CAROLINA FU

**COMPARAÇÃO ENTRE DOIS GERADORES DE FLUXO E UM VENTILADOR
ESPECÍFICO PARA VENTILAÇÃO NÃO INVASIVA NO MODO CPAP.**

Tese apresentada à Disciplina de Fisiopatologia
Experimental da Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do título de
doutor em ciências

Área de concentração: Fisiopatologia Experimental

Orientador: Prof. Dr. Carlos R. R. de Carvalho
Co-Orientador: Dr. Pedro Caruso

São Paulo
2005

CAROLINA FU

**COMPARAÇÃO ENTRE DOIS GERADORES DE FLUXO E UM VENTILADOR
ESPECÍFICO PARA VENTILAÇÃO NÃO INVASIVA NO MODO CPAP.**

Tese apresentada à Disciplina de Fisiopatologia
Experimental da Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do título de
doutor em ciências

Área de concentração: Fisiopatologia Experimental

Orientador: Prof. Dr. Carlos R. R. de Carvalho
Co-orientador: Dr. Pedro Caruso

São Paulo
2005

***Aos meus pais Antonio, Iva e
minha irmã Paula,
por todo amor, carinho e incentivo***

***Às fisioterapeutas da UTI
Do Serviço de Fisioterapia do ICHC. Pelo
respeito e consideração.***

AGRADECIMENTOS

Inicio meus agradecimentos a todos aqueles que tornaram possível este trabalho e me desculpando caso tenha me esquecido de alguém.

A todos os voluntários, por toda disposição, paciência e tolerância. O sucesso deste trabalho se deve principalmente a este grupo seletivo de pessoas!

À enfermeira Rita Mendes e toda sua equipe da Central de Equipamentos do ICHC, que sempre se colocaram à disposição e demonstraram boa vontade quando mais precisei de ventiladores e afins.

Ao Danilo da Newmed, Carlos da Tecno 4 e Ricardo da Dixtal que me ajudaram facilitando a disponibilização dos equipamentos e sempre me incentivaram ao desenvolvimento deste projeto.

Às Dras Juliana Ferreira e Janaína Pilau pela ajuda na coleta dos dados e paciência para suportar as minhas limitações.

À secretária Carmem do Laboratório de Ventilação Mecânica que sempre atendeu às minhas solicitações com boa vontade e me acalmou nas horas de desespero.

Para aqueles que convivem diariamente e participaram direta ou indiretamente da minha vida profissional e acadêmica:

Aos fisioterapeutas do Serviço de Fisioterapia do ICHC, especialmente o pessoal da UTI que participa das minhas atividades no hospital desde o início da minha carreira, hoje estas pessoas têm uma importância ímpar na minha vida pessoal. Por todo respeito, carinho, consideração e companheirismo nas horas mais difíceis. Tudo isso não tem preço! Dedico este trabalho a estas pessoas e espero que eu possa contribuir para o crescimento profissional destes fisioterapeutas.

Às minhas amigas Sandra Giordani e Adriana Hirota pela força, paciência, compreensão e torcida pelo meu crescimento! Agradeço pelo companheirismo e cumplicidade nos momentos mais complicados da minha vida.

Aos professores do Curso de Fisioterapia da USP que sempre me incentivaram e estimularam para a conclusão deste trabalho.

À minha grande amiga **Clarice Tanaka** que no final participou ativamente da conclusão deste trabalho, transmitiu todo seu conhecimento e experiências acadêmicas, que foram fundamentais para a qualidade e consistência desta tese. Seus conselhos têm sido muito valiosos para o meu crescimento profissional e pessoal. Obrigada por me valorizar!

Ao **Celso Carvalho**, atual coordenador do curso, por respeitar e compreender minhas limitações, embora a conclusão deste trabalho fosse uma necessidade premente para o desenvolvimento do curso.

Aos meus alunos da graduação, aprimoramento e especialização por compreenderem e respeitarem minhas ausências, espero que este trabalho possa contribuir para o conhecimento de vocês.

Àos meus amigos pessoais, **Adrianna Ribeiro, Chan, Nailde, minha prima Sônia e Marcelo Mafra** que estão comigo no dia a dia, ouvindo minhas lamentações e anseios pessoais, sempre me deram toda força e apoio moral para todas as minhas dificuldades.

Aos meus grandes amigos e irmãos **Victor Monsão e Marcelo Araújo**, apesar de longe, sempre me valorizaram muito como profissional e principalmente como ser humano.

Por fim:

Ao **Pedro Caruso**, meu co-orientador e o grande mentor deste trabalho, deixo aqui meus sinceros agradecimentos pela paciência, dedicação e compreensão pelas minhas limitações e desorganizações. Não posso deixar de expressar toda minha admiração pela sua competência, conhecimento e inteligência.

Ao meu orientador, **Carlos Carvalho**, meu grande mestre e ídolo, que sempre confiou na minha capacidade e me acompanha desde cedo, é talvez o principal responsável por toda minha trajetória acadêmica e profissional. Deixo aqui toda minha estima, consideração e respeito.

SUMÁRIO

RESUMO

SUMMARY

1.INTRODUÇÃO.....	1
2.OBJETIVOS.....	5
3.MÉTODOS.....	7
3.1 Local.....	8
3.2 Modelo Mecânico.....	8
3.3 Cabeça.....	9
3.4 Máscara.....	9
3.5 Simulador Mecânico do SistemaRespiratório.....	10
3.6 Esforço Inspiratório.....	11
3.7 Sistemas para CPAP.....	12
3.8 Calibração do Sistema.....	12
3.9 Aquisição de .Dados.....	13
3.10 Variáveis a serem analisadas.....	14
3.11 Estudo em Voluntários.....	16
3.12 Rotina de realização de medidas.....	17
3.13 Variáveis a serem analisadas.....	18
3.14 Casuística.....	18
3.15 Análise Estatística.....	19
4. RESULTADOS.....	21
4.1 Estudo Experimental.....	22
4.1.1 Área da curva inspiratória abaixo do nível de CPAP ($Area_{CPAP}$)....	22
4.1.2 Relação entre o fluxo ofertado pelos geradores X $Area_{CPAP}$ e capacidade de atingir o CPAP pré-determinado.....	23
4.1.3 Volume corrente.....	24
4.2 Estudo com Voluntários.....	25

4.2.1 Capacidade para atingir o nível de CPAP pré-determinado.....	25
4.2.2 Área da curva inspiratória abaixo do nível de CPAP ($Area_{CPAP}$).....	25
4.2.3 Variação da pressão esofágica	26
4.2.4 Produto pressão X tempo por minuto (PTPmin).....	26
4.2.5 Conforto.....	27
4.2.6 Frequência Respiratória.....	27
5. DISCUSSÃO.....	28
6. CONCLUSÃO.....	28
ANEXO A.....	41
ANEXO B.....	60
7.REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	76

RESUMO

FU, C. **Comparação entre dois geradores de fluxo e um ventilador específico para ventilação não invasiva no modo CPAP** [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2005. 95p

A pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) é a forma mais simples de ventilação não invasiva e pode ser oferecida por gerador de fluxo, ventiladores mecânicos para ventilação não invasiva ou ventiladores específicos. O objetivo deste estudo é comparar o desempenho de dois modelos de gerador de fluxo com um ventilador projetado especificamente para ventilação não invasiva no modo CPAP, através de um modelo mecânico de pulmão e em voluntários saudáveis, além de comparar o desempenho dos geradores de fluxo em diferentes ajustes. Para o estudo experimental foi utilizado um simulador mecânico de pulmão, cabeça de um manequim, máscaras faciais, dois geradores de fluxo, denominados GF1 e GF2 e um ventilador específico; transdutores de pressão e fluxo, um pneumotacógrafo e um sistema de aquisição de dados que converte em dados para o software Labview. Para o estudo com voluntários, utilizou-se um cateter esofágico em 10 indivíduos saudáveis e a obtenção dos dados foi através do mesmo sistema de aquisição do estudo experimental. Geradores de fluxo e o ventilador específico foram comparados em CPAP de 5, 10 e 15 cm H₂O em 100, 200 e 300 Kpa em dois diferentes esforços, além disso os geradores foram comparados entre si em 100, 200 e 300 Kpa. No estudo experimental foram analisados: volume corrente, capacidade de atingir o nível de CPAP pré-determinado e área da curva inspiratória abaixo do nível de CPAP. Nos voluntários estudou-se as mesmas variáveis anteriores exceto volume corrente acrescidas das variáveis: PTPmin, variação da pressão esofágica em relação ao basal, frequência respiratória e escala de conforto. No estudo experimental observou-se que os geradores de fluxo têm capacidade similar que o ventilador específico para manter o nível de CPAP, exceto o GF2 em 100 KPa, que não conseguiu atingir os níveis de CPAP de 10 e 15 cm H₂O e apresentou valor de AREA_{CPAP} maior em relação aos outros equipamentos. Entre os geradores de fluxo observou-se um comportamento divergente, pois com o aumento na alimentação de pressão o GF1 apresentou um aumento no valor da Area_{CPAP}, enquanto o GF2 uma diminuição. Ambos tiveram seu melhor desempenho oferecendo fluxos ao redor de 90 a 120 L/min. No estudo com voluntários os equipamentos diferiram estatisticamente entre si em CPAP de 5, 10 e 15 cm H₂O (p<0,01 nas três situações) mas em alguns equipamentos estas diferenças foram pequenas, exceto em CPAP de 10 e 15 cm H₂O para o GF2 em 100 kPa. Em relação a AREAc_{cpap}, os equipamentos diferiram estatisticamente entre si em CPAP de 5, 10 e 15 cm H₂O (p<0,01 nas três situações), mas o GF2 em 100 kPa teve uma área muito maior, enquanto as menores áreas foram do GF1 em 200 e 300 kPa. O ventilador específico teve áreas intermediárias. As menores áreas para CPAP

de 10 e 15 cm H₂O revelaram-se a partir de fluxos superiores a 100 L/min, enquanto as menores áreas para CPAP de 15 cm H₂O foram com fluxos acima de 200 L/min. Os valores de PTPmin tiveram uma distribuição parecida aos da AreaCPAP, porque os maiores valores de PTPmin foram com o GF2 em 100 kPa e os menores foram com o GF1 em 200 e 300 kPa. Para variação da pressão esofágica em relação a basal o GF2 em 100 Kpa também mostrou maior valor em relação aos outros equipamentos. E para escala de conforto e frequência respiratória, os dados se apresentaram semelhantes entre os geradores e o ventilador específico, independente do nível de CPAP e alimentação pressórica.

Descritores: Pressão positiva contínua nas vias aéreas/utilização, respiração artificial, modelos biológicos

SUMMARY

FU, C. **Comparison of two flow generators and a noninvasive ventilator in deliver CPAP.**[thesis]. São Paulo– Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2005. 95p.

Continuous positive airway pressure (CPAP) is the simplest form of noninvasive ventilation and its efficiency is proved in usual clinical conditions as cardiogenic pulmonary edema, chronic obstructive pulmonary disease and chest wall trauma. Mechanical ventilators designed to invasive ventilation, ventilators specifically designed to noninvasive ventilation (NIV-Ventilator) and continuous flow generators can provide CPAP. The objectives of this study is compare the performance of two continuous flow generators with a ventilator designed to NIV to deliver continuous positive airway pressure (CPAP) and compare flow generators using different oxygen pressure supplies in lung model and healthy subjects. The experimental study used a mechanical lung model, a mannequin head, facial masks, two flow generators, denominated FG1 and FG2 and a noninvasive ventilator; pressure and flow transducers, a pneumotacograph and an acquisition system that converge the signal of pressure and flow to the software Labview. Flow generators and noninvasive ventilator were compared in CPAP of 5, 10 and 15 cmH₂O with two different inspiratory efforts. In addition, flow generators performances were compared in 100, 200 and 300 kPa oxygen pressure supplies. In experimental set, comparisons were done by differences in: area under the adjusted CPAP during inspiration; capacity to attain the preset CPAP and tidal volume. In healthy subjects, it was used the same variables except tidal volume and was added the variables PTP_{min}, difference in esophageal pressure in relation to the basal level, respiratory movements and comfort scale. In experimental set the flow generators attained the preset CPAP similarly to the noninvasive ventilator, except the FG2 in 100 KPa, that was unable to attain preset levels of 10 and 15 cm H₂O and showed values of AREA_{CPAP} bigger than other equipments. Between the flow generators the behavior was divergent, where the augment of pressure supply in FG1 showed an augment in AREA_{CPAP} and FG2 had this variable diminished. Both flow generators had their better performance with an output flow around 90 to 120 L/min. In healthy subjects study, equipment were statistically different in CPAP of 5, 10 e 15 cm H₂O ($p < 0,01$ in three situation) but in some ventilators these different were small, except in CPAP of 10 and 15 cm H₂O for FG2 em 100 kPa. In relation to AREACpap, among ventilators there was a difference in CPAP of 5, 10 e 15 cm H₂O ($p < 0,01$ nas three situations), mas o FG2 em 100 kPa obtained the biggest area, and FG1 with 200 and 300 KPa the smallest. Specific ventilator had an intermediate area. The smallest areas to CPAP of 10 e 15 cm H₂O revealed with output flow of 100 L/min and CPAP of 15 cm H₂O was around 200 L/min. The values for PTP_{min} had a distribution like AreaCPAP, because FG2 with 100 kPa showed the major values for PTP_{min} and FG1 with

200 and 300 KPa, the smallest. Variation of esophageic pressure in relation to the basal FG2 with 100 Kpa in CPAP of 15 cm H₂O showed a big variation if compared with other equipments. The comfort scale and respiratory movements showed no statistical difference among the flow generators and specific ventilator, independent of CPAP level and pressure supply.

Descritores: Continuous positive in airway pressure/utilização, artificial respiration, biological models.

INTRODUÇÃO

1. Introdução

A ventilação não invasiva (VNI) é uma técnica de ventilação mecânica na qual não é empregada nenhum tipo de prótese traqueal (tubo orotraqueal, nasotraqueal ou cânula de traqueostomia), sendo a interface ventilador e paciente feita através de uma máscara facial ou nasal^{1,2,3}. É um sistema que permite vazamento de ar ao redor da máscara e por isso, o seu sucesso depende da efetividade dos ventiladores específicos para VNI proporcionarem aceitação e conforto para os pacientes^{1,4}.

A VNI oferece vantagens como conforto ao paciente, diminuição dos riscos de trauma às vias aéreas superiores e pneumonia, facilitação do desmame do respirador e redução da morbidade hospitalar com conseqüente diminuição do tempo de internação^{1,4}. Porém, pode trazer complicações: lesões cutâneas; irritação dos olhos, epistaxe, distensão gástrica pela ingestão de ar, vômitos e barotrauma^{5,6}.

A pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) é a forma mais simples de VNI e sua eficiência é comprovada em situações clínicas como edema agudo de pulmão, onde diminui a pré e pós carga cardíaca⁷, doença pulmonar obstrutiva crônica, diminuindo o trabalho respiratório e o auto PEEP^{8,9,10,11}, além de trauma de tórax¹². Também há estudos que mostram melhora em pneumonias intersticiais, doenças neuromusculares e restritivas do tórax, bem como, uma técnica auxiliar na fisioterapia para evitar ou corrigir atelectasias^{1,8,13}.

