

AVALIAÇÃO “IN VITRO” DE GERADORES DE CPAP DURANTE EXERCÍCIO

Marcelo Vieira Leão Nunes

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de
Assis Tavares
Antonio Giannella Neto

Rio de Janeiro
Novembro de 2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

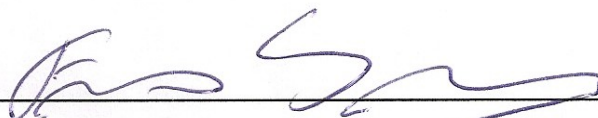
Milhares de livros grátis para download.

AVALIAÇÃO "IN VITRO" DE GERADORES DE CPAP DURANTE EXERCÍCIO

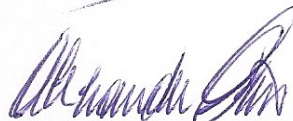
Marcelo Vieira Leão Nunes

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

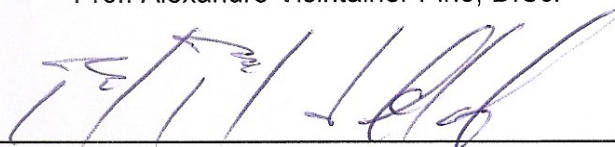
Examinada por:



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



Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.



Prof. Pedro Paulo da Silva Soares, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

NOVEMBRO DE 2010

Nunes, Marcelo Vieira Leão

Avaliação “in vitro” de geradores de CPAP durante exercício – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

IX, 61 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares
Antonio Giannella Neto

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2010.

Referências Bibliográficas: p. 54-61.

1. Ventilação Pulmonar. 2. Exercício. 3. CPAP. I. Tavares, Frederico Caetano Jandre de Assis, *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação a todos que de alguma forma contribuíram para que ela pudesse ser realizada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço (*in memoriam*) ao meu pai por todos os ensinamentos que eu vou carregar pela minha vida inteira.

Devo prestar um agradecimento especial a cinco pessoas que foram fundamentais para a conclusão deste trabalho. Aos meus orientadores, Antonio Giannella Neto e Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares, pelo Tema de Dissertação de Mestrado sugerido e pela confiança depositada em mim. Ambos sempre me servirão de inspiração, pela dedicação de ambos ao trabalho. Ao técnico do laboratório, Luciano T Kagami, por todo auxílio e dedicação a todos os membros do laboratório de Engenharia Biomédica. À minha mãe, Rosangela, que sempre me apoiou e incentivou em todas as escolhas importantes da minha vida. Sua dedicação a seus filhos é louvável. Seu apoio e suporte incondicionais foram preponderantes para que este trabalho fosse possível. À minha namorada, Eduarda, que esteve sempre ao meu lado me incentivando e me ajudando e contribuindo para a realização desse trabalho. Sua compreensão e sua dedicação são dignas de nota.

Aos meus irmãos Eduardo Vieira Leão Nunes e Natacha Vieira Leão Nunes por todo o apoio e amizade.

Aos professores Alexandre Visintainer Pino e Pedro Paulo da Silva Soares, membros da banca, pelas importantes contribuições durante o processo de elaboração desse trabalho.

A todos os professores do Programa de Engenharia Biomédica, pelos conhecimentos adquiridos, pela boa convivência e pelo incentivo durante esses anos.

Aos companheiros do Laboratório de Engenharia Biomédica, Edil, Alysson, João, Thiago, Ana, Fernanda, Patrícia, Fabiana, Camila, Jesus, Washington, Bruno, Leonardo, Alcendino, Niedja, Gabriel, Rodrigo, Henrique, Daniel pela convivência agradável e pelo intercâmbio de ideias que ajudaram no desenvolvimento desta Tese

Agradeço ao CNPq, a CAPES e a FAPERJ pelo suporte financeiro.

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

AVALIAÇÃO “IN VITRO” DE GERADORES DE CPAP DURANTE EXERCÍCIO

Marcelo Vieira Leão Nunes

Novembro/2010

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Antonio Giannella Neto

Programa: Engenharia Biomédica

Estudos vêm mostrando, em repouso, diferenças no trabalho respiratório (WOB) ocasionado por oscilações da pressão de abertura de vias aéreas (P_{aw}), dependentes do gerador de pressão positiva contínua de vias aéreas (CPAP) utilizado. Entretanto, poucos trabalhos tratam dessa questão durante o exercício. O objetivo do presente estudo foi analisar o trabalho respiratório imposto pelo circuito ventilatório (WOB_i), a resistência aparente (Rapp) e as oscilações da P_{aw} intra-ciclo (ΔP) de três sistemas de CPAP, durante simulação de exercício, incluindo um via paralela para capnometria. A CPAP foi obtida de três formas diferentes: com um gerador de CPAP comercial (Gerador 1), com um gerador de alta vazão (Gerador 2) e com a associação em paralelo desses modelos (Gerador 3); em cada montagem, uma válvula de pressão positiva no fim da expiração (PEEP) tipo *spring-loaded*, foi mantida totalmente aberta (configuração A) ou foi ajustada para a CPAP desejada (configuração B). O protocolo de simulação de exercício, realizada manualmente com uma seringa calibrada e metrônomo, utilizou uma frequência respiratória de 30 irpm, volume corrente de 2,7 L e relação tempo inspiratório: tempo expiratório de 1:1. As configurações foram avaliadas para os ajustes de CPAP em 5, 10 e 15 cmH₂O. Os mínimos ΔP , WOB_i e Rapp foram obtidos com o Gerador 3 na configuração A para um ajuste de CPAP em 10 cmH₂O ($\Delta P=8,1 (0,5)$ cmH₂O, WOB_i=1,4 (0,14) J·s⁻¹, Rapp= 1,3 (0,07) cmH₂O.s.L⁻¹, apresentados como mediana (intervalo interquartil)). Conclui-se que para exercício o WOB_i foi reduzido na utilização da configuração A.

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

EVALUATION "IN VITRO" OF CPAP DEVICES DURING EXERCISE

Marcelo Viera Leão Nunes

November/2010

Advisors: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Antonio Giannella Neto

Department: Biomedical Engineering

Previous studies during resting conditions have shown differences in the work of breathing (WOB) caused by swings in airway opening pressure (P_{aw}) depending on the CPAP device. However, few address this issue during exercise. The aim of the present work was to analyze the imposed work of breathing (WOB_i), the apparent resistance (R_{app}) and swings of the P_{aw} (ΔP) of three CPAP systems in exercise simulation, including a bypass circuit for capnometry. The CPAP was obtained either with a commercial CPAP (Generator 1), a high-flow generator (Generator 2) or the parallel association of these two models (Generator 3). In each assembly, a positive end-expiratory pressure (PEEP) spring-loaded valve, was kept fully open (mode A) or adjusted at the desired CPAP (mode B). The exercise protocol simulation, performed manually with a calibrated syringe and metronome, used a breathing rate of 30 bpm, tidal volume of 2.7 L and inspiratory to expiratory time ratio of 1:1. The setups were evaluated at CPAP settings of 5, 10 and 15 cmH₂O. The minimal ΔP , WOB_i and R_{app} were obtained with the generator 3 under mode A at 10 cmH₂O ($\Delta P = 8.1 (0.5) \text{ cmH}_2\text{O}$, WOB_i = 1.4 (0.14) J·s⁻¹, R_{app} = 1.3 (0.07) cmH₂O·s·L⁻¹, shown as median (interquartile range)). In conclusion, in exercise conditions, the WOB_i is reduced with mode A.

Sumário

Capítulo I-Introdução	1
I.1 Objetivo.....	3
I.1.1 Objetivos Gerais.....	3
I.1.2 Objetivos Específicos.....	3
Capítulo II-Revisão de Literatura	4
II.1 Ventilação Pulmonar.....	4
II.1.1 Mecânica Ventilatória.....	5
II.1.2 Trabalho Respiratório.....	6
II.1.3 Fadiga da musculatura respiratória.....	10
II.2 Ventilação Não Invasiva.....	11
II.2.1 Pressão positiva contínua nas vias aéreas.....	11
II.2.2 Benefícios e aplicações da CPAP.....	14
II.2.3 CPAP durante exercício.....	15
II.2.4 Não idealidades da CPAP.....	17
Capítulo III-Materiais e Métodos	18
III.1 Montagem básica.....	18
III.2 Calibração.....	21
III.2.1 Transdutor de pressão manométrica (TPM).....	21
III.2.2 Pneumotacômetro (PTC)	23
III.2.3 Capnógrafo.....	26
III.3 Projeto de um circuito ventilatório.....	28
III.4 Caracterizações dos modelos geradores de CPAP	30
III.4.1 Protocolo experimental.....	30
III.4.2 Processamento dos sinais.....	31
III.5 Análise Estatística.....	33
III.6 Resumo experimental.....	34
Capítulo IV-Disscuação	36
IV.1 Calibração.....	36
IV.1.1 Transdutor de pressão Manométrica (TPM).....	36
IV.1.2 Pneumotacômetro (PTC).....	37
IV.2 Capnografia.....	38
IV.3 Parâmetros Ventilatórios.....	41
Capítulo V-Discussão	46
V.1 Calibrações.....	46
V.2 Parâmetros Ventilatórios.....	47
Capítulo VI-Conclusão	52
Referências Bibliográficas.....	54

Lista de Abreviaturas

SIGLA	SIGNIFICADO
BiPAP	Ventilação em dois níveis de pressão
CPAP	Pressão positiva contínua nas vias aéreas
CRF	Capacidade residual funcional
deltaP	Oscilações da Pressão de vias aéreas
F_iO_2	Fração inspiratória de oxigênio
FR	Frequência respiratória
Irpm	Incursões respiratórias por minuto
P_aO_2	Pressão arterial de Oxigênio
P_{atm}	Pressão atmosférica
P_{aw}	Pressão de vias aéreas
PetCO ₂	Pressão de dióxido de carbono ao final da expiração
PEEP	Pressão positiva ao final da expiração
PEEPi	Pressão positiva expiratória intrínseca
pH	Potencial hidrogeniônico
PR	Período respiratório
PTC	Pneumotacômetro
Rapp	Resistência aparente do circuito ventilatório
TDP	Transdutor diferencial de pressão
TOT	Tubo orotraqueal
TPM	Transdutor de pressão manométrica
\dot{V}	Vazão volumétrica
\dot{V}_A	Ventilação alveolar
V_D	Espaço morto
\dot{V}_E	Ventilação minuto
$\dot{V}O_2$	Captação de oxigênio
VNI	Ventilação não invasiva
V_T	Volume corrente
WOB	Trabalho respiratório
WOBi	Trabalho respiratório imposto

Capítulo I

Introdução

A pressão positiva contínua de vias aéreas (CPAP) é uma intervenção ventilatória que idealmente consiste na manutenção de uma pressão supra-atmosférica constante durante todo o ciclo ventilatório (SASSOON, 1991). Na literatura encontram-se relatos de seu uso em protocolos de exercício para a reabilitação em diversas enfermidades, tais como doença pulmonar obstrutiva crônica e insuficiência cardíaca (AMBROSINO & STRAMBI, 2004; PETROF *et al.*, 1990; WITTMER *et al.*, 2006).

Os benefícios da intervenção de CPAP durante exercício, por exemplo, em pacientes portadores de insuficiência cardíaca congestiva, são descritos como melhora na oxigenação, redução no trabalho respiratório (WOB), assim como na pós-carga ventricular esquerda (WITTMER *et al.*, 2006). Os mesmos benefícios são observados em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (AMBROSINO & STRAMBI, 2004).

SANT'ANNA (2008) relatou em seu trabalho os benefícios da utilização de CPAP em indivíduos saudáveis, ao aplicar um protocolo de exercício de alta intensidade (80% da $\dot{V}O_{2max}$) sob intervenção de CPAP. Sua amostra consistiu de 11 indivíduos do sexo masculino, saudáveis, os quais foram submetidos primeiramente a uma adaptação à CPAP, e posteriormente a um teste de esforço cardiopulmonar para determinar a carga de trabalho do cicloergômetro correspondente a 100% da $\dot{V}O_{2max}$. Em seguida os voluntários foram submetidos a um teste de esforço com carga fixada em 80% da $\dot{V}O_{2max}$, realizado até a exaustão, definida como

a incapacidade na continuidade de realização do exercício. Como resultado observou-se uma redução no esforço subjetivo determinado pela escala de Borg, com aumento significativo no tempo de exercício até a exaustão.

Deve-se ressaltar que durante a intervenção de CPAP, tanto em repouso quanto em exercício, a P_{aw} decai durante a inspiração e eleva-se durante a expiração, devido à impedância do gerador e do circuito ventilatório (GHERINI *et al.*, 1979; KATZ *et al.*, 1985). Portanto, apesar da intervenção com CPAP reduzir o WOB fisiológico, ela introduz um trabalho adicional desempenhado pelo indivíduo para superar a impedância do circuito ventilatório, descrito com trabalho respiratório imposto (WOB_i). Adicionalmente, estudos anteriores relatam que as características das oscilações na P_{aw} e o WOB_i são dependentes do sistema de geração de CPAP empregado (GHERINI *et al.*, 1979; KATZ *et al.*, 1985; LOUIS *et al.*, 2010). No entanto, existem poucos trabalhos realizados nesse sentido relacionados ao exercício.

A utilização de CPAP durante o exercício proporciona problemas nas medições de trocas gasosas. O uso de um capnógrafo *sidestream*, por exemplo, que extrai amostras de gás do circuito respiratório, pode ser problemático porque as variações da pressão positiva podem alterar a vazão da linha de amostragem e, portanto, perturbar as medições de pressão parcial de dióxido de carbono ao final da expiração (PetCO₂). Por outro lado, capnógrafos *mainstream*, possivelmente menos sensíveis à pressão positiva, comumente requerem tubos de pequeno diâmetro e, sendo assim, podem impor grande resistência à vazão no uso em exercício.

Como visto, a CPAP vem sendo amplamente utilizada durante o exercício no processo de reabilitação, e novos estudos começam a abordar essa intervenção sob altas demandas inspiratórias. Tendo em vista que as oscilações de P_{aw} aumentam conforme aumenta a demanda inspiratória, e que cada sistema gerador de CPAP apresenta uma dinâmica diferente, faz-se necessário avaliar a carga respiratória

imposta pelos diferentes sistemas de geração de CPAP, além de novas técnicas de medição de trocas gasosas durante o uso de CPAP nessa condição.

I.1 Objetivo

I.1.1 Objetivos Gerais

O objetivo deste estudo foi avaliar geradores de CPAP durante a simulação de exercício.

I.1.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos foram:

- Avaliar diferentes montagens para geração de CPAP e monitorização ventilatória quanto às cargas ventilatórias impostas durante a simulação de exercício, medidas pelo trabalho respiratório imposto (WOBi), resistência aparente do circuito ventilatório (Rapp) e oscilações da P_{aw} intra-ciclo (deltaP).
- Avaliar as cargas impostas pelos geradores com diferentes métodos de ajuste de CPAP e diferentes pressões ajustadas.
- Avaliar um sistema de monitorização ventilatória e capnografia para uso durante exercício com CPAP.

Capítulo 2

Revisão de literatura

Neste capítulo, são apresentados os conceitos teóricos de interesse para o trabalho. Na Seção II.1 descreve-se o processo de ventilação pulmonar, na Seção seguinte descreve-se o método de ventilação mecânica não invasiva com enfoque na modalidade CPAP, abordando suas utilizações em repouso e exercício e suas não idealidades.

II.1 Ventilação Pulmonar

A ventilação é o processo de entrada e saída de ar nos pulmões a cada ciclo respiratório, podendo ser dividida em duas fases: a inspiração, caracterizada pela entrada de ar nos pulmões, e a expiração, caracterizada pela saída de ar dos pulmões (GUYTON & HALL, 2006).

Esse processo de ventilação pulmonar ocorre pela utilização dos músculos respiratórios, os quais são ativados pelos respectivos nervos, sendo o controle executado por centros neuronais localizados no bulbo. Esse controle utiliza mecanismos de automatismo intrínseco e de arco reflexo mecânico, sendo influenciado pelas concentrações de CO_2 , O_2 e pH, no sangue arterial e no liquor (GUYTON & HALL, 2006).

