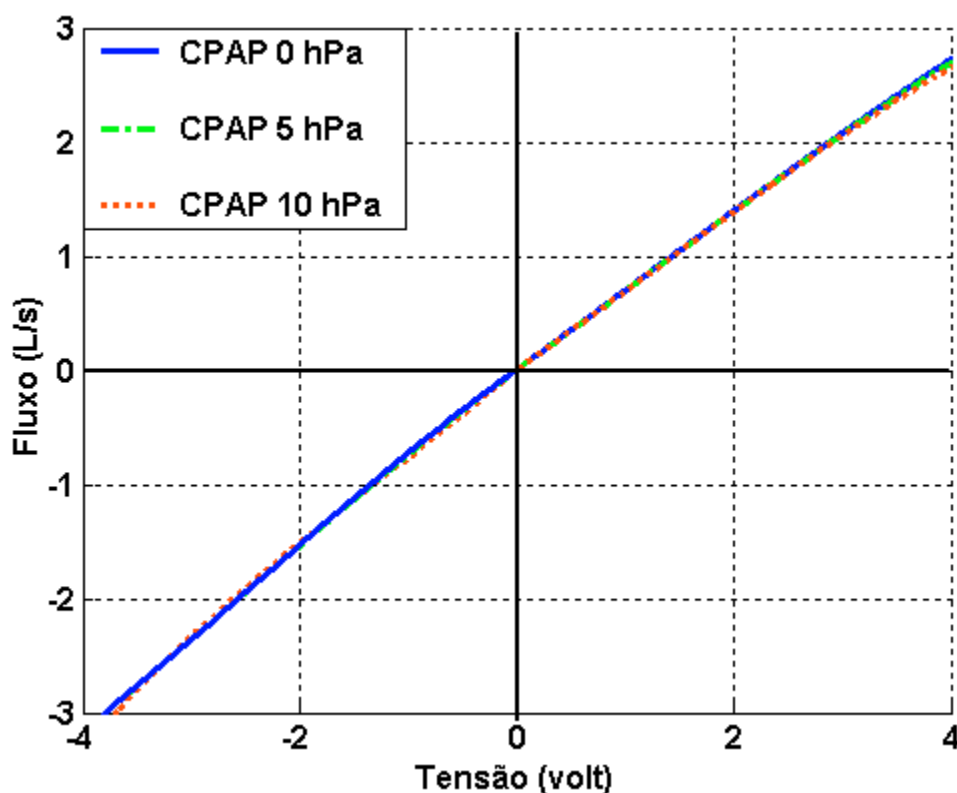


Figura 47- Curvas de calibração geradas com polinômios obtidos com o gerador de CPAP afastado 17 cm do pneumotacômetro. Curvas estão sobrepostas.

As Figuras 48 e 49 mostram os valores de resistência do PTC em função do fluxo nos três níveis de CPAP, com o gerador de CPAP próximo e afastado do PTC, respectivamente. Com o gerador afastado, as resistências inspiratórias foram similares nos três níveis de CPAP. A variação das resistências inspiratórias com o fluxo se modificou mais com o afastamento do gerador de CPAP do que as resistências expiratórias. A Figura 49 induz, com o afastamento do gerador de CPAP, a notar que as mudanças nos valores de resistência expiratória do PTC podem ter sido significativas, quando na verdade não passaram de 0,02 hPa/L/s. Essas pequenas mudanças no valor da resistência durante a expiração se devem à mudança na configuração da geometria a jusante do PTC, causada pela conexão (vide discussão).

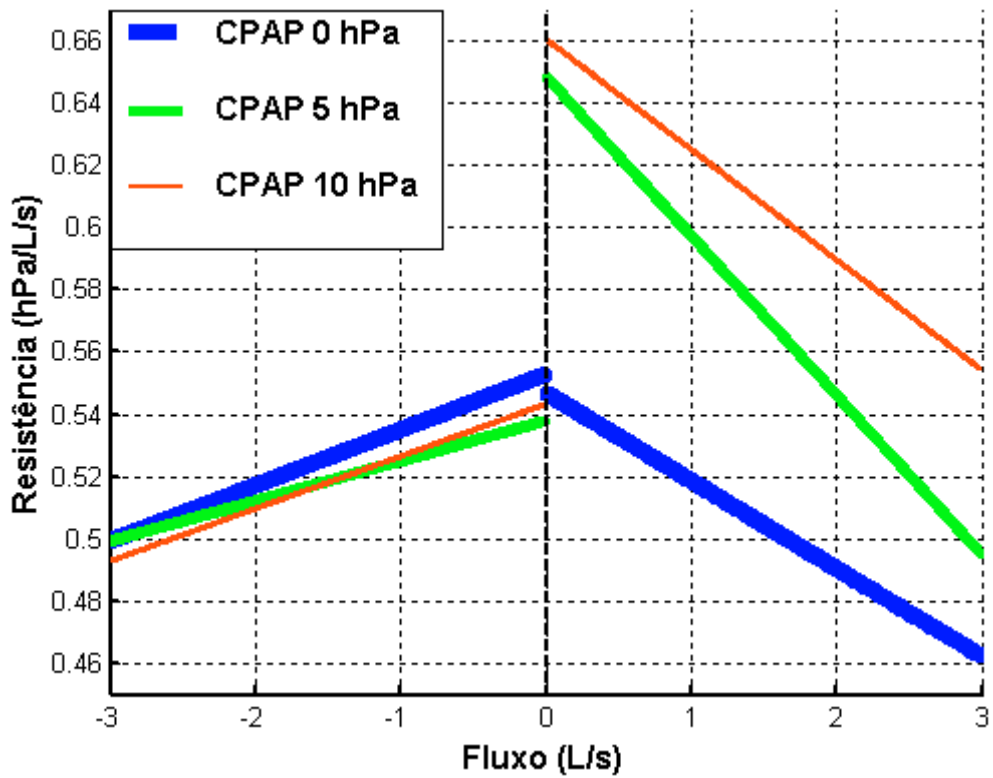


Figura 48- Resistência aparente do pneumotacômetro (PTC) em função do fluxo. Gerador próximo do PTC (primeira montagem). Resistências expiratórias similares.

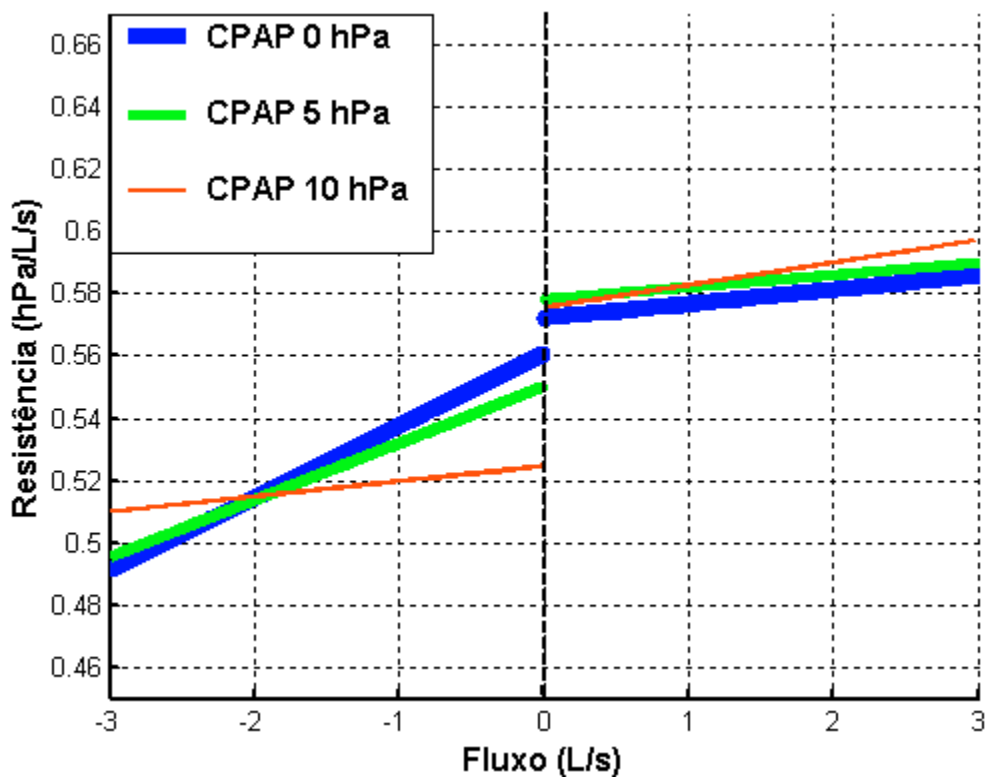


Figura 49- Resistência aparente do pneumotacômetro em função do fluxo. Gerador afastado do PTC (segunda montagem).

As curvas de calibração inspiratórias geradas após as modificações na geometria a montante do PTC são mostradas na Figura 50. Observar a grande influência da presença do gerador como parte da geometria a montante do PTC.

