



COMPARAÇÃO ENTRE CPAP COMERCIAL E DE ALTO FLUXO DURANTE EXERCÍCIO DE ALTA INTENSIDADE

Marcelo Vieira Leão Nunes

Tese de Doutorado 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 Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Alexandre Visintainer Pino
Antonio Giannella Neto
Pedro Paulo da Silva Soares

Rio de Janeiro
Março de 2017

COMPARAÇÃO ENTRE CPAP COMERCIAL E DE ALTO FLUXO DURANTE
EXERCÍCIO DE ALTA INTENSIDADE

Marcelo Vieira Leão Nunes

TESE 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 DOUTOR EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

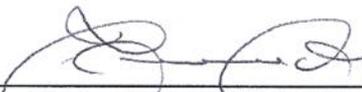
Examinada por:



Prof. Antonio Giannella Neto, D.Sc.



Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.



Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.



Prof. Pedro Dal Lago, D.Sc.



Prof. Michel Silva Reis, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2017

Nunes, Marcelo Vieira Leão

Efeitos da pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) durante exercício de alta intensidade em indivíduos saudáveis / Marcelo Vieira Leão Nunes. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2017.

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

Orientadores: Alexandre Visintainer Pino

Antonio Giannella Neto

Pedro Paulo da Silva Soares

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2017.

Referências Bibliográficas: p. 51-56.

1. CPAP. 2. exercício. 3. Trabalho ventilatório imposto.
I. Giannella Neto, Antonio *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

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

Aos meus orientadores, Antonio Giannella Neto, Alexandre Visintainer Pino e Pedro Paulo da Silva Soares, por possibilitar a realização do tema de tese de Doutorado, por mim sugerido, e pela confiança depositada em mim. Todos sempre me servirão de inspiração, pela entrega e dedicação ao trabalho inerente a todos;

Ao técnico do laboratório, Luciano T Kagami, por todo auxílio e dedicação a todos os membros do laboratório de Engenharia Biomédica;

A 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.

A minha namorada, Yedda, que no final do processo me apoiou e incentivou para finalizar o 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;

Ao professor Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares, pela orientação no período do mestrado, e pelas importantes contribuições durante o processo de elaboração do presente trabalho.

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

Ao imediato da organização militar, da qual pertenço e trabalho atualmente, Capitão-de-Fragata Charles Pacheco Piñon, pelo incentivo, compreensão e apoio fundamentais para a conclusão do presente trabalho.

Aos companheiros do Laboratório de Engenharia Biomédica, Bruno, Alcendino, Niedja, Gabriel, Rhenan, Wolner, pela convivência agradável e pelo intercâmbio de ideias, que ajudaram no desenvolvimento desta Tese.

Principalmente ao amigo Leonardo, que compartilhou do mesmo tema e linha de pesquisa, contribuindo ativamente para a realização do presente trabalho, assim como para o aluno de iniciação científica, Phellipe, que me ajudou no projeto e desenvolvimento do gerador de CPAP empregado no presente estudo.

Agradeço também aos órgãos financeiros: CNPq, a CAPES e à FAPERJ pelo suporte financeiro.

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

COMPARAÇÃO ENTRE CPAP COMERCIAL E DE ALTO FLUXO DURANTE EXERCÍCIO DE ALTA INTENSIDADE

Marcelo Vieira Leão Nunes

Março/2017

Orientadores: Alexandre Visintainer Pino

Antonio Giannella Neto

Pedro Paulo da Silva Soares

Programa: Engenharia Biomédica

Sistemas de suporte respiratório vêm sendo investigados para melhorar o desempenho físico durante exercício de alta intensidade com resultados controversos. Por outro lado a CPAP (pressão contínua de vias aéreas) é uma técnica amplamente empregada em reabilitação com resultados comprovados, mas pouco investigada em exercícios com alta demanda ventilatória. O objetivo deste estudo foi avaliar, durante um teste de carga constante (80% da potência máxima obtida previamente em um teste progressivo máximo), os efeitos da CPAP fornecidas por um dispositivo de alto fluxo (CPAP_{HF}, N = 6), desenvolvido especialmente para este trabalho, e um dispositivo comercial (CPAP_{TANGO}, N = 6). O tempo de exercício, o trabalho imposto e variáveis cardiorrespiratórias foram investigados comparando os grupos que usaram CPAP com um grupo controle (N = 6), que não usou CPAP. Apesar do CPAP_{HF} apresentar um trabalho ventilatório imposto (WOBi) inferior, não foram observadas diferenças significativas na duração do exercício, $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ e esforço percebido entre os grupos. Uma ventilação-minuto (\dot{V}_E) significativamente menor entre as visitas (-21,3 (12,4) L.min⁻¹ – mediana (Intervalo interquartil)) foi apenas observada no CPAP_{TANGO}. O WObi aumentado, inerente ao CPAP_{TANGO}, pode ter induzido fadiga expiratória ao longo do exercício, causando a diminuição de \dot{V}_E , o que não ocorreu no CPAP_{HF}. Nenhuma das intervenções de CPAP melhorou o desempenho dos voluntários.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

COMPARISON BETWEEN COMERCIAL AND HIGH FLOW CPAP DURING HIGH INTENSITY EXERCISE

Marcelo Vieira Leão Nunes

March/2017

Advisors: Alexandre Visintainer Pino
Antonio Giannella Neto
Pedro Paulo da Silva Soares

Department: Biomedical Engineering

Respiratory support system had been investigated to improve physical performance during high intensity exercises with conflict results. On the other hand CPAP (continuous positive airway pressure) is a common technique employed during rehabilitation with proofed results, however few address this during high flows. The aim of this study was to evaluate the effects, during a fixed-load test (80 % of the maximal power obtained previously in a graded maximal test), of Continuous Positive Airway Pressure (CPAP), provided by a high flow device (CPAPHF, N=6), built-in for the propose and a commercial device (CPAP_{TANGO}, N=6). Exercise duration, imposed work of breathing (WOBi) and cardiorespiratory variables were investigated compering CPAP groups with a group without CPAP intervention (N=6). Despite a lower imposed work of breathing (WOBi) of the CPAP_{HF}, no significant differences were seen in exercise duration, $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ and perceived exertion among groups. A significantly lower \dot{V}_E between visits (-21.3 (12.4) L.min⁻¹ - median (Interquartile range)) was observed only under CPAP_{TANGO}. The increased WOBi inherent to CPAP_{TANGO} may have induced expiratory fatigue throughout exercise causing the \dot{V}_E decrease, which not occurred in CPAP_{HF}. None of the CPAP interventions improved the performance of the volunteers.

Sumário

Agradecimentos	iv
Sumário.....	vii
Lista de Abreviaturas e Siglas	ix
1 Introdução.....	1
2 Objetivos.....	3
2.1 Gerais.....	3
2.2 Específicos.....	3
3 Revisão de Literatura.....	4
3.1 Ventilação Pulmonar	4
3.1.1 Mecânica Ventilatória	4
3.1.2 Trabalho Respiratório.....	5
3.2 Fisiologia do Exercício.....	8
3.2.1 Adaptações da Frequência Cardíaca.....	9
3.2.2 Adaptações dos Parâmetros Ventilatórios	10
3.2.3 Fadiga da Musculatura Respiratória.....	11
3.3 Ventilação Não Invasiva.....	12
3.3.1 Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas.....	13
3.3.2 Benefícios e Aplicações da CPAP.....	14
3.3.3 CPAP Durante Exercício	15
3.3.4 Efeito de Oscilações na Pressão de Vias Aéreas em CPAP	17
3.4 Gerador de CPAP Micro Controlado.....	17
3.4.1 Válvula Solenoide Proporcional (VSO)	18
3.4.2 Controle em Malha Fechada.....	20
4 Metodologia.....	22
4.1 Projeto de um Sistema de Geração de CPAP de Alta Vazão (CPAP _{HF})	22

4.1.1 Montagem Básica	22
4.1.2 Controle do CPAP _{HF}	23
4.1.3 Sintonia dos Controladores.....	24
4.2 Protocolo Experimental	25
4.2.1 Casuística.....	25
4.2.2 Critério de Inclusão	25
4.2.3 Critério de Exclusão	26
4.2.4 Desenho do Estudo	26
4.2.5 Protocolo da Pesquisa.....	27
4.3 Aquisição de Sinais	28
4.4 Processamento de Sinais.....	30
4.5 Análise Estatística.....	32
5 Resultados.....	33
5.1 Projeto de um Gerador de CPAP de Alto Fluxo (CPAP _{HF}).....	33
5.2 Protocolo Experimental	37
6 Discussão	43
6.1 Projeto de um Gerador de CPAP de Alto Fluxo (CPAP _{HF}).....	43
6.2 Protocolo Experimental	45
7 Limitações do Estudo	50
8 Conclusão	51
9 Referências Bibliográficas.....	52

Lista de Abreviaturas e Siglas

- A/D – Analógico/Digital
- BiLEVEL – Ventilação em dois níveis de pressão
- BTPS (Body Temperature and Pressure, Saturated) – Pressão e temperature corporais saturados
- CO₂ – Gás carbônico
- CPAP – Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas
- CPAP_{HF} – Gerador de CPAP desenvolvido no presente estudo
- CPAP_{TANGO} – gerador comercial de CPAP
- CRF – Capacidade residual funcional
- D/A – Digital/Analógico
- deltaP – Oscilações da Pressão de vias aéreas intra-ciclo
- DPOC – doença pulmonar obstrutiva crônica
- ECG – Eletrocardiograma
- EELV (End Expiratory Lung Volume) – Volume pulmonar ao final da expiração
- FC – Frequência Cardíaca
- F_iO₂ – Fração Inspiratória de Oxigênio
- FR – Frequência Respiratória
- IC – insuficiência cardíaca
- MA – Malha aberta
- MF – Malha Fechada
- PaCO₂ – Pressão Arterial de dióxido de carbono
- PaO₂ – Pressão Arterial de Oxigênio
- P_{boca} – Pressão de Vias Aéreas
- pH – Potencial hidrogeniônico
- PEEP – Pressão Positiva ao Final da Expiração
- PEEPi – pressão positiva expiratória intrínseca
- P_{ET}CO₂ – Pressão de CO₂ ao Final da Expiração
- PI – Proporcional-Integral
- pH – Potencial Hidrogeniônico
- PTC – Pneumotacômetro
- RMSSD – Raiz quadrada da média da soma dos quadrados das diferenças entre intervalos NN adjacentes
- S_aO₂ – saturação de oxigênio no sangue artéria
- SDNN – Desvio padrão da média dos intervalos RR

STPD (Standard Temperature and Pressure, dry) – temperatura e pressão padronizadas sem humidade

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TDP – Transdutor diferencial de Pressão

V_T – Volume corrente

\dot{V} – Fluxo

\dot{V}_A – Ventilação alveolar

\dot{V}_A/\dot{Q} – Relação ventilação alveolar com perfusão sanguínea.

$\dot{V}CO_2$ – Produção de gás carbônico

\dot{V}_E - Ventilação - minuto

\dot{V}_{Emax} – Ventilação-minuto obtida no minuto anterior a exaustão

VFC – Variabilidade da frequência cardíaca

VNI – Ventilação não invasiva

$\dot{V}O_2$ – Consumo de oxigênio

$\dot{V}O_{2max}$ – Consumo máximo de oxigênio

$\dot{V}O_{2peak}$ – Pico de consumo de oxigênio

VSO – válvula solenoide proporcional

VSO_{exp} – válvula solenoide proporcional expiratória

WOB – Trabalho respiratório

WOB_i – Trabalho respiratório imposto

1 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 (DPOC) e insuficiência cardíaca (IC) (AMBROSINO; STRAMBI, 2004; PETROF; CALDERINI; GOTTFRIED, 1990; WITTMER et al., 2006).

Os benefícios da intervenção de CPAP durante exercício, por exemplo, em pacientes portadores de IC 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 portadores de DPOC (AMBROSINO; STRAMBI, 2004).

De Santana et al. (2013) relatam os benefícios observados em indivíduos saudáveis, ao aplicar um protocolo de exercício de alta intensidade (80% da $\dot{V}O_{2peak}$) 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 $\dot{V}O_{2peak}$. Em seguida os voluntários foram submetidos a um teste de esforço com carga fixada em 80% da $\dot{V}O_{2peak}$, 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. O mesmo resultado foi observado por Gonçalves (2012) utilizando um gerador de CPAP somente na via inspiratória com a via expiratória aberta diretamente para atmosfera.

MACHINA (2012) investigou indivíduos saudáveis na presença de CPAP ajustado para 10 cmH₂O, aplicado juntamente com uma máscara de mineração NATO, durante exercícios submáximos com diversas intensidades provenientes das cargas de 50, 100 e 150 W. O período em cada carga foi fixado em 5 minutos, e ocorreu diminuição no WOB, no $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$, quando comparada ao grupo que utilizou somente a máscara. Contudo quando comparado ao grupo controle (nenhuma intervenção), o grupo que utilizava a CPAP não apresentou nenhuma diferença nas

variáveis analisadas.

Deve-se ressaltar que durante a intervenção de CPAP, tanto em repouso quanto em exercício, a pressão na entrada das vias aéreas (P_{boca}) reduz-se durante a inspiração e eleva-se durante a expiração, devido às impedâncias do gerador e do circuito ventilatório (GHERINI; PETERS; VIRGILIO, 1979; KATZ; KRAEMER; GJERDE, 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 como trabalho respiratório imposto (WOB_i) (BANNER; BLANCH; KIRBY, 1993). Adicionalmente, estudos anteriores relatam que as características das oscilações na P_{boca} e o WOB_i são dependentes do sistema de geração de CPAP empregado (GHERINI; PETERS; VIRGILIO, 1979; KATZ; KRAEMER; GJERDE, 1985; LOUIS et al., 2010)

Leão Nunes et al. (2014) relataram grandes oscilações de P_{boca} , durante simulação de exercício, sob intervenção do CPAP, com amplitudes ultrapassando 20 cmH₂O. Observando a presença de pressões subatmosféricas durante a inspiração. No mesmo estudo, essas oscilações foram reduzidas seja pela conexão de dois CPAP comerciais em paralelo, seja pela abertura da válvula expiratória de pressão positiva ao final da expiração (PEEP) tipo Spring-Loaded, ambos para ofertar uma maior quantidade de fluxo. Os resultados desse trabalho sugerem que diferentes dispositivos de CPAP podem causar efeitos fisiológicos diferentes quando empregados no mesmo protocolo.

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_{boca} aumentam conforme aumenta a demanda ventilatória, e que cada sistema gerador de CPAP apresenta sua própria dinâmica, faz-se necessário novos estudos in vivo, para elucidar os possíveis mecanismos envolvidos na melhoria de desempenho durante o teste de exaustão mesmo diante das não idealidades observadas nos geradores de CPAP, bem como projetar e testar técnicas de geração de CPAP com menor carga respiratória durante o exercício.

2 Objetivos

A proposta deste trabalho consiste na avaliação de novas técnicas de minimização da carga dos músculos ventilatórios em indivíduos saudáveis, durante teste de carga constante com intensidade ajustada para 80% da carga máxima:

2.1 Gerais

O objetivo deste estudo é projetar, ensaiar e empregar técnicas de minimização da carga ventilatória, durante exercício sob intervenção de CPAP, assim como avaliar os possíveis mecanismos cardiorrespiratórios envolvidos na utilização da CPAP durante exercício intenso até exaustão.

2.2 Específicos

- a) Projetar, ensaiar e empregar no protocolo experimental um gerador de CPAP com oscilações de baixa magnitude na pressão ajustada;
- b) Avaliar os padrões cardiorrespiratórios obtidos durante exercício físico intenso na presença de CPAP, medidos pelo volume corrente (V_T), frequência respiratória (FR), ventilação minuto (\dot{V}_E), consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$), produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), frequência cardíaca (FC), pressão arterial e variabilidade da frequência cardíaca (VFC);
- c) Avaliar o desempenho dos sistemas de geração de CPAP quanto às cargas ventilatórias impostas durante exercício físico intenso, medidas pelo trabalho respiratório imposto (WOBi), oscilações da P_{boca} intra-ciclo (deltaP) e a resposta à percepção de esforço.

3 Revisão de Literatura

3.1 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, 2017).

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, 2017).

3.1.1 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 III.1. A expiração normalmente 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).

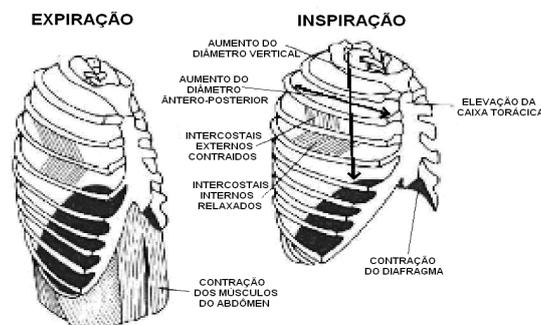


Figura III.1 - Processo de expiração, à esquerda, e inspiração, à direita, provenientes da

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, 2017).

O volume de ar que entra e sai dos pulmões a cada ciclo respiratório 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, 2017).

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, 2017).

3.1.2 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; SHEEL, 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; SHEEL, 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:

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

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 dada 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 III.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 à

CRF.