II.1.1 Mecânica Ventilatória

Durante a inspiração, a ventilação natural ocorre quando a caixa torácica é elevada, devido à contração, principalmente, do músculo diafragma e dos músculos intercostais externos. O diafragma é movido para baixo enquanto que os intercostais se movem para cima e para fora, resultando em uma pressão intratorácica negativa, que proporciona o deslocamento do ar ambiente para dentro do pulmão, como mostra a Figura II.1. A expiração normal ocorre de forma passiva, ou seja, é a simples recuperação elástica do diafragma, dos pulmões e da caixa torácica, retornando para sua posição de repouso (MATEIKA & DUFFIN, 1995).

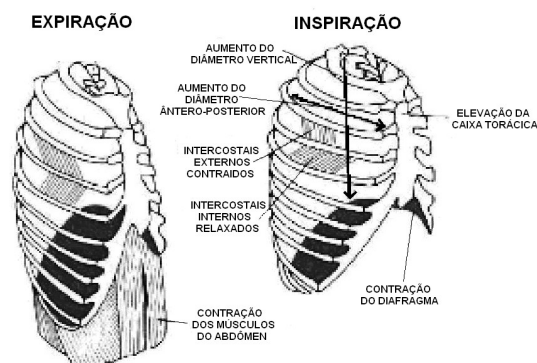


Figura II.1 - Processo de expiração, à esquerda, e inspiração, à direita, provenientes da ventilação pulmonar. A expiração descrita à esquerda representa uma ventilação pulmonar intensa, na qual a expiração não ocorre de forma passiva (adaptado de GUYTON & HALL, 2006).

O volume de ar que entra e sai dos pulmões a cada ciclo de uma ventilação pulmonar é denominado volume corrente (V_T), situando-se entre 500 mL e 700 mL em humanos adultos em repouso. A quantidade de vezes que ocorre esse processo de entrada e saída de ar dos pulmões em um intervalo determinado de tempo denomina-se frequência respiratória (FR). Em repouso, a FR situa-se comumente entre 12 e 18 irpm (incursões respiratórias por minuto). O produto da FR pelo V_T corresponde à ventilação minuto (\dot{V}_E) (LEFF & SCHUMACKER, 1996).

O volume ventilado para os pulmões é distribuído por toda a árvore respiratória, sendo que cerca de 70% desse volume ventilado são efetivos da ventilação alveolar, enquanto o restante preenche a traqueia, a árvore brônquica e os bronquíolos caracterizando o espaço morto (V_D), ou seja, o ar ventilado que não participa do processo de troca gasosa (LEFF & SCHUMACKER, 1996).

Durante a respiração intensa, a expiração passiva não fornece a energia necessária para que o ar seja rapidamente eliminado dos pulmões, sendo assim necessária uma força adicional proveniente da musculatura abdominal para que o processo de ventilação se torne completo. Os músculos retos abdominais ao mesmo tempo em que tracionam a caixa torácica para baixo, empurram o conteúdo abdominal para cima em direção ao diafragma, resultando em seu estiramento, ocasionando uma pressão torácica positiva, e favorecendo assim a saída de ar dos pulmões (GUYTON & HALL, 2006).

Durante a ventilação espontânea, a pressão pleural, decorrente tanto da tendência dos pulmões à retração elástica quanto da tendência da parede torácica à expansão, apresenta-se subatmosférica situando-se em torno de $-5 \text{ cmH}_2\text{O}$, chegando a $-7,5 \text{ cmH}_2\text{O}$ no final da inspiração (LEFF & SCHUMACKER, 1996).

A pressão alveolar é a pressão medida no interior dos alvéolos, e é igual à pressão atmosférica, considerando-se a glote aberta e sem vazão volumétrica nos pulmões. A diferença entre a pressão alveolar, descrita acima, e a pressão pleural é denominada de pressão transpulmonar (GUYTON & HALL, 2006).

II.1.2 Trabalho Respiratório

O trabalho necessário para ventilar os pulmões (WOB) pode ser dividido em componentes elásticos e não elásticos. O trabalho elástico constitui o trabalho realizado contra o recuo elástico do sistema respiratório, incluindo os efeitos da tensão

superficial e o recuo da parede torácica. O componente não elástico refere-se ao esforço necessário para superar a resistência das vias aéreas, além de uma contribuição da resistência tecidual (GUENETTE & SHELL, 2007).

O trabalho da respiração pode ser subdividido em outros componentes, dependentes das forças de inércia, forças gravitacionais, e as forças de distorção da parede torácica. (GUENETTE & SHELL, 2007).

A medida do trabalho respiratório é uma abordagem útil para calcular o dispêndio total de energia desenvolvido pelos músculos respiratórios. O trabalho total realizado pelo pulmão durante cada ciclo respiratório pode ser expresso matematicamente como:

$$WOB = \int P_{mus} \cdot dv \quad (II.1)$$

onde P_{mus} representa a pressão gerada pela contração dos músculos respiratórios e dv a variação infinitesimal de volume de ar movido para o interior dos pulmões. A pressão muscular pode ser obtida pela diferença entre a pressão pleural e a pressão de parede torácica (ATHANASIADES, 1997).

O WOB é usualmente expresso em Joules, sendo um Joule correspondente, aproximadamente, à energia necessária para mover 1 L de gás por uma pressão de 10 cmH₂O (CABELLO & MANCEBO, 2006). Normalmente utiliza-se a medida de WOB por ciclo dividido pelo volume corrente. Em um indivíduo saudável em repouso o valor normal é de cerca de 0,35 J·L⁻¹. O WOB também pode ser expresso em trabalho por unidade de tempo, multiplicando-se o trabalho por ciclo pela frequência respiratória. Em um indivíduo saudável o valor normal é cerca de 2,4 J·min⁻¹ (CABELLO & MANCEBO, 2006).

O diagrama de Campbell é uma técnica gráfica para a obtenção do WOB a partir de curvas de volume e pressões no sistema respiratório (ATHANASIADES, 1997; CABELLO & MANCEBO, 2006). A Figura II.2 apresenta um diagrama de Campbell derivado de um indivíduo com pulmões normais respirando calmamente

durante o repouso. O eixo vertical representa o volume pulmonar (e corresponde ao volume da parede torácica) e o eixo horizontal representa a pressão pleural. A linha sólida e as flechas menores indicam o caminho de uma respiração completa a partir da capacidade residual funcional (CRF) até um volume expiratório final, retornando a CRF.

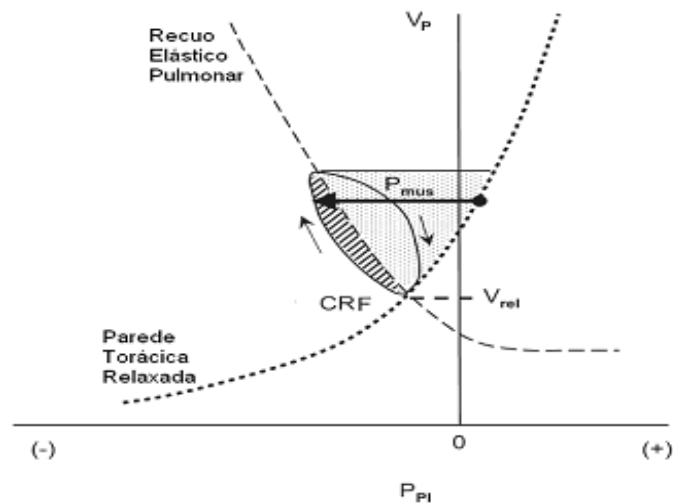


Figura II.2 - Diagrama de Campbell ilustrativo da ventilação espontânea de um indivíduo normal em repouso, apresentando a curva volume pulmonar (V_p) contra a pressão pleural (P_{pl}). A CRF (capacidade residual funcional) apresenta um valor igual ao V_{rel} (volume de relaxamento do sistema respiratório). A linha contínua (*loop*) representa uma respiração completa a partir da CRF, a seta ascendente representa a inspiração e a descendente representa a expiração. A linha tracejada representa a curva elástica do pulmão, enquanto a linha pontilhada representa a curva da variação da pressão pleural a partir do relaxamento da parede torácica. A área hachurada representa o trabalho resistivo e a área pontilhada, o trabalho elástico. A soma dessas duas áreas representa aproximadamente o trabalho muscular inspiratório (adaptado de LORING *et al.*, 2009).

Os desvios da pressão pleural a partir do relaxamento da parede torácica (curva pontilhada) são medidas de ação dos músculos respiratórios (seta horizontal na Figura II.2). Tanto a pressão pleural quanto a pressão de parede torácica podem ser obtidas por meio de um balão esofágico, sendo a pressão pleural obtida de forma

dinâmica, enquanto que a pressão de parede torácica precisa ser obtida estaticamente, com sucessivas insuflações em indivíduos com musculatura relaxada (por exemplo com bloqueio neuromuscular) (ATHANASIADES, 1997; CABELLO & MANCEBO, 2006).

O trabalho realizado pelos músculos respiratórios durante a inspiração é aproximadamente a soma da área hachurada representante do trabalho resistivo com a área pontilhada representante do trabalho elástico, ambos representados na Figura II.2.

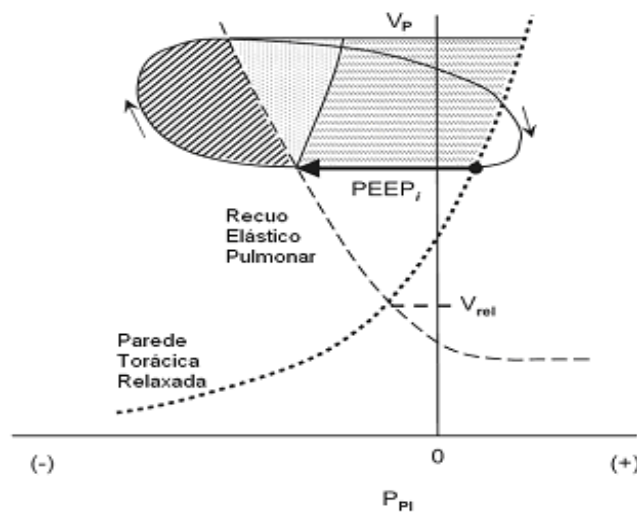


Figura II.3 - Diagrama de Campbell representando uma inspiração iniciada a partir de um volume acima do volume de relaxamento. A PEEP_i (pressão positiva expiratória intrínseca) (representada pelo comprimento da seta horizontal) deve ser superada para que a inspiração possa começar. A área hachurada representa o trabalho resistivo e a área pontilhada representa o trabalho elástico. A área com linhas horizontais representa o trabalho necessário para superar a PEEP_i (adaptado de LORING *et al.*, 2009).

Quando a inspiração é iniciada a partir de um volume acima do volume de relaxamento, devido a uma pressão positiva expiratória intrínseca (PEEP_i), descrita como uma pressão alveolar positiva ao final da expiração, a qual não é extrinsecamente aplicada (Figura II.3), os músculos inspiratórios, para iniciar a

inspiração, provocam uma diminuição substancial da pressão pleural antes que a pressão alveolar se torne subatmosférica. A PEEPi dinâmica representa, portanto, um limiar de carga inspiratória que deve ser superado para se dar início ao processo de inspiração.

Quando o indivíduo está sob ventilação com pressão positiva, outro tipo de trabalho resistivo é adicionado, conhecido como trabalho respiratório imposto (WOB_i). O WOB_i é o trabalho adicional dissipado durante a ventilação espontânea para vencer a impedância do circuito respiratório e do sistema de ventilação artificial, onde se incluem o tubo orotraqueal (TOT), conectores, umidificadores e demais elementos do circuito ventilatório (BANNER *et al.*, 1992). O WOB_i pode ser expresso pela equação:

$$\text{WOB}_i = \int (P_{aw} - P_{atm}) \cdot dv \quad (\text{II.2})$$

II.1.3 Fadiga da musculatura respiratória

A fadiga da musculatura respiratória é definida como a condição na qual ocorrem perdas no desenvolvimento de força e/ou velocidade de contração desses músculos, resultante da atividade muscular, perdas essas recuperadas no retorno ao repouso subsequente (ROMER & POLKEY, 2008).

A fadiga muscular ocorre, em parte, devido aos altos níveis de trabalho da musculatura respiratória sustentados durante exercícios intensos. Em adultos saudáveis com diferentes níveis de condicionamento, o balanço entre força de contração muscular e vazão sanguínea ou transporte de O₂ disponível para o diafragma passa a favorecer a fadiga em altas intensidades, por exemplo, durante exercícios prolongados acima de 85% da $\dot{V}O_{2max}$ ou com saturação de O₂ arterial abaixo de 85% (VOGIATZIS *et al.*, 2006).

Diversos estudos em indivíduos saudáveis, durante exercício de alta intensidade ($\geq 85\%$ da $\dot{V}O_{2max}$), mostraram uma relação direta da fadiga dos músculos respiratórios com a duração da atividade física realizada, comprovada por meio de auxílio ventilatório, que provoca uma redução na sobrecarga da musculatura inspiratória, e como consequência, aumento no tempo de exercício. (BABCOCK *et al.*, 2002; ENRIGHT *et al.*, 2006; HARMS *et al.*, 1997; HARMS *et al.*, 1998, HARMS *et al.*, 2000).

II.2 Ventilação Não Invasiva

A ventilação não invasiva (VNI) consiste na ventilação mecânica realizada por meio de dispositivos nasais ou máscaras faciais que não permitem o escape do ar (MEHTA & HILL, 2001). A VNI divide-se principalmente em duas modalidades, sendo elas a ventilação em dois níveis de pressão (BiPAP) e a ventilação com pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) (PEÑUELAS *et al.*, 2007).

Diversos pesquisadores se dedicam a estudar o uso da VNI com o objetivo de gerar benefícios nas respostas cardiorrespiratórias tanto agudas quanto crônicas (GARROD *et al.*, 2000; KANEKO *et al.*, 2003; KEILTY *et al.*, 1994; MEHTA & HILL, 2001).

II.2.1 Pressão positiva contínua nas vias aéreas

A ventilação na modalidade CPAP pode ser definida como a manutenção de uma pressão positiva (supra-atmosférica) durante todo o ciclo respiratório, com o paciente ventilando de forma espontânea e volume corrente dependente do esforço do paciente (SASSOON, 1991).

Os sistemas de CPAP usuais fornecem vazão inspiratória de três formas: vazão contínua, vazão de demanda ou o *flow-by* (MEHTA & HILL, 2001). O sistema de

vazão contínua não possui nenhum tipo de controle, e pode ser de baixa ou alta vazão. O método de vazão de demanda é caracterizado pelo fornecimento de vazão devido a uma queda na P_{aw} abaixo do limiar de sensibilidade estabelecido, quando então se abre a válvula de demanda e inicia-se a vazão inspiratória (SASSOON *et al.*, 1989). Neste caso, o sistema possui sensibilidade à pressão (*pressure triggered*). O *flow-by* é um método com sensibilidade à vazão (*flow triggered*), no qual o sistema interrompe o fornecimento de vazão inspiratória adicional quando a vazão medida pelo pneumotacômetro no ramo expiratório excede a vazão basal (*baseline flow*), ajustada previamente, pois teoricamente o paciente está expirando (BRANSON, 1995).

Atualmente os geradores de CPAP comerciais, geradores de vazão contínua, são constituídos de turbinas servo-controladas, as quais objetivam a redução da impedância do sistema respiratório, e são associados a válvulas expiratórias de pressão positiva ao final da expiração (PEEP) e empregados no tratamento de diversas enfermidades (LOUIS *et al.*, 2010).

Segundo HILLMAN & FINUCANE (1985), a magnitude de oscilação da P_{aw} (ΔP) é reduzida conforme a impedância do circuito ventilatório é minimizada. A impedância pode ser dividida em dois componentes: o componente resistivo e o componente reativo. O componente de pressão resistiva, função da vazão, pode ser modelado por um resistor linear conforme a equação II.3:

$$P_{res} = \dot{V} \cdot R \quad (II.3)$$

onde P_{res} representa a pressão resistiva, \dot{V} representa a vazão volumétrica e R representa a resistência dos componentes do circuito ventilatório. O componente de pressão reativa é função das mudanças de volume, da complacência do circuito e das acelerações e inertâncias, dado pela equação II.4.

$$P_{rea} = L \cdot \ddot{V} + \frac{V}{C} \quad (II.4)$$

onde P_{rea} representa a pressão reativa, \dot{V} representa a derivada da vazão volumétrica no tempo, V o volume de gás, L e C representam a inércia e a complacência do circuito ventilatório.