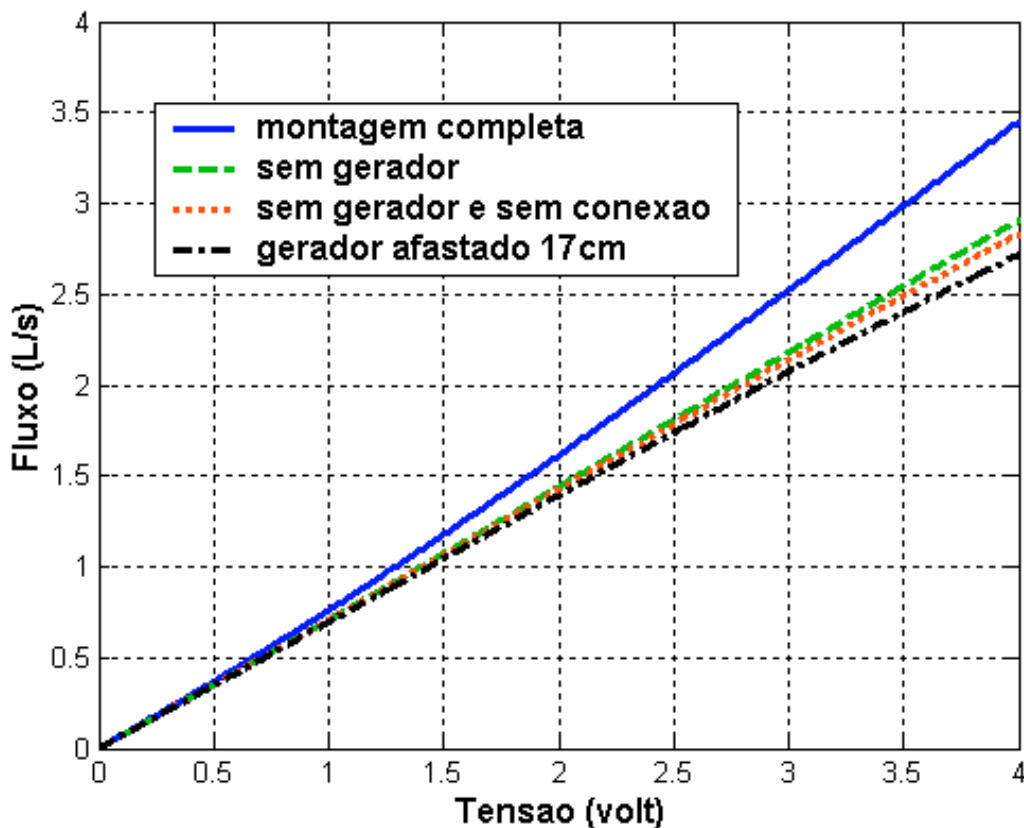


Figura 50- Curvas de calibração geradas com polinômios obtidos com a primeira e terceira montagem, além de outras duas variações da primeira montagem. Todas as curvas foram geradas em CPAP de 0 hPa.

Na Figura 51 observa-se que, quando o nível de CPAP da calibração foi igual ao nível de CPAP do experimento, os erros absolutos de fluxo, além de aleatórios, são similares na inspiração e na expiração. Já os erros absolutos de fluxo foram consideráveis para as excursões inspiratórias e ainda pequenos para as excursões expiratórias quando o nível de CPAP da calibração foi diferente do nível de CPAP do experimento. Quando o nível de CPAP da calibração foi menor do que o nível de CPAP do experimento, houve superestimação na medida de fluxo (Figura 52), e subestimação na medida de fluxo quando o nível de CPAP da calibração foi maior do que o nível de CPAP do experimento (Figura 53).

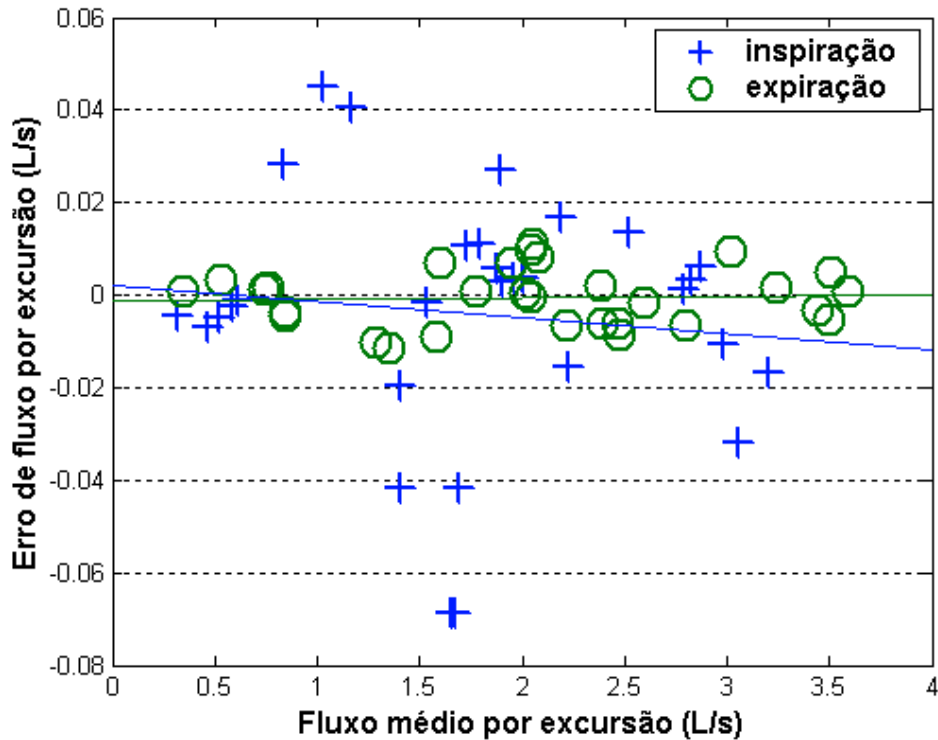


Figura 51- Erros absolutos de fluxo em função do fluxo médio de cada excursão com a seringa de calibração de 3 L. Erros oriundos da aplicação de polinômio obtido em CPAP de 5 hPa e carregado em um sinal gerado também em CPAP de 5 hPa. Linhas de tendência foram adicionadas.

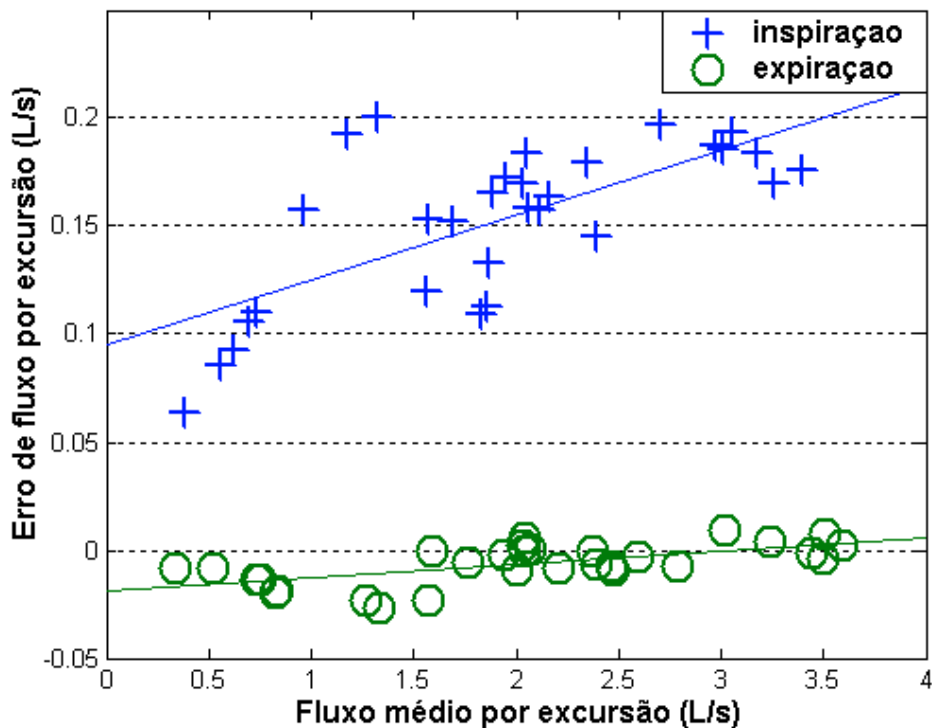


Figura 52- Erros absolutos de fluxo em função do fluxo médio de cada excursão com a seringa de calibração de 3 L. Erros oriundos da aplicação de polinômio obtido em CPAP de 0 hPa e carregado em um sinal gerado em CPAP de 5 hPa. Linhas de tendência foram adicionadas.

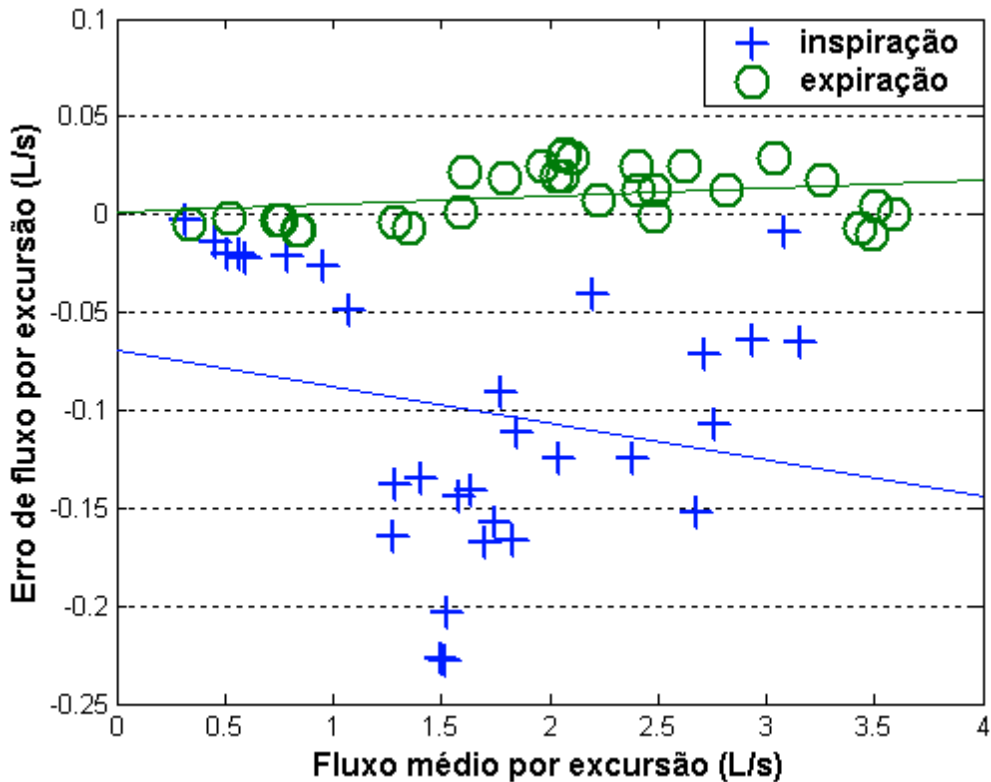


Figura 53- Erros absolutos de fluxo em função do fluxo médio de cada excursão com a seringa de calibração. Erros oriundos da aplicação de polinômio obtido em CPAP de 10 hPa e carregado em um sinal gerado em CPAP de 5 hPa. Linhas de tendência foram adicionadas.