Atualmente o CPAP pode ser oferecido por gerador de fluxo; aproveitando um ventilador mecânico invasivo ou através de ventiladores projetados especificamente para VNI, que oferecem CPAP e ventilação a dois níveis de pressão. CPAP é capaz de diminuir a dispnéia e aumentar o conforto dos pacientes com insuficiência respiratória. Entretanto, esta técnica de ventilação é restrita a pacientes acordados e cooperativos. Isto, além de limitar o emprego de sedativos, determina um compromisso com o conforto a ser oferecido para os pacientes durante o suporte ventilatório.

A vantagem dos geradores de fluxo em relação aos ventiladores para VNI é o fato de serem mais baratos para aquisição, portáteis, leves e fáceis de manusear. Por este motivo, o gerador de fluxo pode ser uma boa alternativa para se aplicar a VNI, principalmente em países subdesenvolvidos onde a disponibilidade de equipamentos médicos é escassa. No momento não há estudos que comparem o desempenho de geradores de fluxo com ventiladores para VNI no modo CPAP.

O objetivo deste estudo é comparar o desempenho de dois modelos de gerador de fluxo com um ventilador projetado especificamente para VNI. Inicialmente a comparação será através de um modelo mecânico de pulmão, onde serão analisados: 1. volume corrente, 2. a capacidade de atingir o nível de CPAP pré-determinado e 3. da área da curva inspiratória abaixo do nível de CPAP, método validado em estudos anteriores para conferir eficiência do CPAP¹⁴.

Numa segunda etapa será realizado um estudo com voluntários sadios, utilizando-se as mesmas variáveis do estudo experimental, exceto volume corrente e acrescidas das variáveis: produto pressão tempo por minuto (PTPmin), variação da pressão esofágica, pressão de oclusão nos primeiros 100 ms da inspiração-estímulo respiratório ($P_{0.1}$), frequência respiratória e escala de conforto.

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

Comparar o desempenho de dois modelos de gerador de fluxo com um ventilador projetado especificamente para VNI, através de um modelo mecânico de pulmão e em indivíduos voluntários saudáveis.

MÉTODOS

3. MÉTODOS

3.1. Local

Laboratório Experimental de Ventilação Mecânica do Departamento de Cardio-Pneumologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo localizado no 9º andar do Prédio dos Ambulatórios do Hospital das Clínicas da FMUSP.

3.2 Modelo Mecânico

O modelo usado foi previamente descrito ^{16,17} (Anexo A, figura 1) e é constituído basicamente por uma cabeça de manequim e um simulador do sistema respiratório no qual é possível simular diferentes condições do sistema respiratório e submetê-lo a diferentes padrões de esforço inspiratório.

O primeiro fole do simulador (conectado ao aparelho de VNI ou gerador de fluxo) é utilizado para simular o pulmão. Uma barra de metal presa ao segundo fole (conectado ao ventilador de disparo) faz a conexão entre os dois. Quando este fole insufla-se, a barra de metal é empurrada para cima, deslocando ao mesmo tempo e no mesmo sentido o primeiro fole. Este mecanismo gera uma pressão negativa no interior do primeiro fole e no circuito do simulador que está conectado a ele, dessa forma, gerando uma pressão negativa que simula o esforço inspiratório. A insuflação do segundo fole foi

obtida com o uso de um ventilador mecânico de pressão positiva Bear 1000® (Bear, Riverside, CA) denominado de ventilador de disparo.

3.3 Cabeça

A cabeça do manequim reproduz a cabeça humana em escala natural (Kapta modelo C500, Kapta, São Paulo, Brasil), confeccionada em fibra de vidro com seu interior oco (Anexo A, figura 2). Um tubo de polietileno semi-rígido, de baixa complacência, diâmetro interno de 1 cm e comprimento de 20 cm está fixado internamente à narina do manequim. Outro tubo do mesmo material, diâmetro interno de 2,2 cm e comprimento de 25 cm está fixado internamente à boca. Ambos os tubos estão conectados através de uma conexão em Y, diâmetro interno de 1.6 cm, imitando assim as características funcionais da via aérea superior. O volume interno deste sistema de tubos é de 150 mL e a resistência igual a 0,65 cmH₂O/L/s para um fluxo de ar de 1 L/s.

Todas as conexões descritas acima são cuidadosamente vedadas para que não haja qualquer vazamento de ar.

3.4 Máscara

Para as medidas no ventilador específico, foi utilizada uma máscara facial pneumática de tamanho médio, marca Respironics (Respironics, Murrysville, Pa) e fixada à face por um sistema de tiras de feltro com velcro.

Para as medidas com os geradores de fluxo foi utilizada máscara facial siliconada da marca Caradyne (Caradyne, Galway, Ireland) acopladas a válvulas isobáricas (ACCU-PEEP, Vital Signs Inc, Totowa,NJ,USA) com valores de 5, 10 e 15 cm H₂O.

Todas as medidas foram feitas nos dois esforços descritos acima com valor de CPAP em 5, 10 e 15 cm H₂O.

3.5 Simulador Mecânico do Sistema Respiratório

Neste estudo foi utilizado um simulador mecânico do sistema respiratório (TTL 1600,Michigan Instruments, Grand Rapids, MI) composto por dois foles independentes, dispostos paralelamente, para simular os pulmões de um adulto. Um conjunto de tubos semi-rígidos e de baixa complacência fez o papel da vias aéreas (Anexo A, figura 3).

Um par de molas permite o ajuste independente da complacência de ambos os foles. Determinou-se o posicionamento da mola acoplada ao segundo fole para obter-se um valor de complacência estática de 200 mL/cmH₂O, representado o valor da caixa torácica normal. A mola do primeiro fole foi

ajustada para 50 mL/cmH₂O, representando a complacência pulmonar diminuída, comumente encontrado em pacientes que necessitam de VNI. A resistência ao fluxo de ar pode ser ajustada com o uso de peças metálicas, com diâmetros internos variados, que são interpostas ao circuito do simulador. Neste estudo a resistência não linear usada foi de 5 cmH₂O/L/s.

3.6 Esforço Inspiratório

Baseado em estudos prévios^{16,18}, para simular esforços inspiratórios de diferentes intensidades, o ventilador de disparo foi ajustado com os seguintes parâmetros:

Para simular um esforço inspiratório de baixa intensidade (BE):

- Modo - volume controlado
- Volume corrente – 400 mL
- Frequência respiratória – 10 ciclos por minuto
- Fluxo sinusoidal com valor médio de 24 L/min

Para simular um esforço inspiratório de alta intensidade (AE):

- Modo - volume controlado
- Volume corrente – 800 mL
- Frequência respiratória – 10 ciclos por minuto
- Fluxo sinusoidal com valor médio de 48 L/min

3.7 Sistemas para CPAP

Serão utilizados três sistemas para CPAP, sendo um ventilador específico para ventilação não invasiva e dois geradores de fluxo.

O BiPAP Vision (Respironics, Murrysville, Pa) é um aparelho micro-processado que foi projetado especificamente para ventilação mecânica não invasiva. Neste estudo conectamos o ventilador a 340 kPa, porque segundo o manual do equipamento, o ventilador deve ser conectado à rede de oxigênio entre 340 e 690 kPa (50 e 100 PSI). Denominaremos o BiPAP Vision de ventilador específico

O gerador de fluxo 1 (GF1) será o *The Adjustable Dows Flow Generator* (Vital Signs, NJ, USA)¹⁹ e o gerador de fluxo 2 (GF2) será o *WhisperFlow Variable Flow* (Caradyne, Galway, Ireland)²⁰, ambos trabalham com um sistema de venturi que utiliza uma alimentação de oxigênio conjuntamente ao ar ambiente para gerar uma saída de fluxo alta. O GF1 oferece fração inspirada de oxigênio (FiO₂) entre 33 e 100% e o GF2 entre 28 e 100%. Ambos serão utilizados com seu sistema de Venturi fechado, isto é, a 100% de fração de oxigênio e serão conectados em válvulas de redução de fluxo ajustadas em 100, 200 e 300 Kpa (Anexo B, tabela 1 para conversão de kPa em PSI).