As válvulas de PEEP podem ser classificadas como resistores de limiar pressórico (*threshold*) ou resistores de vazão (KACMAREK *et al.*, 1982). Na válvula de limiar pressórico ideal, vista na Figura II.4, a pressão positiva P_p durante a expiração é exercida através de uma força constante F , realizada por molas, sobre a área de superfície constante SA da válvula. A válvula pode ser modelada segundo a equação II.5 (BANNER *et al.*, 1986):

$$P_p = \frac{F}{SA} \quad (II.5)$$

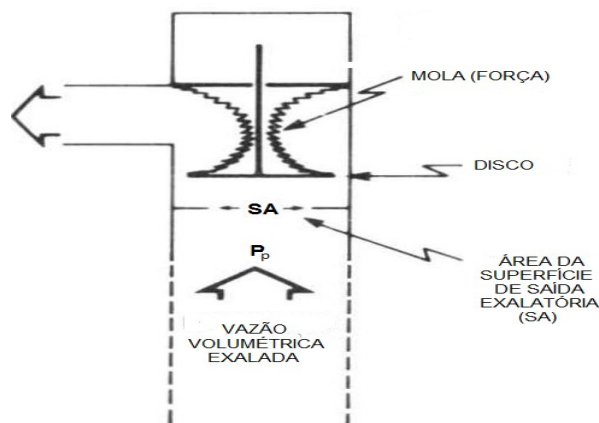


Figura II.4- Resistor de limiar pressórico (válvula de PEEP) *spring loaded*. A pressão expiratória positiva (P_p) é gerada por meio da força constante exercida pela flexão de múltiplas molas enroladas contra um disco de plástico com sua área de superfície constante (SA).

Nas válvulas *spring-loaded* (Figura II.6), a força F é dada pelo produto da constante elástica da mola pela deformação a partir do seu ponto de repouso.

Em sistemas que utilizam vazão contínua por meio de um orifício resistivo a ΔP é aumentada, provavelmente devido à resistência não-linear do circuito, proveniente da turbulência na vazão, e alterações de vazão através do circuito e da

válvula. O componente resistivo é reduzido com a utilização de válvulas de limiar pressórico, uma vez que essa válvula apresenta menor resistência à vazão. A resistência também é reduzida na ausência de válvulas uni-direcionais e presença de tubos curtos e longos (HILLMAN & FINUCANE, 1985).

Para que os sistemas de vazão contínua sejam capazes de sustentar o nível de CPAP durante a inspiração é necessário, para sistemas de alta vazão, uma vazão contínua superior a três ou quatro vezes a \dot{V}_E do paciente (Dehaven *et al.*, 1985; Gibney *et al.*, 1982); para sistemas de vazão contínua com baixas vazões se utiliza uma bolsa reservatório para reduzir as oscilações de P_{aw} (HILLMAN & FINUCANE, 1985).

II.2.2 Benefícios e aplicações da CPAP

Em 1971 um anesthesiologista que trabalhava em São Francisco (EUA), chamado Gregory, descreveu pela primeira vez os benefícios da utilização de CPAP, apresentando uma melhora da pressão arterial de oxigênio (P_aO_2) e da sobrevivência em recém nascidos pré-termo com a utilização de CPAP (GREGORY *et al.*, 1971).

Sua utilização inicial foi em recém-nascidos com aproximadamente 6 horas de vida, com sinais clínicos e radiológicos graves de síndrome da angústia respiratória, quando o tratamento por fração inspiratória de oxigênio (F_iO_2), situada entre 40 % e 60 %, não era suficiente para manter uma P_aO_2 acima de 45 mmHg. A CPAP era ajustada para 6 mmHg mantendo a mesma F_iO_2 da ventilação invasiva, obtendo-se como resultado, na maioria dos casos, um aumento da P_aO_2 para valores acima de 70 mmHg (DUNN, 1974).

Posteriormente a CPAP passou também a ser utilizada em pós-operatório de bebês com doença congênita cardíaca, resultando em uma redução na resistência pulmonar e um aumento no volume de gás torácico. Esses resultados foram vistos em

um grupo de bebês com função pulmonar anormal após cirurgia de cardiopatia congênita que apresentavam baixa complacência pulmonar ou baixo volume de gás torácico antes do tratamento (COGSWELL *et al.*, 1975).

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).

Além do seu emprego específico no tratamento de enfermidades, a CPAP também vem sendo utilizada como ferramenta no processo de reabilitação para diversas doenças, com a função de reduzir a sobrecarga da musculatura respiratória durante o exercício, resultando em um menor WOB (AMBROSINO *et al.*, 2004, WITTMER *et al.*, 2006).

II.2.3 CPAP durante exercício

Em portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica a CPAP é utilizada em exercício como ferramenta capaz de minimizar o limiar de carga inspiratória e melhorar o acoplamento neuromuscular, aumentando assim a tolerância ao exercício e reduzindo a dificuldade de ventilação. (AMBROSINO & STRAMBI, 2004).

O'DONNELL *et al.* (1988), assim como AMBROSINO & STRAMBI (2004), reportam um aumento significativo no tempo de desempenho de exercício, assim como, redução na percepção de esforço respiratório e redução no esforço da musculatura inspiratória, representado pela integral no tempo das pressões esofágica

e transdiafragmática para uma CPAP de 5 cmH₂O em pacientes portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica.

WITTMER *et al.* (2006) descrevem um aumento significativo na distância percorrida no teste de caminhada de seis minutos em pacientes portadores de insuficiência cardíaca congênita com a utilização de CPAP em 8 cmH₂O.

O'DONNELL *et al.* (1999), em contraste com WITTMER *et al.* (2006), reportam redução no WOB em pacientes portadores de insuficiência cardíaca congestiva, contudo o aumento no tempo de desempenho no exercício foi modesto e não ocorreu mudança significativa na dispneia.

HENKE *et al.* (1993) reportam uma redução no WOB e aumento no tempo de exercício em pacientes portadores de fibrose cística com a utilização de CPAP em 5 cmH₂O em ciclo ergômetro

Em indivíduos saudáveis, em intensidade moderada (50% da $\dot{V}O_{2max}$), VROMAN *et al.* (1985) utilizaram CPAP de 10 cmH₂O, porém com um enfoque voltado para a investigação da termorregulação e limitando o tempo final em 20 min. Para intensidades altas (80% $\dot{V}O_{2max}$), SANT'ANNA (2008) descreve uma redução no esforço percebido com aumento significativo no tempo de exercício até exaustão.

Todos esses protocolos experimentais apresentam um aumento no tempo de execução de exercício, ao minimizar a sobrecarga exercida sobre a musculatura inspiratória, reduzindo assim a fadiga na musculatura respiratória. Contudo não se pode afirmar que essa é a verdadeira causa para os resultados encontrados, podendo-se atribuir o benefício à redução de desconforto ou ao efeito placebo (ROMER & POLKEY, 2008).

Contudo diversos estudos descrevem problemas na aplicação de CPAP devido à modificação na pressão gerada pelo sistema gerador de CPAP causada pela ventilação, tornando-a variável ao longo do ciclo respiratório e portanto diferente da

pressão idealmente constante (GHERINI *et al.*, 1979; KATZ *et al.*, 1985; LOUIS *et al.*, 2010).

II.2.4 Não idealidades da CPAP

A variação de P_{aw} durante a intervenção com CPAP representa a geração de WOBI, que pode causar desconforto respiratório no paciente, dependendo do seu valor (HILLMAN & FINUCANE, 1985).

GIBNEY *et al.* (1982) encontraram um WOBI duas vezes maior nos sistemas de CPAP que utilizavam válvula de demanda, em comparação com sistemas de CPAP de alta vazão contínua. A queda de pressão necessária para iniciar a inspiração e o atraso no fornecimento da vazão pela válvula de demanda foram considerados pelos autores como os possíveis responsáveis pelo aumento do WOBI. Entretanto, KATZ *et al.* (1985), diferentemente de GIBNEY *et al.* (1982), reportaram que sistemas que utilizam vazão de demanda tiveram resultados semelhantes ou melhores que os sistemas de vazão contínua.

Essa diferença vista entre GIBNEY *et al.* (1982) e KATZ *et al.* (1985) pode ser explicada devido à dinâmica diferente de cada sistema gerador de CPAP, e portanto a avaliação de diferentes técnicas com diferentes geradores não permite classificar as técnicas, em face das diferenças entre as CPAPs geradas.

Para condições de altas taxas inspiratórias em ensaios dinâmicos, BACON *et al.* (2000) relatam substancial aumento na variação de magnitude do nível ideal de CPAP, proveniente da ineficiência no controle de pressão presente em alguns dispositivos de CPAP ou ausência de controle. Portanto, novos estudos no sentido de avaliar sistemas de geração de CPAP em condições de altas vazões inspiratórias são necessários para a descrição da dinâmica real desses geradores nessas condições.

Capítulo III

Materiais e Métodos

Neste capítulo, são apresentados os equipamentos, as montagens e a metodologia empregada nas etapas de projeto e de caracterização dos diferentes sistemas geradores de CPAP. Na Seção III.1 é descrita a montagem experimental básica. A Seção III.2 descreve o procedimento de calibração dos transdutores de pressão de boca (P_{aw}), e vazão volumétrica (\dot{V}) e do capnógrafo. Em seguida, apresenta-se a implementação do projeto de um circuito ventilatório contendo a peça de monitorização de pressão parcial de dióxido de carbono ao final da expiração (P_{etCO_2}). A Seção III.4 apresenta os parâmetros e os métodos de avaliação dos diferentes geradores de CPAP. A Seção III.5 detalha o tratamento estatístico empregado na análise dos dados.

III.1 Montagem básica

No presente estudo foram utilizados três sistemas diferentes para gerar a CPAP. Todos os sistemas adotaram a técnica da vazão contínua. O primeiro sistema consistiu na utilização de um aparelho gerador de CPAP comercial REMREST (Medical Industries America Inc., EUA). O segundo sistema consistiu na utilização de um gerador de alta vazão OXYPEEP (Comercial Médica, Brasil), alimentado por um compressor de ar VS 244 (BarionKar, Brasil). O terceiro sistema consistiu na junção em paralelo dos dois geradores anteriormente descritos. O gerador de alta vazão

possui uma porta de ajuste de FiO_2 que nesse estudo foi fixado em 95% durante todos os procedimentos realizados.

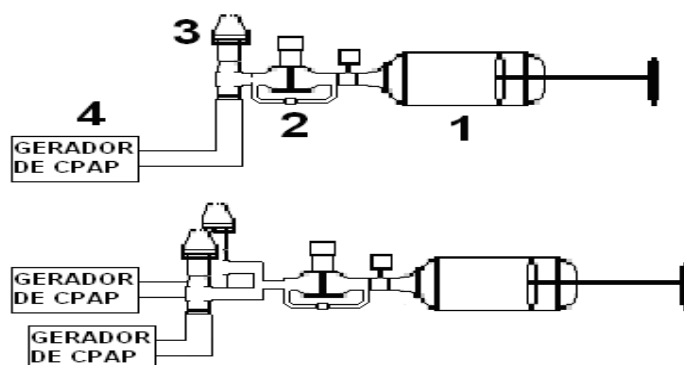


Figura III.1- Diagrama esquemático representando as montagens experimentais utilizadas na caracterização dos modelos geradores de CPAP. Na primeira montagem representam-se tanto o gerador comercial quanto o gerador de alta vazão, na qual descreve-se: (1) Seringa, (2) Circuito ventilatório, (3) Válvula expiratória de PEEP tipo *spring loaded* e (4) Modelo gerador de CPAP. A segunda montagem representa a junção em paralelo dos dois geradores de CPAP utilizados na montagem anterior.

A Figura III.1 apresenta 2 montagens experimentais. A primeira consistiu em uma seringa (1) de volume ajustável, ligada a um circuito ventilatório (2), conectado a uma peça do tipo T com um lado ligado a uma válvula expiratória de PEEP *spring loaded* e o outro lado conectado a um modelo de gerador de CPAP comercial ou ao gerador de alta vazão. O circuito ventilatório foi composto por um pneumotacômetro (PTC) do tipo Fleisch #3 (Hewlett-Packard, EUA) acoplado a um transdutor diferencial de pressão (TDP) 176PC07HD2 (Honeywell, EUA), por uma peça de tomada de pressão de abertura de vias aéreas acoplada a um transdutor de pressão manométrica (TPM) 163PC01B48 (Honeywell, EUA), ambos os transdutores pertencentes a um módulo de transdutores para mecânica respiratória (MOTRAMERE nº 6). O módulo de

transdutores amplifica e filtra os sinais elétricos oriundos dos transdutores de \dot{V} e P_{aw} (filtro passa-baixas de 33 Hz tipo Butterworth, 4 polos).

A segunda montagem englobou os dois modelos geradores de CPAP descritos anteriormente, cada um com sua peça do tipo T ligada a uma válvula expiratória de PEEP *spring loaded* e ao circuito ventilatório por meio de uma conector tipo Y.

Uma montagem foi construída para permitir a coleta das medidas de \dot{V} , P_{aw} e $PetCO_2$. A utilização de um capnógrafo *side stream* (pressão coletada com interferência desprezível ao circuito principal) seria problemática, pois além de possuir resposta lenta, operaria em pressão positiva variável, alterando o atraso entre \dot{V} e $PetCO_2$. A solução encontrada foi a utilização de um capnógrafo *main stream* (pressão coletada por peça conectada ao circuito ventilatório principal), mais rápido e supostamente menos sensível à pressão positiva. Entretanto, como o sensor infravermelho do capnógrafo *main stream* é montado em um tubo de diâmetro reduzido, com alta resistência, se torna inviável conectá-lo diretamente ao circuito respiratório (BHAVANI-SHANKAR *et al.*, 1992). Foi realizado, portanto, um projeto de construção de uma via paralela ao circuito ventilatório principal contendo uma peça de monitorização de CO_2 *main stream* (Figura III.2). O projeto completo será apresentado na Seção III.3.

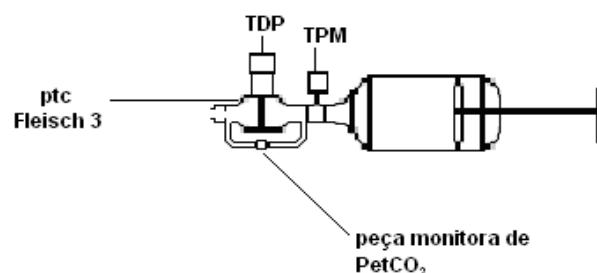


Figura III.2- Diagrama esquemático da montagem do circuito ventilatório contendo a peça de monitorização de $PetCO_2$ acoplada a um circuito em paralelo com pneumotacômetro.

III.2 Calibração

Nesta Seção são descritos os procedimentos utilizados para a calibração do transdutor de pressão manométrica (TPM), utilizado para medir a P_{aw} , do PTC empregado para medir a \dot{V} e do capnógrafo utilizado para monitorar $PetCO_2$.

III.2.1 Transdutor de pressão manométrica (TPM)

O TPM consiste em um dispositivo projetado para manter uma relação linear entre a pressão aplicada e sua tensão de saída, sendo necessária a correção da linha de base (tensão correspondente à pressão nula) de acordo com a Equação III.1:

$$p(v) = a(v - k) \quad (III.1)$$

onde $p(v)$ é a pressão medida, v a tensão nos terminais do TPM, k é a tensão de linha de base, ou seja, a tensão medida sob pressão manométrica nula e a o ganho do TPM.