### 5.3- Discussão

O uso do PTC do tipo Fleisch requer alguns cuidados, principalmente na sua calibração. Mesmo tomando os cuidados de se calibrar o PTC em condições mais próximas possíveis das encontradas nos experimentos, FAVRE *et al.* (2003) observaram que resolver erros de até 20% nas medidas de volume inspiratório.

Embora as calibrações sejam, na maioria das vezes, realizadas sem pressão positiva, TANG *et al.* (2003) sugerem que se faça uma correção ponto a ponto do sinal de fluxo. Isto quando houver compressão significativa dos gases durante os experimentos ( $P_{VA}$  acima da  $P_{ATM}$  na ausência de fluxo respiratório) e o PTC for calibrado com a  $P_{VA}$  no nível da  $P_{ATM}$ , na ausência de fluxo respiratório. Porém, erros devidos à desigualdade das pressões de calibração e do experimento não explicam as diferenças entre as medidas de  $V_i$  e  $V_e$ , encontrados durante os primeiros experimentos de FAVRE *et al.* (2003). A  $P_{VA}$  não esteve acima do nível máximo de CPAP estabelecido que foi de 10 hPa, na maior parte do tempo. Assim, para uma  $P_{VA}$  deste

valor por exemplo, o fator de correção dos valores de fluxo (TANG *et al.*, 2003) seria apenas de 1,01. Há de se lembrar que a  $P_{VA}$  geralmente fica abaixo do nível de CPAP estabelecido, quando o sistema de CPAP opera em MA. Caso o problema fosse devido à compressão dos gases, o volume expiratório seria o mais comprometido neste caso, o que não ocorreu.

Houve uma dificuldade de encontrar a origem das diferenças entre  $V_i$  e  $V_e$ , já que os erros do processo de calibração (vide seção 2.3.2) foram no máximo em torno de 3%. Onde estaria então a causa do erro? Optou-se por analisar a linha de base do sinal de fluxo com o gerador Vygon ligado e desligado (Figura 54). Verificou-se que a mesma era perturbada, porém sem mudança considerável do seu nível médio que pudesse causar os elevados erros de  $V_i$ .

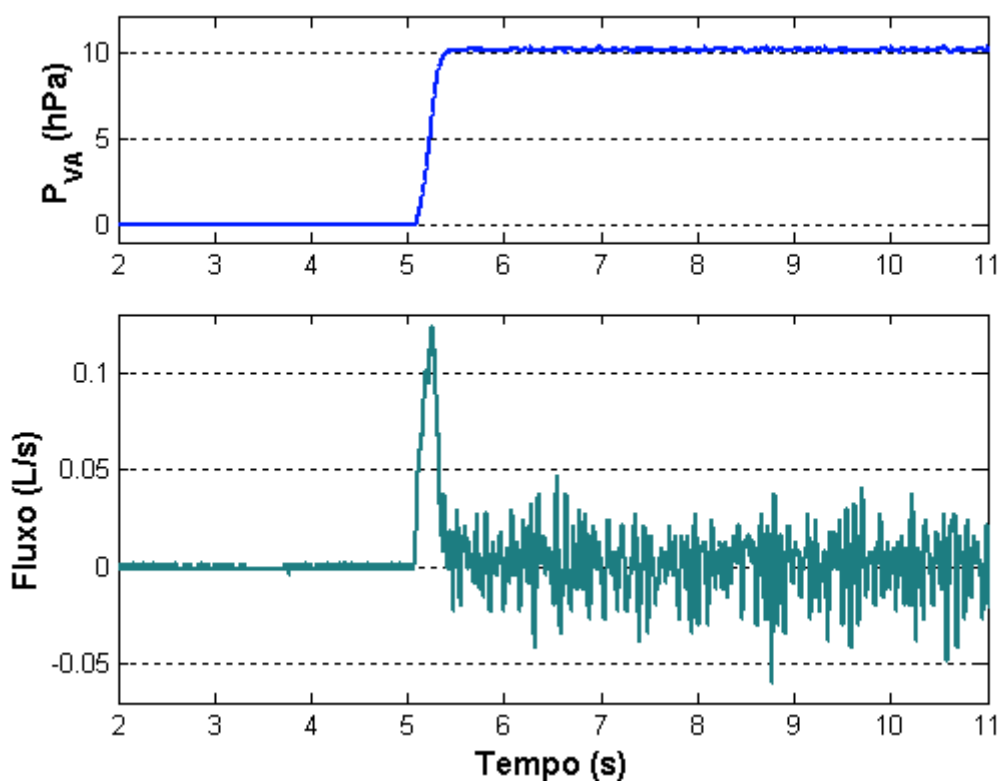


Figura 54- Linha de base do sinal de fluxo antes e após ligar o gerador de CPAP de forma a elevar a pressão de vias aéreas ( $P_{VA}$ ) até 10 hPa. O pneumotacômetro esteve obstruído a jusante e portanto não houve fluxo respiratório. Observar as rápidas oscilações na linha de base causadas pelo gerador Vygon.

A linha de base não parece ter sido a origem do problema, mesmo porque o valor do sinal de fluxo foi subtraído do valor da linha de base obtido com o gerador ligado. Contudo, a perturbação da linha de base pelas turbulências mostrou que, de

alguma forma, o gerador de CPAP da Vygon poderia estar exercendo uma influência no sinal de fluxo.

A decisão de calibrar o PTC com o gerador ligado baseou-se na suposição de que assim se poderia neutralizar os efeitos do gerador de CPAP.

Analisando as curvas de calibração realizadas em três níveis de CPAP, mostradas pela Figura 45, verificou-se que elas eram diferentes. A sobrestimação do  $V_i$  foi maior com maiores diferenças entre as pressões de calibração e uso, ou seja, aplicando um polinômio obtido em CPAP 0 em um experimento feito em CPAP 10, houveram erros no  $V_i$  em torno de 19% (Tabelas 2 e 3). Aplicando esse mesmo polinômio em CPAP 5 (Figura 52), o erro ficou em torno de 11%. Por outro lado, aplicando-se uma curva de calibração gerada em um nível de CPAP maior do que o utilizado na obtenção do sinal de fluxo, observou-se subestimação do  $V_i$  (Figura 53).

Assim, os menores erros foram encontrados quando se utilizaram polinômios obtidos no mesmo nível de CPAP do experimento (Tabelas 2, 3 e 4 e Figura 51). Observa-se também que a medida de  $V_e$  não foi influenciada pelo gerador de CPAP, conforme sugerido pela semelhança observada entre as curvas de calibração expiratórias (Figura 45) e os baixos erros apresentados na Tabela 2 e 3. Até então verificou-se que o problema residia na medida de fluxo inspiratório, possivelmente causado por alguma influência do gerador de CPAP que não era exercida nas medidas de fluxo expiratório. Daí a diferença encontrada entre os valores  $V_i$  e  $V_e$  no mesmo ato respiratório, quando tentou-se utilizar um polinômio de calibração obtido em CPAP de 0 hPa em sinais gerados em CPAP de 5 hPa e CPAP de 10 hPa.

As Figuras 51, 52 e 53 mostram que os erros das medidas de fluxo possivelmente serão maiores quanto maior for o fluxo respiratório, conforme já observado pelas curvas de calibração (Figura 45 e 46). Contudo, o erro de volume pode ser maior para ciclos com baixos fluxos, caso o ciclo seja de longa duração, devido ao acúmulo do erro com o tempo (integração do erro). Por exemplo, simulando incursões inspiratórias com uma seringa de 3 L, os erros de  $V_i$  serão maiores para ciclos com predominância de baixos fluxos, pois o tempo para inspirar o mesmo conteúdo da seringa de calibração é maior do que um ciclo com predomínio de altos fluxos (Figura 55). Comparando-se as Figuras 52 e 55 – ambas correspondem ao mesmo experimento só que com análises diferentes – confirma-se o que foi dito. Os erros de  $V_e$  também foram maiores nos ciclos de baixo fluxo, porém não foram consideráveis (conforme anteriormente observado).

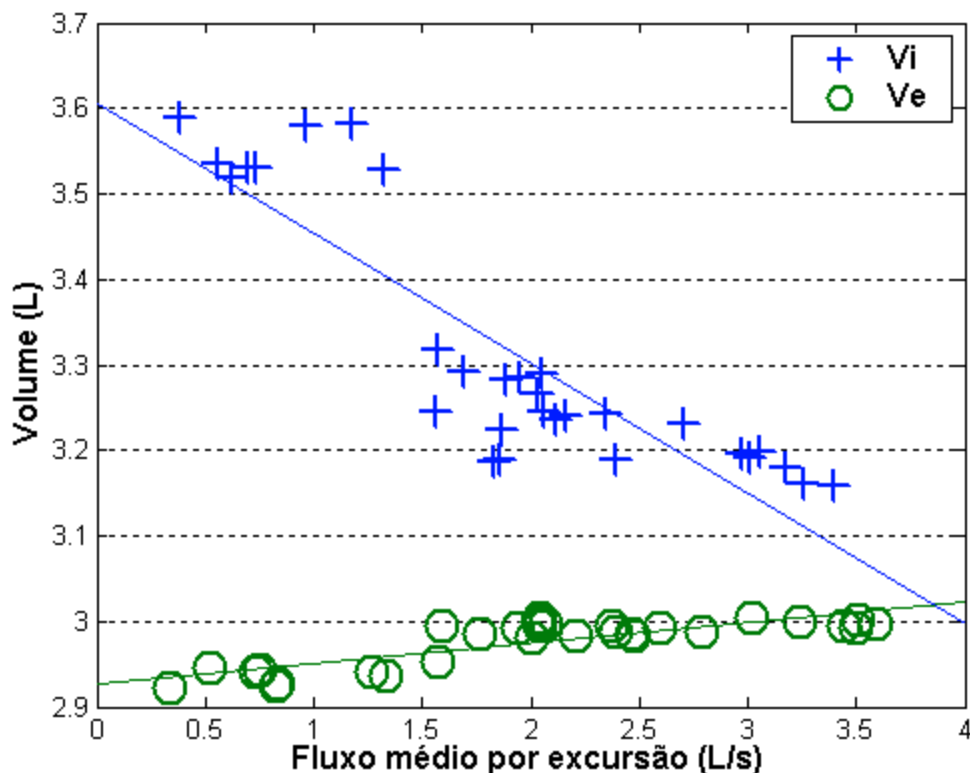


Figura 55- Erros absolutos de volumes em função do fluxo médio de cada excursão com a seringa de calibração de 3 L. Erros oriundos da aplicação de polinômio obtido em CPAP de 0 hPa e carregado em um sinal gerado em CPAP de 5 hPa. Linhas de tendência foram adicionadas.