3.8 Calibração do sistema

A calibração do transdutor de pressão foi feita fornecendo-se um valor “zero” (transdutor aberto para a atmosfera) e um valor de referência de 20 cmH₂O através de uma coluna d’água em U. A calibração do fluxo foi realizada fornecendo-se um valor “zero” (pneumotacógrafo aberto para a atmosfera) e o valor de referência foi obtido pela técnica de retrocalibração (*backcalibration*). Esta técnica consiste em realizar um ciclo respiratório, inspiração e expiração através da insuflação de um litro de ar no sistema com uma seringa de alta precisão (Hans Rudolph Inc, MO), sendo que o aplicativo obtém por regressão dos pontos adquiridos, uma fórmula para determinação do fluxo a partir da voltagem do sinal do transdutor. Este procedimento de retrocalibração foi repetido tantas vezes quantas fossem necessárias para obtermos uma calibração com erro menor que 1% do volume corrente utilizado

3.9 Aquisição de dados

Dois transdutores de pressão (Validyne Engineering Corporation, CA) foram conectados aos modelos para obtenção dos dados de pressão e fluxo.

O sinal de fluxo foi obtido com o uso conjunto de um pneumotacógrafo (pneumotach flow-head 3700 - Hans Rudolph Inc, MO) e um transdutor

diferencial de pressão (DP45-14; Validyne Engineering Corporation, CA), ambos serão posicionados entre o manequim e o simulador mecânico.

Para aquisição de dados foi utilizado um microcomputador com placa de aquisição de dados analógico-digital (PCI-mio16XE-50, National instruments, TX) ligada a um amplificador de sinais (Model CD-280, Validyne, CA). O sinal proveniente do amplificador é convertido em dados de pressão e fluxo através de um aplicativo desenvolvido no software Labview (National Instruments, TX), sendo cada medida armazenada em disco magnético para posterior análise.

Para cada condição simulada foram gravados 10 ciclos dentro de um intervalo de um minuto.

3.10 Variáveis a serem analisadas

Através de aplicativos desenvolvidos no software LabView (National Instruments, TX), variáveis de mecânica ventilatória:

1. Valor da área da curva de inspiração obtida abaixo do nível de CPAP ($Area_{CPAP}$) para analisar a capacidade do equipamento em manter o nível pressórico pré-determinado¹⁴.
2. Volume corrente a partir da integral do fluxo inspiratório no tempo (VC).
3. Comparação entre o CPAP medido e o pré-determina.
4. Fluxo de saída ofertado por cada gerador de fluxo (em alimentação de 100, 200 e 300 kPa) e pelo ventilador específico de VNI (com CPAP de 5, 10 e 14

cm H₂O e alto e baixo esforço inspiratório). Este valor foi obtido através de um analisador de calibração (RespiCal-Timeter, Allied Health Care, USA).

3.11 ESTUDO EM VOLUNTÁRIOS

Logo após o estudo no simulador mecânico de pulmão, os mesmos procedimentos foram realizados em indivíduos saudáveis. Para o estudo em voluntários foi colocado um cateter esofágico.

A rotina foi a seguinte:

1. O indivíduo deveria estar pelo menos duas horas de jejum.
2. Todos os indivíduos deveriam estar sentados.
3. Um cateter de balão esofágico (Raytech Instruments, Inc; Canada) foi usado para estimar a pressão pleural . Logo após aplicação de anestesia na região nasal (Xilocaína gel 10%), o cateter foi introduzido até a região do terço distal do esôfago e insuflado com 0,5 mL de ar.
4. Para certificarmos a posição esofágica, foi solicitado ao indivíduo que inspirasse e expirasse forçadamente através de bucal ocluído para que pudéssemos obter uma curva de pressão da via aérea e esofágica. A relação entre a esofágica e a proximal deveria ser maior que 0.8 para considerarmos o cateter corretamente localizado²¹.
5. Assim que o cateter estivesse posicionado em nível satisfatório, seria conectado a um transdutor de pressão (Validyne; Northridge, CA).
6. Da mesma maneira ao estudo experimental, antes de iniciarmos as medidas, foi realizada calibração dos canais de fluxo e pressão.
7. O sinal de fluxo será obtido com o uso conjunto de um pneumotacógrafo (pneumotach flow-head 3700 - Hans Rudolph Inc, MO) e um transdutor

diferencial de pressão (DP45-14; Validyne Engineering Corporation, CA), ambos foram posicionados entre a máscara e o circuito do ventilador.

8. Para as medidas no ventilador específico, foi utilizada uma máscara facial pneumática de tamanho médio, marca Respironics (Respironics, Murrysville, Pa) e fixada à face por um sistema de tiras de feltro com velcro. E para as medidas com os geradores de fluxo foi utilizada máscara facial siliconada da marca Caradyne (Caradyne, Galway, Ireland) fixada por tiras elásticas.

3.12 Rotina de realização das medidas

Após ajuste adequado da máscara, foram utilizados os mesmos ventiladores do estudo experimental, porém a ordem de teste dos ventiladores e os diferentes ajustes dos geradores de fluxo foram aleatórios. Para os geradores de fluxo foram feitas mediadas em 100, 200 e 300 Kpa. Os voluntários foram testados com valores de CPAP de 5, 10, e 15 cm H₂O, totalizando 21 medidas.

3.13 Variáveis a serem analisadas

1. Valor atingido do CPAP comparado ao valor pré determinado, medido como a pressão na via aérea superior imediatamente antes do início da inspiração .
2. Valor da área da curva de inspiração obtida abaixo do nível de CPAP ($Area_{CPAP}$) para analisar a capacidade do equipamento em manter o nível pressórico pré-determinado^{14,15}.
3. Variação da pressão esofágica durante a inspiração (ΔPes).
4. O produto pressão X tempo (PTP). O PTP expresso foi o PTP em 1 minuto²² (PTP_{min}).
5. Conforto durante a ventilação mecânica, que foi estimado através da escala baseada na escala de dispnéia de Borg²³. Foi pedido ao voluntário, 45 segundos depois do início de cada experimento, para que através de gestos, indicasse uma nota entre 0 (desconforto máximo) e 10 (conforto máximo).
6. Frequência respiratória (F_{resp}).

3.14 Casuística

Foram analisados 10 voluntários sem distinção de sexo e idade (Anexo B, tabela 2).

3.15 Análise Estatística

Estudo Experimental

Nesta etapa as medidas se mostraram estáveis durante as gravações, e o cálculo da variância (Anexo B, tabela 3) chegou próximo de zero, portanto não utilizamos nenhum método estatístico, fazendo comparações diretas.

Estudo Clínico

Os resultados das variáveis (Fresp, CPAP medido em relação ao ajustado, $AREA_{CPAP}$, Δ Pes, PTP_{MIN} , Conforto) nos três níveis de pressão (5, 10 e 15 cmH₂O) são mostrados através de uma análise descritiva²⁴ (composta de uma tabela e do gráfico Box-plot²⁵ da variável CPAPmedido) apropriada de modo a ressaltar a mediana, o 1º e o 3º quartil, o máximo e o mínimo dos pacientes obtido em cada métodos de ventilação (ventilador específico, gerador de fluxo 1 em 100, em 200 e em 300 kPa e gerador de fluxo 2 em 100, em 200 e em 300 kPa).

O efeito dos sete métodos em cada variável é avaliado pelo teste de Friedman²⁶ para amostras não paramétricas relacionadas. Posteriormente, para as variáveis cuja comparação revelou diferença entre os métodos, comparou-se,

através da análise de comparação múltipla usando o teste de Dunn²⁷, de modo estabelecer quais dos métodos apresentavam diferença entre si.

Em todas as comparações, considerou-se como significante p menores que 0.05.

RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1 *Estudo experimental*

Como esperado o GF1 e o GF2 apresentaram aumento do fluxo ofertado com o aumento da pressão de alimentação, enquanto que o ventilador específico variou o fluxo com a variação do nível de CPAP e esforço inspiratório (Anexo B, tabela 4). Os fluxos inspiratórios foram semelhantes entre os equipamentos e apresentaram valores em torno 18 L/min em baixos esforços e 33 L/min em altos esforços (Anexo B, tabela 5).

4.1.1 **Área da curva inspiratória abaixo do nível de CPAP ($Area_{CPAP}$)**

Com baixos esforços inspiratórios, o valor da $Area_{CPAP}$ do GF1 foi menor que o do ventilador específico. Apesar das diferenças serem pequenas em CPAP de 5 e 10 cmH₂O, estas diferenças aumentaram com CPAP de 15 cmH₂O. O GF2 apresentou uma área maior que o ventilador específico com a alimentação de 100 kPa. Por outro lado, com 300 kPa sua área foi menor que o ventilador específico e com 200 Kpa, sua diferença em relação ao ventilador específico foi pequena (Anexo A, figura 4).

Com altos esforços inspiratórios, o valor da $Area_{CPAP}$ do GF1 foi menor que a do ventilador específico e do GF2, independentemente da alimentação de

pressão e do nível de CPAP. Para o GF2, esses valores foram maiores com alimentação de 100 kPa e menor com 300 kPa.

Entre os geradores de fluxo observou-se um comportamento divergente, pois com o aumento na alimentação de pressão o GF1 apresentou um aumento no valor da $Area_{CPAP}$, enquanto o GF2 uma diminuição Anexo A, figura 4 e 5).

4.1.2 Relação entre o fluxo ofertado pelos geradores X $Area_{CPAP}$ e capacidade de atingir o CPAP pré-determinado

Em um gráfico de $Area_{CPAP}$ X fluxo do gerador (Anexo A, figura 6) e capacidade de atingir o CPAP pré-determinado X fluxo de gerador (Anexo A, figura 7), notamos que o melhor desempenho dos geradores é com um fluxo ofertado entre 90 e 120 L/min. $Area_{CPAP}$).

4.1.3 Capacidade para atingir o nível de CPAP ajustado

O ventilador específico alcançou níveis pressóricos muito próximos ao valor pré-determinado quando ajustado em 5 e 10 cm H_2O , mas não conseguiu atingir 15 cm H_2O , porém a diferença foi pequena (< 1.0 cm H_2O) (Anexo A, figura 8).

Ambos geradores de fluxo conseguiram atingir níveis de pressão próximos ao pré-determinado quando regulados em CPAP de 5 cm H_2O . Em CPAP de 10 cm H_2O , o GF1 conseguiu se manter muito próximo da pressão pré-

determinada, assim como o GF2 em 200 e 300 kPa. Por outro lado, este mesmo gerador, em 100 kPa, não atingiu os níveis pressóricos quando ajustado em 10 cm H₂O, chegando a níveis próximos de 5 cm H₂O. Em CPAP de 15 cm H₂O, o GF2 não atingiu a pressão pré-determinada e o GF1 ficou 1.7 cm H₂O abaixo do valor de pressão pré-determinado com 100 kPa, porém apresentou valores acima do ajustado quando suprido com 200 e 300 kPa (Anexo A, figura 8).

4.1.4 Volume corrente

Todos os equipamentos apresentaram valores de volume corrente muito próximos, tanto em baixos (Anexo A, figura 9) como em altos esforços inspiratórios (Anexo A, figura 10) independentemente do nível de CPAP e pressão de alimentação.

4.2 Estudo com Voluntários

4.2.1 Capacidade para atingir o nível de CPAP pré-determinado

Os equipamentos diferiram estatisticamente entre si em CPAP de 5, 10 e 15 cm H₂O ($p < 0,01$ nas três situações). Na análise *post-hoc*, alguns equipamentos diferiram entre si (Anexo B, tabela 6 a, b e c), mas estas diferenças foram pequenas, exceto em CPAP de 10 e 15 cm H₂O para o GF2 em 100 kPa. Embora as medianas de nenhum grupo tenham alcançado o CPAP pré determinado, em alguns voluntários ela foi superada (Anexo A, Figura 11 e anexo B, tabela 7a).

4.2.2 Área da curva inspiratória abaixo do nível de CPAP ($Area_{CPAP}$)

Os equipamentos diferiram estatisticamente entre si em CPAP de 5, 10 e 15 cm H₂O ($p < 0,01$ nas três situações). Na análise *post-hoc*, alguns equipamentos diferiram entre si (Anexo B, tabela 8a, b e c). O GF2 em 100 kPa teve uma área muito maior, enquanto as menores áreas foram do GF1 em 200 e 300 kPa. O ventilador específico teve áreas intermediárias (Anexo A, figura 12 e anexo B, tabela 7a).

Em um gráfico de $Area_{CPAP}$ X fluxo do gerador (Anexo A, figura 13) notamos a mesma tendência de uma curva em forma de L do estudo experimental, embora menos nítida. As menores áreas para CPAP de 10 e 15

cm H₂O revelaram-se a partir de fluxos superiores a 100 L/min, enquanto as menores áreas para CPAP de 15 cm H₂O foram com fluxos acima de 200 L/min.

Em um gráfico da diferença entre o CPAP medido e o pré-determinado X fluxo do gerador (Anexo A, figura 14), as menores diferenças revelaram-se com fluxos acima de 100 L/min, independente do nível de CPAP.

4.2.3 Variação da Pressão Esofágica em relação ao basal

A variação da pressão esofágica em relação ao basal apresentou comportamentos diferentes nos três níveis de CPAP, onde em de 5 cm H₂O, o GF1 com 100 KPa e o GF2 com 200 KPa tiveram menor variação, enquanto que o GF1 com 300 KPa e GF2 em 300 KPa esta diferença foi maior. Em CPAP de 10 e 15 cm H₂O os equipamentos apresentaram comportamento semelhante onde a variação foi diminuindo conforme aumento do nível de CPAP, exceto o GF2 com 100 KPa em CPAP de 15 cm H₂O que mostrou a maior porcentagem de variação (Anexo A, figura 15 e anexo B, tabela 7 a). A análise *post hoc* do GF2 com 100 Kpa encontra-se na tabela 9(Anexo B).

4.2.4 Produto pressão X tempo por minuto (PTPmin)

Os valores de PTPmin tiveram uma distribuição parecida aos da AreaCPAP, porque os maiores valores de PTPmin foram com o GF2 em 100 kPa e os menores foram com o GF1 em 200 e 300 kPa (Anexo A, figura 16). No entanto, não houve diferença estatística em CPAP de 5 e 15 cm H₂O, mas apenas em CPAP de 10 cm H₂O ($p=0,038$). A análise *post hoc* do CPAP em 10 cm H₂O encontra-se na tabela 10.

4.2.5 Conforto

A escala de conforto foi estatisticamente semelhante entre os geradores e o ventilador específico, em todos os níveis de CPAP e nos diferentes níveis de alimentação pressórica (figura 17 e tabela 6b).

4.2.7 Freqüência Respiratória

A Freqüência Respiratória foi estatisticamente semelhante entre os geradores e o ventilador específico, em todos os níveis de CPAP e nos diferentes níveis de alimentação pressórica (Anexo A, figura 18 e anexo B, tabela 6b).

DISCUSSÃO

5. Discussão

5.1 Estudo experimental

O estudo com modelo experimental mostrou que os geradores de fluxo, quando ajustados na sua melhor pressão de alimentação, têm desempenho similar ao ventilador específico para VNI. No estudo os geradores de fluxo ofertaram o mesmo volume corrente e, em algumas pressões de alimentação, tiveram uma menor queda da pressão de CPAP durante a inspiração ($Area_{CPAP}$). No entanto, não atingiram o nível de CPAP determinado com tanta acurácia quanto o ventilador para VNI.