O circuito montado para a calibração, cuja representação pode ser vista na Figura III.3, engloba um analisador de calibração RT-200 (Timeter Instrument, EUA) (1), o TPM 163PC01B48 (Honeywell, EUA) (2) com faixa de operação utilizada de -20 a +120 cmH₂O, pertencente ao módulo de transdutores para mecânica respiratória (já especificado antes) (3), uma placa de aquisição A/D USB 6008 (National Instruments, EUA) (4), conectada a um *notebook* EEEPC 701 (Asus, EUA) (5), rodando o aplicativo *DAS* desenvolvido em plataforma *LabView* (versão 7.1, National Instruments, EUA) (Pino *et al.*, 2004), e uma seringa de 20 mL (BD, Brasil) (7), todos conectados entre si por meio de tubos de silicone com diâmetro interno de 4,0 mm (Fercorpi, Brasil) e duas conexões plásticas de três vias contendo um conector tipo Luer-Lock fêmea (6).

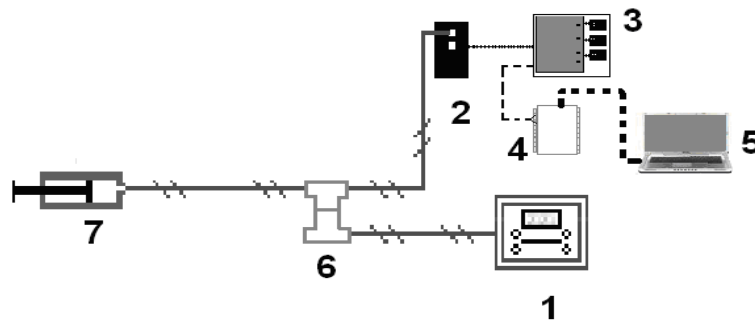


Figura III.3 Diagrama esquemático das conexões do circuito para calibração do TPM. Linhas tracejadas representam sinais de tensão enquanto linhas cheias com traços representam sinais pneumáticos. Legenda: (1) analisador de calibração, (2) TPM, (3) módulo de mecânica respiratória, (4) placa de aquisição A/D, (5) *Notebook*, (6) conexão de três vias e (7) seringa.

Para a calibração do transdutor de P_{aw} utilizou-se o equipamento analisador de calibração RT-200, aplicando-se diversas pressões entre o analisador e o transdutor de P_{aw} com passo de 3 cmH₂O, fornecidas por meio da seringa de 20 ml, conectada aos dois equipamentos. Primeiramente cada pressão foi adquirida pelo analisador de calibração RT-200, para assegurar que a mesma permanecesse dentro da faixa de operação do TPM. Em seguida, para cada pressão, a válvula foi aberta para o TPM e fechada para a seringa, esperando-se que a pressão fosse distribuída uniformemente entre o analisador de calibração e o TPM. Com as pressões equalizadas e estabilizadas, o programa *DAS* carrega os dados de leitura do transdutor de P_{aw} e os dados digitados das pressões vistas no RT-200 e realiza uma aproximação linear pelo método de mínimos quadrados a fim de se obter o coeficiente angular da reta que relaciona a tensão com a pressão medida. Os dados das medições reais e a reta de aproximação gerada com o ganho encontrado são exibidos em um gráfico juntamente com a reta gerada pelo método de mínimos quadrados.

Atenta-se ao fato de que o valor de linha de base não é constante, já que depende de inúmeras condições momentâneas de operação do TPM, como a

temperatura do ambiente. Assim, esse valor deve ser tomado antes da realização de cada experimento para minimizar os erros de medição da pressão.

III.2.2 Pneumotacômetro (PTC)

O PTC é um dispositivo utilizado para o monitoramento da \dot{V} e, idealmente, seu funcionamento baseia-se na lei de HAGEN-POISEUILLE, equação III.2, a qual estabelece uma relação linear entre a \dot{V} e a diferença de pressão de escoamento laminar do gás no elemento resistivo, considerado um tubo cilíndrico.

$$\dot{V} = \frac{\Delta p \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot \mu \cdot L} \quad (\text{III.2})$$

onde Δp representa a diferença de pressão entre as tomadas de pressão do PTC, r representa o raio do tubo, L representa o comprimento do tubo e μ representa a viscosidade do gás que passa pelo tubo.

O PTC utilizado foi do tipo Fleisch #3 (Hewlett-Packard, EUA), o qual é composto por numerosos capilares. Cada capilar tem diâmetro pequeno o suficiente para que nele o escoamento possa ser próximo ao laminar. Possui faixa linear de zero a $6 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$, pressão diferencial de saída de $0,33 \text{ cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}\cdot\text{L}^{-1}$, e V_D de 180 mL (Hewlett-Packard, EUA).

O objetivo da calibração consiste em determinar a relação entre a \dot{V} que passa pelo PTC e a diferença de tensão gerada nos terminais do TDP a ele acoplado. Em vista das não-idealidades usualmente apresentadas no PTC, utilizou-se uma forma de calibração polinomial (GIANNELLA-NETO *et al*, 1998). Para garantir a fidelidade nas medidas, a calibração deve ser feita tentando-se reproduzir a geometria do circuito respiratório.

A montagem experimental para calibração utilizou o diagrama representado na Figura III.4. Conectou-se à saída da seringa (Hans Rudolph, MO, EUA) (3), com volume ajustado em 3 L, uma peça de tomada de pressão de vias aéreas, que por sua vez se liga ao PTC (1) ambos acoplados aos respectivos transdutores (2), pertencentes ao módulo de transdutores para mecânica respiratória (4), que por sua vez se liga a uma placa de aquisição A/D (5), a qual exporta os sinais adquiridos para um *notebook* (6). A medição da pressão diferencial no PTC é feita utilizando um TDP 176PC07HD2 (Honeywell, EUA) cuja faixa de operação utilizada foi de ± 2 cmH₂O. Os componentes não especificados foram descritos anteriormente. A Figura III.4 representa a montagem.

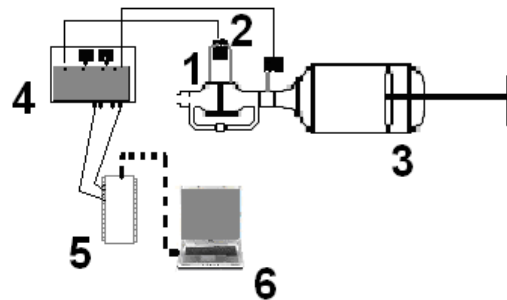


Figura III.4 - Diagrama esquemático das conexões do circuito para calibração do PTC. (1) PTC, (2) TDP, (3) Seringa de calibração, (4) Módulo de mecânica respiratória, (5) Placa de aquisição A/D e (6) *Notebook*.

Aplicam-se diversas injeções manuais de ar com a seringa, variando a \dot{V} dentro da faixa estimada de operação. Conhecendo-se o volume V da seringa, o passo temporal de amostragem Δt e a diferença de tensão Δu medida pelo TDP acoplado, obtêm-se os coeficientes b_x do polinômio de calibração da equação III.4, proveniente da equação III.3:

$$\dot{V}(t) = f(\Delta u(t)) = \sum_{i=1}^n b_i \Delta u^i(t) = b_1 \Delta u(t) + b_2 \Delta u^2(t) + \dots + b_n \Delta u^n(t) \quad (\text{III.3})$$

Integrando-se ambos os lados da equação III.3 obtém-se:

$$V = \int_{t_b}^{t_e} [b_1 \Delta u(t) + b_2 \Delta u^2(t) + \dots + b_n \Delta u^n(t)] \cdot dt \quad (III.4)$$

onde t_b e t_e são respectivamente os instantes de início e de fim de cada injeção. Da equação III.4 obtém-se a equação III.5:

$$V = b_1 \int_{t_b}^{t_e} [\Delta u(t)] dt + \dots + b_n \int_{t_b}^{t_e} \Delta u^n(t) \cdot dt \quad (III.5)$$

Considerando-se m injeções, pode-se escrever um sistema de equações da seguinte forma:

$$\begin{bmatrix} V \\ V \\ \vdots \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \int_{t_{b1}}^{t_{e1}} \Delta u(t) dt & \dots & \int_{t_{b1}}^{t_{e1}} \Delta u^n(t) dt \\ \int_{t_{b2}}^{t_{e2}} \Delta u(t) dt & \dots & \int_{t_{b2}}^{t_{e2}} \Delta u^n(t) dt \\ \dots & \dots & \dots \\ \int_{t_{bm}}^{t_{em}} \Delta u(t) dt & \dots & \int_{t_{bm}}^{t_{em}} \Delta u^n(t) dt \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} b_1 \\ \vdots \\ b_n \end{bmatrix} \quad (III.6)$$

onde t_{bj} e t_{ej} são respectivamente início e fim da j -ésima injeção.

Os dados adquiridos pelo aplicativo *DAS* foram importados e calculados por meio do aplicativo *Mecânica* (Pino *et al.*, 2002), o qual fornece os coeficientes de calibração b calculados pelo método dos Mínimos Quadrados, juntamente com o erro percentual de calibração, calculado entre o volume obtido pela integração da vazão calibrada e o volume de cada injeção.

Neste trabalho, foi realizada a calibração, utilizando-se polinômios de terceiro grau, antes da condução de cada experimento. Antes da realização de cada calibração e cada protocolo do experimento foi coletada a linha de base.

III.2.3 Capnógrafo

A primeira etapa de calibração consistiu na produção de amostras gasosas de concentrações de CO₂ conhecidas. Para isso foram utilizados 3 sacos para armazenamento de gases, feitos de Tedlar® (Ecnograb™, EUA), com capacidade de 1 L e válvula de polipropileno (Zefon, EUA), um cilindro de CO₂ com concentração de 99,9 % e uma seringa hipodérmica de vidro de 50 mL (BD, Brasil).

Primeiramente calcularam-se os volumes finais e concentrações finais de cada um dos sacos por meio da equação:

$$C_i \cdot V_i = C_f \cdot V_f \quad (\text{III.7})$$

onde C_i e V_i representam a concentração inicial e o volume inicial, respectivamente, e C_f e V_f representam a concentração final e o volume final. Conhecendo-se o volume inicial de 40 mL e a concentração inicial de 99,9 %, calcularam-se diferentes volumes finais, fixados em 1 L, 800 mL e 600 mL para as concentrações finais de 4% (30,8 mmHg), 5% (38 mmHg) e 6,67% (50,66 mmHg) respectivamente.

Para a obtenção das concentrações finais conhecidas, foi construída uma montagem experimental conectando a seringa à válvula de três vias com uma de suas saídas fechada por uma tampa e sua outra saída conectada a outra válvula de três vias ligada ao saco de amostras e a um cilindro de CO₂ conectado a um registro acoplado a um manômetro.

A seringa foi ajustada para 40 mL, regulando-se o êmbolo por um batente, garantindo-se assim volume constante a cada injeção. Em seguida garantiu-se que o saco para amostras estivesse completamente vazio, sem ar residual em seu interior.

A produção de amostras conhecidas consistiu no enchimento inicial da seringa com o CO₂ a 99,9 %, fechando-se em seguida a via para o cilindro de CO₂ e abrindo-a para o saco de amostras para injetar todo o gás contido na seringa. Posteriormente, fechou-se a válvula para o saco e abriu-se a válvula para o ar atmosférico, realizando-

se diversas injeções para garantir que a seringa fosse completamente lavada. Conectou-se então novamente a seringa ao saco de amostras, fechando a saída para o ar atmosférico, despejando-se o ar do interior da seringa para o saco de amostras, repetindo-se esse processo até que o volume final previamente calculado fosse atingido.

A segunda etapa consistiu na análise pelo capnógrafo das amostras com concentrações conhecidas. Para isso foram utilizados os 3 sacos para amostragem de gases, descritos anteriormente, um capnógrafo DX-7100 (Dixtal, Brasil) utilizando a peça de monitoração *main stream* para adultos, a seringa de vidro de 40 mL, um conector retirado de um tubo orotraqueal (TOT) e duas conexões de três vias.

O circuito para calibração utilizou o saco de amostra de gases conectado a uma conexão de 3 vias contendo uma seringa em uma saída e outra conexão de três vias na outra saída, essa, por sua vez, tendo uma saída fechada por uma tampa para atmosfera e outra saída conectada à peça de conexão retirada do TOT, acoplada a uma peça de medição de PetCO₂ *main stream* adulto.

A calibração consistiu em repetidas retiradas do gás contido no interior do saco pela seringa, com posterior injeção desse gás no circuito contendo o analisador do capnógrafo mantendo-se a frequência baixa (não mensurada) para assegurar a medição do valor ao final da expiração, considerado nesse estudo como PetCO₂. Em seguida, lavou-se o circuito, para novamente repetir o experimento. Para cada concentração de CO₂ foram realizadas 10 injeções contendo o gás proveniente do saco de amostra de gases. Durante cada injeção era observada a curva apresentada pelo monitor e o valor de PetCO₂, e ao final da manobra foi calculado um polinômio de calibração.

Note-se que o valor de linha de base está incluso no processo de calibração interna do próprio aparelho. Assim, esse processo de calibração interno deve ser

realizado antes da execução de um experimento, para assim, minimizar os erros de medição.

III.3 Projeto de um circuito ventilatório

Nesta Seção são descritas as características do circuito ventilatório utilizado, o qual foi implementado objetivando sua utilização tanto para os experimentos “*in vitro*” quanto para futuros experimentos “*in vivo*”, e os métodos utilizados para sua avaliação.

O circuito ventilatório experimental é representado por uma peça de tomada de P_{aw} (1), acoplada a um TPM, que por sua vez se liga a um PTC tipo Fleisch #3 (2), acoplado a um TDP, o qual se conecta em paralelo a uma via contendo uma peça de monitorização *main stream* adulto de $PetCO_2$ (3), visto na Figura III.5, conforme anteriormente especificado.

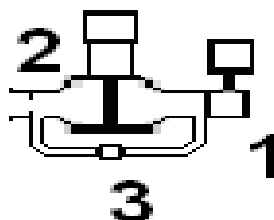


Figura III.5 - Desenho ilustrativo do circuito ventilatório. (1) Peça de tomada de pressão de boca, (2) PTC e (3) via paralela contendo a peça de monitorização de $PetCO_2$.

Com a adição dessa via paralela, objetivando a monitorização de $PetCO_2$, fez-se necessário a avaliação da mesma, quanto à ausência de acúmulo de CO_2 nessa via. Portanto, objetivou-se que durante a inspiração e a expiração, para todos os V_T

previstos, o volume interno ventilado através da via paralela fosse maior do que o dobro do volume interno dessa via que contém a peça de monitorização de PetCO₂.

Essa caracterização foi dividida em 3 fases experimentais. A primeira etapa consistiu em calibrações do PTC, conforme descritas na Seção III.2.2, para duas situações diferentes, uma situação utilizando a montagem apresentada na Figura III.5 (Etapa 1) e a outra retirando-se a via paralela do circuito (Etapa 2), ambas utilizando um volume fixado em 3 L. Assim, ao aplicar-se o polinômio de calibração obtido na Etapa 2 ao sinal coletado na Etapa 1, teoricamente obtém-se somente a \dot{V} que passa pela via principal.

A segunda fase experimental consistiu no cálculo do espaço morto para todo o circuito ventilatório, representado na Figura III.5. Essa medida foi realizada de maneira indireta, por meio da equação III.8, medindo-se a massa de água destilada necessária para preencher o circuito:

$$V = \frac{m}{\delta} \quad (\text{III.8})$$

onde δ é densidade, m a massa e V o volume. Os valores encontrados para a via principal e via paralela foram de 200 mL e 40 mL, respectivamente, o que caracteriza um espaço morto total de 240 mL.

A terceira fase consistiu no monitoramento da PetCO₂ durante o processo de ventilação de um indivíduo saudável utilizando o capnógrafo. Foram realizados 3 protocolos diferentes: o primeiro utilizou somente o circuito descrito na Figura III.5 acoplado a uma máscara, modelo 5557.55 (VYGON, FRANCE) (Protocolo 1). O segundo utilizou a montagem do protocolo anterior com a adição de um gerador de CPAP comercial, descrito anteriormente, ajustado em 10 cmH₂O com a válvula de PEEP *spring loaded* totalmente aberta (Protocolo 2). O último protocolo utilizou a mesma condição experimental do Protocolo 2, diferindo pela pressão de CPAP

ajustada em 10 cmH₂O com a válvula expiratória ajustada para o mesmo valor de CPAP (Protocolo 3).