Por não possuir um padrão de comparação, e como foi constatado que o fluxo expiratório apresentava baixos erros, os valores de  $V_e$  foram utilizados para se calcular os erros relativos do experimento com o modelo de pulmão TTL.

Com o experimento feito com o TTL, observou-se que as curvas de calibração geradas em CPAP 10 em MA e MF ficaram sobrepostas em toda faixa de fluxo utilizada (Figura 46). Observa-se na Tabela 4, que isso correspondeu a erros similares na utilização dessas duas formas de calibração em CPAP 10.

Configurações semelhantes foram observadas nas curvas de calibração geradas com a seringa de 3 L e com a de 1 L (para experimento com TTL). Por exemplo, assim como na Figura 45, onde as curvas de calibração de CPAP 5 e CPAP 10 estão sobrepostas sob inspeção visual até fluxos de 1 L/s; na Figura 46, as curvas de CPAP 5 e CPAP 10 também se sobrepõem até aproximadamente 1,5 L/s. Em ambos os casos, possivelmente obter-se-iam erros pequenos se fossem aplicados polinômios de calibração obtidos em CPAP 5 em experimento com CPAP 10, ou vice-versa; desde que carregados em sinais com valores de fluxo inferiores a 1,5 L/s. Observou-se também



que a calibração realizada com o gerador desligado levou a uma sobrestimação do  $V_i$  em torno de 14% (Tabela 4). Estes erros foram maiores do que os erros dos experimentos que utilizaram as montagens experimentais **A** e **B** (Figura 44), pois nestes experimentos utilizaram-se valores máximos de fluxo até 0,9 L/s, e os sinais obtidos durante o experimento foram menos, ou não foram, diferentes dos sinais de calibração.

Assim como no trabalho de TANG *et al.* (2003), os erros obtidos com a aplicação dos polinômios de calibração nos sinais de teste foram maiores do que os erros obtidos com a aplicação nos próprios sinais de calibração (Tabelas 2 e 3). Isso reforça a idéia de que ter-se-á uma noção mais real dos erros oriundos dos polinômios de calibração ao carregá-los em sinais de fluxo diferentes (porém com a mesma faixa de fluxo) dos próprios sinais de fluxo de calibração, já que os sinais dos experimentos também serão diferentes. Os erros ainda podem ser um pouco maiores, dependendo da mudança da configuração a jusante do PTC para o experimento, em relação à configuração utilizada durante a calibração.

Pensando justamente na configuração a montante do PTC, resolveu-se testar se o afastamento do gerador de CPAP diminuiria a sua influência sobre o PTC. Observou-se que, de fato, as curvas de calibração passaram a ficar sobrepostas. A causa dos erros nas medidas de fluxo inspiratório foi fortemente reduzida. Algumas hipóteses sobre a natureza dessa perturbação podem ser levantadas.

Como a medição de fluxo por PTC do tipo Fleisch depende da resistência ao escoamento do fluido, optou-se por analisar o comportamento do valor da resistência do PTC durante a utilização do gerador. A Figura 48 mostra que o PTC ficou aparentemente mais resistivo com o aumento do nível de CPAP, mas a resistência diminuiu com o aumento do fluxo. A diminuta alteração do valor de resistência expiratória corrobora os baixos erros de  $V_e$  já encontrados. Contudo, observa-se também que a resistência também diminuiu com o aumento do fluxo expiratório. Afastando-se o gerador de CPAP, as resistências inspiratórias do PTC ficaram próximas entre si (Figura 49) nos três níveis de CPAP. Além disso, a componente da resistência dependente do fluxo não mais ficou negativa na fase inspiratória.

Uma proposta para explicar tais fenômenos se baseou em dois efeitos possíveis: o nível de turbulência e a geometria a montante do PTC. Sabe-se (seção 2.3.1) que o escoamento turbulento leva a maiores perdas de carga do que o escoamento laminar. Como é provável que o escoamento proporcionado pelo gerador de CPAP seja turbulento, não linearidades na medição de fluxo aparecem. MILLER e PINCOCK

(1986) também demonstraram que a resistência do PTC aumentou quando o escoamento através do PTC passou a ser turbulento. Com o aumento do nível de CPAP, maior a turbulência em direção ao PTC. Porém, este aumento na perda de carga com a mudança do escoamento é pequeno. A turbulência também pode ter influenciado na medição de fluxo mais significativamente pela distribuição do escoamento pelos tubos capilares do PTC, mas isso será discutido a seguir. Já a medição do fluxo expiratório não foi afetada pelo nível de CPAP, pois neste caso o escoamento turbulento se afastava do PTC.

A queda da resistência com o aumento do fluxo talvez possa ser explicada pelo tipo de geometria a montante do PTC. Nos estudos de FINUCANE *et al.* (1972) e YEH *et al.* (1982), observaram-se variações do valor de resistência do PTC com a mudança da geometria a montante e a jusante do PTC.

Embora todos os tubos capilares contribuam para a resistência real do PTC do tipo Fleisch, somente os capilares mais periféricos contribuem com a diferença de pressão entre as tomadas de pressão do PTC (MILLER e PINCOCK, 1986). Como o diâmetro do gerador de CPAP é menor do que o diâmetro interno do PTC, é provável que a proximidade do gerador do PTC faz com que haja um favorecimento do escoamento através dos tubos capilares mais centrais à medida que há o aumento do fluxo respiratório (Figura 56).

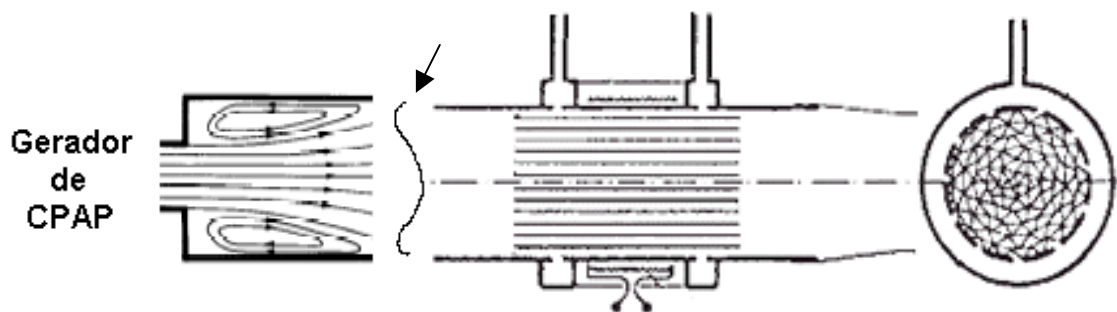


Figura 56- Esquema de um corte longitudinal e vista lateral do pneumotacômetro Fleisch (à direita), com a representação da geometria a montante (à esquerda) e o provável perfil de velocidade de escoamento proporcionado pelo gerador de CPAP (seta). Observar a maior velocidade de escoamento através dos tubos capilares centrais do pneumotacômetro. Setas representam as trajetórias do fluido.

Com menor escoamento nos tubos capilares periféricos, menor a  $\Delta P$  e, conseqüentemente, menor o valor de resistência do PTC. As curvas de calibração obtidas com o gerador de CPAP desligado (Figura 50) mostram que a simples presença do gerador influenciou na distribuição desigual do ar pelos capilares do PTC. Observa-

se que a curva de calibração, obtida com a retirada do gerador de CPAP, está próxima das curvas obtidas sem nenhuma peça a montante do PTC. Já a presença do gerador de CPAP reduziu notavelmente a resistência aparente do PTC, e portanto, fez com que a curva de calibração ficasse diferente das demais. A queda da resistência aparente do PTC com o aumento do fluxo expiratório se deu devido também à expansão da seção transversal a montante do PTC, embora a peça para a tomada de pressão (Anexo 3) tenha sido projetada para suavizar essa expansão.

Note-se que a queda de resistência do PTC não é real, já que tanto na inspiração quanto na expiração, o escoamento através dos tubos capilares periféricos não representou o escoamento através de todo o PTC. Ao afastar o gerador de CPAP com uma expansão gradual, pode ter havido uma uniformização do escoamento, e o aumento do fluxo respiratório não mais representou um menor escoamento através dos tubos capilares responsáveis pela medida de  $\Delta P$ . Por isso, o PTC passou a ficar ligeiramente mais resistivo do que quando o gerador de CPAP esteve próximo (Figura 48 e 49). Além disso, a resistência do PTC passou a elevar-se com o aumento do fluxo inspiratório, já que neste caso o aumento do fluxo significava maior escoamento de ar pelos capilares periféricos. Porém, ainda houve queda da resistência do PTC com o aumento do fluxo expiratório (Figura 49), pois nesta fase do ciclo respiratório a geometria a montante não foi modificada. As resistências expiratórias do PTC modificaram-se em relação aos valores obtidos com o gerador de CPAP próximo do PTC devido à mudança da geometria a jusante.