O resultado de mesmo valor de volume corrente obtido nos três equipamentos não é surpreendente, porque o fluxo oferecido pelos equipamentos estava em excesso ao fluxo inspiratório (entre 17 e 35 L/min) e demanda de volume. Portanto o volume corrente foi determinado pelo esforço inspiratório do modelo e não foi limitado pelos geradores de fluxo ou ventilador específico.

Embora o volume corrente não tenha diferenciado os equipamentos, a $Area_{CPAP}$ e a capacidade de atingir o CPAP pré-determinado os diferenciou. Estas diferenças de desempenho entre os equipamentos têm como motivo as diferenças no fluxo de ar oferecido (tabela 4). Fluxos baixos impedem que se alcance o CPAP pré-determinado e determinam maior queda do nível de CPAP durante a inspiração, o exemplo mais claro foi o GF2 alimentado com 100 kPa.

Por outro lado, fluxos muito altos causaram nível de CPAP superior ao pré-determinado e não diminuíram a $Area_{CPAP}$. A razão para o excesso de CPAP é a incapacidade da válvula de aliviar o excesso de fluxo para manter o CPAP pré-determinado. A razão de não haver diminuição da $Area_{CPAP}$ talvez esteja no maior vazamento pela máscara.

A $Area_{CPAP}$ deve-se a suficiência ou insuficiência da oferta de fluxo para as demandas inspiratórias¹⁴. Independente da pressão de alimentação, o GF1 teve uma oferta de fluxo significativamente maior que o GF2. O fluxo ofertado pelo ventilador específico variou com o CPAP e o esforço inspiratório. Os fluxos muito baixos do GF2, quando alimentado com 200 ou 300 kPa, o tornaram menos capaz de atingir e manter o CPAP determinado. Como o ventilador específico tinha fluxos intermediários seu desempenho ficou entre o GF1 e GF2. O fluxo elevado do GF1 permitiu a ele manter-se mais próximo do CPAP determinado durante a inspiração, mas causou elevação excessiva do CPAP. Por outro lado, o GF2 alimentado com 100 kPa não pode atingir o CPAP determinado. Esta incapacidade foi marcante em CPAP de 10 e 15. O melhor desempenho do ventilador específico para atingir o CPAP pré-determinado se deve ao seu sistema micro-processado, que ajusta o fluxo com informações da pressão distal do circuito respiratório.

Para ambos geradores de fluxo, os melhores resultados de $Area_{CPAP}$ e capacidade de atingir o CPAP pré-determinado foram atingidos com fluxos de alimentação ao redor de 100 L/min. (123 L/min com 100 kPa para GF1 e 94

L/min com 300 kPa para GF2) (figura 6 e 7). Este resultado foi corroborado por estudo recente que comparou diferentes máscaras para VNI²⁹. Neste estudo o GF1 para oferta de CPAP, usando uma máscara facial foi comparando oferecendo fluxo de 100 L/min e 50 L/min. Independente do esforço inspiratório a $Area_{CPAP}$ foi menor com o fluxo de 100 L/min.

No estudo experimental as medidas foram muito estáveis, portanto as variâncias e desvio-padrões foram mínimos (tabela 2). Este resultado era esperado e desejável em um estudo com modelo pulmonar e totalmente controlado. Caso qualquer teste estatístico fosse aplicado, todas as comparações se revelariam significativas.

O estudo foi realizado em modelo mecânico de pulmão, o que é uma limitação para sua interpretação. Com o objetivo de simular uma condição usual de VNI, o modelo foi ajustado simulando uma situação de insuficiência respiratória moderada, ajustando-se a complacência para 50 mL/cm H₂O. Também o esforço inspiratório foi ajustado simulando um esforço normal e aumentado. Apesar dos cuidados com a simulação das condições clínicas, as situações clínicas reais são muito mais complexas e envolvem aspectos impossíveis de contemplar em um modelo mecânico. No entanto, os resultados deste estudo em modelo mecânico pulmonar permitiu-nos a execução de um estudo em humanos comparando geradores de fluxo com o ventilador específico para VNI.

5.2 Estudo clínico

O estudo clínico foi conduzido após o experimental e corroborou os achados deste, porque mostrou um desempenho similar entre geradores e ventilador, com algumas vantagens de um sobre outro, dependendo do ajuste do gerador. Além disto, a realização deste mesmo estudo nos voluntários foi importante para complementar aspectos impossíveis de se verificar num pulmão mecânico, como por exemplo, a questão do conforto.

No estudo clínico não analisamos o volume corrente porque a sua medida na vigência dos vazamentos habituais da VNI, tornava a medida imprecisa.

Consideramos importante o valor do CPAP medido, porque baseando-se em estudos prévios^{29,30}, esta variável juntamente com $Area_{CPAP}$, avaliam a capacidade do equipamento em manter o nível de pressão desejado. Quanto menor a flutuação do nível pressórico durante o ciclo respiratório, mais eficiente é o equipamento para CPAP¹⁴.

Os três ventiladores conseguiram chegar a valores próximos ao valor de CPAP pré-determinado, com exceção do GF2 em 100 Kpa que se mostrou ineficiente em CPAP de 10 e 15 cm H₂O, mostrando que neste nível de suprimento pressórico o GF2 não produz fluxo suficientemente alto para suprir a demanda de fluxo do indivíduo e conseqüentemente o valor pré-determinado de

CPAP. Porém este mesmo gerador mostrou desempenho semelhante ao ventilador específico em CPAP de 5 cm H₂O, fato que pode ser explicado pela baixa necessidade de fluxo para se manter o nível de pressão desejada. O ventilador para VNI também produz fluxos inspiratórios baixos, mas o mesmo compensa produzindo altos fluxos ao final da inspiração (tabela 2), por isso consegue manter o valor de CPAP medido próximo do pré-determinado em todos os níveis.

Os valores da Area_{CPAP} foram aumentando conforme aumento do nível de CPAP, e diminuindo conforme suprimento pressórico. O GF2 em 100 Kpa em todos os níveis de CPAP apresentou maior valor de área em relação aos outros equipamentos e pelo mesmo motivo do CPAP medido, o suprimento pressórico não foi suficiente para manter valores maiores de CPAP, levando a uma maior variação do nível de pressão nas vias aéreas. Porém, conforme foi mostrado nos resultados, houve algumas diferenças estatísticas entre o ventilador específico e os geradores nas outras situações e entre os geradores, fatos que podem ser explicados pela diferença na demanda de fluxo de cada indivíduo e pelo fluxo ofertado por cada equipamento.

A variação da pressão esofágica em relação ao basal não apresentou diferença estatística entre os equipamentos, mas o PTPmin, mostrou diferença em CPAP de 10 cm H₂O, onde o GF2 em 100 KPa e o ventilador específico apresentaram valores maiores. E por fim, a análise de conforto mostrou valores semelhantes para os três equipamentos.

Ao comparar os dois geradores de fluxo com o ventilador para VNI, podemos concluir que os dois equipamentos mais baratos são tão eficientes quanto o ventilador microprocessado para VNI na modalidade CPAP, com exceção do GF2 em 100 Kpa.

5.3 Comparação entre os estudos

Estudos com modelo mecânico de pulmão tem sido muito utilizados para avaliar a performance de equipamentos, bem como de parâmetros ventilatórios e suas conseqüências no sistema respiratório. Porém poucos trabalhos compararam os resultados obtidos neste tipo de estudo com seres humanos. PELOSI e cols, realizaram um trabalho comparando a eficiência da máscara facial e do capacete na ventilação mecânica não invasiva com pressão de suporte, onde, numa primeira etapa realizaram os testes num modelo mecânico de pulmão e depois compararam os dados em indivíduos saudáveis. Foram encontradas limitações no estudo e ocorreram algumas diferenças nos resultados obtidos nas duas etapas. A principal justificativa foi de que nos indivíduos estudados ocorrem variações fisiológicas no esforço inspiratório, volume corrente, relação inspiração:expiração, variáveis que são melhor controladas num estudo com modelo mecânico.