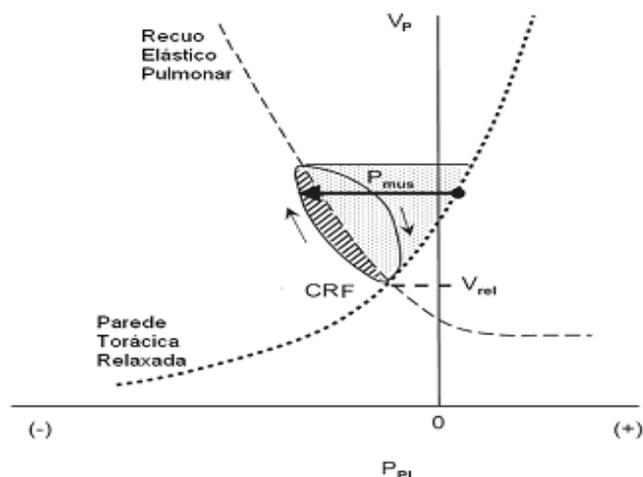


Figura III.2 - Diagrama de Campbell ilustrativo da ventilação espontânea de um indivíduo normal em repouso, apresentando a curva volume pulmonar (V_p) contra a pressão pleural (P_{pl}). A CRF (capacidade residual funcional) apresenta um valor igual ao V_{rel} (volume de relaxamento do sistema respiratório). 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 III.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 III.2.

Quando o indivíduo está sob ventilação com pressão positiva, outro tipo de trabalho resistivo é adicionado, conhecido como trabalho respiratório imposto (WOBi).

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; KIRBY; BLANCH, 1992). O WOB_i pode ser expresso pela equação:

$$WOB_i = \int (P_{boca} - P_{am}) dv \quad (III.2)$$

3.2 Fisiologia do Exercício

A atividade física é caracterizada como qualquer movimento corporal produzido pelos músculos esqueléticos que resulte em dispêndio energético. A atividade física pode ser subdividida em categorias como o esporte, exercícios, entre outras (CASPERSEN; POWELL; CHRISTENSON, 1985).

O exercício físico consiste em uma atividade física planejada, estruturada e repetitiva com o objetivo de se aprimorar ou manter as valências físicas, provenientes de um treinamento físico (CASPERSEN; POWELL; CHRISTENSON, 1985).

O treinamento físico é definido como uma sequência de exercícios, espaçados ao longo de um período de tempo, podendo ser executado de diferentes maneiras, e tendo como objetivos principais, a melhoria de desempenho ou melhora de saúde (CASPERSEN; POWELL; CHRISTENSON, 1985).

A realização de exercícios físicos proporciona como respostas cardiorrespiratórias agudas: o aumento da frequência cardíaca (FC), o aumento do débito cardíaco, o aumento da \dot{V}_E , o aumento do V_T , o aumento da FR e o aumento no WOB (CORNELISSEN; FAGARD, 2005; ZANESCO; ANTUNES, 2007).

Na literatura, encontram-se bem difundidos os valores de cada variável cardiorrespiratória para diferentes níveis de intensidade de exercício como mostra a Tabela III.1.

Tabela III.1 – Variáveis provenientes da ventilação e das trocas gasosas durante exercícios em diferentes intensidades realizados por indivíduos saudáveis (adaptada de Hess et al.(2015))

Padrão	% $\dot{V}O_{2max}$							
	Repouso	15	30	45	60	75	90	100
Respiratório								
$\dot{V}O_2$ (L/min)	0,30	0,45	0,90	1,35	1,8	2,25	2,7	3,0
$\dot{V}CO_2$ (L/min)	0,24	0,40	0,77	1,21	1,71	2,31	3,0	3,3
\dot{V}_E (L/min)	8	14	22	35	51	75	100	115
\dot{V}_A (L/min)	5,3	9	18	28	41	60	81	94
V_T (L)	0,65	0,9	1,2	1,6	2,2	2,5	2,6	2,6
FR (l/rpm)	12	15	18	22	23	30	38	44
EELV (% TLC)	0,50	0,49	0,46	0,45	0,44	0,43	0,42	0,42
Trocas gasosas								
P_aO_2 (mmHg)	91	95	93	93	92	94	94	95
P_aCO_2 (mmHg)	40	40	37	37	36	34	33	31
pH	7,4	7,4	7,38	7,36	7,34	7,30	7,29	7,28
S_aO_2 (%)	97	97	97	97	96,5	96	95,5	95
\dot{V}_A/\dot{Q}	1,1	1,3	2,0	2,5	2,9	3,5	4,1	4,5

³
 $\dot{V}O_2$ - consumo de oxigênio, $\dot{V}CO_2$ - produção de dióxido de carbono, \dot{V}_E - ventilação minuto, \dot{V}_A - ventilação alveolar, V_T - volume corrente, FR - frequência respiratória, EELV (EndExpiratoryLung Volume) - volume pulmonar ao final da expiração; P_aO_2 - pressão arterial de oxigênio, P_aCO_2 - pressão arterial de dióxido de carbono, pH - potencial hidrogeniônico, S_aO_2 - saturação de oxigênio no sangue arterial, \dot{V}_A/\dot{Q} - relação ventilação alveolar com perfusão sanguínea.

3.2.1 Adaptações da Frequência Cardíaca

A atividade parassimpática ou vagal reduz a frequência cardíaca. Esse efeito é mediado pela liberação sináptica de acetilcolina, que possui um período muito curto de latência. A ativação simpática resulta no aumento da frequência cardíaca e da velocidade de condução, juntamente com o aumento da contratilidade miocárdica. Esta ação é mediada pela liberação sináptica de noradrenalina, que é reabsorvida e metabolizada lentamente. Devido a essas diferenças na função neurotransmissora dos dois subsistemas, o sistema nervoso autonômico tende a operar em diferentes

frequências, e variações relacionadas à frequência cardíaca, se devem predominantemente, a mudanças na atividade simpática e parassimpática, as quais podem ser identificadas e quantificadas (PUMPRLA et al., 2002).

Durante o exercício ocorre uma indução metabólica local, com a finalidade de provocar vasodilatação nos vasos sanguíneos, para assegurar uma entrega necessária de substratos, O_2 e hormônios aos músculos envolvidos. O sistema nervoso responde a esses estímulos liberando norepinefrina no coração, por conseguinte, ocasionando uma elevação na FC (COYLE, 2000).

O comportamento da FC segue um padrão bem definido, modulado inicialmente pelo sistema nervoso autonômico (TULPPO et al., 1998). No decorrer dos segundos iniciais da atividade, ocorre um fenômeno denominado de transiente inicial, caracterizado por um rápido aumento da FC, mediado pelo fenômeno denominado de inibição ou retirada vagal, independente da intensidade do exercício. Com a continuação do esforço, ocorre uma elevação na atividade simpática diretamente proporcional à intensidade do exercício, resultando em elevação progressiva da FC (VALIPOUR et al., 2005).

Mesmo depois que a FC atinge uma condição de regime permanente o coração humano saudável varia a sua frequência de funcionamento batimento a batimento, como consequência dos ajustes promovidos pelo sistema nervoso autônomo para a manutenção da homeostase. Essa variação instantânea de frequência é definida como a VFC (Rajendra et al., 2006).

A VFC pode ser quantificada no domínio do tempo, por meio de métodos estatísticos, como aplicação de medidas de tendência central e de dispersão, ao longo de sucessivos intervalos RR (TASK FORCE, 1996) ou domínio da frequência, por meio da análise espectral, na qual a série RR é reamostrada para intervalos equidistantes e, em seguida, decomposta em componentes de frequência por meio da Transformada de Fourier (FFT). Essa medida tem se mostrado promissora no entendimento da influência autonômica na flutuação dos intervalos RR (AKSELROD et al., 1981).

3.2.2 Adaptações dos Parâmetros Ventilatórios

Durante exercícios de pequena a moderada intensidade tanto o V_T quanto a FR aumentam na proporção em que a intensidade aumenta, enquanto que em exercícios

de intensidade alta, o V_T alcança seu limite, e conseqüentemente o aumento da \dot{V}_E relaciona-se apenas com o aumento da FR (MCCLARAN et al., 1999; MOTA et al., 1999).

O aumento do V_T no início do exercício está diretamente ligado ao aumento do volume pulmonar ao final da inspiração e a seu decréscimo ao final da expiração. Contudo conforme a intensidade do exercício aumenta o volume pulmonar ao final da inspiração atinge um limiar em torno de 85 a 90% da capacidade pulmonar total (MOTA et al., 1999).

Para manter o dispêndio energético durante atividades extenuantes, a musculatura respiratória requer um fluxo sanguíneo substancial e constante suprimento de O_2 . Em atletas, sugere-se que 15% do $\dot{V}O_{2max}$ são destinados às musculaturas inspiratórias e expiratórias (GUENETTE; SHEEL, 2007).

Na medida em que a musculatura respiratória começa a se tornar incapaz de gerar as pressões necessárias, espera-se que ocorra hipoventilação alveolar, já que ocorre um aumento da FR, gerando um aumento no espaço morto anatômico, e, portanto, redução na ventilação alveolar (DEMPSEY et al., 2006).

3.2.3 Fadiga da Musculatura Respiratória

A fadiga da musculatura respiratória é definida como a condição na qual ocorrem perdas no desenvolvimento de força 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 O_2 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 O_2 arterial abaixo de 85% (VOGIATZIS et al., 2007).

Um dos prováveis aspectos que explicam o motivo pelo qual a fadiga da musculatura respiratória é responsável por limitar a duração do exercício é a indução reflexa de metaboreceptores, Figura III.3. Esse mecanismo é responsável pela ação de vasoconstrição simpática extrapulmonar. Essa ação resulta em dificuldades na

perfusão sanguínea para a musculatura locomotora, assim limitando seu papel para desempenhar a atividade física (Dempsey *et al.*, 2006; Romer & Polkey, 2008).

Metaboreflexo dos músculos respiratórios

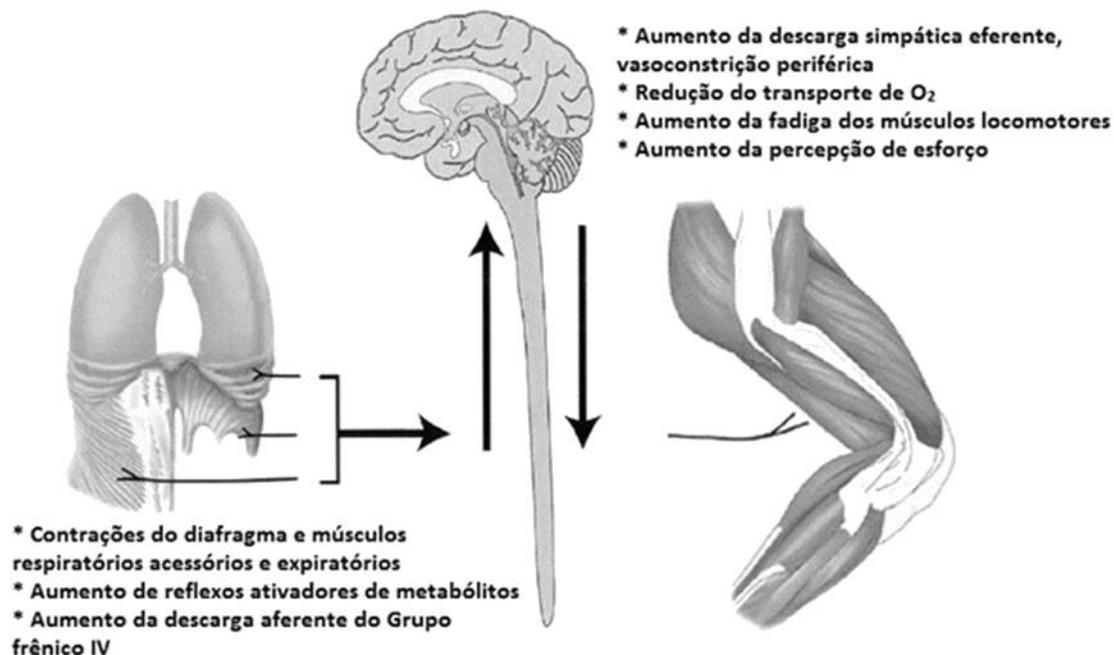


Figura III.3 - Modelo teórico preconizado para a atividade metaboreflexo e seus impactos nos músculos respiratórios e periféricos (adaptado de DEMPSEY *et al.*, 2006).

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, melhoria de desempenho (ENRIGHT *et al.*, 2006; HARMS *et al.*, 1997, 2000)

3.3 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 (BiLEVEL) e a ventilação com pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) (PEÑUELAS; FRUTOS-VIVAR; ESTEBAN,

2007).

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

3.3.1 Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas

A ventilação na modalidade pressão positiva contínua de vias aéreas (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 duas formas: vazão contínua e vazão de demanda (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 pode ser obtido pelo fornecimento de vazão devido a uma queda na P_{boca} 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*). Outro método de vazão de demanda é baseado na sensibilidade à vazão (*flow triggered*), no qual o sistema interrompe o fornecimento de vazão inspiratória adicional quando a vazão medida pelo pneumotacôgrafo (PTC) no ramo expiratório excede a vazão basal (*base line flow*), ajustada previamente, pois teoricamente o paciente está expirando (HESS et al., 2015).

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_{boca} (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:

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

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.

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

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 unidirecionais e presença de tubos curtos e largos (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; HURST; BRANSON, 1985; GIBNEY; WILSON; PONTOPPIDAN, 1982) para sistemas de vazão contínua com baixas vazões se utiliza uma bolsa reservatório para reduzir as oscilações de P_{boca} (HILLMAN; FINUCANE, 1985).

3.3.2 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 de oxigênio arterial (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 congênita. 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; BRADLEY; LIU, 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; STRAMBI, 2004; WITTMER et al., 2006).

3.3.3 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), estudaram 6 pacientes que apresentavam volume de expiração forçada no primeiro segundo de aproximadamente 35% do previsto, durante exercício submáximo até exaustão com carga fixada em 50% do $\dot{V}O_{2max}$. Como resultado obtiveram 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.

O'DONNELL et al. (1999) reportaram 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, para uma amostra de 12 pacientes estáveis com CHF avançada durante testes de exercício até a exaustão com carga fixada em aproximadamente 60% do $\dot{V}O_{2max}$ utilizando CPAP de 4.8 cmH₂O.

HENKE et al. (1993) reportaram uma redução no WOB e aumento no tempo de duração no exercício até exaustão com carga fixada em 80% do $\dot{V}O_{2max}$ em ciclo ergômetro para pacientes portadores de fibrose cística com a utilização de CPAP em 5 cmH₂O.

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% do $\dot{V}O_{2max}$), De Sant'anna. (2013) descreveram uma redução no esforço percebido com aumento significativo no tempo de exercício até exaustão, ambos utilizaram ciclo-ergômetro para a execução do exercício.

GONÇALVES (2012) também relatou aumento no tempo de exercício com diminuição do esforço percebido em indivíduos saudáveis durante exercício contínuo constante a 80% do $\dot{V}O_{2max}$ em ciclo-ergômetro. Para a geração de CPAP foi utilizado um sistema de geração de CPAP ajustado para 20 cmH₂O conectado somente na via inspiratória da máscara com a via expiratória aberta para atmosfera, fornecendo uma pressão resultante de 3 cmH₂O, vistos durante pausa ventilatória.

MACHINA (2012) relatou que para indivíduos saudáveis na presença de CPAP associada a uma máscara de mineração durante teste ergométrico em 3 intensidades diferentes, O WOB, no $\dot{V}O_{2max}$ e $\dot{V}CO_{2max}$ foram menores do que aqueles obtidos pelo grupo que utilizou somente a máscara. Nesse estudo o tempo foi fixado em 5 minutos para cada intensidade aplicada.

Todos esses protocolos experimentais apresentam um aumento no tempo de execução de exercício, explicada pela hipótese da minimização da 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 alteração da pressão desejada causada pelo sistema de geração de CPAP na presença de uma ventilação aumentada, tornando-a variável ao longo do ciclo respiratório e portanto diferente da pressão idealmente constante (GHERINI; PETERS; VIRGILIO, 1979; KATZ; KRAEMER; GJERDE, 1985; LOUIS et al., 2010).

3.3.4 Efeito de Oscilações na Pressão de Vias Aéreas em CPAP

A variação de P_{boca} durante a intervenção com CPAP impõe um aumento de trabalho ao paciente (WOB_i), podendo causar desconforto respiratório, dependente do valor de WOB_i imposto (HILLMAN; FINUCANE, 1985).

GIBNEY *et al.* (1982) encontraram um WOB_i 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 WOB_i. 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 CPAP geradas.

Para condições de altas taxas inspiratórias em ensaios dinâmicos, BACON *et al.* (2000) relatam substancial aumento na variação de pressão, proveniente da ineficiência no controle 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.

LEÃO NUNES *et al.* (2014) relatam oscilações na P_{boca} com amplitudes na ordem de 20 cmH₂O (pico a pico), sendo as mesmas reduzidas com a associação em paralelo de dois sistemas de geração de CPAP ou com a utilização da válvula expiratória de PEEP *Spring-loaded* totalmente aberta.

3.4 Gerador de CPAP Micro Controlado

A impossibilidade de se construir uma válvula mecânica de PEEP ideal levou à construção de sistemas de CPAP micro controlados. NISHIMURA *et al.* (1989) desenvolveram um sistema de CPAP micro controlado com duas válvulas eletrônicas.