No estudo de FINUCANE *et al.* (1972), mostrou-se que o PTC não é perfeitamente linear e que dentro das geometrias a montante do PTC testadas, aquela constituída por um tubo liso e retilíneo de 11 cm foi a que tornou mais próxima a relação linear entre  $\Delta P$  e fluxo do PTC.

A importância do escoamento mais uniforme a montante do PTC levou SULLIVAN *et al.* (1984) a recomendar que se utilizasse um tubo liso, de cinco vezes seu diâmetro interno, em ambos os lados do PTC. Contudo, essa extensão levaria a um aumento do espaço morto, o que é indesejável.

O afastamento de 17 cm do gerador do PTC também fez com que o aumento da turbulência, supostamente devido ao aumento do nível de CPAP, não mais afetasse as medidas de fluxo respiratório (Figura 47). De certa forma, o afastamento minimizou a influência do gerador de CPAP sobre a medição de fluxo respiratório. A turbulência pode ter causado as diferenças entre as curvas de calibração quando o gerador esteve

próximo do PTC, devido à distribuição menos desigual do escoamento pelos tubos capilares causada pela turbulência. Em outras palavras, com o gerador ligado e próximo ao PTC, os capilares centrais não são tão priorizados em relação aos capilares mais periféricos devido à agitação do ar entre o gerador de CPAP e o PTC. Assim, com o gerador desligado, além do escoamento pelo PTC ser menos turbulento e causar menor perda de carga, os capilares centrais são priorizados. Isto explica porque a curva de calibração obtida em CPAP 0 sugere que a resistência aparente do PTC ficou reduzida.

A forma de calibração não linear, utilizada com o gerador ligado, compensou as não linearidades causadas pelo gerador e pela sua configuração à montante do PTC.

#### **5.4- Conclusões**

A proximidade do gerador de CPAP gerou diferenças nas curvas de calibração do pneumotacômetro obtidas em níveis de CPAP diferentes, que levaram a erros de volume relacionados com a diferença entre o nível de CPAP do experimento e o da calibração.

O erros de volume são mais elevados para altos valores de fluxo quando se utiliza uma curva de calibração obtida em um nível de CPAP diferente do experimento.

Para não aumentar o espaço morto e obter baixos erros de fluxo, a calibração deve ser feita com o gerador ligado e no nível de CPAP mais próximo do experimento.

A calibração obtida em malha aberta pode ser utilizada em sinais gerados em experimentos em malha fechada.

#### **Perspectivas de Trabalhos Futuros**

Possivelmente poder-se-á explorar a geração de oscilações forçadas com o sistema de CPAP desenvolvido. O uso do sistema de CPAP + FOT funcionando possibilitará a realização de novas pesquisas. Por exemplo, poder-se-ia estabelecer o nível de CPAP durante a terapia, baseado na monitorização da resistência de vias aéreas via oscilações forçadas, geradas pelo próprio sistema de CPAP (RANDERATH *et al.*, 2001). Pode-se neste caso tentar utilizar um compensador digital para o controle da  $P_{VA}$ .

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKASHI, M., SAKANAKA, K., NOGUCHI H. *et al.*, 1990, “Flow regulated continuous positive airway pressure to minimize imposed work of breathing”, *Critical Care Medicine*, v. 18, n. 9 (Sep), pp. 999-1002.

AUSTIN, P.N., CAMPBELL, R.S., JOHANNIGMAN, J.A. *et al.*, 2001, “Work of breathing characteristics of seven portable ventilators”, *Resuscitation*, v. 49, pp. 159-167.

BACON, P., FARNEY R.J., JENSEN R.L *et al.*, 1994, “Nasal continuous positive airway pressure devices do not maintain the set pressure dynamically when tested under simulated clinical conditions”, *Chest*, v. 118, n. 5 (Nov), pp.1441-1449.

BANNER, M. J., LAMPOTANG, S., BOYESEN, P.G., *et al.*, 1986a, “Flow resistance of expiratory positive-pressure valve systems”, *Chest*, v. 90, n. 2 (Aug), pp. 212-217.

BANNER, M. J., LAMPOTANG, S., BOYESEN, P.G., *et al.*, 1986b, “Resistance characteristics of expiratory pressure valves”, *Anesthesiology*, v. 65, n. 3A, pp. A80 (ASA abstracts).

BANNER, M. J., DOWNS, J.B., KIRBY, R. R. *et al.*, 1988, “Effects of expiratory flow resistance on inspiratory work of breathing”, *Chest*, v. 93, n. 4 (Apr), pp. 795-799.

BANNER, M. J., KIRBY, R. R., BLANCH, P.B., 1992, “Site of pressure measurement during spontaneous breathing with continuous positive airway pressure: Effect on calculating imposed work of breathing”, *Critical Care Medicine*, v. 20, n. 4, pp. 795-799.

BANNER, M. J., BLANCH, P.B., KIRBY, R. R., 1993, “Imposed work of breathing and methods of triggering a demand-flow, continuous positive airway pressure system”, *Critical Care Medicine*, v. 21, pp. 183-190.

BANNER, M. J., JAEGER, M.C., KIRBY, R. R., 1994a, "Components of the work of breathing and implications for monitoring ventilator-dependent patients", *Critical Care Medicine*, v. 22, pp. 515-523.

BANNER, M. J., KIRBY, R. R., GABRIELLI, A., *et al.*, 1994b, "Partially and totally unloading respiratory muscles based on real-time measurements of work of breathing", *Chest*, v. 93, n. 4 (Dec), pp. 1835-1842.

BANNER, M. J., KIRBY, R. R., BLANCH, P.B., 1996, "Differentiating total work of breathing into its component parts", *Chest*, v. 109, n. 5 (May), pp. 1141-1143.

BATEMAN, N.T., LEACH, R.M., 1988, "ABC of oxygen acute oxygen therapy," *B.M.J.*, v. 317, n. 19, pp. 798-801. Clinical Review. <http://www.bjm.com>

BATES, J.H.T., SATO, J., DAVEY, B.L.K., *et al.*, 1992, "Correcting for the Bernoulli effect in lateral pressure measurements", *Pediatric Pulmonology*, v. 12, pp. 251-256.

BERNE, R.M., LEVY, M. N., 1990, *Fisiologia*, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro.

BRANSON, R.D., CAMPBELL, R.S., DAVIS, K., *et al.*, 1994, "Comparison of pressure and flow triggering systems during continuous positive airway pressure", *Chest*, v. 106, n. 2 (Aug), pp. 540-544.

BRANSON, R.D., 1995, "Spontaneous breathing systems: IMV and CPAP". In Branson, R.D, Hess, D.R, Chatburn, R.L. (eds.), *Respiratory Care Equipment*, chapter 18, Philadelphia, J. B. Lippincott.

BROCHARD, L., MION, G., ISABEY, D., *et al.*, 1991, "Constant-flow insufflation prevents arterial oxygen desaturation during endotracheal suctioning", *American Review of Respiratory Disease*, v. 144, pp. 395-400.

CALZIA, E., LINDNER, J.H., STAHL, W., *et al.*, 1998, “Work of breathing, inspiratory flow response, and expiratory resistance during continuous positive airway pressure with the ventilators EVITA-2, EVITA-4 and SV 300”, *Intensive Care Medicine*, v. 24, pp. 931-938.

CHANG, H.K., MORTOLA, J.P., 1981, “Fluid dynamic factors in tracheal pressure measurements”, *Journal of Applied Physiology*, v. 51, n. 1, pp. 218-225

CIVETTA, J.M., 1993, “Nosocomial respiratory failure or iatrogenic ventilator dependency”, *Critical Care Medicine*, v. 21, n. 2 (Feb), pp. 171-173.

COX, D., NIBBLET, D.J., 1984, “Studies on continuous positive airway pressure breathing systems”, *British Journal of Anaesthesia*, v. 56, pp. 905-911.

CULPEPPER, J., SYNDER, J., PENNOCK, B. *et al.*, 1983, “Effect of PEEP valve resistance on airway pressure and inspiratory work”, *Critical Care Medicine*, v. 11 (Mar), pp. 220 (Oral Presentations).

DEHAVEN C.B., HURST J.M., BRANSON R.D., 1985, “Postextubation hypoxemia treated with a continuous positive airway pressure mask”, *Critical Care Medicine*, v. 13, n.1 (Jan), pp. 46-48.

DENEHY L., BERNEY, S., 2001, “The use of positive pressure devices by physiotherapists”, *European Respiratory Journal*, v. 17, pp. 821-829.

DOUCE, F.H., 1995. “Flow and volume measuring devices”, In Branson, R.D, Hess, D.R, Chatburn, R.L. (eds.), *Respiratory Care Equipment*, chapter 10, Philadelphia, J. B. Lippincott.

DUBOIS, A. B., BRODY, A. W., LEWIS, D. H., *et al.*, 1956, “Oscillation mechanics of lung and chest in man”, *Journal of Applied Physiology*, v. 8, pp. 587-594.

FARRÉ, R., ROTGER, M., MONTSERRAT, J.M., NAVAJAS, D., 1997, “A system to generate simultaneous forced oscillation and continuous positive airway pressure”, *European Respiratory Journal*, v. 14, pp. 1349-1353.

FARRÉ, R., GAVELA, E., ROTGER, M., FERRER, M., ROCA, J., NAVAJAS, D., 2000, “Noninvasive Assessment of respiratory resistance in severe chronic respiratory patients with nasal CPAP”, *European Respiratory Journal*, v. 15, pp. 314-319.

FAVRE, A.S., JANDRE, F.C., GIANNELLA NETO, A., 2003, “Closed-loop control of a continuous positive airway pressure device”, *25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, paper No. 943, Cancun, Mexico, 17-21, September.

FESSLER, H.E., BROWER, R.G., PERMUTT, S., 1995, “CPAP reduces inspiratory work more than dyspnea during hyperinflation with intrinsic PEEP”, *Chest*, v. 108, n. 2 (Aug), pp. 432-440.

FINUCANE K. E., EGAN B.A., DAWSON S.V., 1972, “Linearity and frequency response of pneumotachographs”, *Journal of Applied Physiology*. v. 32, n. 1, pp. 121-126.