No nosso estudo, diferenças entre as etapas também ocorreram, corroborando trabalho anterior, que apesar de objetivos diferentes, o método foi semelhante. Na primeira etapa, utilizando-se o modelo mecânico, ajustamos os equipamentos da maneira que se desejou e obtivemos dados que compararam e caracterizaram o desempenho dos geradores de fluxo e o ventilador específico. Além disso, nos permitiu quantificar a oferta de fluxo melhor para o adequado desempenho do equipamento. Porém, não pudemos avaliar situações clínicas com aspectos mais complexos, como por exemplo, a questão do conforto e esforço respiratório, melhor fixação e adaptação da máscara ao nível de CPAP determinado. No entanto, estas situações puderam ser apreciadas na segunda etapa do estudo e em algumas situações, a questão do conforto e adaptação da máscara foram condições limitantes para alguns indivíduos, o que fez com que os dados relacionados ao esforço inspiratório, como $Area_{CPAP}$, PTP_{min} e até o valor de CPAP medido, fossem diferentes estatisticamente entre os equipamentos. Fatos estes que não aconteceram no estudo com modelo mecânico.

Mas apesar destas diferenças, não podemos avaliar o desempenho dos equipamentos só pelas diferenças estatísticas, mas temos que levar em consideração a importância do estudo com modelo mecânico, pois nesta etapa pode-se avaliar as questões técnicas de cada equipamento, permitindo-nos o melhor conhecimento da sua performance.

5.4 Considerações gerais

Baseando-se nos poucos estudos encontrados, pode-se apreciar a originalidade deste trabalho, pois pudemos realizar um estudo minucioso que caracterizou o desempenho dos geradores de fluxo em comparação ao ventilador específico para VNI.

Sabe-se que a aquisição de ventiladores microprocessados requer altos custos, muitas vezes impossíveis em locais com pouco recurso financeiro. Este trabalho visou principalmente, demonstrar que no modo CPAP, a performance de geradores de fluxo, desde que ajustados na sua melhor oferta de fluxo, podem ser semelhantes ao ventilador específico para VNI. Dado este que permite aos profissionais que trabalham diretamente com situações clínicas que necessitem de um suporte ventilatório não invasivo, que se aplique com segurança o gerador de fluxo disponível.

Por outro lado, a alta demanda de fluxo que estes equipamentos necessitam, principalmente o GF1, faz com que o consumo de oxigênio hospitalar chegue a valores muito altos, conforme mostrado na tabela X. Assim sendo, os geradores de fluxo são mais baratos para aquisição e não para manutenção, ao contrário do ventilador específico para VNI, que tem valor de aquisição muito maior, mas sua demanda de fluxo é menor, o que consumiria menos oxigênio, com a vantagem de possuir mecanismos de alarme e back-up para apnéia.

Mas apesar disso, podemos afirmar que os geradores de fluxo são uma boa opção para ventilação não invasiva em CPAP, pois mesmo com as considerações acima, há vários hospitais com poucos recursos financeiros, onde a única forma de aquisição de materiais tem que ser a mais barata.

CONCLUSÃO

6. Conclusão

Estudo Experimental

Ajustados para sua melhor pressão de alimentação (100 Kpa para FG1 e 300 Kpa para FG2) os geradores de fluxo têm capacidade similar ou melhor que o ventilador específico testado pra manter o nível de CPAP durante a inspiração. No entanto, o ventilador específico é mais confiável para atingir a pressão de CPAP pré-determinada.

Os geradores de fluxo tiveram seu melhor desempenho quando ofereciam fluxos ao redor de 100 L/min.

Estudo clínico

Nenhum equipamento alcançou o CPAP pré-determinado, mas as diferenças foram pequenas, exceto para o gerador de fluxo alimentado com 100 kPa.

O GF 1 alimentado com 200 e 300 kPa manteve melhor o CPAP durante a inspiração, enquanto o GF 2 alimentado com 100 kPa foi o que mostrou maior

queda do CPAP durante a inspiração. Neste quesito o desempenho do ventilador específico foi intermediário.

Os geradores de fluxo precisam oferecer fluxos superiores a 100 L/min para atingir o CPAP pré-determinado. Os geradores de fluxo precisam oferecer fluxos superiores a 100 L/min para manter o nível de CPAP de 5 ou 10 cm H₂O estáveis durante a inspiração e acima de 200 L/min para manter o nível de CPAP estável em 15 cm H₂O.

Não houve diferença entre os equipamentos na variação da pressão esofágica, PTPmin e conforto.

ANEXO A

Figura 1. Esquema do Estudo Experimental

Legenda: 1 -primeiro fole; 2 - segundo fole; 3. barra de metal conectando o diafragma ao pulmão; 4. transdutores de pressão e fluxo; 5. - sistema aquisição de dados e 6. máscara facial.

Figura 2. Manequim

Legenda: Cabeça do manequim em fibra de vidro com seu interior oco, com presença de narina, boca e a porção distal do sistema de tubos simulando a via aérea superior.

Figura 3. Simulador Mecânico de Pulmão

Legenda: Simulador mecânico de pulmão com 2 foles com complacências ajustáveis.

Figura 4. Área Inspiratória abaixo do CPAP ($Area_{CPAP}$) com esforço inspiratório baixo

Legenda: $Area_{CPAP}$ - área inspiratória abaixo do CPAP; GF1-gerador de fluxo 1; GF2- gerador de fluxo 2; 5-100- CPAP de 5 cm H₂O com 100 kPa; 5-200- CPAP de 5 cm H₂O com 200 kPa; 5-300- CPAP de 5 cm H₂O com 300 kPa; 10-100- CPAP de 10 cm H₂O com 100 kPa; 10-200 - CPAP de 10 cm H₂O com 200 kPa; 10-300- CPAP de 10 cm H₂O com 300 kPa; 15-100- CPAP de 15 cm H₂O com 100 kPa; 15-200- CPAP de 15 com 200 kPa; 15-300- CPAP de 15 com 300 kPa.

Figura 5 Área inspiratória abaixo do CPAP ($Area_{CPAP}$) com esforço inspiratório alto

Legenda: $Área_{CPAP}$ - área inspiratória abaixo do CPAP; GF1-gerador de fluxo 1; GF2- gerador de fluxo 2; 5-100- CPAP de 5 cm H₂O com 100 kPa; 5-200- CPAP de 5 cm H₂O com 200 kPa; 5-300- CPAP de 5 cm H₂O com 300 kPa; 10-100- CPAP de 10 cm H₂O com 100 kPa; 10-200 - CPAP de 10 cm H₂O com 200 kPa; 10-300- CPAP de 10 cm H₂O com 300 kPa; 15-100- CPAP de 15 cm H₂O com 100 kPa; 15-200- CPAP de 15 com 200 kPa; 15-300- CPAP de 15 com 300 kPa.

Figura 6 $\text{Área}_{\text{CPAP}}$ X Fluxo do Gerador

Legenda: $\text{Área}_{\text{CPAP}}$ - área inspiratória abaixo do CPAP. BE = esforço inspiratório baixo .AE = esforço inspiratório alto.

Figura 7 CPAP Medido – Pré-determinado X Fluxo do gerador

Legenda: Área_{CPAP} - área inspiratória abaixo do CPAP. BE = esforço inspiratório baixo .AE = esforço inspiratório alto.