Uma das válvulas é responsável por regular a vazão de demanda, enquanto a outra age como uma válvula expiratória regulando o jato de ar, proveniente de uma fonte de pressão, em direção ao paciente. AKASHI et al. (1990) utilizaram um sistema que fornece uma vazão basal de $30 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ em direção ao paciente, em que a vazão inspiratória é regulada pela monitorização e controle em malha fechada da P_{boca} . Durante a inspiração o sistema adiciona à vazão basal uma vazão equivalente à vazão inspiratória do paciente, e durante a expiração subtrai uma vazão equivalente à vazão expiratória.

FAVRE et al. (2003) desenvolveram um sistema de CPAP em malha fechada utilizando uma válvula solenoide proporcional (VSO) para regular a vazão de demanda de gás por meio de um controlador analógico do tipo Proporcional-Integral (PI), com valores de ganho fixo, determinando a tensão que deve ser aplicada aos terminais elétricos da VSO para manter a pressão o mais próximo possível do valor de referência.

Seus resultados indicam redução no WOB_i em comparação com a alternativa do mesmo equipamento operando em malha aberta. No entanto, verifica-se que os picos de pressão podem alcançar valores muito acima do nível de pressão desejado, devido possivelmente à escolha dos valores dos parâmetros do controlador, bem como a dificuldade do ajuste dos ganhos em um circuito analógico.

3.4.1 Válvula Solenoide Proporcional (VSO)

Válvulas proporcionais são dispositivos usados para regular a vazão de um fluido, líquido ou gasoso. Seu funcionamento é baseado na conversão de energia eletromecânica que transforma uma tensão ou corrente aplicada aos terminais da válvula num deslocamento mecânico que define o tamanho de um orifício, por onde escoar um fluido (UMANS, 2013).

A Figura III.4 mostra a vista em corte de uma VSO cuja posição do pistão determina a área de abertura de um orifício em um duto. O movimento é restrito à direção vertical amparado por uma guia de anéis feitos em latão. Uma bobina envolve parte do pistão e uma mola é presa a uma de suas arestas de menor dimensão. Finalmente, uma carcaça em aço vazada confina no seu interior todos os elementos.

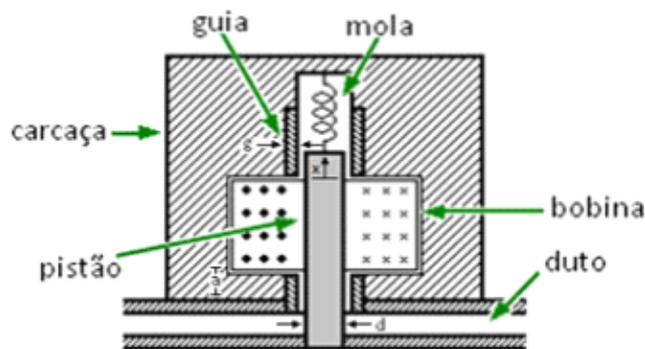


Figura III.4 - Vista em corte de uma válvula proporcional (adaptado de UMANS, 2013). A posição x do pistão determina a dimensão do orifício no duto por onde escoa um fluido.

Quando uma corrente i percorre as N espiras da bobina, um campo magnético é criado no interior no espaço interno da carcaça de aço. Sendo o pistão composto de ferro doce, as linhas de força do campo magnético vão induzir o surgimento de dois polos magnéticos: um polo norte localizado onde as linhas de força “saem” do pistão e um polo sul onde elas “entram” no pistão. Surge então uma força magnética f_{mag} que tende a deslocar o polo norte na direção das linhas de fluxo e o polo sul na direção oposta, caracterizando o movimento do pistão.

Em sistemas isolados cujos limites são facilmente identificáveis pode-se utilizar o *método da energia* (UMANS, 2013) baseado no princípio da conservação da energia para o cálculo das forças. Nos sistemas eletromecânicos, a conversão ocorre através do campo magnético e a energia nele contida funciona como um reservatório entre o sistema elétrico e o mecânico. Assume-se que não existem perdas nesse armazenamento de energia, e assim monta-se o diagrama esquemático da Figura III.5.



Figura III.5 - Modelo de conversão de energia eletromecânica (adaptado de UMANS (2013)). A conversão da energia elétrica em energia mecânica é feita através do campo magnético, no caso um sistema sem perdas. Onde são representados: e - voltagem induzida pela mudança de energia armazenada no campo magnético, i - corrente de excitação, $f_{T|d}$ - força magnética que age num sistema mecânico produzindo um deslocamento x .

3.4.2 Controle em Malha Fechada

Um dos significados da palavra controlar é exercer ação restrita sobre algo, regulando-o. Qualquer objeto físico a ser controlado, e que faz parte de um equipamento, é conhecido na teoria de controle como planta (*plant*) ou processo (OGATA, 2005). Em um sistema de controle realimentado há também um compensador, que junto com os elementos de retroalimentação, modificam o comportamento da planta (Figura III.6). Um sistema é a combinação de componentes de forma a atuarem em conjunto com determinado fim.

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

A Figura III.6 mostra um esquema de um sistema de controle realimentado padrão, em que o compensador representa quase todo um circuito eletrônico de controle. O compensador compara o sinal de saída realimentado (*feedback*) com o sinal de referência (*set-point*) e calcula o desvio (erro). O circuito elétrico então ajusta o sinal de controle (*drive*), até que a saída do sistema seja igual ao valor desejado (erro zero).

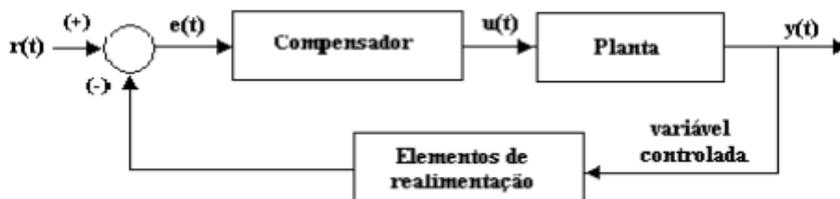


Figura III.6 - Representação de um sistema de controle com realimentação. Onde são representados: $r(t)$ - sinal de referência; $e(t)$ - sinal de erro; $u(t)$ - sinal de controle ou *drive*; $y(t)$ - sinal de saída.

Os sistemas de controle realimentados também são chamados de sistemas de controle em malha fechada (OGATA, 2005). Os sistemas que não utilizam realimentação, isto é, não utilizam a comparação da entrada de referência com a

saída, são conhecidos por sistemas de controle em malha aberta (MA).

No sistema de controle em MA, a relação entre a entrada e a saída é conhecida, e a referência é uma condição de operação fixa (OGATA, 2005). Este tipo de controle é utilizado quando não há perturbações ou distúrbios externos ou internos. Estes distúrbios são sinais que podem afetar o valor da saída de maneira indesejável. O sistema em malha fechada (MF) possui a vantagem de poder compensar distúrbios, tornando-se menos sensível às variações. O problema a ser contornado é a instabilidade do sistema em MF, que pode ocorrer ao se tentar corrigir erros, resultando em oscilações.

4 Metodologia

4.1 Projeto de um Sistema de Geração de CPAP de Alta Vazão (CPAP_{HF})

A seguir serão apresentadas as etapas necessárias para a construção e implementação do sistema de geração de CPAP de alta vazão, microcontrolado, projetado nesse estudo, denominado de CPAP_{HF}.

4.1.1 Montagem Básica

O diagrama de blocos do CPAP_{HF} é apresentado na Figura IV.1. Todo o sistema foi alimentado por um cilindro de ar comprimido tipo K (White Martins, Brasil) (Bloco 1) cuja pressão de saída foi regulada em 10 bar por um regulador de pressão de posto manual (Bloco 2) (Linde Gases Ltda, Brasil). A saída do cilindro foi conectada a um capacitor mecânico (cilindro de aço com volume aproximado de 500 mL) (Bloco 3) que ajuda a manter a pressão estável mesmo durante períodos de elevado fluxo. Esse capacitor mecânico se conecta a uma válvula proporcional solenoide (VSO, Bloco 4) VP50 (Norgren, Inglaterra) cuja saída também é filtrada por um capacitor mecânico (Bloco 4) idêntico àquele conectado a sua entrada. Esta VSO é controlada por uma malha externa responsável por manter constante a pressão de boca (P_{boca}).

Após a VSO estão conectados, em paralelo, dois geradores de CPAP de alta vazão Oxy-PEEP[®] (Smiths Medical, EUA) (Bloco 5), responsáveis por um primeiro nível de controle da CPAP desejada. Os Oxy-PEEP[®] possuem uma porta para mistura de gases em caso da utilização de oxigênio em sua alimentação. Essa porta foi mantida em 32%. Esses Oxy-PEEP[®] foram, então, conectados ao restante do circuito ventilatório, composto por: duas peças T com diâmetro interno de 22 mm (Blocos 6 e 7), um pneumotacógrafo (PTC) da Innocor (Innovision, Dinamarca) (Bloco 8), uma tomada de P_{boca} (Bloco 9) e uma máscara de CPAP (Vital Signs, EUA) (Bloco 10), adaptada para a disposição de uma única via de passagem de ar tanto para inspiração quanto para expiração. A saída de uma das peças T foi mantida aberta para atmosfera, contendo um tubo de redução 22 para 15 mm (Bloco 6), responsável por umas das resistências de saída, enquanto que a outra foi conectada a uma válvula expiratória (VSO_{exp}, Bloco 7) retirada de um ventilador Amadeus (item number 151465

Hamilton ®, Suíça) (5). Uma malha de controle externo foi responsável pelo controle desta válvula, ajudando a manter a pressão de boca (P_{boca}) constante durante a expiração.

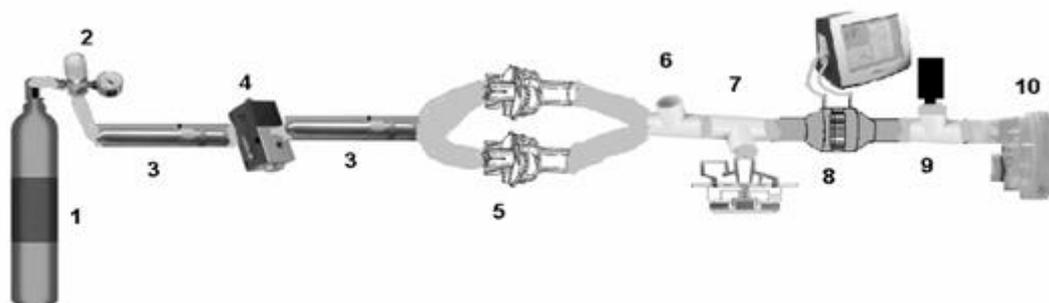


Figura IV.1 - Diagrama de blocos do sistema de geração de CPAP projetado: Bloco 1- cilindro de ar comprimido; Bloco 2- regulador de pressão de posto; Bloco 3- capacitores mecânicos; Bloco 4- válvula solenoide proporcional; Bloco 5- geradores de CPAP Oxy-PEEP® funcionando em paralelo; Bloco 6- Peça T contendo um tubo de redução na saída para atmosfera; Bloco 7- Peça T contendo uma válvula expiratória na saída para atmosfera; Bloco 8- pneumotacógrafo (PTC) pertencente ao sistema de análises de gases Innocor; Bloco 9- peça de tomada de pressão; Bloco 10- máscara de CPAP.

4.1.2 Controle do CPAP_{HF}

O controle da pressão conta com dois atuadores, VSO e VSO_{exp}, operando em conjunto com os geradores de alta vazão Oxy-PEEP® em paralelo e um sensor de P_{boca} usado para realimentar o sistema. Optou-se pelo estudo do comportamento da planta como um todo, poupando o uso de mais sensores, minimizando adição de polos no processo de estabilização.

Controladores digitais do tipo Proporcional-Integrativo independentes foram implementados utilizando-se uma placa A/D-D/A 6009 (National Instruments, EUA) e o aplicativo LabVIEW® (National Instruments, EUA). Optou-se por um controlador desse tipo uma vez que esta é a estrutura mais simples que atende às especificações de projeto: erro de regime permanente nulo para uma planta de primeira ordem com perturbação em sua saída.

Para ambos os controladores, o sinal de referência proveniente do sensor de P_{boca} , foi filtrado utilizando um filtro Butterworth passa-baixa de segunda ordem com frequência de corte fixada em 15 Hz.

O controle da VSO é feito por tensão sendo que o nível necessário de 7 bar só é obtido a uma tensão de 7,5 V. Devido a saída D/A da placa 6009 ser limitada a 5 V, o sinal de saída do PI passa por um amplificador com ganho fixado em 1,5. Para tanto foi utilizado um amplificador não inversor alimentado em ± 12 V com ganho (A_v) de aproximadamente 1,5 ($A_v = 1 + (R/2)/R$, onde $R = 12$ k Ω).

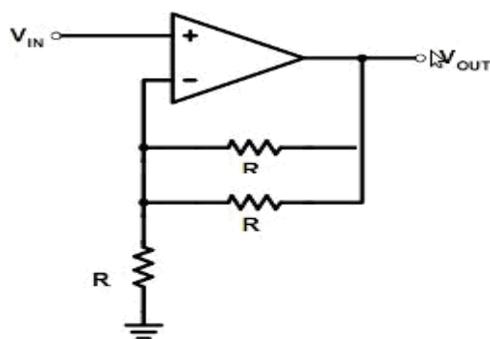


Figura IV.2 - Circuito de condicionamento de sinais para a válvula proporcional solenoide.

No controle da VSO_{exp} utilizou-se um circuito para condicionar o sinal proveniente da saída da placa D/A para uma faixa de corrente entre 40 e 200 mA. A Figura IV.3 descreve o circuito utilizado para a alimentação do sinal de controle da VSO_{exp} baseado em um transistor (TIP41B) e dois resistores $R_1 = 100\Omega$ e $R_2 = 47\Omega$ com $V_{CC} = 12$ V.

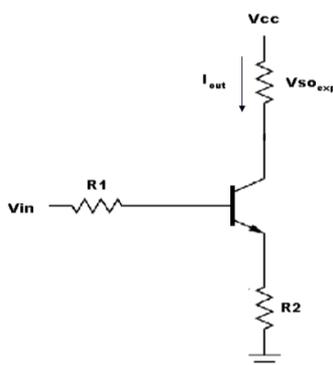


Figura IV.3 - Diagrama esquemático do conversor tensão-corrente utilizado para controlar a válvula expiratória.

4.1.3 Sintonia dos Controladores

Inicialmente a sintonia dos controladores seguiu os procedimentos do

algoritmo de Ziegler-Nicholson (1943) de malha aberta sobre o qual foi feito um ajuste fino de forma heurística para a minimização sucessiva de erros. Os valores de ganhos proporcionais e integrativos, equação IV.1, foram ajustados com sucessivos degraus de tensão aplicados ao controle das válvulas VSO enquanto a saída da máscara respiratória foi ocluída. Antes de um novo degrau o sistema era despressurizado. Cada novo ajuste nos ganhos procurava fazer com que o sensor de P_{boca} atingisse a pressão desejada em um tempo menor do que 100 ms, mantendo-a constante, com pouca ou nenhuma oscilação.

$$u(t) = Kp \left(e(t) + \frac{1}{Ti} \int_0^t e(t) dt \right) \quad \text{IV.1}$$

4.2 Protocolo Experimental

O protocolo descrito abaixo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho – HUCFF sob o protocolo nº 414.150 de 30/10/2013.

4.2.1 Casuística

A amostra foi composta por 18 indivíduos do sexo masculino, jovens (de 18 a 35 anos) e fisicamente ativos.

4.2.2 Critério de Inclusão

Seguindo as recomendações do American College of Sports Medicine (ACSM, 2006), foram considerados somente indivíduos classificados como baixo risco, isto é, aqueles que se apresentaram aparentemente saudáveis, sem sinais ou sintomas sugestivos de doença cardiopulmonar ou metabólica, não fumantes, sem lesões ósteo-articulares nos últimos seis meses e que não possuam mais que um fator de risco para doença arterial coronariana.

4.2.3 Critério de Exclusão

Em concordância com os critérios estabelecidos pelo American College of Cardiology e pela American Heart Association (ACC/AHA) (GIBBONS et al., 2002), foram excluídos todos os voluntários que apresentaram quaisquer das contraindicações descritas na Tabela IV.1.