FOX, R.W., Mc DONALD, A.T., 1998, *Introdução à mecânica dos fluidos*. 4 ed. Rio de Janeiro, LTC – Livros Técnicos e Científicos.

GHERINI, S., PETERS, R.M., VIRGILIO R.W., 1979, “Mechanical work on the lungs and work of breathing with positive end-expiratory pressure and continuous positive airway pressure”, *Chest*, v. 76, n. 3 (Sep), pp. 251-256.

GIANNELLA-NETO A., BELLIDO C., BARBOSA R.B., *et al.*, 1998, “Design and calibration of unicapillary pneumotachographs”, *Journal of Applied Physiology*. v. 81, v. 1, pp. 335-343.



GIBNEY, N., WILSON, R.S., PONTOPPIDAM, H., 1982, "Comparison of work of breathing on high gas flow and demand valve continuous positive airway pressure systems", *Chest*, v. 82, n. 6 (Dec), pp. 692-695.

GLASS, C. M., 1976, *Linear Systems with Applications and Discrete Analysis*, New York, West Publishing.

HILLMAN, D.R. FINUCANE, K.E., 1985, "Continuous positive airway pressure: A breathing system to minimize respiratory work", *Critical Care Medicine*, v. 13, n. 1 (Jan), pp. 38-43.

HILLMAN, D.R., BREakey, J.N., MING LAM, Y., 1987, "Minimizing work of breathing with continuous positive airway pressure and intermittent mandatory ventilation: An improved continuous low-flow system", *Critical Care Medicine*, v. 15, n. 7, pp. 665-670.

ISABEY, D., BOUSSIGNAC, G., HARF, A., 1989, "Effect of air entrainment on airway pressure during endotracheal gas injection", *Journal of Applied Physiology*, v. 67, n.2, pp. 771-779.

JANSSENS, J., MURALT, B., TITELION, V., 2000, "Management of dyspnea in severe chronic obstructive pulmonary disease", *Journal of Pain and Symptom Management*, v. 19, n. 5 (May), pp. 378-392.

JARREAU, P.H., LOUIS, B., DASSIEU, G., *et al.*, 1999, "Estimation of inspiratory pressure drop in neonatal and pediatric endotracheal tubes", *Journal of Applied Physiology*, v. 87, n. 1, pp. 36-46.

KACMAREK, R.M., DIMAS, S., REYNOLDS J., *et al.*, 1982a, "Technical aspects of positive end-expiratory pressure (PEEP): Part I. Physics of PEEP devices", *Respiratory Care*, v. 27, n. 12 (Dec), pp. 1478-89.

KACMAREK, R.M., DIMAS, S., REYNOLDS J., *et al.*, 1982b, "Technical aspects of positive end-expiratory pressure (PEEP): Part III. PEEP with spontaneous ventilation", *Respiratory Care*, v. 27, n. 12 (Dec), pp. 1505-1518.

KACMAREK, R.M., MANG, H., BARKER, N., *et al.*, 1994, “Effects of disposable or interchangeable positive end expiratory pressure valves on work of breathing during application of continuous positive airway pressure”, *Critical Care Medicine*, v. 22, n. 8 (Aug), pp. 1219-1226.

KATZ, J.A., KRAEMER, R.W., GJERDE, G.E., 1985, “Inspiratory work and airway pressure with continuous positive airway pressure delivery systems”, *Chest*, v. 88, n. 4 (Oct), pp. 519-526.

KATZ, J.A., MARKS, J.M., 1985, “Inspiratory work with and without continuous positive airway pressure in patients with acute respiratory failure”, *Anesthesiology*, v. 63, n. 6 (Dec), pp. 598-607.

KLAUSNER, J.F., LEE, A.Y., HUTCHISON, A.A., 1996, “Decreased imposed work with a new nasal continuous positive airway pressure device”, *Pediatric Pulmonology*, v. 22, pp. 188-194.

KIRTON, O.C., DEHAVEN, C.B., MORGAN, J.P., 1995, “Elevating imposed work of breathing masquerading as ventilator weaning intolerance”, *Chest*, v. 108, n. 4 (Oct), pp. 1021-1025.

LEFF, A.R.; SCHUMACKER, P.T., 1996, *Fisiologia Respiratória - Fundamentos e Aplicações*. Rio de Janeiro, Interlivros Edições Ltda.

LEVY, M. M., 1996, “Evaluating work of breathing measurements in weaning – communication to the editor”, *Chest*, v. 109, n. 5 (May), pp. 1409.

MAITRE, B., JABER, S., MAGGIOR, S.M., *et al.*, 2000, “Continuous positive airway pressure during fiberoptic bronchoscopy in hypoxic patients – A randomized double-blind study using a new device”, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, v. 162, pp. 1063-1067.

MANCZUR T., GREENOUGH A., RAFFERTY G.F., 2000, “Comparison of the pressure time product during synchronous intermittent mandatory ventilation and continuous positive airway pressure”, *Arch. Dis. Child*, v.83 (3): 265-7.

MATTOS, E.E., FALCO, R., 1998, *Bombas industriais*. 2 ed. Rio de Janeiro, Interciência.

MEAD, J., TURNER, J.M., MACKLEM, P.T., *et al.*, 1967, “Significance of the relationship between lung recoil and maximum expiratory flow”, *Journal of Applied Physiology*, v. 22, n. 1, pp. 95-108.

MEHRAD, M.M., 1997, *Comparison of 5 spontaneous ventilation systems with continuous positive airway pressure on a mechanical lung*. Tese de Doutorado em Medicina, Faculte de Medicine Pitie Salpetriere/University Pierre and Marie Curie-Paris 6, Paris, França.

MEHTA, S., HILL, N.S., 2001, “Noninvasive ventilation – State of the art”, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, v. 163, pp. 540-577.

MELO, P.L., WERNECK, M.M, GIANNELLA-NETO, A., 1998, “Instrumentação baseada em computador pessoal para análise do sistema respiratório por meio da técnica de oscilações forçadas”. *1º Congresso Latino Americano de Ingenieria Biomédica*, pp. 761-764, Mazatlan, Nov.

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.

MUSHIN, W.W., JONES, P.L., 1987, *Physics for the Anaesthetist*, 4ª ed., Oxford, Blackwell Scientific.

NISHIMURA, M., TAKEZAWA, J., IMANAKA, H., *et al.*, 1989, “Jet flow-regulated expiratory resistance to maintain constant CPAP during the entire respiratory phase”, *Chest*, v. 95,n. 4 (Apr), pp. 876-880.

O'DONNELL, D.E., SANI R., YOUNES, M., 1988, “Improvement in exercise endurance in patients with chronic airflow limitation using continuous positive airway pressure”, *American Review of Respiratory Disease*, v. 138, pp. 1510-1514.

O'DONOGHUE, F.J., CATCHESIDE, P.G., JORDAN, A.S., *et al.*, 2002, "Effect of CPAP on intrinsic PEEP, inspiratory effort and lung volume in severe stable DPOC", *Thorax*, v. 57, pp. 533-539.

OGATA, K., 1994, *Engenharia de Controle Moderno*. 2 ed., Rio de Janeiro, Prentice-Hall do Brasil.

OERTEL, M.J., 1878, In: Van Ziemssen *Handbook of Therapeutics*. Yeo JB, trans., v. 3, pp. 41-54.

PEDLEY, T.J., DAZEN, J.M., 1986, "Aerodynamic theory". In: Macklem, P.T, Mead, J. (eds.), *Handbook of Physiology. The Respiratory System. Mechanics of Breathing*, chapter 4, Bethesda, USA, Am. Physiol. Soc.

PELOSI, P., CHIUMELLO D., CALVI E., 2001, "Effects of different continuous positive airway pressure devices and periodic hyperinflations on respiratory function", *Critical Care Medicine*, v. 29, n. 9, pp. 1683-1689.

PESLIN, R., 1986, "Methods for measuring total respiratory impedance by forced oscillations" *Bull. Eur. Physiopathol. Respir.*, v. 22, pp. 621-631.

PINO A.V., COSTA J.C.G.D., JANDRE F.C., GIANELLA-NETO A., 2002, "Mecânica – Um programa para análise do sistema respiratório", *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. SBEB*, São José dos Campos, Setembro.

PINO A.V., KAGAMI, L.T., COSTA J.C.G.D., JANDRE F.C., GIANELLA-NETO A., 2004, "DAS - Um Programas de Aquisição e Processamento de Sinais para Engenharia Pulmonar. In: , *IFMBE Proceedings III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica*, João Pessoa: v. 5, pp. 765-768, Setembro.

RANDERATH, W.J., SCHRAEDER, O., GALETKE, W., FELDMEYER, F., RÜHLE, K.H., 2001, "Autoadjusting CPAP therapy based on impedance efficacy, compliance and acceptance", *Am. J. Respir. Crit. Care Med*, v. 163, pp. 652-657.

RODARTE, J.R., REHDER, K., 1986, "Dynamics of respiration". In: Macklem, P.T, Mead, J. (eds.), *Handbook of Physiology. The Respiratory System. Mechanics of Breathing*, chapter 10, Bethesda, USA, Am. Physiol. Soc.

ROHRER, F., 1915, "Der Strömngswiderstand in den menschlichen Atemwegen und der Einfluss der unregelmässigen Verzweigung des Bronchialsystems auf den Atmungsverlauf in vershiedenem Lungenbezirken", *Pfluegers Arch. Gesamte Physiol. Menschen Tiere*, v. 162, pp. 225-299.

ROSS, M.H., ROWRELL, L.J., 1993, *Histologia: texto e atlas*. 2ª Edição, São Paulo, Panamericana.

SASSOON, C.S.H., GIRON, A.E., ELY, E.A., 1989, "Inspiratory work of breathing on flow-by and demand-flow continuous positive airway pressure", *Critical Care Medicine*, v. 17, n. 11 (Nov), pp. 1108-1114.