Durante esse processo de ventilação, com intuito de avaliar o equipamento, foi observada a curva de PetCO₂ proveniente do monitor do aparelho, a qual foi também coletada pela saída serial do capnógrafo, por meio do aplicativo HyperTerminal, pertencente à plataforma *Windows XP*. O sinal coletado via porta serial não foi utilizado neste estudo.

III.4 Caracterizações dos modelos geradores de CPAP

Nesta Seção são descritos o protocolo utilizado e o processamento dos sinais adquiridos.

III.4.1 Protocolo experimental

O protocolo experimental foi realizado *in vitro*, utilizando-se a seringa para simular a ventilação espontânea de um voluntário, separando-se em etapas diferentes para cada modelo de gerador de CPAP, cada etapa com 3 diferentes pressões ajustadas de duas maneiras diferentes.

O protocolo experimental consistia em uma simulação de um indivíduo saudável em situação de exercício, utilizando-se a seringa de volume variável, ajustando-se o volume corrente (V_T) para 2,7 L, e a FR para 30 irpm (período respiratório (PR) de 2 s). A simulação foi realizada manualmente e controlada por um metrônomo digital, sendo a relação entre o tempo inspiratório e o tempo expiratório de 1:1, objetivando-se reproduzir uma condição extrema de ventilação (HAVERKAMP et al., 2000).

Foram testadas 3 pressões diferentes para cada modelo gerador de CPAP: 5 cmH₂O, 10 cmH₂O e 15 cmH₂O. Essas pressões foram ajustadas de duas maneiras diferentes. No primeiro ajuste regulou-se a válvula de PEEP *spring loaded* para a pressão desejada, realizada de forma estática de acordo com a escala pré-definida na válvula, e ajustou-se a pressão interna do gerador de CPAP até que a pressão desejada fosse medida em regime permanente pelo TPM acoplado à peça de tomada de P_{aw} (Teste A). Na segunda montagem, a válvula de PEEP *spring loaded* foi totalmente aberta, sendo necessário que o gerador de CPAP gerasse maior vazão para se atingir a pressão desejada de CPAP, medida em regime permanente pelo TPM acoplado à peça de tomada de P_{aw} (Teste B).

Para que fosse possível essa comparação entre os diferentes geradores de CPAP para diferentes pressões com ajustes diferentes, procurou-se gerar sinais de \dot{V} similares, respeitando-se o período e a amplitude para que os efeitos vistos no sinal de pressão fossem considerados dependentes apenas do tipo de gerador, da pressão selecionada e da sua forma de ajuste.

Os experimentos foram divididos em seis grupos identificados primeiramente pela pressão de CPAP seguido do teste empregado, cada grupo composto por três geradores com um total de 18 ensaios. Cada ensaio foi repetido três vezes, sendo escolhido aquele que apresentou o menor erro quadrático para o V_T médio. O primeiro e o último ciclo foram excluídos buscando-se evitar artefatos na detecção dos ciclos respiratórios.

III.4.2 Processamento dos sinais

Assim como descrito no processo de calibração, os sinais de P_{aw} e \dot{V} registrados pelo DAS (PINO *et al.*, 2004) foram colhidos por meio de uma placa de aquisição A/D com frequência de amostragem de 200 Hz e processados pelo

aplicativo *Mecânica* (PINO *et al.*, 2002). Os ciclos respiratórios foram detectados a partir do sinal de \dot{V} pelo método de cruzamento com o zero, e separados em trechos, dos quais se separaram os ciclos inspiratórios e expiratórios. O sistema ventilatório foi caracterizado por três parâmetros diferentes. O primeiro parâmetro representa uma medida da amplitude da oscilação da P_{aw} entre inspiração e expiração, obtida por meio da seguinte equação:

$$\text{delta}P_{(k)} = \frac{\left(\int_{I_{exp}(k)}^{I_{ins}(k+1)} P_{aw}(t) \cdot dt \right)}{TE} - \frac{\left(\int_{I_{ins}(k)}^{I_{exp}(k)} P_{aw}(t) \cdot dt \right)}{TI} \quad (\text{III.9})$$

onde :

$$TI = I_{exp}(k) - I_{ins}(k) \quad (\text{III.10})$$

$$TE = I_{ins}(k+1) - I_{exp}(k) \quad (\text{III.11})$$

e $I_{ins}(k)$ é o tempo correspondente ao início da inspiração do k-ésimo ciclo e $I_{exp}(k)$ é o início da expiração correspondente. TI e TE correspondem ao período inspiratório e expiratório, respectivamente.

Outro parâmetro calculado é o trabalho realizado pelo circuito ventilatório, descrito como a integração no tempo do produto da pressão pela vazão:

$$WOBi(k) = \int_{I_{ins}(k)}^{I_{ins}(k+1)} P_{aw}(t) \cdot dv = \int_{I_{ins}(k)}^{I_{ins}(k+1)} P_{aw}(t) \cdot \dot{V}(t) \cdot dt \quad (\text{III.12})$$

A resistência aparente foi estimada a partir da igualdade de energias expressa pela equação III.13:

$$\int_{I_{ins}(k)}^{I_{ins}(k+1)} P_{aw}(t) \cdot \dot{V}(t) \cdot dt = \int_{I_{ins}(k)}^{I_{ins}(k+1)} Rapp(t) \cdot \dot{V}(t) \cdot \dot{V}(t) \cdot dt \quad (\text{III.13})$$

Isolando-se o termo de resistência aparente obtém-se a equação III.14.

$$R_{app}(k) = \frac{\int_{I_{ins}(k)}^{I_{ins}(k+1)} P_{aw}(t) \cdot \dot{V}(t) \cdot dt}{\int_{I_{ins}(k)}^{I_{ins}(k+1)} \dot{V}(t) \cdot \dot{V}(t) \cdot dt} \quad (III.14)$$

A resistência inspiratória (R_{ins}) e resistência expiratória (R_{exp}) são expressas nas equações III.15 e III.16:

$$R_{ins}(k) = \frac{\int_{I_{ins}(k)}^{I_{exp}(k)} (P_{aw}(t) - P_{adjust}) \cdot \dot{V}(t) \cdot dt}{\int_{I_{ins}(k)}^{I_{exp}(k)} \dot{V}(t) \cdot \dot{V}(t) \cdot dt} \quad (III.15)$$

$$R_{exp}(k) = \frac{\int_{I_{exp}(k)}^{I_{ins}(k+1)} (P_{aw}(t) - P_{adjust}) \cdot \dot{V}(t) \cdot dt}{\int_{I_{exp}(k)}^{I_{ins}(k+1)} \dot{V}(t) \cdot \dot{V}(t) \cdot dt} \quad (III.16)$$

onde a P_{adjust} é calculada como:

$$P_{adjust} = \frac{\int_{I_{end}-200}^{I_{end}} P_{aw}(t) \cdot dt}{200} \quad (III.17)$$

onde I_{end} é o tempo correspondente ao instante final do sinal e $I_{end-200}$ é o tempo correspondente a um segundo antes do término do sinal, colhido em cada série de injeções, cada qual encerrada com um período de vazão nula.

Note-se que nas fórmulas de R_{ins} e R_{exp} , inclui-se a P_{adjust} , que representa a pressão de CPAP ajustada, e deve ser subtraída no semiciclo, para se considerar apenas as variações da pressão devidas a \dot{V} . Todas as integrais neste estudo foram calculadas numericamente utilizando-se o método trapezoidal.

III.5 Análise Estatística

O teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov mostrou que os conjuntos de dados (V_T , ΔP , TI , TE , WOB_i , R_{app} , R_{ins} , R_{exp}) não pertenciam a distribuições normais, sendo todos os dados expressos como mediana (intervalo interquartil).

Para uma análise de significância, os grupos foram comparados pelo teste não-paramétrico de análise de variância (Kruskal-Wallis), seguida pelo teste *post hoc* de Dunn. O teste de Mann-Whitney foi utilizado para comparações entre os Teste A e B. Adotou-se um limiar de valor de $p < 0,05$ para a significância estatística.

O teste de Kruskal-Wallis foi utilizado de duas formas diferentes. Primeiro foram analisados os diferentes geradores dentro de cada Grupo. Posteriormente foi analisado o mesmo gerador em diferentes grupos, restringindo-se ao Grupo A ou Grupo B.

III.6 Resumo experimental

Nessa Seção apresentam-se os resumos dos protocolos experimentais. A Tabela III.1 descreve a caracterização dos sistemas geradores de CPAP com um total de 6 grupos contendo 3 geradores em cada, caracterizando assim 18 ensaios. A Tabela III.2 descreve os protocolos para caracterização da via paralela de capnografia.

Tabela III.1 - Protocolo experimental da análise de parâmetros ventilatórios para os modelos de gerador de CPAP

Protocolo *	Parâmetros Ventilatórios	
	Pressão deCPAP	Ajuste da Válvula de PEEP
Grupo 5A	5 cmH ₂ O	Totalmente Aberta
Grupo 10A	10 cmH ₂ O	Totalmente Aberta
Grupo 15A	15 cmH ₂ O	Totalmente Aberta
Grupo 5B	5 cmH ₂ O	5 cmH ₂ O
Grupo 10B	10 cmH ₂ O	10 cmH ₂ O
Grupo 15B	15 cmH ₂ O	15 cmH ₂ O

* Cada um dos 3 sistemas de geração de CPAP foi testado em cada protocolo descrito, perfazendo o total de 18 ensaios.

Tabela III.2 - Protocolo experimental da análise da via paralela para Capnografia

Protocolo <i>in vitro</i>	
Protocolo	Descrição do Protocolo
ETAPA 1	Calibração do pneumotacômetro utilizando todo o circuito ventilatório incluindo-se a via paralela.
ETAPA 2	Calibração do pneumotacômetro utilizando todo o circuito ventilatório retirando-se a via paralela.
diff (1,2)	Diferença entre as ETAPAS 1 e 2
diff (1,2)/ ETAPA 1	Diferença percentual relativo calculado pela razão entre diff (1,2) e ETAPA1
Protocolo <i>in vivo</i>	
Protocolo	Descrição do Protocolo
Protocolo 1	Aquisição do sinal de capnografia utilizando-se o circuito ventilatório na ausência de CPAP
Protocolo 2	Aquisição do sinal de capnografia utilizando-se o circuito ventilatório na presença de CPAP de 10 cmH ₂ O com a válvula de PEEP totalmente aberta
Protocolo 3	Aquisição do sinal de capnografia utilizando-se o circuito ventilatório na presença de CPAP de 10 cmH ₂ O com ajuste da válvula de PEEP em 10 cmH ₂ O

Capítulo IV

Resultados

Neste capítulo, são apresentados os resultados das etapas de calibração, de validação do circuito ventilatório e de processamento de sinais. A Seção IV.1 apresenta os resultados referentes à calibração do TPM e do PTC. A Seção seguinte apresenta os resultados encontrados na análise de capnometria do circuito ventilatório aplicado ao experimento. A Seção IV.3 apresenta e descreve tabelas e gráficos referentes ao processamento descrito anteriormente na Seção III.4.

IV.1 Calibração

IV.1.1 Transdutor de pressão Manométrica (TPM)

A curva de calibração calculada, juntamente com os dados medidos, encontram-se na Figura IV.1. O coeficiente de determinação calculado foi $r^2=0,9998$.

Os resultados do programa de calibração indicam que a relação entre a tensão v nos terminais do TPM, a linha de base de tensão k e a pressão $p(v)$ medida é dada:

$$p(v) = 14,27(v - k) \tag{IV.1}$$

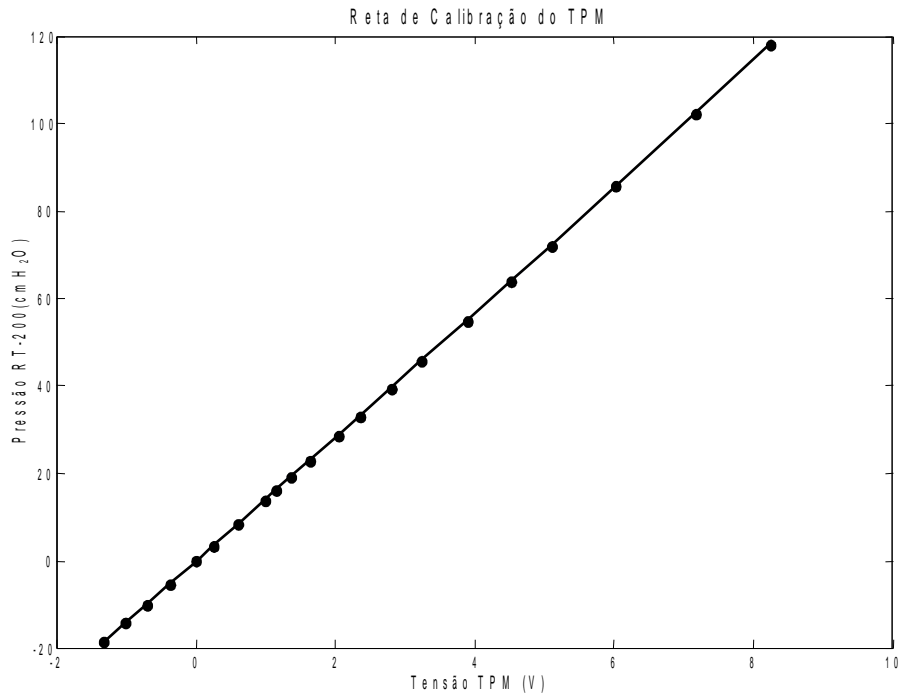


Figura IV.1 Reta de calibração para o TPM. Aplicaram-se diversas pressões situadas na faixa de operação do TPM que vai de -20 a + 120 cmH₂O medindo-se a tensão de saída do TPM para cada pressão. O coeficiente de determinação foi de $R^2=0,9998$

IV.1.2 Pneumotacômetro (PTC)

A Figura IV.2 apresenta a curva de calibração obtida para o PTC tipo Fleisch #3 utilizado. A curva contendo traços largos representa a calibração para valores positivos, enquanto a curva tracejada com curtos espaços representa valores negativos da vazão volumétrica. A faixa operacional do PTC utilizada nos experimentos realizados situa-se dentro do retângulo tracejado. O erro percentual de calibração foi inferior a 1,5% para todas as calibrações realizadas antes de cada experimento.

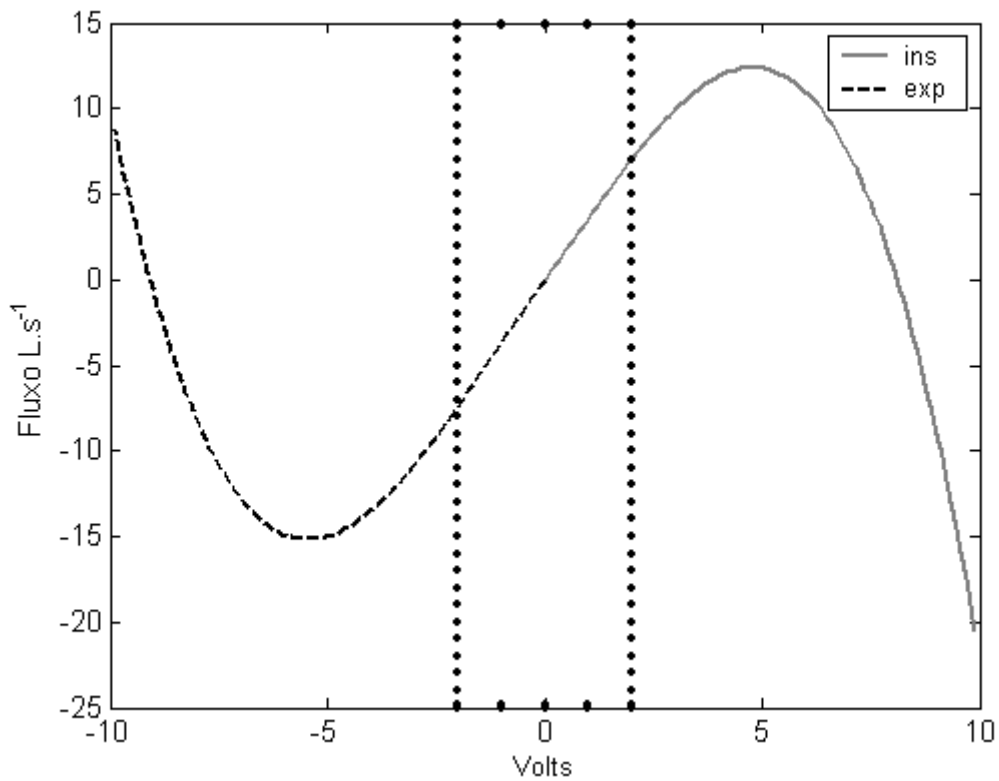


Figura IV.2 Curva de calibração polinomial do PTC utilizando-se dois polinômios de terceiro grau independentes para inspiração e expiração, A faixa operacional do PTC situa-se dentro do retângulo pontilhado. Aplicaram-se diversas injeções com um volume conhecido fixado em 3 L.