Tabela IV.1 - Contraindicações segundo os critérios da American College of Cardiology e a American Heart Association de 2002

Contraindicações	
Absolutas	Relativas
Infarto Agudo do Miocárdio	Estenose valvar moderada
Arritmias cardíacas sintomáticas com comprometimento hemodinâmico	Anormalidades eletrolíticas
Angina Instável	Hipertensão arterial severa
Estenose aórtica severa sintomática	Taquiarritmias/Bradiarritmias
Falência cardíaca sintomática	Cardiomiopatia hipertrófica
Embolia Pulmonar aguda	Distúrbios mentais
Miocardite aguda	Alto grau de bloqueio átrio-ventricular
Dissecção aórtica aguda	

4.2.4 Desenho do Estudo

Todos os voluntários foram instruídos a não comer no período de duas horas antes do teste e não consumir café ou bebidas alcoólicas no período de vinte e quatro horas precedentes ao teste. O estudo foi dividido em quatro visitas (Figura IV.4): Nas duas primeiras visitas foram realizados um teste de esforço progressivo máximo enquanto que nas visitas subsequentes foram realizados testes de carga constante, a 80% da máxima. Na segunda visita os voluntários foram submetidos a intervenção de CPAP adicionando-se instruções positivas e negativas, com o intuito de verificar a influência da expectativa no rendimento durante o exercício, dividindo-se os voluntários em três subgrupos (controle, CPAP com instrução positiva e CPAP instrução negativa) sorteados aleatoriamente. Essa investigação pertence a outro estudo e não será considerada. Na quarta visita os voluntários foram redistribuídos em três grupos de forma aleatória: um grupo que repetiu o teste exatamente igual ao

realizado na terceira visita (Controle), e dois grupos que realizaram o teste de carga constante na presença de CPAP, um grupo utilizou um aparelho comercial e o outro grupo o gerador de CPAP descrito na seção 3.1 (CPAP_{HF}). Ambos os geradores utilizados foram ajustados para fornecer uma CPAP de 4 cmH₂O. No caso do CPAP comercial foi utilizado o modelo C-Series TANGO (ResMed, Brasil) (CPAP_{TANGO}) conectados ao circuito formados pelos blocos 6, 8, 9 e 10 (Figura IV.1) e o aparelho foi ajustado até que a pressão desejada foi medida no bloco 9.

Esse formato de estudo foi projetado para minimizar o número de visitas dos voluntários, comparando-se as mudanças intra e intergrupos entre a terceira e quarta visitas. Cabe ressaltar que devido a aleatoriedade da distribuição de voluntários os efeitos da expectativa ou previa familiarização com a intervenção de CPAP não foram considerados como relevantes.

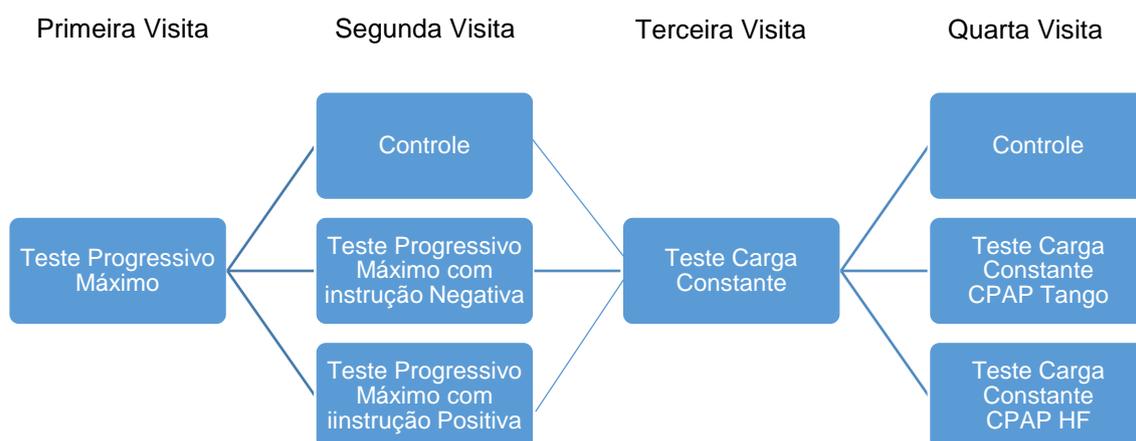


Figura IV.4 - Diagrama esquemáticos da divisão de grupos por visita.

4.2.5 Protocolo da Pesquisa

Inicialmente, os voluntários responderam a uma anamnese a fim de verificar se os mesmos atendiam aos critérios de inclusão (questionário PAR-Q e tabela IV.1). Uma vez atendidos aos critérios de inclusão, foram realizadas medições e cálculos antropométricos: massa corporal e altura com balança e estadiômetro (Wellmy, Brasil), percentual de gordura (adipômetro Cescorf, Brasil) pelo protocolo de três dobras de Jackson & Pollock (1978). Ambos os testes, progressivo e carga constante, foram

realizados em um cicloergômetro microcontrolado CG-08 (Inbrasport, Brasil).

Cada teste progressivo máximo foi dividido em três fases: Na fase 1, de pré-exercício ou repouso, os voluntários encontravam-se sentados sendo instruídos a permanecer estáticos durante 3 minutos. A fase 2, de exercício progressivo máximo, iniciava com aquecimento, de 3 minutos pedalando a 25 W seguido de progressão de intensidade de 25 W a cada período de 1 minuto de duração, sendo interrompido quando fosse atingida a exaustão voluntária ou quando fosse manifestado qualquer sinal ou sintoma determinante de interrupção do esforço. Durante toda essa fase a cadência foi mantida na faixa compreendida entre 55 e 70 rpm. Na fase 3, de pós-exercício ou recuperação o voluntário permanecia pedalando durante 5 minutos com a carga fixada em 5 W podendo manter a cadência em qualquer faixa.

Os testes de carga constante foram divididos em quatro fases. Na fase 1, de pré-exercício ou repouso os voluntários permaneciam sentados sendo instruídos a permanecer estáticos durante 5 minutos. A fase 2, de aquecimento, consistia de 5 minutos pedalando na intensidade de 30% da carga máxima obtida na primeira visita. A carga máxima foi determinada pela última carga da fase 2 do protocolo progressivo máximo, efetuado na primeira visita, e que tivesse sido mantida por pelo menos 15 segundos de duração. Na fase 3, de exercício com carga constante, a carga foi fixada em 80% da máxima descrita anteriormente, sendo o protocolo realizado até que fosse atingida a exaustão voluntária ou que fosse manifestado qualquer sinal ou sintoma determinante de interrupção do esforço. Durante toda essa fase a cadência deve ser mantida na faixa compreendida entre 55 e 70 rpm. Na Fase 4, de pós-exercício ou recuperação, o voluntário permanece pedalando durante 5 minutos com a carga fixada em 5 W, em cadência livre.

4.3 Aquisição de Sinais

Ao longo de todo o protocolo experimental foram monitoradas as variáveis ventilatórias P_{boca} , \dot{V} (BTPS), $\dot{V}O_2$ (STPD), $\dot{V}CO_2$ (STPD) e \dot{V}_E (BTPS), e as variáveis hemodinâmicas pressão arterial (PA), aferida a cada minuto pelo método auscultatório (esfigmomanômetro e estetoscópio, Glicomed, Brasil), e frequência cardíaca (FC), coletada ao longo de todo o experimento por um eletrocardiógrafo TC-500 (Ecafex, Brasil) (ECG) e por um cardiofrequencímetro RS800cx (Polar, Finlândia).

A P_{boca} foi medida a partir de uma peça T acoplada à máscara do tipo facial de

silicone e ligada, por meio de um tubo flexível, a um transdutor de pressão manométrica 163PC01B48 (Honeywell, EUA). A \dot{V} foi medida por um PTC pertencente ao sistema de análise de gases Innocor (Innovision, Dinamarca), o qual foi adaptado para ter uma saída de tubos adicionais conectadas a um transdutor de pressão diferencial (TDP) 176PC07HD2 (Honeywell, EUA). Ambos os transdutores foram amplificados e filtrados em 33 Hz por filtros passa baixas Butterworth, ativos de 4ª ordem, com saídas na faixa de ± 10 Volts.

Para a calibração do transdutor de P_{boca} , foi utilizado o equipamento analisador de calibração RT-200 (Timeter, EUA). Foi percorrida uma faixa entre -20 e +120 cmH₂O com passos de 3 cmH₂O, fornecidas por meio de uma seringa de 20 mL (BD, Brasil) associada a uma válvula de três vias.

Em vista das não-idealidades usualmente apresentadas, o PTC foi calibrado de acordo com a técnica descrita por GIANNELLA-NETO et al. (1998). Aplicando-se diferentes vazões fornecidas por uma seringa. Conhecendo-se o volume V da seringa de calibração, 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 IV.2. Neste trabalho, foi realizada a calibração, utilizando-se um polinômio de terceiro grau, antes da condução de cada experimento.

$$V = b_1 \cdot \sum \Delta u \cdot \Delta t + b_2 \cdot \sum \Delta u^2 \cdot \Delta t + b_3 \cdot \sum \Delta u^3 \cdot \Delta t \quad (\text{IV.2})$$

O sinal de ECG foi medido por meio de cinco eletrodos, posicionados de acordo com o preconizado pelo conselho Nacional de Ergometria, 1995 (Figura IV.5). O ECG foi monitorado utilizando a derivação I sendo transmitido por uma saída analógica.

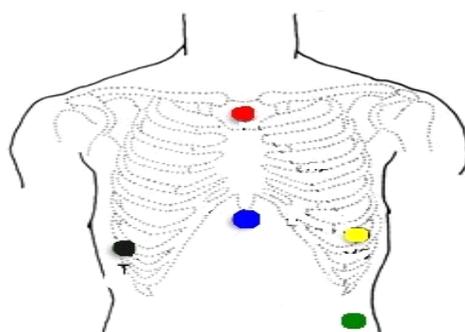


Figura IV.5 - Posicionamento dos eletrodos pertencentes ao eletrocardiograma TC-500.

O sinal de intervalos RR mensurado por meio de uma faixa pertencente ao cardiofrequencímetro RS800cx (Polar, Brasil) posicionada na altura do esterno, e denominado de RR_polar, foi transmitido pelo HRMI (Heart rate monitor interface) para o conversor analógico-digital (NI 6009, National Instruments, EUA).

Os sinais de P_{boca} , \dot{V} , ECG e RR_polar foram digitalizados pelo conversor A/D, descrito anteriormente, e armazenados em um computador pelo programa DAS (PINO *et al.*, 2004), desenvolvido para o propósito, operando em LabVIEW® versão 2011 (National Instruments, EUA). A frequência de amostragem foi fixada em 1000 Hz por canal.

Os sinais de \dot{V} , $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e \dot{V}_E foram obtidos pelo sistema de análise de gases Innocor (Innovision, Dinamarca) com uma frequência de amostragem de 100 Hz e armazenados no computador em arquivos de texto com extensão .txt.

4.4 Processamento de Sinais

Os diferentes sinais obtidos e armazenados pelos dois dispositivos distintos foram sincronizados ciclo a ciclo pela relação entre os sinais de \dot{V} adquiridos por ambos os dispositivos. Para isso foi realizada uma manobra de pausa inspiratória no início e término de cada protocolo experimental. Cabe ressaltar que os sinais de \dot{V} coletados foram praticamente idênticos nos dois sistemas.

Os sinais de P_{boca} e \dot{V} registrados pelo DAS (PINO *et al.*, 2004) foram processados pelo aplicativo Mecanica (PINO *et al.*, 2002). Os ciclos respiratórios foram detectados a partir do sinal de \dot{V} pelo método de cruzamento por zero, e divididos em trechos, dos quais são separados os ciclos inspiratórios e expiratórios. Após a detecção dos ciclos, foi calculado o parâmetro de variação média das oscilações de P_{boca} , equação IV.3, denominado deltaP:

$$\text{delta}P_{(k)} = \frac{\left(\begin{array}{c} I_{\text{ins}}(k+1) \\ \int P_{\text{boca}}(t) \cdot dt \\ I_{\text{exp}}(k) \end{array} \right)}{TE} - \frac{\left(\begin{array}{c} I_{\text{exp}}(k) \\ \int P_{\text{boca}}(t) \cdot dt \\ I_{\text{ins}}(k) \end{array} \right)}{TI} \quad (\text{IV.3})$$

onde

$$TI = I_{\text{exp}}(k) - I_{\text{ins}}(k) \quad (\text{IV.4})$$

$$TE = I_{\text{ins}}(k + 1) - I_{\text{exp}}(k) \quad (\text{IV.5})$$

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

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

$$WOBi = \int P_{\text{boca}} dv = \int P_{\text{boca}} \dot{V} dt \quad (\text{IV.6})$$

Ambos os parâmetros ΔP e $WOBi$ foram utilizados para a avaliação dos sistemas de geração de CPAP utilizados na última visita do protocolo experimental pelos grupos: CPAP_{TANGO} e CPAP_{HF}.

Os sinais de ECG e RR_{polar} registrados pelo DAS (PINO et al., 2004) foram processados pelo aplicativo Sinu's Cor desenvolvido especificamente para este propósito. Do sinal de ECG foram extraídos os intervalos RR, neste caso denominado de RR_{ecg} , para se diferenciar do sinal obtido pelo Polar. Ambos os sinais de RR (RR_{polar} e RR_{ecg}) passaram pelo chamado filtro do quociente (PISKORSKI; GUZIK, 2005), gerando um novo sinal de intervalos RR normais (NN).

Após a filtragem, o sinal de NN que apresentava menos interferência de medida foi processado quanto à variabilidade da frequência cardíaca (VFC) no domínio do tempo, baseada em métodos estatísticos calculando-se os índices tradutores de flutuações na duração dos ciclos cardíacos. Os índices estatísticos utilizados foram o desvio padrão de todos os intervalos NN (SDNN) (IV.7) e a raiz quadrada da média da soma dos quadrados das diferenças entre intervalos NN adjacentes (RMSSD) (IV.8):

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (\text{IV.7})$$

$$RMSSD = \sqrt{\sum_{i=1}^N \frac{1}{N} (RR_i - RR_{i+1})^2} \quad (IV.8)$$

Esses índices foram calculados para os 30 s finais do primeiro minuto de aquecimento e para os 30 s que precedem a exaustão. Nestes momentos a FC de todos os voluntários sempre se encontrava estabilizada, sem apresentar tendências.

Dos sinais de $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e \dot{V}_E adquiridos ciclo a ciclo, foram utilizados os valores máximos obtidos na Fase 3 do protocolo de esforço máximo com carga constante, extraídos dos 30 s que antecedem a interrupção do exercício por exaustão voluntária.

4.5 Análise Estatística

Os dados processados foram analisados utilizando o pacote estatístico GraphPad Prism 6.0 (GraphPad Software, EUA). Foram realizados os testes não paramétricos para medidas repetidas (Wilcoxon signed-rank test) e não paramétricos para testar se o conjunto de amostras provêm da mesma distribuição (Kruskal-Wallis). O primeiro comparou os valores obtidos na terceira e na quarta visitas para todas as variáveis adquiridas e o segundo comparou as diferenças de valores entre cada visita por cada grupo. O teste não paramétrico para medidas independentes (Mann-Whitney test) foi utilizado para comparar o desempenho dos dois sistemas de geração de CPAP na quarta visita. Foi adotado um valor de $\alpha < 0,05$ para significância. Todos os resultados são apresentados na forma de mediana e intervalo interquartil (IQR).

5 Resultados

5.1 Projeto de um Gerador de CPAP de Alto Fluxo (CPAP_{HF})

Nesta seção são apresentados os resultados do ensaio do sistema de CPAP de alto fluxo, tanto da sintonia e ajuste do controlador quanto da comparação com um sistema comercial.

Após o ajuste de Ziegler-Nicholson em malha aberta e a sintonia fina do controle para as duas válvulas VSO os controladores tornaram-se iguais com $K_p=1,4$ e $K_i=0,01$. A resposta ao degrau para o sistema projetado não apresenta sobreníveis e o tempo de estabilização é da ordem de 10 ms (Figura V.1). Estes valores são suficientes para o controle desejado uma vez que o sistema responde no mínimo 20 vezes mais rápido do que o tempo de uma inspiração ou expiração durante exercício.

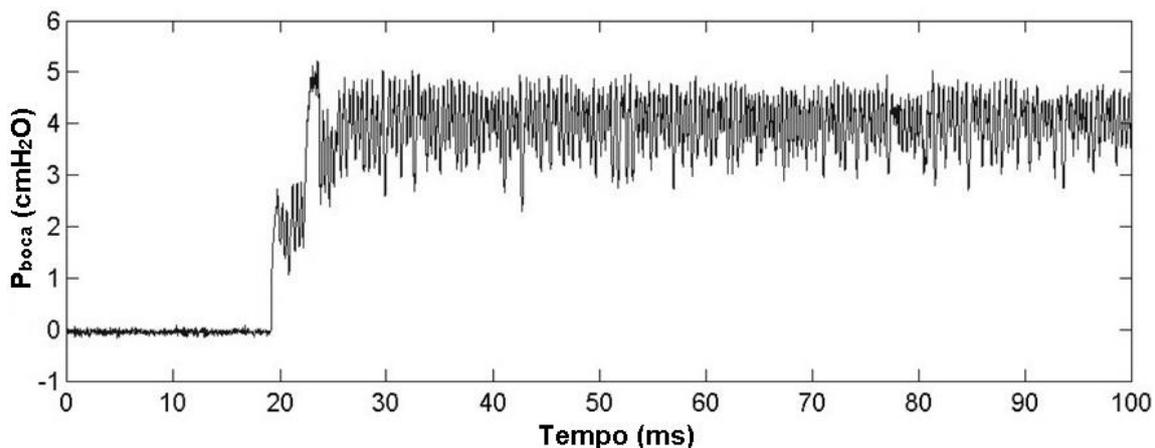


Figura V.1 - Resposta ao degrau do sistema de alto fluxo. P_{boca} – pressão de entrada nas vias aéreas. O estímulo foi aplicado em 19 ms e o sistema não apresentou atraso.