SASSOON, C.S.H., LODIA, R., A.E., RHEEMAN, C.H., 1992, "Inspiratory muscle work of breathing during flow-by, demand-flow and continuous flow systems in patients with chronic obstructive pulmonary disease", *American Review Respiratory Disease*, v. 145, pp. 1219-1222.

SCACCI, R., 1979, "Air entrainment masks: jet mixing principle is how they work; the Bernoulli and Venturi principles are how they don't", *Respiratory Care*, v. 24, n. 10 (Oct), pp. 928-931.

SCHLOBOHM, R.D., FALLTRICK, R.T., QUAN, S.F., KATZ, J.A., 1988, "Lung volumes, mechanics, and oxygenation during spontaneous positive pressure ventilation: the advantage of CPAP over EPAP", *Anesthesiology*, v. 55, pp. 416-422.

SULLIVAN, W.J., PETERS, G.M., ENRIGHT, P.L., 1984, "Pneumotachographs: theory and clinical application", *Respiratory Care*, v. 29, n. 7, pp. 736-748.

TAKEUCHI, M., WILLIAMS, P., HESS, D, KACMAREK R.M., 2002, “Continuous positive airway pressure in new-generation mechanical ventilators”, *Anesthesiology*, v. 96, n. 1 (Jan), pp. 162-72.

TANG, Y., TURNER. M.J., YEM J.S., BAKER, A.B., *et al.*, 2003, “Calibration of pneumotachographs using a calibrated syringe”, *Journal of Applied Physiology*, v. 95, pp. 571-76.

URBSCHEIT, N., BISHOP, B., BACHOFEN, H., 1973, “Immediate effects of continuous positive pressure breathing on abdominal expiratory activity, minute ventilation, and end –tidal PCO<sub>2</sub> of conscious man”, *Physical Therapy*, v. 53, n. 3 (Mar), pp. 258-265.

VENN, P.J.H., 1989, “Evaluation of the ambu cpap system,” *British Journal of Anaesthesia*, v. 62, n. 3 (Mar), pp. 340-347.

WEST, J.B., 1996, *Fisiologia respiratória moderna*. 5 ed., São Paulo, Manole.

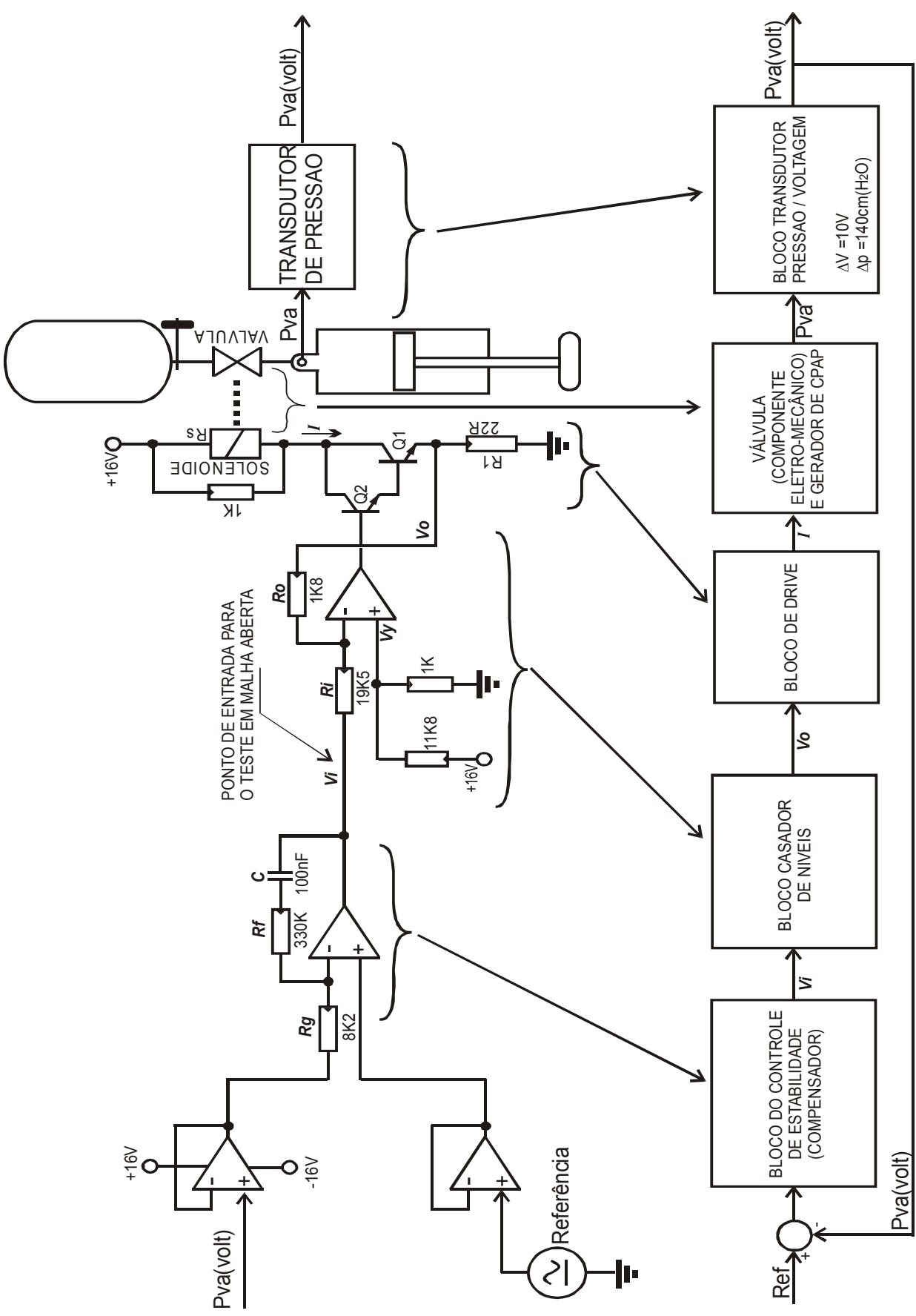
YAMAZAKI, Y., YAMAKAGE, M., UJIKE, Y., *et al.*, 1994, “Changes in work of breathing during continuous positive airway resistance”, *Chest*, vol. 105, n. 3 (Mar), pp. 860-867.

YAN, A.T., BRADLEY, D.T., LIU, P.P., 2001, “The role of continuous positive airway pressure in the treatment of congestive heart failure”, *Chest*, vol. 120, n. 5 (Nov), pp. 1675-1685.

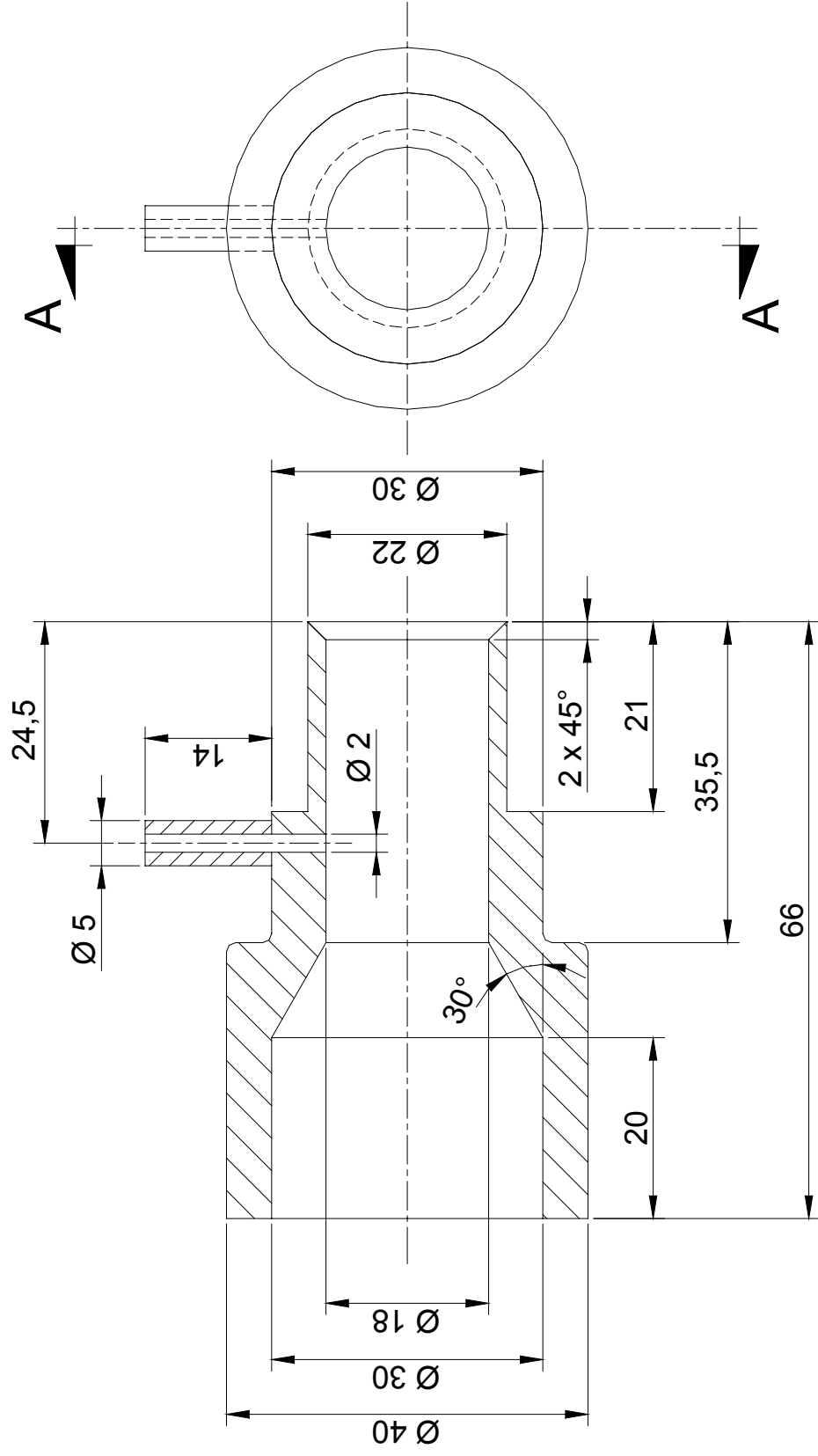
YEH, M.P., GARDNER, R.M., ADAMS, T.D., *et al.*, 1982, “Computerized determination of pneumotachometer characteristics using a calibrated syringe”, *J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.*, v. 53, n. 1, pp. 280-285.