IV.2 Capnografia

A curva de calibração calculada, juntamente com os dados medidos, encontra-se na Figura IV.3. O coeficiente de determinação calculado foi $r^2=0,9973$.

Os resultados da calibração indicam que a relação entre a $PetCO_2$ medida e a $PetCO_2$ fornecida é dada pela equação IV.2:

$$PetCO_{2medida} = 0,87(PetCO_{2fornecida}) \quad (IV.2)$$

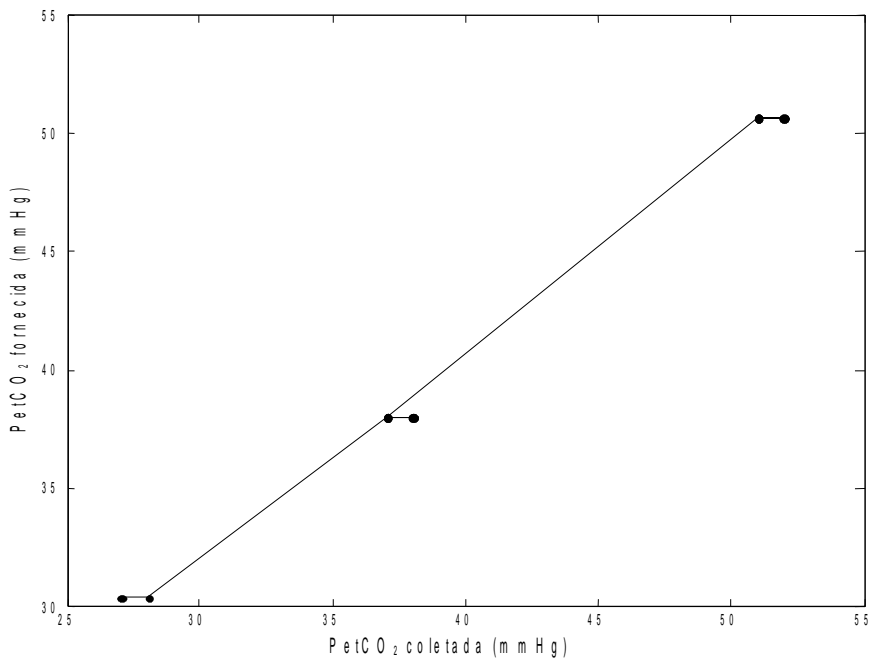


Figura IV.3 Reta de calibração do capnógrafo, sem correção de linha de base. O coeficiente de determinação é $R^2=0,9973$. Foram obtidos 10 pontos para cada concentração utilizada dos quais 9 encontram-se dentro da reta.

A Figura IV.4 apresenta as curvas polinomiais provenientes do protocolo de capnometria *in vitro* descrito na Tabela III.2. Na Figura IV.4 observa-se a vazão total do circuito ventilatório (ETAPA 1), a vazão que passa na via principal (ETAPA 2) e a vazão que passa na via paralela (diff (1,2)). Note-se que a parcela percentual de vazão que passa pela via paralela (diff (1,2) / ETAPA 1) é proporcionalmente maior em baixas vazões (cerca de 20%, $\dot{V} \approx 1 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$) do que em altas vazões (cerca de 5%, $\dot{V} \approx 7 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$).

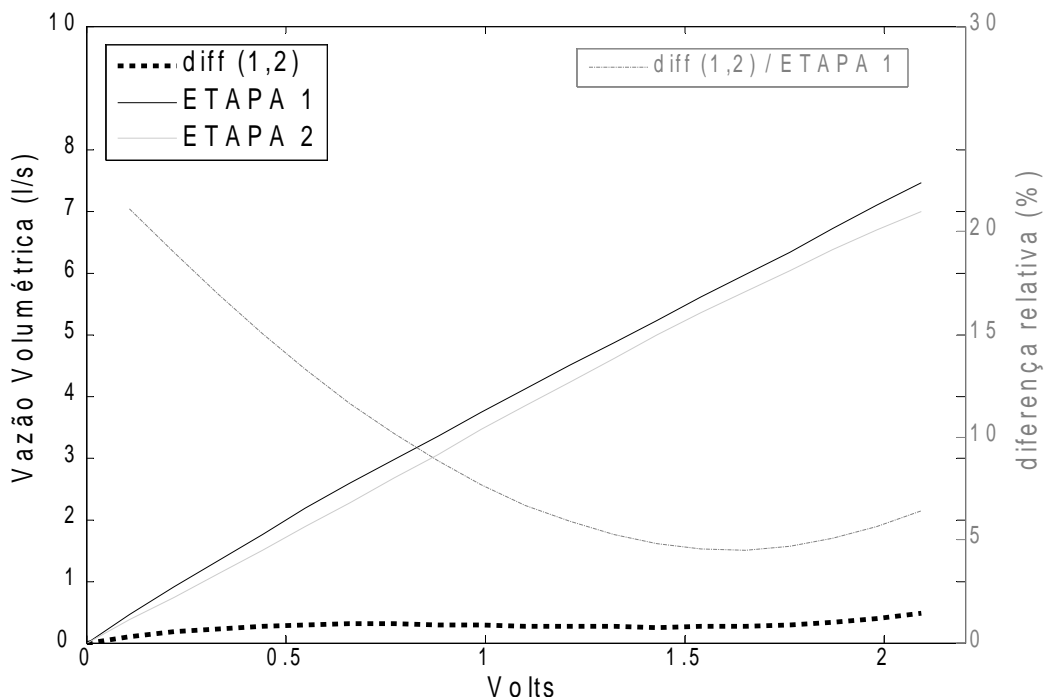


Figura IV.4 Polinômios inspiratórios provenientes das diferentes calibrações: ETAPA 1: calibração utilizando todo o circuito ventilatório incluindo a via paralela; ETAPA 2: calibração utilizando todo o circuito ventilatório ocluindo-se a via paralela; diff (1,2): diferença entre ETAPA 1 e ETAPA 2; diff (1,2) / ETAPA 1: diferença percentual relativa calculada pela razão entre diff (1,2) e ETAPA 1.

Os resultados de PetCO₂ encontrados pela análise dos três protocolos diferentes, descritos no capítulo III, Seção III.3, vistos pelo monitor, sugerem a ausência de reinalação, tendo em vista que para todas as FR a curva de capnografia observada, durante os protocolos, retornou a sua linha de base situada em zero. É importante ressaltar-se que não se controlou a ventilação, isto é, frequência respiratória, volume corrente e outros parâmetros, durante os experimentos.

IV.3 Parâmetros Ventilatórios

As Tabelas IV.1 e IV.12 apresentam as variáveis derivadas do protocolo para o ensaio selecionado de cada grupo. Em nenhum grupo se observaram grandes desvios entre o volume corrente e os tempos inspiratório e expiratório medidos e os esperados.

Tabela IV.1 - Mediana e intervalo interquartil das variáveis: volume corrente e tempos inspiratório e expiratório utilizando a válvula de PEEP totalmente aberta (Teste A).

CPAP	5 cmH ₂ O			10 cmH ₂ O			15 cmH ₂ O			
	Gerador	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Volume inspiratório (l)	2,66(0,01)	2,69(0,02)	2,64(0,01)	2,68(0,02)	2,67(0,02)	2,68(0,02)	2,70(0,02)	2,67(0,02)	2,69(0,02)	
Volume expiratório (l)	2,68(0,02)	2,71(0,01)	2,66(0,01)	2,71(0,02)	2,69(0,01)	2,70(0,02)	2,71(0,03)	2,69(0,01)	2,70(0,01)	
TI (s)	1,08(0,07)	1,00(0,05)	1,05(0,04)	1,02(0,09)	1,00(0,03)	1,07(0,08)	1,02(0,06)	1,07(0,09)	1,01(0,08)	
TE (s)	0,93(0,04)	1,01(0,04)	0,95(0,03)	0,98(0,10)	1,00(0,07)	0,95(0,04)	0,96(0,07)	0,93(0,06)	0,97(0,09)	

Tabela IV.2 - Mediana e intervalo interquartil das variáveis: volume corrente e tempos inspiratório e expiratório utilizando a válvula de PEEP ajustada para o mesmo valor de CPAP (Teste B).

CPAP	5 cmH ₂ O			10 cmH ₂ O			15 cmH ₂ O			
	Gerador	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Volume inspiratório (l)	2,64(0,02)	2,65(0,03)	2,67(0,02)	2,67(0,02)	2,69(0,04)	2,71(0,02)	2,66(0,01)	2,69(0,02)	2,66(0,02)	
Volume expiratório (l)	2,66(0,02)	2,67(0,03)	2,69(0,02)	2,69(0,02)	2,70(0,04)	2,72(0,02)	2,68(0,01)	2,70(0,03)	2,68(0,02)	
TI (s)	1,07(0,04)	0,99(0,03)	0,99(0,06)	1,08(0,10)	1,03(0,08)	1,03(0,07)	1,10(0,05)	1,02(0,07)	1,06(0,11)	
TE (s)	0,94(0,02)	1,02(0,05)	1,00(0,04)	0,91(0,07)	0,97(0,08)	0,99(0,04)	0,90(0,01)	0,96(0,08)	0,92(0,06)	

As Tabelas IV.3 e IV.4 apresentam os desempenhos dos geradores. O maior deltaP foi obtido com o Gerador 1 no Grupo10B (deltaP=17,4 (1,5) cmH₂O) e o menor

com o Gerador 3 no Grupo10A ($\Delta P=8,1 (0,5) \text{ cmH}_2\text{O}$), para o qual tanto WOBI quanto Rapp foram mínimos.

A análise estatística sugere a rejeição da hipótese nula ($p < 0,0001$) de que as medianas são iguais, para todos os parâmetros analisados (ΔP , WOBI e Rapp). Entretanto, o teste de Dunn não mostrou diferença estatística entre os Geradores 1 e 2 dentro do Grupo15A. O Teste A apresentou um desempenho melhor do que o Teste B com diferença estatística para todos os parâmetros, exceto na análise de ΔP comparando-se o Gerador 3 em $15 \text{ cmH}_2\text{O}$ e para análise de WOBI comparando-se o Gerador 2 em $15 \text{ cmH}_2\text{O}$.

Tabela IV.3 - Mediana e intervalo interquartil dos parâmetros analisado com a válvula de PEEP, na condição totalmente aberta (Teste A).

CPAP	5 cmH ₂ O			10 cmH ₂ O			15 cmH ₂ O		
	Gerador 1	Gerador 2	Gerador 3	Gerador 1	Gerador 2	Gerador 3	Gerador 1	Gerador 2	Gerador 3
deltaP (cmH ₂ O)	13,9(1,4)	9,6(0,7)	8,3(0,3)	12,8(1,4)	10,5(0,6)	8,1(0,5)	13,6(1,5)	13,3(0,8)	10,1(0,6)
WOBI (J/s)	2,4(0,26)	1,7(0,13)	1,5(0,09)	2,1(0,23)	1,8(0,15)	1,4(0,14)	2,3(0,20)	2,3(0,18)	1,6(0,11)
Rapp (cmH ₂ O//s)	2,6 (0,19)	1,7(0,09)	1,5(0,07)	2,1(0,25)	1,8(0,11)	1,3(0,07)	2,3(0,12)	2,2(0,11)	1,6(0,05)

Tabela IV.4 - Mediana e intervalo interquartil dos parâmetros analisado com a válvula de PEEP ajustada para o mesmo valor de CPAP (Teste B).

CPAP	5 cmH ₂ O			10 cmH ₂ O			15 cmH ₂ O		
	Gerador 1	Gerador 2	Gerador 3	Gerador 1	Gerador 2	Gerador 3	Gerador 1	Gerador 2	Gerador 3
deltaP (cmH ₂ O)	17,0(1,3)	11,4(0,3)	9,4(0,9)	17,4(1,5)	13,7(1,1)	9,8(0,5)	16,7(1,2)	14,1(1,2)	10,3(0,8)
WOBI (J/s)	3,0(0,30)	2,2(0,12)	1,7(0,25)	3,0(0,35)	2,3(0,22)	1,7(0,08)	2,8(0,21)	2,4(0,30)	1,7(0,19)
Rapp (cmH ₂ O//s)	3,1(0,21)	2,1(0,08)	1,6(0,12)	3,1(0,27)	2,3(0,14)	1,6(0,16)	2,9(0,14)	2,4(0,23)	1,8(0,09)

A Figura IV.5 apresenta *Box-whisker-plot* de WOB_i para todos os ensaios. É evidente nos gráficos que o WOB_i foi mínimo para Gerador 3 em todos os grupos ($p < 0,001$). O mesmo resultado foi visto para as análises de deltaP e Rapp.

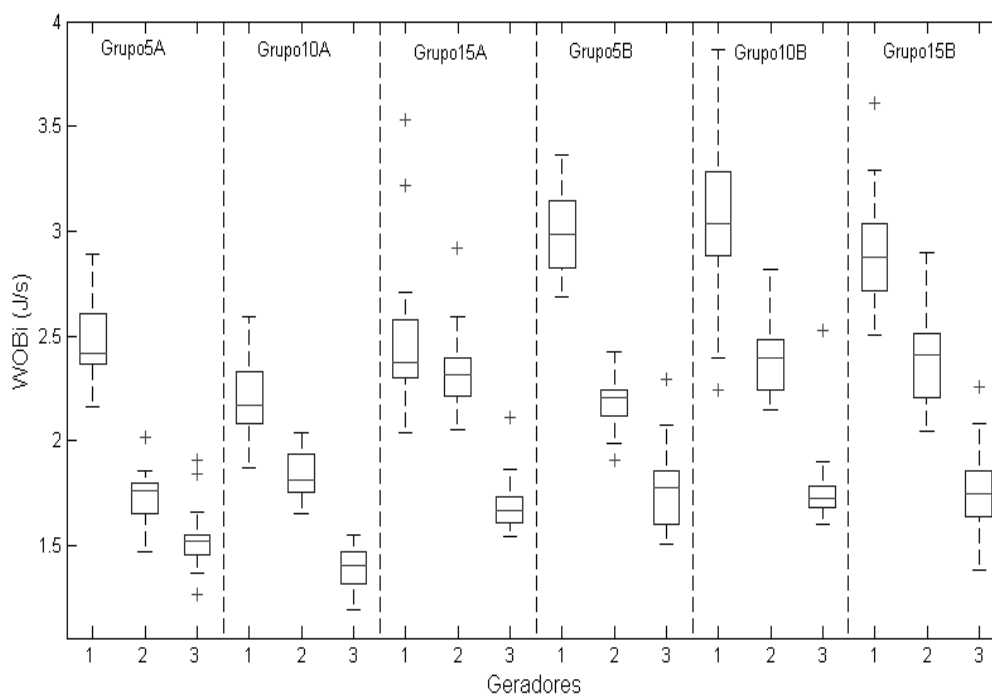


Figura IV.5 - Box-whisker-plot do WOB_i com os 18 ensaios realizados. **Geradores:** 1 – RemRest; 2 – OxyPEEP; 3 - associação em paralelo dos geradores 1 e 2; **Grupos:** 5A – pressão de CPAP ajustada para 5 cmH₂O com a válvula expiratória de PEEP totalmente aberta; 10A - pressão de CPAP ajustada para 10 cmH₂O com a válvula expiratória de PEEP totalmente aberta; 15A - pressão de CPAP ajustada para 15 cmH₂O com a válvula expiratória de PEEP totalmente aberta; 5B – pressão de CPAP ajustada para 5 cmH₂O com a válvula expiratória de PEEP ajustada para 5 cmH₂O; 10B - pressão de CPAP ajustada para 10 cmH₂O com a válvula expiratória de PEEP ajustada para 10 cmH₂O; 15B - pressão de CPAP ajustada para 15 cmH₂O com a válvula expiratória de PEEP ajustada para 15 cmH₂O.