Comparativamente, o CPAP de alto fluxo desenvolvido mostrou-se superior ao sistema comercial durante um protocolo de esforço máximo com carga constante, conforme descrito na seção 3.2.5. O teste comparativo foi realizado fora do desenho experimental apresentado, no qual um mesmo voluntário utilizou ambos os sistemas de geração de CPAP ajustados para 4 cmH₂O, em duas ocasiões diferentes. Observa-se que o sistema de alto fluxo foi capaz de manter a pressão de CPAP com menor oscilação na P_{boca} durante todo o protocolo (Figura V.2) mantendo a pressão de CPAP ajustada durante a maior parte do experimento, exceto na etapa final do exercício a

80% da carga máxima. Também se observa que o desempenho do controlador foi melhor durante a expiração do que durante a inspiração, e que a pressão ficou negativa durante a inspiração, apenas para os fluxos mais altos nos minutos finais do teste.

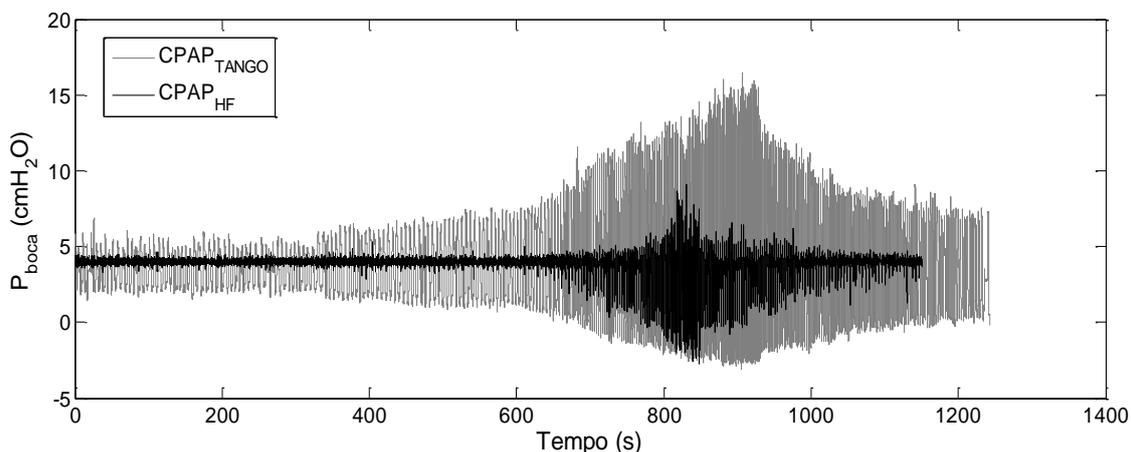


Figura V.2 - Valores de pressão de entrada nas vias aéreas (P_{boca}) de um mesmo voluntário, medidos na saída da máscara para dois diferentes tipos de sistema de geração de CPAP, ambos fornecendo uma pressão de 4 cmH_2O durante o protocolo de esforço máximo com carga constante a 80% da máxima

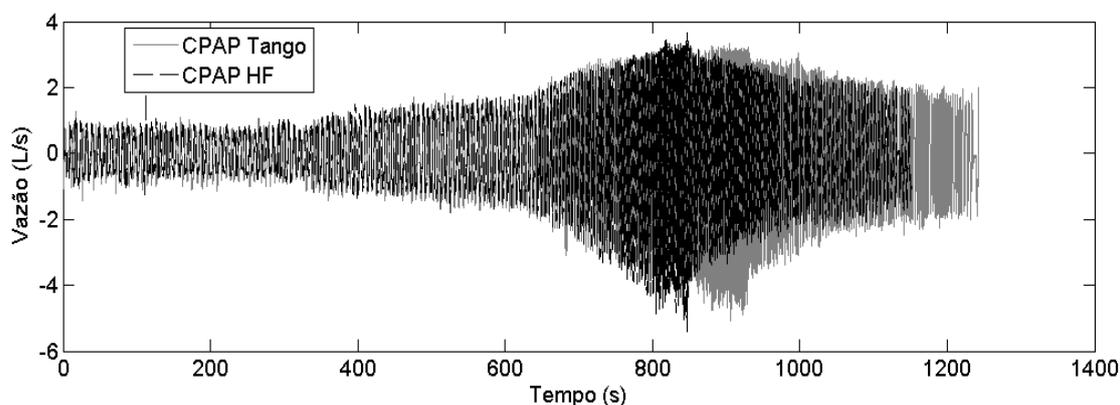


Figura V.3 - Valores de vazão de um mesmo voluntário, medidos na saída da máscara para dois diferentes tipos de sistema de geração de CPAP, ambos fornecendo uma pressão de 4 cmH_2O durante o protocolo de esforço máximo com carga constante a 80% da máxima. Na cor cinza o dispositivo $CPAP_{TANGO}$, na cor preta o dispositivo $CPAP_{HF}$.

As variações médias de pressão durante o ciclo respiratório ficam mais evidentes quando calculado a ΔP (Figura V.4). Pode-se observar que o $CPAP_{HF}$

apresenta valores menores de deltaP durante todo o experimento, onde o menor valor foi próximo de 0 cmH₂O e o maior valor próximo de 5 cmH₂O, enquanto que o CPAP_{TANGO} apresenta uma faixa de variação de 2 cmH₂O a 15 cmH₂O. Mesmo assim não foi observado nenhuma diferença significativa no fluxo inspiratório ou expiratório (Figura V.3) entre os dois sistemas de CPAP. Esta condição de pressão mais constante com fluxo semelhante se reflete em uma redução dos valores de WOBI (Figura V.5). Pode-se observar que o CPAP_{HF} apresenta valores menores durante todo o teste com redução maior que 50% no trabalho requerido para superar a impedância do circuito comparado ao CPAP Tango.

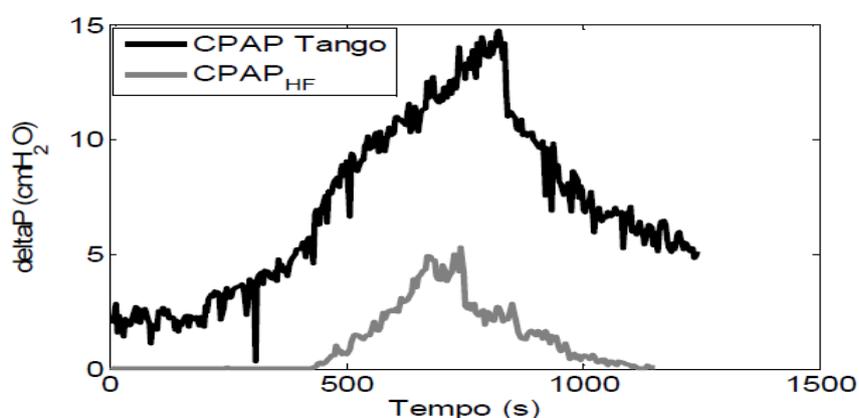


Figura V.4 - Valores de deltaP obtidos por dois diferentes tipos de sistema de geração de CPAP, para um mesmo voluntário, durante a quarta visita do protocolo experimental.

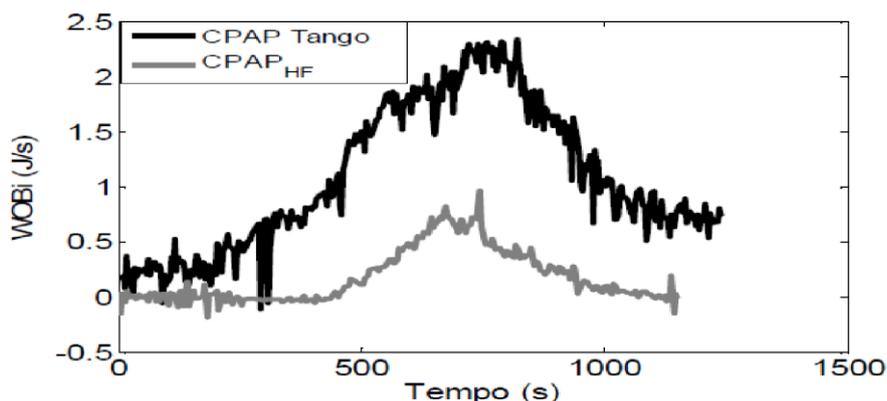


Figura V.5 - Valores de WOBI obtidos por dois diferentes tipos de sistema de geração de CPAP, para um mesmo voluntário, durante a quarta visita do protocolo experimental.

Quando os dois sistemas foram aplicados a grupos diferentes de indivíduos, como descrito no desenho experimental, seção 3.2.4 observou-se as mesmas

características descritas anteriormente, com valores de deltaP (Figura V.6) e WOBI (Figura V.7) do CPAP_{HF} significativamente menores ao longo de toda a etapa de exercício (Fase 3, protocolo de carga constante), exceto para WOBI durante o minutos finais, nos quais a demanda ventilatória foi bastante aumentada. Cabe ressaltar que alguns indivíduos terminaram o teste no quarto minuto enquanto outros prosseguiram por mais tempo.

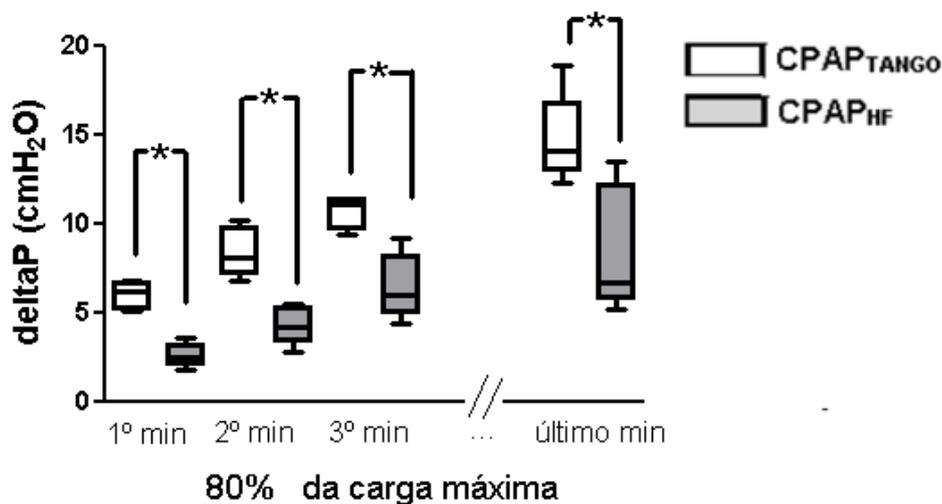


Figura V.6 - Valores de oscilações de pressão de vias aéreas intra-ciclos (deltaP) obtidos por dois diferentes tipos de sistema de geração de CPAP (CPAP_{TANGO} e CPAP_{HF}), a cada minuto do teste de carga constante a 80% da potência máxima.

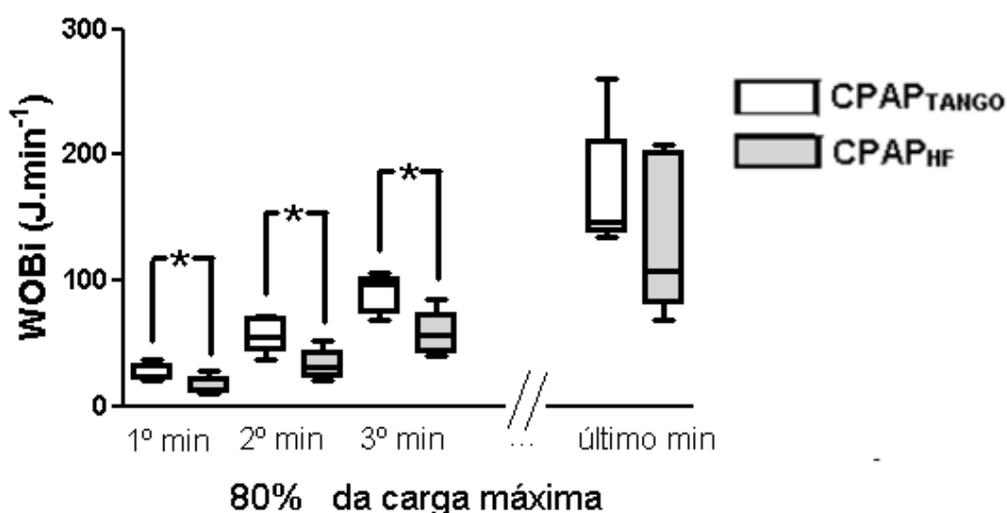


Figura V.7 - Valores de trabalho respiratório imposto (WOBI) obtidos por dois diferentes tipos de sistema de geração de CPAP (CPAP_{TANGO} e CPAP_{HF}), a cada minuto do teste de carga constante a 80% da máxima.

Apesar dos valores menores de deltaP e WOBI, o esforço percebido de ambos os grupos foi similar, visto tanto no início do exercício a 80% da carga máxima, quanto no final da mesma. Nota-se que que ambos os valores de BORG foram máximos antes da exaustão (Tabela V.1), contudo nenhum indivíduo interrompeu o exercício por dispneia.

Tabela V.1 – Valores da escala de BORG obtidos no primeiro minuto do teste a 80% da carga máxima e último minuto antes do voluntário atingir a exaustão

Grupos	1º minuto do exercício (Fase 3)				Minuto final do exercício (Fase 3)			
	BORG		BORG		BORG		BORG	
	Periférico		Central		Periférico		Central	
	3ª visita	4ª visita	3ª visita	4ª visita	3ª visita	4ª visita	3ª visita	4ª visita
Controle	5,0 (0)	4,5(2)	4,5 (2)	3,0 (2)	10 (1)	10(0)	10(1)	10(0)
CPAP_{TANGO}	6,0 (1)	5,5 (2)	4,5(2)	5,0 (1)	10 (0)	10(0)	9,5(5)	10(0)
CPAP_{HF}	5,5(2)	5,5 (3)	3,0 (2)	3,5 (5)	10 (0)	10(0)	9,5(2)	10(1)

Resultados na forma: mediana (intervalo interquartil). BORG Periférico: esforço percebido no trabalho da musculatura locomotora durante o exercício. BORG Central: esforço percebido no trabalho da musculatura ventilatória. Fase 3: teste esforço máximo de carga constante ajustada para 80% da máxima.

5.2 Protocolo Experimental

Participaram do protocolo experimental 18 voluntários distribuídos de maneira aleatória: 6 no grupo Controle, 6 no grupo CPAP_{TANGO} e 6 no grupo CPAP_{HF}. Em função do pequeno número de pessoas em cada grupo e da distribuição não normal dos dados, os resultados experimentais apresentados nesta seção correspondem a mediana e ao intervalo interquartil.

Pode se observar que as características dos voluntários (Tabela V.2) pertencentes a cada grupo obtidas na primeira, são bem homogêneas. Destacando-se o fato que o grupo CPAP_{HF} apresentar menor estatura e maior valor de carga máxima em relação aos demais grupos. O mesmo pode ser observado pelos valores de $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ obtidos na terceira visita (35,9 (1,5) mL.kg.min⁻¹, 39,1 (4,1) mL.kg.min⁻¹, 45,1(4,2) mL.kg.min⁻¹ grupos Controle, CPAP_{TANGO} e CPAP_{HF} respectivamente) e

quarta visita (37,9 (2,1) mL.kg.min⁻¹, 36,9 (6,0) mL.kg.min⁻¹, 43,0 (6,0) mL.kg.min⁻¹ grupos Controle, CPAP_{TANGO} e CPAP_{HF} respectivamente). Nota-se que ambas as visitas apresentaram valores similares, o mesmo resultado pode ser observado nos valores de $\dot{V}CO_2$ correspondentes para ambas as visitas (Figura V.8). O comportamento dos valores de $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ ao longo do tempo foram similares entre as visitas em todos os grupos, podendo se observar uma estabilização perto da exaustão (Figura V.9)

Tabela V.2 - Características gerais dos voluntários alocados em cada subgrupo

	Controle	CPAP_{TANGO}	CPAP_{HF}
Idade (anos)	25 (3,0)	24 (1,0)	26 (2,0)
Peso (kg)	70,1 (9,1)	80,9 (8,5)	77,8 (9,3)
Altura (cm)	183 (9,0)	185 (5,0)	173 (7,0)
% Gordura	9,0 (4,2)	11,3 (3,8)	13,6 (1,0)
Carga_{Máx}(Watts)	175 (25)	200 (50)	250 (25)
$\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ (ml.kg.min⁻¹) 1^a visita	34,7 (3,6)	38,5 (5,2)	44,2 (4,3)
$\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ (ml.kg.min⁻¹) 3^a visita	35,9 (1,5)	39,1 (4,1)	45,1 (4,2)
$\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ (ml.kg.min⁻¹) 4^a visita	37,9 (2,1)	36,9 (6,0)	43,0 (6,0)
$\dot{V}CO_{2m\acute{a}x}$ (ml.kg.min⁻¹) 3^a visita	44,88 (8,2)	42,74 (6,4)	50,36 (9,7)
$\dot{V}CO_{2m\acute{a}x}$ (ml.kg.min⁻¹) 4^a visita	43,75 (6,8)	39,04 (9,6)	50,96 (11,0)
$\dot{V}_{Em\acute{a}x}$ (ml.kg.min⁻¹) 3^a visita	95,5 (33,4)	110,1 (14,0)	108,5 (8,8)
$\dot{V}_{Em\acute{a}x}$ (ml.kg.min⁻¹) 4^a visita	97,9 (24,4)	84,9 (16,5)	107,1 (17,7)
Tempo (s) 3^a visita	229,4 (108,8)	292,2 (66,7)	219,6 (76,6)
Tempo (s) 4^a visita	432,0 (114,5)	235,8 (53,3)	310,2 (71,1)

Resultados na forma: mediana (intervalo interquartil).