ZIN, W.A., 1990, “Métodos e técnicas para monitorização das propriedades elásticas e resistivas dos pulmões e da parede torácica na insuficiência respiratória aguda”, *Jornal de Pneumologia*, v. 16 (Jun), pp. 91-96.

# Modelo Eletromecânico do Sistema de CPAP em Malha Fechada



# Peça Desenvolvida para a Tomada de Pressão



Seção A-A





General Valve

Parker Hannifin Corporation
Pneutronics Division
26 Clinton Drive, Unit 103
Hollis, NH 03049 USA
Tel: 603-595-1500
800-525-2857
Fax: 603-595-8080
www.pneutronics.com
E-Mail: help@pneutronics.com

VSO®

Voltage Sensitive Orifice®
Normally Closed Proportional
Solenoid Valve

Pneutronics VSO® is a miniature solenoid operated proportional valve. The VSO® controls the flow of gas in proportion to input current. The valve may be driven with DC current or Pulse Width Modulation. Optimal system performance is achieved using closed loop feedback.

The VSO® design features include:

- 200 Million Life Cycle Rating
• Automated calibrations w/ full traceability
• Thermal compensation
• Repeatable
• Preferred Miniature Proportional valve by Medical & Analytical OEM's worldwide



Not Actual Size – see dimensions

TECHNICAL INFORMATION:

Product Description:

Valve Type: 2-Way Normally Closed
Media: Air, Argon, Helium, Hydrogen, Methane, Nitrogen, Oxygen & Others

Environmental:

Operating Environment: 0 to 55°C
Storage Temperature: -40 to 70°C

Physical Properties:

Length: 1.785"
Width: .625"
Height: .67"
Porting: 5/64" & 1/8" Stem Barbs Or 10-32 female, manifold mount w/screens

Internal Volume: 0.031 cubic inches (.508 sccm)

Weight: 2.2 oz. (62.4 grams)

Performance Specifications:

Leak Rate: 0.2 sccm (bubbletight)
Response: <30 msec cycling (2 watt)
Pressure: 0 to 150 psig
Vacuum: 0-27 in Hg
Orifice Sizes: 0.010" (0.245mm), 0.020" (0.510mm), 0.030" (0.762mm), 0.050" (1.270mm), 0.065" (1.651mm)

Electrical:

Power Requirement: 2 watts max.

Supply Voltage:

See Table 2
Oxygen and Analytically Clean – Standard

Installation Information:

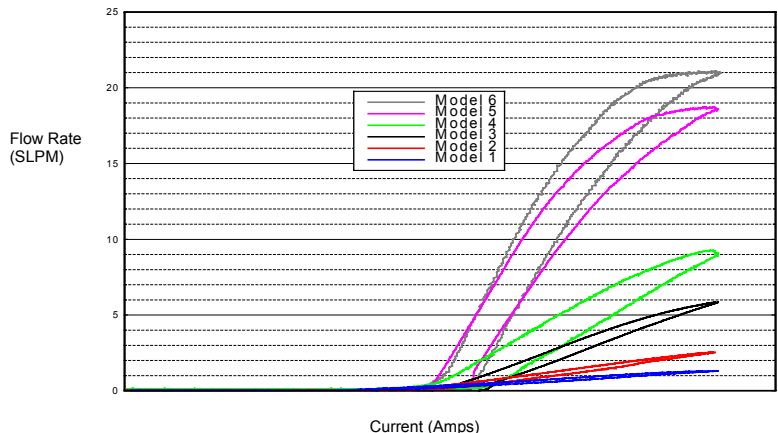
Filtration: Types 1, 2 & 3: 17 micron
Types 4, 5 & 6: 40 micron

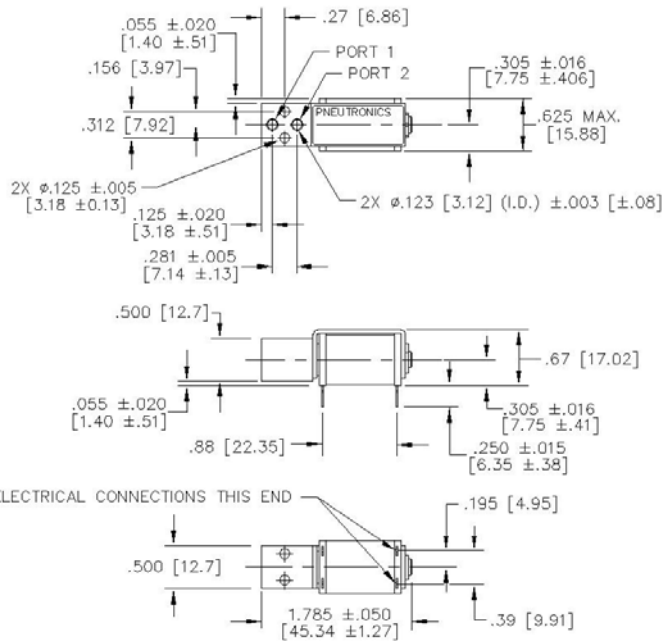
Lubrication: \*Not required or used

Oxygen Clean:

\*\* Option Available

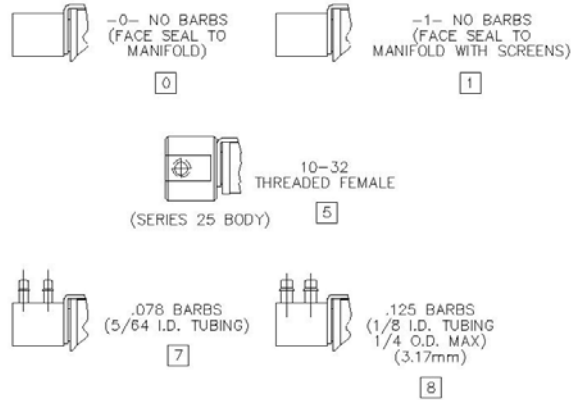
VSO Proportional Valve Flow at 25 psid





NOTES:  
1. DIMENSIONS IN [ ] ARE IN MM.

PNEUMATIC INTERFACE OPTIONS



ELECTRICAL INTERFACE OPTIONS

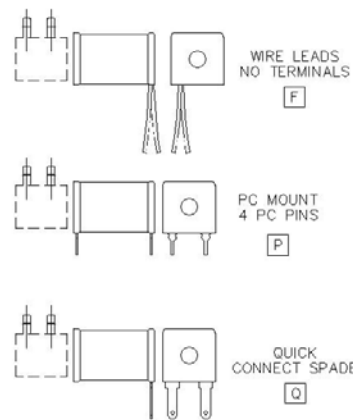


Table 1

Model Number	Maximum Operating Differential Pressure (psid)	Equivalent Orifice Size
1	150	.010"
2	150	.020"
3	150	.030"
4	75	.040"
5	100	.050"
6	50	.065"

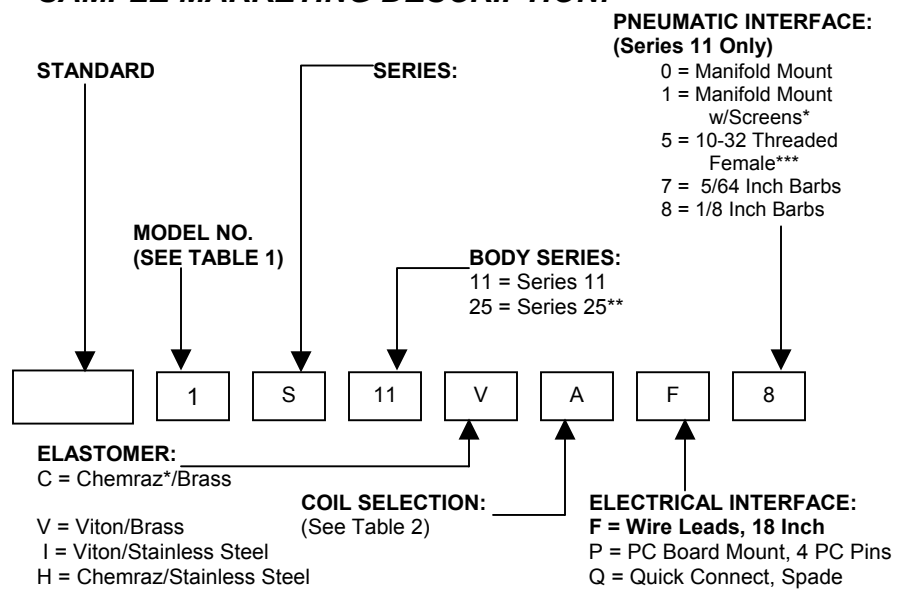
Table 2

Coil Selection	Maximum Required DC Voltage for Full Flow* (VDC)	Nominal Room Temperature Coil Resistance (Ohms)	Input Current for Full Flow (Amps)
A	5.5	11	0.304
B	8	23	0.212
C	11.5	47	0.152
D	13.5	68	0.125
E	20	136	0.091
F	29	274	0.066
G	41	547	0.047
H	56	1094	0.032

\*Continuous Full Flow, Ambient Temperature 55°C

Call our Technical Hotline:  
(800) 525-2857  
(Outside of the United States)  
Call: (603) 595-1500  
or visit our website at [www.pneutronics.com](http://www.pneutronics.com)

SAMPLE MARKETING DESCRIPTION:



\* Selection of These Options Affects the Valve Price – Consult Factory  
\*\* Series 25 available in nickel-plated brass only  
\*\*\* Available in Series 25 only  
Viton® is a registered trademark of E.I. Du Pont Nemours and Company.  
Chemraz® is a registered trademark of Green Tweed.