A Figura IV.6 apresenta o gráfico de espalhamento de WOB_i versus deltaP para todos os 18 ensaios realizados. Um alto valor de correlação foi encontrado, com coeficiente de determinação de $r^2=0,96$. A Figura IV.7 apresenta o gráfico de espalhamento de WOB_i versus Rapp também para os 18 ensaios realizados, apresentando um alto valor de correlação, com coeficiente de determinação de $r^2=0,95$, assim como o visto entre WOB_i versus deltaP.

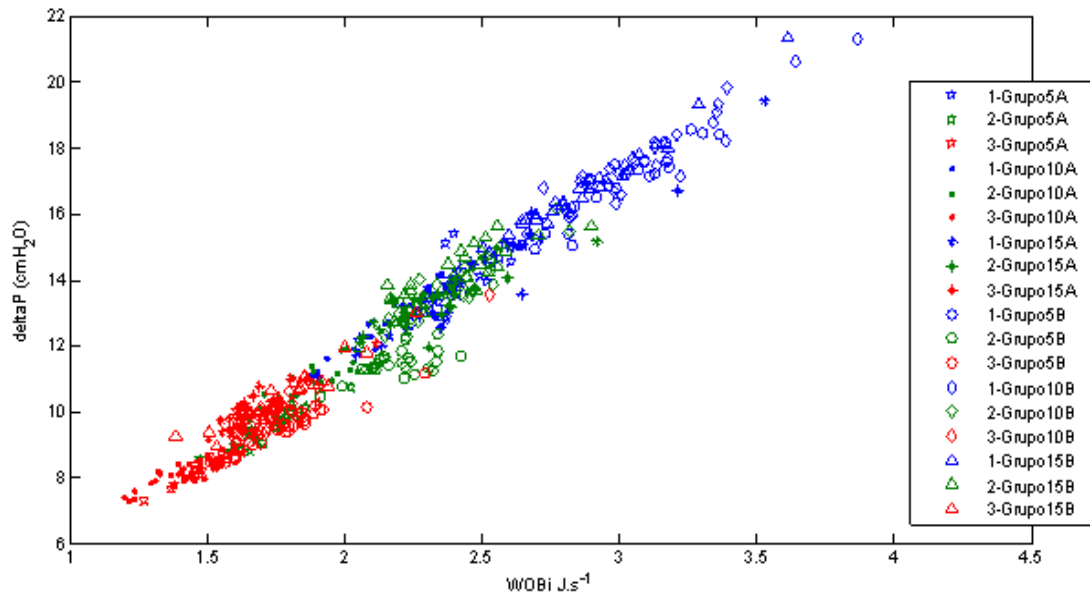


Figura IV.6 – Gráfico de espalhamento entre WOBI e ΔP para todos os ensaios realizados.

O coeficiente de determinação entre as variáveis é de 0,96.

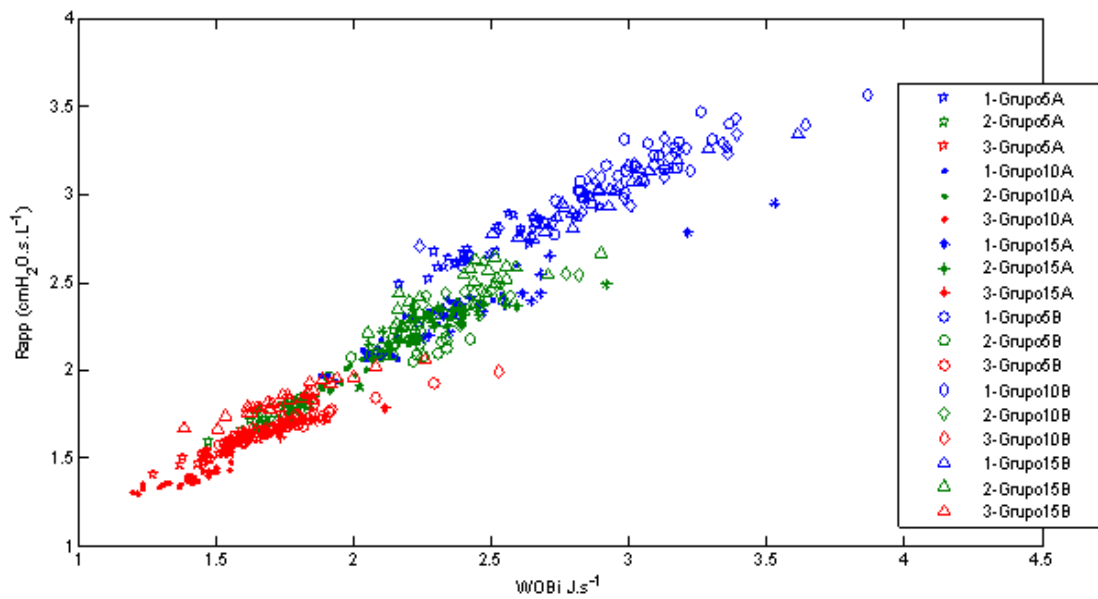


Figura IV.7 – Gráfico de espalhamento entre WOBI e Rapp para todos os ensaios realizados .

O coeficiente de determinação entre as variáveis é de 0,95.

A correlação entre WOBI e TE apresentou um valor baixo, entretanto a correlação entre WOBI e TI apresentou uma alta correlação para a maioria dos ensaios com o maior valor de coeficiente de determinação $r^2=0,89$.

A Figura IV.8 mostra que a R_{ins} é superior a R_{exp} para todos os ensaios. Ambas as resistências estimadas para os ensaios utilizando-se o Teste A foram inferiores àquelas estimadas utilizando-se o Teste B, exceto para R_{exp} entre o Grupo15A e o Grupo15B.

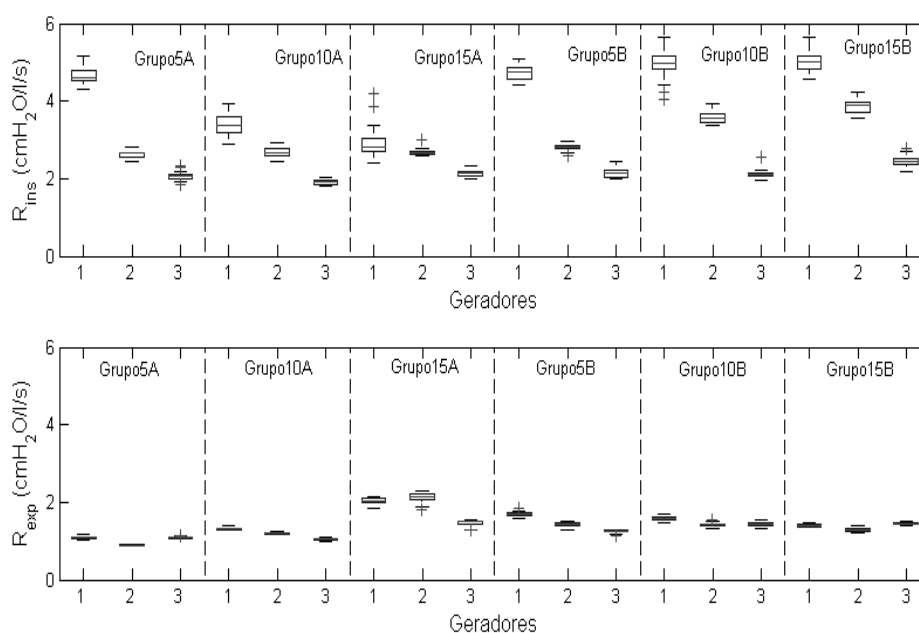


Figura IV.8 - Box-whisker-plot da resistência inspiratória (R_{ins}) (Painel superior) e resistência expiratória (R_{exp}) (Painel inferior) para cada ensaio realizado. **Geradores:** 1 – RemRest; 2 – OxyPEEP; 3 - associação em paralelo dos geradores 1 e 2; **Grupos:** 5A – pressão de CPAP ajustada para 5 cmH_2O com a válvula expiratória de PEEP totalmente aberta; 10A - pressão de CPAP ajustada para 10 cmH_2O com a válvula expiratória de PEEP totalmente aberta; 15A - pressão de CPAP ajustada para 15 cmH_2O com a válvula expiratória de PEEP totalmente aberta; 5B – pressão de CPAP ajustada para 5 cmH_2O com a válvula expiratória de PEEP ajustada para 5 cmH_2O ; 10B - pressão de CPAP ajustada para 10 cmH_2O com a válvula expiratória de PEEP ajustada para 10 cmH_2O ; 15B - pressão de CPAP ajustada para 15 cmH_2O com a válvula expiratória de PEEP ajustada para 15 cmH_2O .

Capítulo V

Discussão

Neste capítulo comentam-se os resultados do capítulo IV. A Seção V.1 trata das calibrações e a V.2 dos parâmetros analisados entre os geradores de CPAP.

V.1 Calibrações

Pelo gráfico apresentado na Figura IV.1, conclui-se que a calibração do TPM foi realizada com sucesso. O valor do coeficiente de determinação, muito próximo de 1, indica que o modelo de aproximação linear traduz adequadamente a relação entre a tensão nos terminais do equipamento e a pressão medida pelo TPM, pela equação IV.1 de calibração.

Quanto ao PTC, observa-se na Figura IV.2 que o processo de calibração abrangeu uma faixa maior (± 2 V) que a efetivamente utilizada nos experimentos ($\pm 1,5$ V). O erro percentual de calibração mantido sempre abaixo de 1,5% indica que o modelo de aproximação polinomial traduz adequadamente a relação entre a tensão diferencial medida pelo TDP e a vazão medida pelo PTC.

A calibração do capnógrafo foi realizada com sucesso, visto que na Figura IV.4 pode se observar uma relação linear entre o valor conhecido aplicado e o valor colhido, corroborado pelo coeficiente de determinação muito próximo de 1.

Tendo em consideração que o volume do circuito paralelo de capnometria é de 40 mL, a análise da Figura IV.4 mostra que, em condições de baixa vazão (cerca de

500 mL·s⁻¹), a fração da vazão que passa por esse circuito paralelo de capnometria, representa 20% da vazão. Em condições de alta vazão (cerca de 7 L·s⁻¹) a fração de vazão que passa pelo circuito paralelo de capnometria representa 5% da vazão. Assim, para ambas as condições, o volume que passou pela via paralela foi de, pelo menos, o dobro do volume da via, considerando-se um V_T de pelo menos 500 mL em repouso.

Algumas limitações devem ser consideradas: a condição de não-aquecimento para a via paralela de capnometria para experimentos *in vivo* talvez gere condensação de água. Secreções também podem acumular-se no circuito. Possíveis mudanças nos polinômios de calibração devido as diferentes geometrias utilizadas requerem mais avaliações.

V.2 Parâmetros Ventilatórios

Os principais resultados encontrados na análise dos parâmetros ventilatórios foram: 1- Para a condição de exercício, o WOBI foi reduzido quando a válvula expiratória de PEEP *spring loaded* foi totalmente aberta (Teste A); 2- Houve alta correlação entre WOBI e deltaP, assim como entre WOBI e Rapp, permitindo uma estimativa indireta do WOBI apenas por meio da monitoração de deltaP.

Exemplificando, a Figura V.1 mostra grandes oscilações de P_{aw} (Painel Superior) obtidas com o Gerador 1 (RemRest) com CPAP em 10 cmH₂O e a válvula de PEEP ajustada em 10 cmH₂O (grupo 10B), e uma atenuação nessas oscilações de P_{aw} (Painel Inferior) obtidas com o Gerador 3 (associação em paralelo dos Geradores 1 e 2) com CPAP em 10cmH₂O com a válvula de PEEP totalmente aberta (grupo 10A).

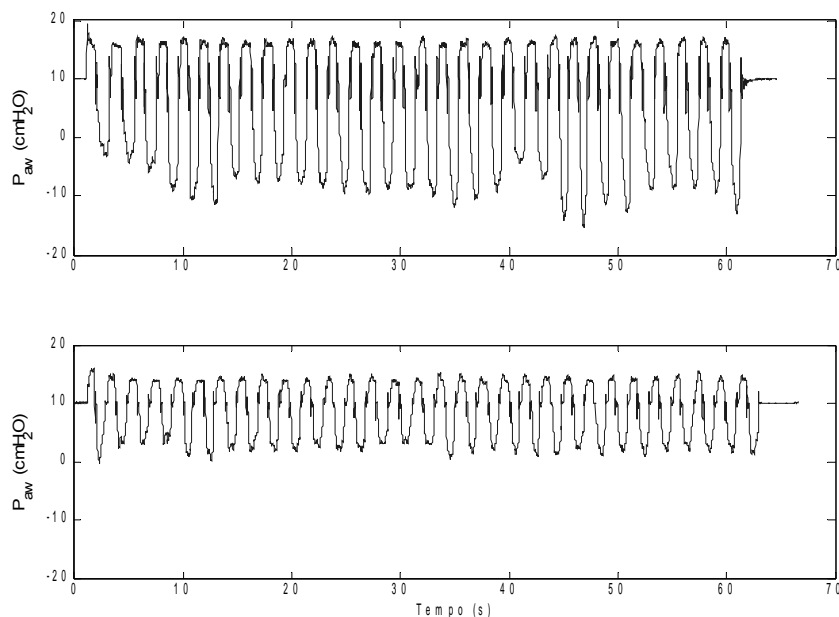


Figura V.1 – Sinais de P_{aw} ao longo do tempo. Painel Superior: sinal obtido com o Gerador 1 (REMREST) com CPAP de 10 cmH₂O e válvula de PEEP ajustada para 10 cmH₂O (Grupo 10B); Painel inferior: sinal obtido com o Gerador 3 (associação em paralelo dos Geradores 1 e 2) com CPAP em 10 cmH₂O e válvula de PEEP totalmente aberta (Grupo 10A). Note-se que a excursão de P_{aw} no gráfico superior é maior que na do gráfico inferior.

Como se pode observar na Figura V.1, em simulação de exercício as oscilações na P_{aw} apresentam amplitudes na ordem de magnitude do nível de CPAP ideal, sendo bastante comum a presença de uma P_{aw} inspiratória subatmosférica. Essa característica deve ser considerada e evitada, uma vez que o WOB_i tem relação direta com a variação da P_{aw} , como visto na equação III.12.

Os Geradores de CPAP durante o Teste A apresentaram redução nas oscilações de P_{aw} , devido à diminuição da resistência proveniente da abertura total da válvula de PEEP *spring loaded* (ver Tabelas IV.3 e IV.4). Esse resultado parece concordar com BANNER *et al.* (1988) em que as melhores válvulas para aplicação de CPAP são as válvulas resistivas com limiar pressórico, configuradas para uma baixa resistência de vazão. Entretanto, a configuração do sistema de CPAP durante o

Teste A não constitui uma solução geral, uma vez que alguns geradores de CPAP não são capazes de prover CPAP para altas pressões nessa condição de válvula de PEEP *spring loaded* totalmente aberta.

Uma solução alternativa para a diminuição das oscilações de P_{aw} , descrita por FAVRE *et al.* (2003), é o controle em malha fechada da P_{aw} pelo emprego de uma válvula regulando a demanda da vazão volumétrica. Porém não se encontrou literatura sobre controle de CPAP durante exercícios de alta intensidade.