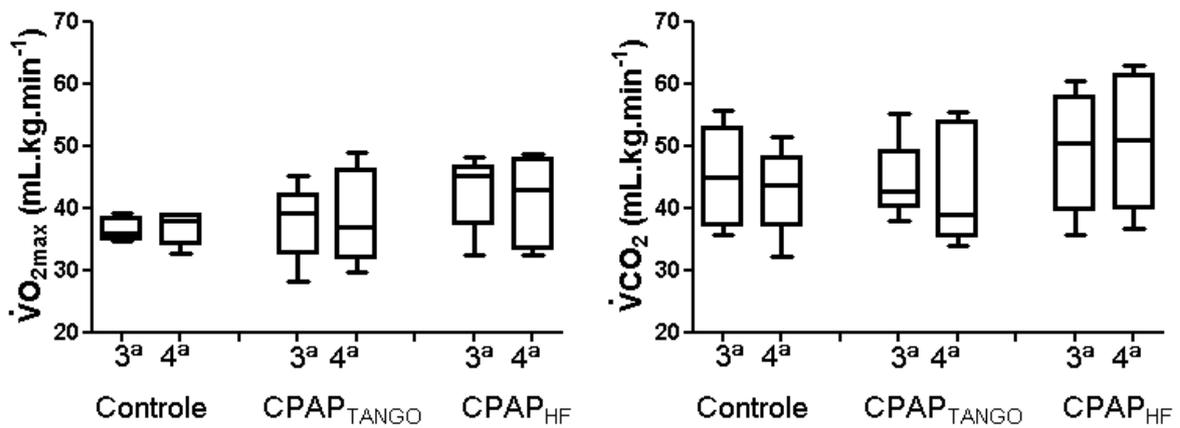


Figura V.8 - $\dot{V}O_{2max}$ (Esquerda) e $\dot{V}CO_2$ correspondente (Direita) obtidos durante o protocolo de esforço máximo com carga constante, ajustada para 80% da máxima, na terceira e quarta visitas, para os grupos controle, aparelho comercial (CPAP_{TANGO}) e de alto fluxo (CPAP_{HF}).

Durante as duas visitas observa-se, nos grupos controle e CPAP_{HF}, uma tendência não significativa no aumento de tempo de execução do exercício (Figura V.10 painel direito), quantificado pela diferença entre as visitas (94.2 (85) s, e 39.6 (53,1) s controle e CPAP_{HF} respectivamente), devido ao processo de familiaridade ao protocolo, associado a treinabilidade atrelada ao número de visitas realizadas. No grupo CPAP_{TANGO} ocorreu uma queda no tempo na quarta visita (-4,0 (69,9) s), indicando uma piora de desempenho não significativa.

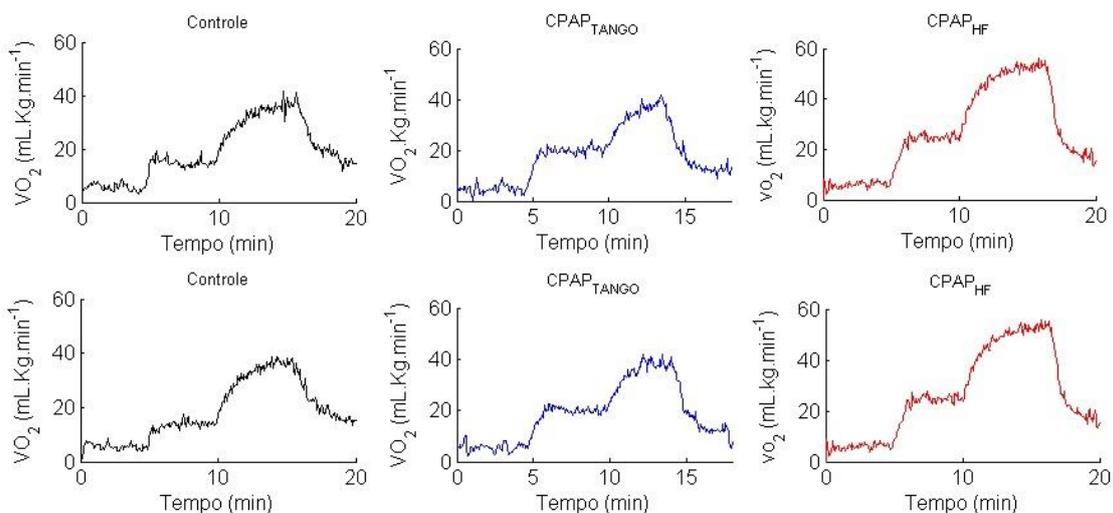


Figura V.9 - Curva representativa do comportamento dos valores de $\dot{V}O_{2max}$ ao longo do tempo em cada grupo. Acima: curva de $\dot{V}O_{2max}$ obtida na terceira visita; Abaixo: curva de $\dot{V}O_{2max}$ obtida na quarta visita

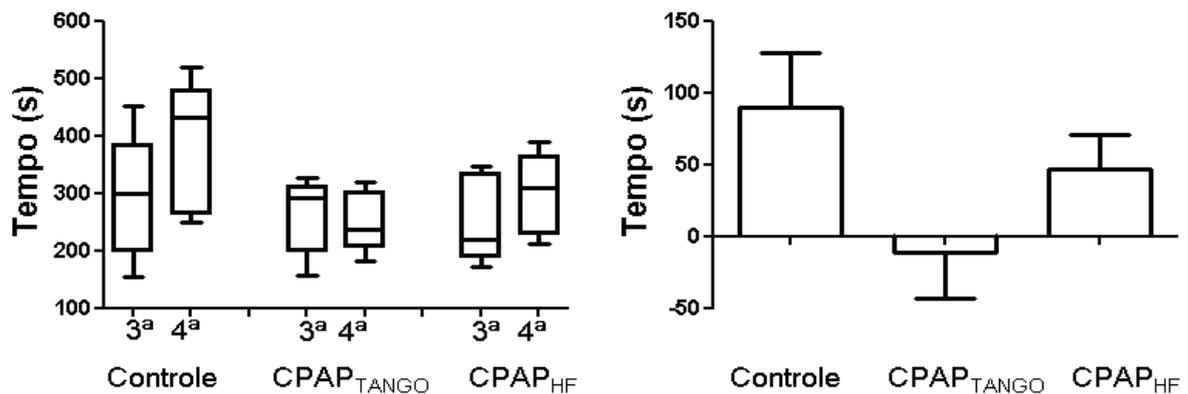


Figura V.10 - Esquerda: Box-Plot com os valores de duração do exercício na Fase 3 do protocolo de esforço máximo, obtidos na terceira e quarta visitas. Direita: Mediana e intervalo interquartil superior das diferenças na duração do exercício entre a quarta e a terceira visita.

Diferente das outras variáveis observadas no presente estudo os valores de \dot{V}_E para o grupo CPAP_{TANGO} foram significativamente menores ($p < 0,05$) na quarta visita comparando-se com a terceira (4^a visita vs 3^a visita ($110,1 (14,0) \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ vs $84,9 (16,5) \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$). A diferença entre visitas ($-21,7 (12,4) \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$) também apresentou uma diminuição significativa com relação aos valores obtidos nos demais grupos, que inversamente apresentaram aumento nos valores de \dot{V}_E durante a quarta visita (Figura V.11). O menor valor de \dot{V}_E visto na quarta visita foi provocado pela redução da FR, enquanto V_T permaneceu similar para ambas as visitas. Nos demais grupos ambos os valores de FR e V_T foram similares entre as visitas (Tabela V.3). Cabe ressaltar que os valores de \dot{V}_E caíram sistematicamente para todos os indivíduos no grupo CPAP_{TANGO} na quarta visita, enquanto que nos outros grupos, os valores de \dot{V}_E variaram entre os voluntários de forma heterogênea, no qual alguns subiram enquanto outros caíram (Figura V. 12).

Assim como visto na maioria dos parâmetros analisados no presente estudo os índices obtidos pela VFC, que se relacionam com mudanças na modulação do sistema nervoso autônomo, não apresentaram diferenças significativas na presença de CPAP, tendo em vista que os valores de SDNN e o RMSSD no fim do protocolo de esforço máximo (normalizados pelos respectivos valores ao final do aquecimento) foram semelhantes para todos os grupos. Pode-se observar uma queda sistemática em ambos os parâmetros, na quarta visita comparada com a terceira visita em todos os grupos (Tabela V.4). O mesmo ocorre com os valores de pressão arterial e frequência cardíaca obtidos no minuto final que precede a exaustão, no qual não se observa

nenhuma diferença significativa entre as visitas (Tabela IV.5).

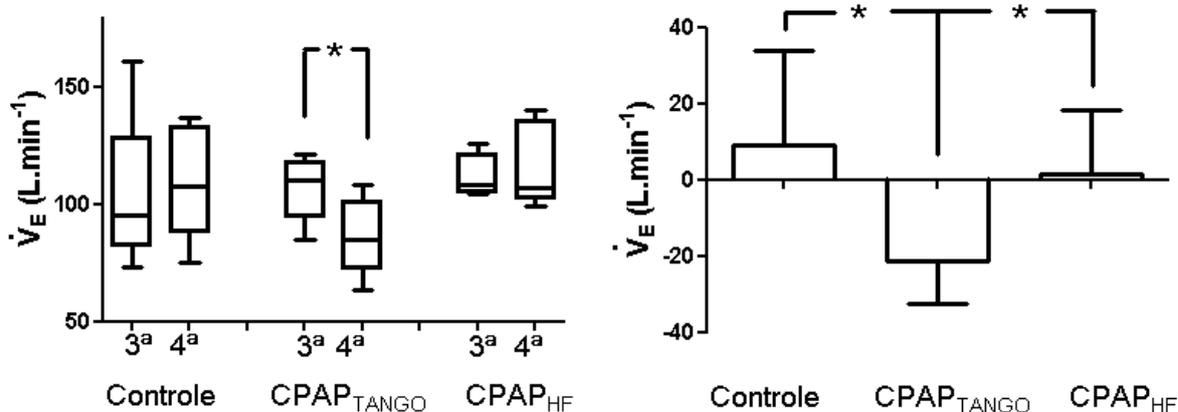


Figura V.11 - Esquerda: Box-Plot com os valores de \dot{V}_E obtidos no último minuto antes da interrupção do exercício (Fase 3) na terceira e quarta visitas. Direita: Mediana e intervalo interquartil superior das diferenças de \dot{V}_E entre a quarta e a terceira visita.* $p < 0,05$.

Tabela V.3 - V_T e FR obtidos no minuto que antecede a interrupção do exercício a 80% da carga máxima.

Grupo	V_T (L)		FR (irpm)	
	3ª visita	4ª visita	3ª visita	4ª visita
Controle	2,69 (0,28)	2,67 (0,29)	41,84 (3,48)	44,16 (10,36)
CPAP_{TANGO}	2,15 (0,16)	2,18 (0,12)	46,27 (9,28)	37,52 (5,10)*
CPAP_{HF}	2,36 (0,41)	2,29 (0,21)	49,02 (12,74)	50,40 (10,84)

Resultados na forma: mediana (intervalo interquartil). V_T : volume corrente; FR: frequência respiratória. * $p < 0,05$

Tabela V.4 - SDNN e RMSSD no fim do protocolo de esforço máximo normalizados pelos respectivos valores ao final do aquecimento.

Grupo	SDNN (%)		RMSSD (%)	
	3ª visita	4ª visita	3ª visita	4ª visita
Controle	95,3 (3,1)	94,3 (2,9)	94,1 (5,5)	91,8 (7,1)
CPAP_{TANGO}	95,1 (1,9)	92,1 (5,7)	93,3 (2,8)	89,9 (4,7)
CPAP_{HF}	94,7 (3,1)	93,3 (3,2)	95,4 (1,0)	91,3 (4,0)

Resultados na forma: mediana (intervalo interquartil). SDNN: Desvio padrão de todos os intervalos RR normais; RMSSD: Raiz quadrada da média da soma dos quadrados das diferenças entre intervalos NN adjacentes.

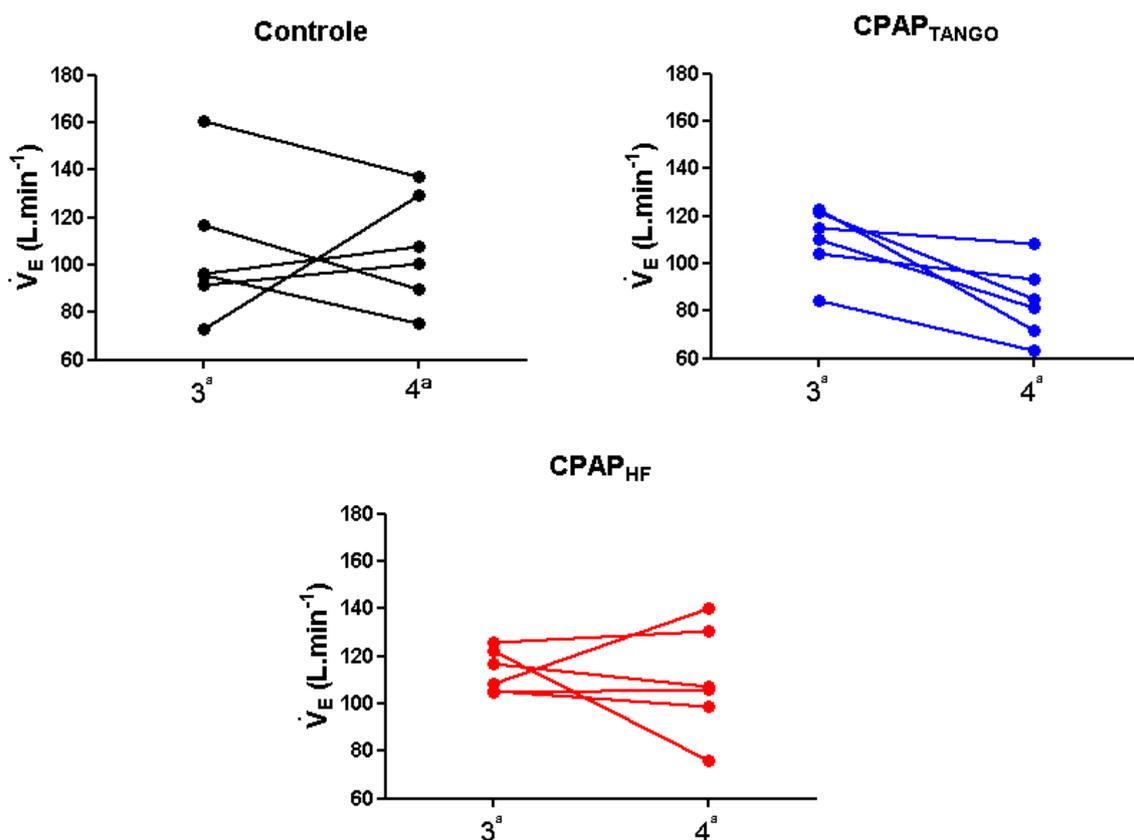


Figura V.12 - Gráfico de Linhas contendo os valores de \dot{V}_E obtidos no último minuto antes da interrupção do exercício (Fase 3) na terceira e quarta visitas para cada indivíduo dentro de cada grupo.

Tabela IV.5 – Valores da pressão arterial e frequência cardíaca obtidos no momento em que o voluntário atingi a exaustão.

Grupos	Pressão Arterial (mmHg)				Frequência Cardíaca (bpm)	
	Sistólica		Diastólica		3 ^a visita	4 ^a visita
	3 ^a visita	4 ^a visita	3 ^a visita	4 ^a visita		
Controle	210(10)	210(10)	100(0)	110(10)	188(18)	190(20)
CPAP_{TANGO}	200(10)	200(10)	100(10)	100(0)	179(13)	177(9)
CPAP_{HF}	200(0)	200(0)	100(10)	100(10)	187(12)	190(10)

Resultados na forma: mediana (intervalo interquartil).

6 Discussão

Os principais achados deste trabalho foram:

- a) O sistema de geração de CPAP projetado no presente estudo, apresentou valores menores de ΔP e WOB_i quando comparado com o CPAP comercial, contudo o tempo de duração do exercício, assim como a percepção de esforço subjetivo não apresentaram diferenças estatisticamente significativas.
- b) Os valores de: $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ (e correspondente $\dot{V}CO_2$); pressão arterial; FC; SDNN; RMSSD e percepção de esforço, não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre a terceira e a quarta visitas para todos os grupos.
- c) A redução em \dot{V}_E , ocasionada pela queda da FR, foi observada somente no grupo CPAP_{TANGO}, a mesma pode estar associada a uma possível indução de fadiga da musculatura expiratória.

No presente estudo o tempo de duração do teste foi similar entre todos os grupos independente da intervenção da CPAP, conforme visto na Figura V.9, o que indica que os efeitos de familiaridade e treinabilidade não foram relevantes apesar da tendência não significativa observada. Outros autores descrevem indiferença no desempenho ao se aplicar ventilação não-invasiva durante o exercício (MARCINIUK et al, 1994 e KRISHNAN et al, 1996), esse conflito de resultados sugere que pequenas variações no protocolo experimental, tais como: condicionamento físico da amostra, dispositivo utilizado para minimizar a carga respiratória, intensidade do teste aplicado, entre outros; podem gerar resultados diferentes em um mesmo conceito de teste aplicado.

6.1 Projeto de um Gerador de CPAP de Alto Fluxo (CPAP_{HF})

Como se pode observar na Figura V.1 a sintonia do controlador do CPAP_{HF} apresentou um tempo menor do que 10 ms para alcançar o valor desejado, demonstrando capacidade para compensar as flutuações geradas pela imposição ventilatória do indivíduo ao sistema de CPAP.

A sintonia do controlador foi satisfatória (Figura V.2), uma vez que, mesmo na presença de perturbações ocasionadas pela respiração do voluntário, a CPAP oscilou sempre próxima à faixa de pressão ajustada para demandas brandas (30% da carga máxima), contudo para altas demandas o sistema não apresentou energia suficiente para compensar com a vazão necessária para superar essas perturbações. Mesmo diante dessa perda de controle obtida no CPAP_{HF} as oscilações de P_{boca} geradas pela intervenção do CPAP_{TANGO} apresentaram valores consideravelmente maiores.

Analisando a Figura V.3 percebe-se que a variação na vazão foi similar, para ambos os sistemas de geração de CPAP empregado, proporcionando uma comparação direta entre as amplitudes de oscilações de P_{boca} entre os dois sistemas dado um mesmo valor de vazão, e portanto, uma menor variação de P_{boca} dada a mesma vazão demandada caracteriza um melhor desempenho apresentado pelo CPAP_{HF} quando comparado com o CPAP_{TANGO}.

Pelos valores de ΔP e WOB_i , vistos nas Figuras V.4 e V.5 observa-se que para o repouso e durante grande parte da intensidade de 30% da carga máxima (500 s iniciais do teste) o CPAP_{HF} obteve um desempenho muito bom com variações na pressão próximas a zero, enquanto que o CPAP comercial apresentou uma variação de 2 cmH₂O (pico a pico) para o mesmo período analisado.

Com a mudança de intensidade o CPAP_{HF} não operou conforme o previsto, com variações médias de pressão de até 5 cmH₂O. Contudo se comparado ao CPAP_{TANGO}, cuja variação média foi de 15 cmH₂O, o CPAP_{HF} manteve seu desempenho consideravelmente melhor.

Essa variação de pressão acentuada refletiu diretamente no WOB_i , o qual apresentou um aumento de magnitude de até 10 vezes do valor obtido nas etapas de repouso e intensidade a 30% da carga máxima, para ambos os sistemas de geração de CPAP empregados. Mesmo assim no sistema de alto fluxo a diferença de desempenho foi mantida.

Essa variação de pressão com o aumento da demanda pode ser explicada pela ausência de vazão necessária fornecida por ambos os sistemas de geração de CPAP para suprir à quantidade necessária para a realização da inspiração, assim como o aumento da resistência expiratória, devido à demora ou ausência na despressurização do circuito ventilatório durante a expiração.

No caso do CPAP_{HF}, o qual apresentou funcionamento melhor durante a expiração, a oferta de vazão pode ser incrementada. Contudo, por motivos de segurança, foi mantida uma saída de exaustão para atmosfera permanentemente aberta, enquanto a outra saída de exaustão fazia parte do sistema de controle. Essa

condição provocou uma ineficiência no controle durante a inspiração uma vez que com o aumento de pressão na alimentação do circuito, conseqüentemente ocorria uma maior perda de pressão, uma vez que grande parte da vazão era direcionada impreterivelmente para a atmosfera.

6.2 Protocolo Experimental

A principal hipótese empregada pelos estudos que endereçam VNI durante exercício está baseada na diminuição ou ausência na redução de fluxo sanguíneo nos músculos locomotores como resposta compensatória a um aumento de carga de trabalho dos músculos ventilatórios durante exercício extenuantes, devido à minimização na carga da musculatura ventilatória provocado pelo dispositivo. Esses efeitos de mudança no redirecionamento do fluxo sanguíneo só poderiam ser obtidos para intensidades onde a fadiga do diafragma e/ou músculos acessórios ocorresse antes da interrupção do exercício (DEMPSEY et al., 2006).

Segundo GUENETE & SHELL (2007) a musculatura respiratória pode alcançar um consumo de 10 a 15% do $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$, dependendo do condicionamento do voluntário. Portanto para um indivíduo melhor condicionado, ou seja com um maior consumo de $\dot{V}O_2$ pelos músculos respiratórios, a intervenção da CPAP pode provocar efeitos mais significativos nas respostas fisiológicas. Adicionalmente, JOHNSON et al.(1993), reportam que a fadiga diafragmática somente ocorre em intensidades que ultrapassam 85% do $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$. Entretanto, WETTER et al. (1999), apesar de reportarem que em intensidades abaixo de 75% da carga máxima não ocorre modificações aparentes na resistência vascular periférica, relatam modificações no $\dot{V}O_2$ diretamente ligadas ao aumento ou redução da carga inspiratória. Contudo cabe ressaltar que intensidades a um dado percentual de $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ são diferentes de intensidades do mesmo percentual de carga máxima (Tabela VI.1), tornando difícil prever em que intensidade ocorre a fadiga diafragmática, músculo principal no processo de inspiração. Para exemplificar essa questão, foram aplicados os dois níveis de intensidade mais utilizados nos estudos, 80% da potência máxima e 80 % do $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$, no presente estudo, sendo observado diferentes relações entre cada voluntário. Contudo, na maioria dos testes os valores de 80% da potência máxima foram menores do que o mesmo percentual de $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$. Esse fato demonstra a dificuldade na comparação entre os estudos que utilizam diferentes tipos de cálculo para intensidade da carga. Cabe ressaltar que a

mudança do protocolo de esforço máximo progressivo, teste inicial para o cálculo da carga, também pode gerar mudanças nos valores de relação de intensidade de carga obtidos.

Tabela VI.1 - Valores de intensidade de Carga em cicloergômetro

Grupos	Voluntários	Carga (watts)* (80 % da potência máxima)	Carga (watts)* (80 % do $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$)
Controle	1	140	175
	2	160	175
	3	140	150
	4	160	175
	5	140	125
	6	200	200
CPAP_{TANGO}	7	120	125
	8	200	225
	9	200	225
	10	120	125
	11	140	175
	12	160	150
CPAP_{HF}	13	200	200
	14	200	225
	15	160	175
	16	200	200
	17	180	200
	18	180	150

*Valores obtidos do protocolo incremental realizado na 1ª visita do presente estudo.

DE SANT'ANNA et al. (2013) investigaram indivíduos saudáveis sob intervenção de CPAP durante um protocolo de esforço máximo com carga constante, com intensidade ajustada para 80% $\dot{V}O_{2pico}$. O valor nominal da CPAP aplicada não foi mensurado, sendo configurada pela ação de um gerador comercial fornecendo pressão na via inspiratória e uma válvula Spring Loaded, sem detalhamento de seu ajuste, posicionada na via expiratória. O mesmo estudo relata que os valores de percepção de esforço foram menores sob a intervenção da CPAP, assim como aumento no tempo de duração do exercício. Na mesma linha GONÇALVES (2012) também investigou indivíduos saudáveis sob intervenção de CPAP durante um protocolo de esforço máximo com carga constante, com intensidade ajustada para 80% $\dot{V}O_{2pico}$. A CPAP foi ajustada para 3 cmH₂O resultantes de um sistema de

geração de BiPAP ajustado para 20 cmH₂O na modalidade CPAP posicionado em uma via unidirecional (via inspiratória), por meio de uma máscara de duas vias, sendo a outra via (via expiratória) aberta diretamente para atmosfera.

Ambos os estudos obtiveram melhora no desempenho ao utilizar CPAP associada ao exercício, diferentemente dos resultados relatados no presente estudo. Uma das hipóteses para explicar essas diferenças de resultado está na intensidade do teste, no qual os estudos que apresentaram melhora de desempenho utilizaram cargas a 80% $\dot{V}O_{2\text{pico}}$ enquanto que o presente estudo utilizou 80% da potência máxima. De fato, MARCINIUK et al. (1994) e KRISHNAN et al. (1996) também utilizaram 80% da potência máxima sob intervenção de pressão positiva (sistemas próprios de geração de VNI), e, não observaram mudanças significativas nas variáveis analisadas. Entretanto, ambos os estudos utilizaram medidas de balão esofágico para medir WOB, e em ambos os casos ocorreu minimização na carga respiratória durante exercício comparada ao grupo controle que não utilizou intervenção. Estes achados sugerem que tanto nos estudos de MARCINIUK et al. (1994) e KRISHNAN et al. (1996) assim como no presente estudo os indivíduos podem não ter atingido a fadiga do diafragma e/ou dos músculos acessórios, e, portanto, não ocorreriam repostas compensatórias de redirecionamento de fluxo sanguíneo para serem minimizadas pela redução da carga dos músculos ventilatórios.

MACHINA (2012) também utilizou CPAP durante exercício, porém associado a uma máscara de mineração e para intensidades fixadas em 50, 100 e 150 W. Nesse estudo foi observado diminuição nos valores das variáveis ventilatórias sob intervenção de CPAP quando comparado ao grupo que utilizou a máscara sem o auxílio da ventilação não invasiva, contudo quando comparado com o grupo controle, as mesmas não apresentaram variações significativas. Nesse caso a utilização da CPAP foi o suficiente apenas para minimizar a impedância imposta pela máscara associada. Entretanto, ao se comparar com o grupo controle (sem intervenção alguma), assim como em nosso estudo, não ocorreram mudanças fisiológicas.

A utilização da ventilação não invasiva adiciona um trabalho (WOB_i) ao indivíduo para superar a impedância do dispositivo (BANNER et al., 1986). A Figura V.7 apresenta um aumento significativo em WOB_i inerente ao CPAP comercial (CPAP_{Tango}) em comparação com o dispendido pelo CPAP_{HF}, exceto para maiores demandas ventilatórias (final da Fase 3). No entanto, a WOB_i reduzida fornecida pelo CPAP_{HF} não induziu quaisquer melhorias no desempenho do exercício. A única

variável alterada foi a V_E , a qual diminuiu significativamente no grupo CPAP_{TANGO} em comparação com os outros grupos.

O WOBI inerente ao CPAP_{TANGO} pode funcionar como uma carga expiratória, tendo em vista as amplitudes de P_{boca} obtidas durante a fase expiratória (Figura V.2). De fato, SUGIURA et al. (2013) relataram que indivíduos previamente submetidos à fadiga expiratória realizaram um teste de rampa em cicloergômetro e nas intensidades mais altas obtiveram decréscimo significativo de \dot{V}_E e FR, sem diferença significativa no $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e V_T , quando comparado ao grupo controle. Cabe ressaltar que o tempo de duração do exercício do grupo que foi submetido a fadiga expiratória previamente foi semelhante ao do grupo de controle. Tendo em vista os mesmos resultados observados no presente estudo, a hipótese de que o CPAP comercial impôs um aumento na carga expiratória se mostra correta.

DOMINELLI et al. (2016) relataram que o trabalho dos músculos expiratórios durante altas intensidades ($>70\% \dot{V}_{E\text{máx}}$) representam uma parcela importante no trabalho total desempenhado pelos músculos respiratórios. Os indivíduos foram submetidos à intervenção sob ventilação proporcional assistida (PAV) e verificou-se uma menor redução na carga respiratória (de 70 para 50%) quando a demanda ventilatória excedia $70\% \dot{V}_{E\text{máx}}$. Este fenômeno pode ser explicado porque o dispositivo de PAV não fornecia nenhum controle durante a fase expiratória, e, conseqüentemente, ocorria um aumento na P_{boca} durante a expiração. Apesar do fato de que a CPAP_{HF} manteve a P_{boca} com valores próximos aos da pressão ajustada, durante a expiração, e que o CPAP_{TANGO} obteve aumentos consideráveis de pressão nesta mesma fase, nenhuma das duas condições acarretou em mudança no desempenho durante o exercício nem na percepção subjetiva de esforço (Tabela V.1).

No único estudo encontrado que mensurou as variáveis ventilatórias sob intervenção de CPAP, MACHINA (2012) relata que a intervenção de CPAP aplicada a diversas intensidades não provocou mudanças na \dot{V}_E apesar das mudanças observadas no $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$, quando comparado com o grupo que utilizava a máscara de mineração sem o auxílio da ventilação não invasiva. Quando comparado com o grupo controle a intervenção da CPAP não apresentou diferença para nenhuma das variáveis ventilatórias.

Nenhuma diferença significativa foi observada para as respostas autonômicas, respostas do sistema nervoso ou nos efeitos hemodinâmicos. MACHINA (2012) relata que a utilização de CPAP não provocou mudanças significativas no sistema cardíaco,

corroborando que a presença de CPAP durante o exercício não exerce influência suficientemente no sistema cardiovascular. REIS et al. (2014) também relatam nenhuma observância significativa nesses parâmetros investigando-se pacientes submetidos a CPAP durante protocolo de carga constante ajustado para uma intensidade de 50% da máxima.

7 Limitações do Estudo

Este trabalho tem algumas limitações importantes. O pequeno tamanho amostral é um fator limitante na consolidação de uma hipótese em face da heterogeneidade dos resultados relatados por diversos estudos. No entanto, os valores de \dot{V}_E diminuíram sistematicamente para todos os indivíduos no grupo CPAP_{TANGO} (Figura V.11), o que corrobora em favor da confiabilidade deste achado. Outra limitação deste estudo é a ausência de medição de WOB para quantificar as variações de trabalho proveniente da musculatura ventilatória. No entanto, esta medida exigiria um balão esofágico, que pode ser desconfortável, e conseqüentemente diminuir o desempenho do exercício, além de ser uma medida de difícil mensuração dado a grande quantidade de movimento corporal realizada durante a execução do exercício.

8 Conclusão

Conclui-se que o sistema de Geração de CPAP projetado no presente estudo obteve um desempenho melhor do que o gerador comercial utilizado na comparação, quantificado pelos valores de ΔP e WOB_i . Contudo uma possível redução na carga da musculatura ventilatória, promovida pela intervenção de CPAP ($CPAP_{TANGO}$ e $CPAP_{HF}$), não melhorou o desempenho, de indivíduos saudáveis, durante um teste ergométrico de carga constante com intensidade ajustada para 80% da potência máxima. Esses resultados, sugerem que a ventilação não foi o fator limitante para o desempenho do exercício, e que possivelmente os indivíduos do presente estudo não chegaram a fadiga da musculatura ventilatória antes de alcançar a exaustão. Estudos que abordam diferentes tipos de dispositivos de VNI, durante exercício, aplicados a uma gama de intensidades, ainda são necessários para elucidar as interações entre a carga da musculatura ventilatória com o desempenho durante o exercício.

9 Referências Bibliográficas

AKASHI, M. et al. Flow-regulated continuous positive airway pressure to minimize imposed work of breathing. **Critical Care Medicine**, v. 18, n. 9, p. 999–1002, set. 1990.

AKSELROD, S. et al. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. **Science (New York, N.Y.)**, v. 213, n. 4504, p. 220–222, 10 jul. 1981.

AMBROSINO, N.; STRAMBI, S. New strategies to improve exercise tolerance in chronic obstructive pulmonary disease. **The European Respiratory Journal**, v. 24, n. 2, p. 313–322, ago. 2004.

ATHANASIADIS, A. **The energy of breathing in a nonlinear model of the human lung**. Thesis—[s.l.] Rice University, 1997.

BACON, J. P. et al. Nasal continuous positive airway pressure devices do not maintain the set pressure dynamically when tested under simulated clinical conditions*. **Chest**, v. 118, n. 5, p. 1441–1449, 1 nov. 2000.

BANNER, M. J. et al. Flow resistance of expiratory positive-pressure valve systems. **Chest**, v. 90, n. 2, p. 212–217, ago. 1986.

BANNER, M. J.; BLANCH, P. B.; KIRBY, R. R. Imposed work of breathing and methods of triggering a demand-flow, continuous positive airway pressure system. **Critical Care Medicine**, v. 21, n. 2, p. 183–190, fev. 1993.

BANNER, M. J.; KIRBY, R. R.; BLANCH, P. B. 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, p. 528–533, abr. 1992.

BIGGER, J. T. et al. Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction. **Circulation**, v. 85, n. 1, p. 164–171, 1992.

CABELLO, B.; MANCEBO, J. Work of breathing. **Intensive Care Medicine**, v. 32, n. 9, p. 1311–1314, set. 2006.

CANADIAN SOCIETY FOR EXERCISE PHYSIOLOGY. Par-Q and You. Ontário: **Canadian Society for Exercise Physiology**, 1994.

CASPERSEN, C. J.; POWELL, K. E.; CHRISTENSON, G. M. Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. **Public Health Reports**, v. 100, n. 2, p. 126–131, 1985.

COGSWELL, J. J. et al. 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, p. 799–804, 1 out. 1975.

CORNELISSEN, V. A.; FAGARD, R. H. Effects of Endurance Training on Blood Pressure, Blood Pressure–Regulating Mechanisms, and Cardiovascular Risk Factors. **Hypertension**, v. 46, n. 4, p. 667–675, 1 out. 2005.

COYLE, E. F. Physical activity as a metabolic stressor. **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 72, n. 2, p. 512s–520s, 1 ago. 2000.