KATZ *et al.* (1985) descreveram uma variação substancial de WOB_i dependente do sistema de geração de CPAP empregado. Eles examinaram 8 diferentes sistemas de CPAP ajustados em 0, 10 e 20 cmH₂O com vazão volumétrica sinusoidal de 20, 40 e 60 L·min⁻¹ e V_T de 500 mL e concluíram que, na presença de fornecimento de gás superior à demanda inspiratória do paciente, a resistência do circuito durante a inspiração pode ser negligenciada. Eles também descreveram que as implicações clínicas das grandes mudanças de WOB_i , vistas nos diferentes sistemas de geradores de CPAP, pode ser relevante apenas para pacientes com mecânica respiratória comprometida ou com demanda inspiratória elevada. De fato, no presente protocolo experimental onde a demanda inspiratória foi elevada, o Gerador 3, que consiste na associação em paralelo dos Geradores simples, apresentou a R_{ins} mínima (Figura IV.7). Como o presente protocolo fixou a demanda ventilatória para todos os ajustes de CPAP, pode-se interpretar que o Gerador 2, no Teste A, reduziu sua capacidade de fornecer vazão de gás na medida em que a CPAP aumentou (ver as mudanças de WOB_i na Figura IV.5).

GUENETTE & SHEEL (2007) reportam um WOB fisiológico de aproximadamente 6 J·s⁻¹, para indivíduos normais a 70% da $VO_{2máx}$. Pode-se observar que o WOB_i obtido com os três sistemas de geração de CPAP nos seis grupos encontrou-se próximo a 25-50% do WOB fisiológico descrito anteriormente. Isto

significa que a carga proveniente da CPAP representaria uma grande parcela do WOB total.

O elevado grau de correlação entre WOB_i e Rapp, assim como entre WOB_i e deltaP, pode permitir o emprego de deltaP como estimador do WOB_i. O sinal contínuo de deltaP é uma medida simples e direta, podendo se identificar o início de inspirações e expirações a partir da interceptação do sinal de pressão com o presente CPAP para a condição na qual a vazão é zero, disponível com uma manobra de pausa. No entanto, o uso de deltaP possivelmente requer que as vazões sejam mantidas constantes, o que torna limitada a aplicabilidade do índice.

Tendo em conta que o V_T foi fixado no presente estudo, as variações ciclo a ciclo de TI ou TE provocam alterações na vazão média correspondente. Mudanças na demanda de vazão inspiratória, relacionadas com o TI, acarretam em variações da R_{ins} , enquanto que mudanças no TE não produzem variações equivalente em R_{exp} (ver Figura IV.8). No protocolo experimental, apresentado nesse estudo, as variações em deltaP, Rapp e WOB_i apresentaram uma correlação significativa com o TI, não vista com relação ao TE, possivelmente porque a magnitude de R_{ins} foi superior do que a de R_{exp} em todos os casos.

É importante comentar que muitos estudos utilizam CPAP em protocolos de exercício sem relatar a medida de P_{aw} (KEILTY *et al.*, 1994; WITTMER *et al.*, 2006) e o nível de estabilidade do CPAP aplicado permanece portanto desconhecido. Por outro lado, o trabalho de PETROF *et al.* (1990) relata as oscilações da faixa da CPAP aplicado (7-10 cmH₂O), a qual é uma descrição mais realista e quantitativa do processo. Como visto neste estudo e na literatura, as oscilações de P_{aw} estão relacionadas com o sistema de geração de CPAP, bem como com a demanda do indivíduo. Assim, as comparações das prescrições clínicas ou funcionais de CPAP devem considerar as condições reais de uso, não sendo adequado e suficiente o relato apenas do nível de CPAP ideal.

Apesar da amplificação do WOB_i durante exercício, o estudo de SANT'ANNA (2008) apresentou diminuição na percepção de esforço subjetivo com aumento significativo no tempo de execução do exercício até a exaustão. Visto que o gerador de CPAP utilizado nesse estudo foi semelhante ao Gerador 1 analisado no presente trabalho, e que o mesmo apresentou dinâmicas bem diferentes daquela preconizada para um gerador de CPAP, o efeito de uma intervenção com a utilização de um sistema gerador de CPAP próximo ao ideal, em condições de alta demanda, sobre as variáveis cardiorrespiratórias, ainda precisa ser investigado, o que talvez exija a utilização de um gerador de CPAP próximo ao ideal.

Algumas limitações e técnicas propostas no presente estudo, como a calibração realizada na ausência de pressão positiva, as mudanças no V_T , TI e TE resultantes da operação manual do êmbolo da seringa e do método para estimar P_{adjust} , devem ser ainda investigadas.

Capítulo VI

Conclusão

A associação em paralelo de dois geradores de CPAP apresentou o melhor desempenho entre os modelos de gerador utilizados, denotado por menores WOB_i, Rapp e deltaP. O Teste A (válvula de PEEP *spring loaded* totalmente aberta) gerou menores WOB_i, Rapp e deltaP para todos os ensaios, comparado com o Teste B (válvula de PEEP *spring loaded* ajustada para o valor de CPAP desejado). Contudo esta pode não ser uma solução geral, já que alguns sistemas de geração de CPAP não conseguem fornecer altas pressões de CPAP na condição de válvula de PEEP *spring loaded* totalmente aberta. Note-se que durante o Teste A o emprego de diferentes pressões gerou diferentes WOB_i para o mesmo gerador, o que não foi visto durante o Teste B.

A quantificação das oscilações de P_{aw} pode ser útil para estimar o WOB_i em CPAP. No entanto, a aplicabilidade desse índice pode ser limitada pois requer que as vazões sejam mantidas constantes.

A via paralela de capnografia mostrou-se interessante no ponto de vista de baixa resistência adicionada à via principal, e aparente ausência de reinalação de CO₂, nos ensaios preliminares, contudo requer mais avaliações quanto à medida de vazão que passa pela via e ensaios mais extensivos quanto à questão da reinalação de CO₂.

São necessários novos estudos, incluindo diferentes condições de operação dos geradores, bem como estudos in vivo, para corroborar os resultados obtidos, para desvendar os possíveis mecanismos envolvidos no aumento do tempo de exercício mesmo diante das não idealidades observadas nos geradores de CPAP, e para

projetar e testar técnicas de geração de CPAP com menor carga respiratória durante o exercício.

Referências Bibliográficas

ALLEN L. P., BLAKE A. M., DURBIN G. M., *et al.*, 1975, "Continuous positive airway pressure and mechanical ventilation by face-mask in newborn infants", *British Medical Journal*, v. 4, pp. 137-139.

ALLEN L. P., REYNOLDS E. R., RIVERS R. P. A., *et al.*, 1977, "Controlled trial of continuous positive airway pressure given by face mask for hyaline membrane disease", *Archives of Disease in Childhood*, v. 52, pp. 373-378.

AMBROSINO N., STRAMBI S., 2004, "New strategies to improve exercise tolerance in chronic obstructive pulmonary disease", *European Respiratory Journal*, v. 24, n. 2, pp. 313-322.

AMBROSINO N., DI GIORGIO M., DI PACO A., 2006, "Strategies to improve breathlessness and exercise tolerance in Chronic Obstructive Pulmonary Disease", *Respiratory Medicine: COPD Update*, v. 2, n. 1, pp. 2-8.

ATHANASIADIS, A., 1997, "The energy of breathing in a nonlinear model of the human lung", M. Sc. Thesis, Rice University.

BABCOCK M. A., HARMS C. A., DEMPSEY J. A. *et al.*, 2002, "Effects of respiratory muscle unloading on exercise-induced diaphragm fatigue" *Journal of Applied Physiology*, v. 93, n. 1, pp. 201-206.

BACON JP, FARNEY RJ, JENSEN RL, *et al.*, 2000, "Nasal continuous positive airway pressure devices do not maintain the set pressure dynamically when tested under simulated clinical conditions", *Chest*, v. 118, n. 5, pp. 1441-1449.

BANNER M J, LAMPOTANG S, BOYSEN P G, *et al.*, 1986 "Flow resistance of expiratory positive-pressure valve systems", *Chest*, v. 90, n. 2, pp. 212-217

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.

BHAVANI-SHANKAR K., MOSELEY H., KUMAR A. Y., *et al.*, 1992, "Capnometry and anaesthesia", *Canadian Journal of Anesthesia*, v. 39, n. 6, pp. 617-32

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.

CABELLO R., MANCEBO J., 2006, "Work of breathing", *Intensive Care Medicine*, v. 32, n. 9, pp.1311-1314.

CALIUMI-PELLEGRINI G., AGOSTONI R., ORZALESI M., *et al.*, 1974, "Twin nasal cannula for administration of continuous positive airway pressure to newborn infants", *Archives of Disease in Childhood*, v. 49, n. 3, pp. 228-230.

COGSWELL J. J., HATCH D. J., KERR A. A., *et al.*, 1975, "Effects of continuous positive airway pressure on lung mechanics of babies after operation for congenital heart disease", *Archives of Disease in Childhood*, v. 50, n. 10, pp. 799-804.

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, pp. 46-48.

DUNN P. M., 1974, "Continuous positive airway pressure using the Gregory box", *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, v. 67, pp. 245-247.

ENRIGHT S. J., UNNITHAN V. B., HEWARD C., *et al.*, 2006, "Effect of high-intensity inspiratory muscle training on lung volumes, diaphragm thickness, and exercise capacity in subjects who are healthy", *Physical Therapy*, v. 86, n. 3, pp. 345-354.

FAVRE, A. S.; JANDRE, F. C.; GIANNELLA NETO, A., 2003, "Closed-Loop Control of a Continuous Positive Airway Pressure Device", *IEEE Engineering In Medicine and Biology Society*, Cancun. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering In Medicine And Biology Society, pp. 141.

GARROD R., MIKELSONS C., PAUL E. A., *et al.*, 2000, "Randomized controlled trial of domiciliary noninvasive positive pressure ventilation and physical training in severe chronic obstructive pulmonary disease", *American Journal Respiration Critical Care Medicine*, v. 162, n. 4, pp. 1335-1341.

GIANNELLA-NETO A., BELLIDO C., BARBOSA R. B., *et al.*, 1998, "Design and calibration of unicapillary pneumotachographs", *Journal of Applied Physiology*, v 81, n. 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, pp. 692-695.

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, pp. 251-256.

GREGORY G. A., KITTERMAN J. A., PHIBBS R. H., *et al.*, 1971, "Treatment of the idiopathic respiratory-distress syndrome with continuous positive airway pressure", *New England Journal of Medicine*, v. 284, pp.1333-1340.

GUENETTE J. A., SHEEL A. W., 2007, "Physiological consequences of a high work of breathing during heavy exercise in humans", *Journal of Science and Medicine in Sport*, v. 10, n. 6, pp. 341-350.

GUYTON A. C., HALL J. E., 2002 *Tratado de Fisiologia Médica*. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara.

HARMS C. A., BABCOCK M. A., MCCLARAN S. R., *et al.*, 1997, "Respiratory muscle work compromises leg blood flow during maximal exercise", *Journal of Applied Physiology*, v. 82, n. 5, pp.1573-1583.

HARMS C. A., WETTER, T. C., MCCLARAN, S. R., *et al.*, 1998, "Effects of respiratory muscle work on cardiac output and its distribution during maximal exercise", *Journal of Applied Physiology*, v. 85, n. 2, pp. 609-618.

HARMS C. A., WETTER T. J., ST CROIX C. M., *et al.*, 2000, "Effects of respiratory muscle work on exercise performance", *Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 1, pp. 131-138.

HAVERKAMP J. A., DEMPSEY J. D., MILLER L. M., *et al.*, 2005, *Physiologic basis of respiratory disease* eds. Hamid Q., Shannon J., & Martin J., BC Decker, Hamilton.

HENKE K. G., REGNIS J. A., BYE P. T. P., 1993, "Benefits of continuous positive airway pressure during exercise in cystic fibrosis and relationship to disease severity", *The American review of Respiratory Disease*, v. 148, n. 5, pp.1272-1276.

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, pp. 38-43.

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

KANEKO Y., FLORAS J. S., USUI D. P. K., *et al.*, 2003, "Cardiovascular Effects of Continuous Positive Airway Pressure in Patients with Heart Failure and Obstructive Sleep Apnea", *New England Journal of Medicine*, v.348, pp. 1233-1241.

KEILTY S. E. J., PONTE J., FLEMING T. A., *et al.*, 1994, "Effect of inspiratory pressure support on exercise tolerance and breathlessness in patients with severe stable chronic obstructive pulmonary disease", *Thorax*, v. 49, n. 10, pp. 990-994.

LEFF A. R., SCHUMACKER P. T., 1996, *Fisiologia Respiratória. Fundamentos e Aplicações*. 1 ed. Rio de Janeiro, Interlivros.

LORING S. H., GARCIA-JACQUES M., MALHOTRA A., 2009, "Pulmonary characteristics in COPD and mechanisms of increased work of breathing", *Journal of Applied Physiology*, v. 107, n. 1, pp. 309-314.

LOUIS B., LEROUX K., BOUCHERIE M., *et al.*, 2010, "Pressure stability with CPAP devices: A bench evaluation", *Sleep Medicine*, v. 11, n. 1, pp. 96-99.

MATEIKA, J. H., DUFFIN, J., 1995, "A review of the control of breathing during exercise", *European Journal of Applied Physiology*, v. 71, n. 1, pp. 1-27.

MCCLARAN S. R., WETTER T. J., PEGELOW D. F., *et al.*, 1999, "Role of expiratory flow limitation in determining lung volumes and ventilation during exercise", *Journal of Applied Physiology*, v. 86, n. 4, pp. 1357-1366.

MEHTA S., HILL N. S., 2001, "Noninvasive ventilation", *American Journal Respiration Critical Care Medicine*, v 163. n. 2, pp. 540-577.

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, n. 6, pp. 1510-1514.

O'DONNELL DE, D'ARSIGNY C, RAJ S, *et al.*, 1999, "Ventilatory assistance improves exercise endurance in stable congestive heart failure", *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v.160, n. 6, pp. 1804-1811.

PEÑUELAS O., FRUTOS-VIVAR F., ESTEBAN A., 2007, "Noninvasive positive-pressure ventilation in acute respiratory failure", *Canadian Medical Association Journal*, v. 177, n. 10, pp. 1211-1218.

PETROF, B.J., CALDERINI, E., GOTFRIED, S.B., 1990 "Effect of CPAP on respiratory effort and dyspnea in severe COPD", *Journal of Applied Physiology*, v. 69, n. 1, pp. 179-188.

PINO A. V., KAGAMI L. T., JANDRE F. C., *et al.*, 2004, "DAS - Um Programas de Aquisição e Processamento de Sinais para Engenharia Pulmonar" In: *III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica SBEB*, João Pessoa. IFMBE Proceedings. João Pessoa: SBEB, CORAL & IFMBE, v. 5, pp. 765-768.

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

ROMER L. M., POLKEY, M. I., 2008, "HIGHLIGHTED TOPIC Fatigue mechanisms determining exercise performance exercise-induced respiratory muscle fatigue: implications for performance", *Journal of Applied Physiology*, v. 104, n. 3, pp. 879-888.

SANT'ANNA M., 2008, "Efeitos da ventilação não invasiva sobre as respostas cardiovasculares agudas e tempo de exercício em indivíduos saudáveis", Tese de Mestrado, *Programa de Ciências da Atividade Física*, Universidade Salgado De Oliveira.

SASSOON C. S. H., 1991, "Positive pressure ventilation: alternative modes", *Chest*, v. 100, pp. 1421-29.

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, pp. 1108-1114.

VOGIATZIS I., GEORGIADOU O., GIANNOPOULOU I., *et al.*, 2006, "Effects of exercise-induced arterial hypoxaemia and work rate on diaphragmatic fatigue in highly trained endurance athletes", *Journal of Physiology*, v. 572, pp. 539-549.

VROMAN N. B., BECKETT W. S., PERMUTT S., *et al.*, 1985, "Effect of positive-pressure breathing on cardiovascular and thermoregulatory responses to exercise", *Journal of Applied Physiology*, v. 58, n. 3, pp. 876-881.

WITTMER V. L., SIMOES G. M., SOGAME L. C., 2006, "Effects of continuous positive airway pressure on pulmonary function and exercise tolerance in patients with congestive heart failure", *Chest*, v. 130, n. 1, pp. 157-63.

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. 1, pp. 1675-1685.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)