DE SANT'ANNA, M.; MAFRA MORENO, A.; DA SILVA SOARES, P. P. The effects of positive airway pressure on cardiovascular responses, perceived effort and time to exhaustion during high-intensity exercise in healthy subjects. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 53, n. 6, p. 604–611, dez. 2013.

DEHAVEN, C. B.; HURST, J. M.; BRANSON, R. D. Postextubation hypoxemia treated with a continuous positive airway pressure mask. **Critical Care Medicine**, v. 13, n. 1, p. 46–48, jan. 1985.

DEMPSEY, J. A. et al. Consequences of exercise-induced respiratory muscle work. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v. 151, n. 2–3, p. 242–250, abr. 2006.

DOMINELLI, P. B.; HENDERSON, W. R.; SHEEL, A. W. A proportional assist ventilator to unload respiratory muscles experimentally during exercise in humans: Proportional assist ventilation and exercise. **Experimental Physiology**, v. 101, n. 6, p. 754–767, 1 jun. 2016.

DUNN, P. M. Respiratory distress syndrome. Continuous positive airway pressure (CPAP) using the Gregory box. **Proceedings of the Royal Society of Medicine**, v. 67, n. 4, p. 245–247, abr. 1974.

ENRIGHT, S. J. et al. 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, p. 345–354, mar. 2006.

FAVRE, A. S.; JANDRE, F. C.; GIANNELLA-NETO, A. **Closed-loop control of a continuous positive airway pressure device**. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...** In: PROCEEDINGS OF THE 25TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. set. 2003

FITZ-HENRY, J. The ASA classification and peri-operative risk. **Annals of the Royal College of Surgeons of England**, v. 93, n. 3, p. 185–187, 2011.

GHERINI, S.; PETERS, R. M.; VIRGILIO, R. W. Mechanical work on the lungs and work of breathing with positive end-expiratory pressure and continuous positive airway pressure. **Chest**, v. 76, n. 3, p. 251–256, set. 1979.

GIANNELLA-NETO, A. et al. Design and calibration of unicapillary pneumotachographs. **Journal of Applied Physiology**, v. 84, n. 1, p. 335–343, 1 jan. 1998.

GIBBONS, R. J. et al. ACC/AHA 2002 guideline update for exercise testing: summary article. A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee to Update the 1997 Exercise Testing

Guidelines). **Journal of the American College of Cardiology**, v. 40, n. 8, p. 1531–1540, 16 out. 2002.

GIBNEY, R. T. N.; WILSON, R. S.; PONTOPPIDAN, H. Comparison of Work of Breathing on High Gas Flow and Demand Valve Continuous Positive Airway Pressure Systems. **Chest**, v. 82, n. 6, p. 692–695, dez. 1982.

GREGORY, G. A. et al. **Treatment of the Idiopathic Respiratory-Distress Syndrome with Continuous Positive Airway Pressure**. research-article. Disponível em: <<http://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJM197106172842401>>. Acesso em: 2 mar. 2017.

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

GUYTON A. C., HALL J. E., 2017 **Tratado de Fisiologia Médica**. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara, Brasil.

HARMS, C. A. et al. Respiratory muscle work compromises leg blood flow during maximal exercise. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)**, v. 82, n. 5, p. 1573–1583, maio 1997.

HARMS, C. A. et al. Effects of respiratory muscle work on exercise performance. **Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 1, p. 131–138, 2000.

HENKE, K. G.; REGNIS, J. A.; BYE, P. T. P. Benefits of Continuous Positive Airway Pressure during Exercise in Cystic Fibrosis and Relationship to Disease Severity. **American Review of Respiratory Disease**, v. 148, n. 5, p. 1272–1276, 1 nov. 1993.

HESS, D. R. et al. **Respiratory Care: Principles and Practice**. [s.l.] Jones & Bartlett Publishers, 2015.

HILLMAN, D. R.; FINUCANE, K. E. Continuous positive airway pressure: a breathing system to minimize respiratory work. **Critical Care Medicine**, v. 13, n. 1, p. 38–43, jan. 1985.

JOHNSON, B. D. et al. Exercise-induced diaphragmatic fatigue in healthy humans. **The Journal of Physiology**, v. 460, p. 385–405, jan. 1993.

KANEKO, Y. et al. Cardiovascular effects of continuous positive airway pressure in patients with heart failure and obstructive sleep apnea. **The New England Journal of Medicine**, v. 348, n. 13, p. 1233–1241, 27 mar. 2003.

KATZ, J. A.; KRAEMER, R. W.; GJERDE, G. E. Inspiratory work and airway pressure with continuous positive airway pressure delivery systems. **Chest**, v. 88, n. 4, p. 519–526, 1985.

KEILTY, S. E. et al. Effect of inspiratory pressure support on exercise tolerance and breathlessness in patients with severe stable chronic obstructive pulmonary disease. **Thorax**, v. 49, n. 10, p. 990–994, 1994.

KRISHNAN, B. et al. Lack of importance of respiratory muscle load in ventilatory regulation during heavy exercise in humans. **The Journal of Physiology**, v. 490, n. Pt 2, p. 537, 1996.

LEÃO NUNES, M. V.; GIANNELLA-NETO, A.; TAVARES, F. C. J. DE A. Continuous positive airway pressure setups evaluated at simulated exercise conditions. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 30, n. 2, p. 173–178, jun. 2014.

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

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

LOUIS, B. et al. Pressure stability with CPAP devices: A bench evaluation. **Sleep Medicine**, v. 11, n. 1, p. 96–99, jan. 2010.

MARCINIUK, D. et al. Role of central respiratory muscle fatigue in endurance exercise in normal subjects. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)**, v. 76, n. 1, p. 236–241, jan. 1994.

MACHINA M., **The effects of continuous positive airway pressure on the work of breathing at rest and during exercise**, Thesis—[s.l.], University of Toronto, 2012

MATEIKA, J. H.; DUFFIN, J. A review of the control of breathing during exercise. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 71, n. 1, p. 1–27, 1995.

MCCLARAN, S. R. et al. Role of expiratory flow limitation in determining lung volumes and ventilation during exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 86, n. 4, p. 1357–1366, 1 abr. 1999.

MEHTA, S.; HILL, N. S. Noninvasive ventilation. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 163, n. 2, p. 540–577, fev. 2001.

MOTA, S. et al. Expiratory flow limitation during exercise in competition cyclists. **Journal of Applied Physiology**, v. 86, n. 2, p. 611–616, 1 fev. 1999.

NISHIMURA, M. et al. Jet Flow-Regulated Expiratory Resistance to Maintain Constant CPAP During the Entire Respiratory Phase. **Chest**, v. 95, n. 4, p. 876–880, abr. 1989.

O'DONNELL, D. E. et al. Ventilatory Assistance Improves Exercise Endurance in Stable Congestive Heart Failure. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 160, n. 6, p. 1804–1811, 1 dez. 1999.

O'DONNELL, D. E.; SANII, R.; YOUNES, M. Improvement in Exercise Endurance in Patients with Chronic Airflow Limitation Using Continuous Positive Airway Pressure. **American Review of Respiratory Disease**, v. 138, n. 6, p. 1510–1514, 1 dez. 1988.

OGATA, K. **Engenharia de controle moderno**. [s.l.] LTC, 2005.

PEÑUELAS, O.; FRUTOS-VIVAR, F.; ESTEBAN, A. Noninvasive positive-pressure ventilation in acute respiratory failure. **Canadian Medical Association Journal**, v. 177, n. 10, p. 1211–1218, 6 nov. 2007.

PETROF, B. J.; CALDERINI, E.; GOTTFRIED, S. B. Effect of CPAP on respiratory effort and dyspnea during exercise in severe COPD. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)**, v. 69, n. 1, p. 179–188, jul. 1990.

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.

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.

PISKORSKI, J.; GUZIK, P. Filtering Poincaré plots. **Computational Methods in Science and Technology**, v. 11, n. 1, p. 39–48, 2005.

PUMPRLA, J. et al. Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. **International Journal of Cardiology**, v. 84, n. 1, p. 1–14, jul. 2002.

REIS, H. V. et al. Impact of CPAP on physical exercise tolerance and sympathetic-vagal balance in patients with chronic heart failure. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 18, n. 3, p. 218–227, jun. 2014.

ROMER, L. M.; POLKEY, M. I. Exercise-induced respiratory muscle fatigue: implications for performance. **Journal of Applied Physiology**, v. 104, n. 3, p. 879–888, 1 mar. 2008.

SASSOON, C. S. et al. Inspiratory work of breathing on flow-by and demand-flow continuous positive airway pressure. **Critical Care Medicine**, v. 17, n. 11, p. 1108–1114, nov. 1989.

SASSOON, C. S. H. Positive pressure ventilation: alternate modes. **Chest**, v. 100, n. 5, p. 1421–1430, 1 nov. 1991.

SUGIURA, H.; SAKO, S.; OSHIDA, Y. Effect of expiratory muscle fatigue on the respiratory response during exercise. **Journal of physical therapy science**, v. 25, n. 11, p. 1491–1495, 2013.

TULPPO, M. P. et al. Vagal modulation of heart rate during exercise: effects of age and physical fitness. **American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology**, v. 274, n. 2, p. H424–H429, 1 fev. 1998.

UMANS, S. **Fitzgerald & Kingsley’s Electric Machinery**. [s.l.] McGraw-Hill Education, 2013.

VALIPOUR, A. et al. Heart rate variability and spontaneous baroreflex sequences in supine healthy volunteers subjected to nasal positive airway pressure. **Journal of Applied Physiology**, v. 99, n. 6, p. 2137–2143, 1 dez. 2005.

VOGIATZIS, I. et al. Effects of hypoxia on diaphragmatic fatigue in highly trained athletes. **The Journal of Physiology**, v. 581, n. 1, p. 299–308, 15 maio 2007.

VROMAN, N. B. et al. Effect of positive-pressure breathing on cardiovascular and thermoregulatory responses to exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 58, n. 3, p. 876–881, 1 mar. 1985.

WETTER, T. J. et al. Influence of respiratory muscle work on VO₂ and leg blood flow during submaximal exercise. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)**, v. 87, n. 2, p. 643–651, ago. 1999.

WITTMER, V. L. et al. Effects of Continuous Positive Airway Pressure on Pulmonary Function and Exercise Tolerance in Patients With Congestive Heart Failure. **Chest**, v. 130, n. 1, p. 157–163, jul. 2006.

YAN, A. T.; BRADLEY, T. D.; LIU, P. P. The role of continuous positive airway pressure in the treatment of congestive heart failure*. **Chest**, v. 120, n. 5, p. 1675–1685, 1 nov. 2001.

ZANESCO, A.; ANTUNES, E. Effects of exercise training on the cardiovascular system: Pharmacological approaches. **Pharmacology & Therapeutics**, v. 114, n. 3, p. 307–317, jun. 2007.

APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de esclarecimento:

Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo, que tem como objetivo entender os efeitos de um equipamento que sopra ar no rosto em pessoas saudáveis durante exercício.

Descrição dos testes: O pesquisador colocará uma máscara em seu rosto. Esta máscara estará ligada a dois equipamentos: Um para medir sua respiração e outro que irá soprar ar na máscara durante o exercício. Também serão colados cinco adesivos sobre a pele nas regiões do peito e abdômen para medição da atividade de seu coração durante o teste. As suas regiões do peito e do abdômen serão limpas com um pouco de álcool e, havendo a necessidade da retirada dos pêlos do local, isto será feito com uma lâmina de barbear se você permitir. Os equipamentos serão ajustados para o seu conforto, mantendo-se o necessário para medição correta dos sinais. As medições não lhe causarão dor. Após esclarecimento de como serão feitas as medidas, será pedido que você sente confortavelmente em um banco de uma bicicleta fixa, onde você vai pedalar até atingir o cansaço máximo. A duração do teste será determinada pelo seu nível de cansaço, devendo ser terminado em caso de existir alguma alteração não comum nos sinais vista pelos examinadores. Antes dos testes, serão feitas perguntas para avaliar seu nível de exercício físico diário.

Desconfortos e riscos esperados: Durante a realização do teste poderá ocorrer cansaço, falta de ar, desconforto nas pernas ou aumentos nas batidas do coração e no pulso, como ocorre em qualquer outro exercício físico. Os riscos serão menores, pois haverá acompanhamento de sintomas e sinais antes, durante e após o teste por profissionais da área da saúde. Para quaisquer emergências que possam ocorrer durante o teste, os profissionais presentes e treinados estarão equipados e disponíveis para ajudar.

Benefícios esperados: Os pesquisadores fornecerão ao participante o resultado do teste com informações sobre seu grau de treinamento físico.

Dúvidas: Você terá a garantia que qualquer dúvida será esclarecida, tanto dos testes, riscos e benefícios, quanto sobre outros assuntos relacionados a esse estudo. Além disso, será informado sobre os resultados encontrados.

Garantia de acesso:

Você tem o direito de recusar responder as perguntas feitas nos questionários. Em qualquer etapa do estudo, você pode falar com o profissional responsável, Leonardo Bugarin de Andrade Neumamm, que encontra-se pelo telefone: **(21) 9813-0366** Se você tiver alguma dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho/HUCFF/UFRJ – R. Prof. Rodolpho Paulo Rocco, n.º 255 – Cidade Universitária/Ilha do Fundão - Sala 01D-46/1º andar - pelo telefone 2562-2480, de segunda a sexta-feira, das 8 às 15 horas, ou através do e-mail: cep@hucff.ufrj.br;

O voluntário pode se recusar a participar desse estudo a qualquer momento, sem qualquer prejuízo.

A sua identidade não será revelada em nenhum momento do estudo, mesmo quando apresentados os resultados. Os resultados do estudo serão utilizados somente pelos pesquisadores

Além disso, você tem o direito de saber sobre os resultados da pesquisa, bastando apenas perguntar aos pesquisadores.

Qualquer gasto que você tenha para participar do projeto será pago pelos pesquisadores.

Em caso de algum dano a saúde ocorrido durante o teste, seu tratamento médico e todos custos serão fornecidos pelos pesquisadores

Você terá o direito de se recusar a responder qualquer pergunta feita neste estudo.

a) Consentimento:

Fui informado sobre todas as informações importantes no estudo descrito anteriormente e estão claros para mim quais são os objetivos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos e as garantias da utilização dos resultados. Ficou claro também que minha participação não me causará qualquer dano e que tenho garantia de tratamento hospitalar pago pelo pesquisador no caso de algum acidente. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar a minha autorização a qualquer momento. Eu receberei uma cópia desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e a outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou informado de que eu (ou meu representante legal) e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

Nome do Participante

Data:

___/___/___

Assinatura do Participante

Nome do Pesquisador Responsável

Data:

___/___/___

Assinatura do Pesquisador Responsável

APÊNDICE B - Ficha de Avaliação

Nome: _____

Idade: _____ (anos)
Nasc.: ____/____/____

Data

Peso: _____ (kg)

Altura: _____ (cm)

Dobras Cutâneas:

Tórax: _____

Abdominal: _____

Coxa: _____

Etapa: _____ Data Aval.: ____/____/____

P.A. Rep: ____/____

Per. Cent.

P.A. Aquec. ____/____

Borg Aquec. ____/____

P.A. 25W ____/____

Borg 25W ____/____

P.A. 50W ____/____

Borg 50W ____/____

P.A. 75W ____/____

Borg 75W ____/____

P.A. 100W ____/____

Borg 100W ____/____

P.A. 125W ____/____

Borg 125W ____/____

P.A. 150W ____/____

Borg 150W ____/____

P.A. 175W ____/____

Borg 175W ____/____

P.A. 200W ____/____

Borg 200W ____/____

P.A. 225W ____/____

Borg 225W ____/____

P.A. 250W ____/____

Borg 250W ____/____

P.A. 275W ____/____

Borg 275W ____/____

P.A. 300W ____/____

Borg 300W ____/____

P.A. 325W ____/____

Borg 325W ____/____

P.A. 350W ____/____

Borg 350W ____/____

P.A. 375W ____/____

Borg 375W ____/____

P.A. 400W ____/____

Borg 400W ____/____

P.A. Rec ____/____

Borg Rec ____/____

VO_{2max} _____ (ml/kg/min)

Carga_{max} _____ (W)

FC_{max} _____ (bpm)

APÊNDICE C - Questionário Par-Q

Foi desenvolvido pela Sociedade Canadense de Fisiologia do Exercício (revisado em 1994). O **Par-Q**, “SOMENTE” deverá ser utilizado por inteiro, não deverá ter qualquer das perguntas excluídas.

Par-Q

1- Seu médico já mencionou alguma vez que você tem uma condição cardíaca e que você só deve realizar atividade física recomendada por um médico?

() Sim

() Não

2- Você sente dor no tórax quando realiza atividade física?

() Sim

() Não

3- No mês passado, você teve dor torácica quando não estava realizando atividade física?

() Sim

() Não

4- Você perdeu o equilíbrio por causa de tontura ou alguma vez perdeu a consciência?

() Sim

() Não

5- Você tem algum problema ósseo ou de articulação que poderia piorar em consequência de uma alteração em sua atividade física?

() Sim

() Não

6- Seu médico está prescrevendo medicamentos para sua pressão ou condição cardíaca?

() Sim

() Não

7- Você conhece alguma outra razão que o impeça de realizar atividade física?

() Sim

() Não