Figura 8 CPAP Medido X CPAP Pré –Determinado

Legenda: GF1-gerador de fluxo 1; GF2- gerador de fluxo 2; 5- CPAP de 5 cm H₂O no ventilador específico; 10- CPAP de 10 cm H₂O no ventilador específico; 15- CPAP de 10 cm H₂O no ventilador específico; 5-100- CPAP de 5 cm H₂O com 100 kPa; 5-200- CPAP de 5 cm H₂O com 200 kPa; 5-300- CPAP de 5 cm H₂O com 300 kPa; 10-100- CPAP de 10 cm H₂O com 100 kPa; 10-200 - CPAP de 10 cm H₂O com 200 kPa; 10-300- CPAP de 10 cm H₂O com 300 kPa; 15-100- CPAP de 15 cm H₂O com 100 kPa; 15-200- CPAP de 15 com 200 kPa; 15-300- CPAP de 15 com 300 kPa.

Figura 9. Volume Corrente com Esforço Inspiratório Baixo

Legenda: GF1-gerador de fluxo 1; GF2- gerador de fluxo 2; 5-100- CPAP de 5 cm H₂O com 100 kPa; 5-200- CPAP de 5 cm H₂O com 200 kPa; 5-300- CPAP de 5 cm H₂O com 300 kPa; 10-100- CPAP de 10 cm H₂O com 100 kPa; 10-200 - CPAP de 10 cm H₂O com 200 kPa; 10-300- CPAP de 10 cm H₂O com 300 kPa; 15-100- CPAP de 15 cm H₂O com 100 kPa; 15-200- CPAP de 15 com 200 kPa; 15-300- CPAP de 15 com 300 kPa.

Figura 10. Volume Corrente com esforço Inspiratório Alto

Legenda: Tidal Volume – Volume Corrente; GF1-gerador de fluxo 1; GF2-gerador de fluxo 2; 5-100- CPAP de 5 cm H₂O com 100 kPa; 5-200- CPAP de 5 cm H₂O com 200 kPa; 5-300- CPAP de 5 cm H₂O com 300 kPa; 10-100- CPAP de 10 cm H₂O com 100 kPa; 10-200 - CPAP de 10 cm H₂O com 200 kPa; 10-300- CPAP de 10 cm H₂O com 300 kPa; 15-100- CPAP de 15 cm H₂O com 100 kPa; 15-200- CPAP de 15 com 200 kPa; 15-300- CPAP de 15 com 300 kPa.

Figura 11. Capacidade de atingir o CPAP determinado (CPAP medido X CPAP pré-determinado)

GF1- 100 gerador de fluxo 1 com 100 KPa; GF1- 200 gerador de fluxo 1 com 200 KPa; GF1- 300 gerador de fluxo 1 com 300 KPa; GF2-100 gerador de fluxo 2 com 100 KPa; GF2-200 gerador de fluxo 2 com 200 KPa; GF2-300 gerador de fluxo 2 com 300 KPa.

Figura 12 .Área inspiratória abaixo do CPAP ($AREA_{CPAP}$) em CPAP de 5, 10 e 15 cm H₂O

Figura 13. Gráfico da AREAcpap X Fluxo do Gerador

Legenda: Área_{CPAP} - área inspiratória abaixo do CPAP pré-determinado.

Figura 14. Gráfico do CPAP Medido - Pré determinado X Fluxo Gerador

Figura 15 Variação da Pressão Esofágica em relação ao basal em CPAP de 5, 10 e 15 Cm H₂O

Figura 16. PTPmin em CPAP de 5, 10 e 15 cm H₂O

Figura 17. Escala de Conforto

Figura 18. Frequência Respiratória em CPAP de 5, 10 e 15 cm H₂O

ANEXO B

Tabela 1. Equivalência de unidade de pressão²⁸

	PSI	Kgf
100 KPa	14,50	1,02
200 KPa	29,0	2,04
300 KPa	43.51	3,06

Tabela 2. Características dos voluntários

VOLUNTÁRIOS	SEXO	IDADE(anos)	PESO(Kg)	ALTURA		TABAGISMO
				(cm)		
1	f	30	67	163		NÃO
2	f	29	60	173		NÃO
3	m	27	110	186		NÃO
4	m	28	75	175		NÃO
5	f	35	63	162		NÃO
6	m	38	74	174		NÃO
7	m	29	77	183		NÃO
8	f	34	58	149		NÃO
9	m	45	87	177		NÃO
10	f	23	69	168		NÃO

Tabela 3. Maiores Variâncias e Desvio Padrão obtidos durante o estudo experimental

Variáveis	Variância	Desvio Padrão
Área_{CPAP} (cm H₂O.s)	0,000014	0,003
CPAP Medido(cm H₂O)	0,000022	0,004
Volume Corrente (mL)	0,000001	0,001

Tabela 4. Oferta de Fluxo do Ventilador Específico e dos Geradores de Fluxo

	Gerador de Fluxo 1			Gerador de Fluxo 2			Ventilador CPAP 5		Ventilador CPAP 10		Ventilador CPAP 15	
	(Kpa)			(Kpa)			Baixo esforço	Alto Esforço	Baixo esforço	Alto Esforço	Baixo esforço	Alto Esforço
Fluxo Basal (L/min)	123	190	263	44	64	94	73	73	103	103	130	130
Pico de Fluxo (L/min)	123	190	263	44	64	94	87	102	122	137	145	154

Tabela 5. Fluxos Inspiratórios Médios do Estudo Experimental

	Ventilador		Pressão de Alimentação	GF 1		GF 2	
	(L/min)			(L/min)		(L/min)	
	BE	AE		BE	AE	BE	AE
CPAP 5	18.9	33.7	100	18.8	34.4	17.3	32.0
			200	18.9	34.8	18.3	32.3
			300	18.4	34.5	18.8	33.4
CPAP 10	18.8	33.9	100	16.7	33.0	16.9	31.6
			200	18.1	33.2	17.8	28.7
			300	17.8	33.0	18.0	32.9
CPAP 15	18.2	33.0	100	18.8	34.9	17.0	31.6
			200	18.0	33.8	16.8	30.8
			300	17.7	33.8	18.9	32.9

Tabela 6a. Comparações estatísticas, entre os equipamentos, do CPAP medido em CPAP de 5 cm H₂O

	VE	GF1 100	GF1 200	GF1 300	GF2 100	GF2 200	GF2 300
VE	1	0,004	<0,001	<0,001	NS	NS	NS
GF1 100	0,004	1	0,01	0,01	0,094	0,004	0,121
GF1 200	<0,001	0,01	1	0,01	<0,001	<0,001	<0,001
GF1 300	<0,001	0,01	0,01	1	<0,001	<0,001	<0,001
GF2 100	0,094	0,094	<0,001	<0,001	1	0,094	0,442
GF2 200	0,5	0,004	<0,001	<0,001	0,094	1	0,072
GF2 300	0,072	0,121	<0,001	<0,001	0,442	0,072	1

VE: Ventilador específico; GF1- 100 gerador de fluxo 1 com 100 KPa; GF1- 200 gerador de fluxo 1 com 200 KPa; GF1- 300 gerador de fluxo 1 com 300 KPa; GF2-100 gerador de fluxo 2 com 100 KPa; GF2-200 gerador de fluxo 2 com 200 KPa; GF2-300 gerador de fluxo 2 com 300 KPa; NS: não significante.

Tabela 6b. Comparações estatísticas, entre os equipamentos, do CPAP medido em CPAP de 10 cm H₂O

	VE	GF1 100	GF1 200	GF1 300	GF2 100	GF2 200	GF2 300
VE	1	0,006	0,006	<0,001	<0,001	NS	NS
GF1 100	0,006	1	NS	NS	NS	0,004	<0,001
GF1 200	0,006	NS	1	NS	0,004	NS	0,029
GF1 300	<0,001	NS	NS	1	NS	0,004	<0,001
GF2 100	<0,001	NS	0,004	NS	1	<0,001	<0,001
GF2 200	NS	0,004	NS	0,004	<0,001	1	NS
GF2 300	NS	<0,001	0,029	<0,001	<0,001	NS	1

VE: Ventilador específico; GF1- 100 gerador de fluxo 1 com 100 KPa; GF1- 200 gerador de fluxo 1 com 200 KPa; GF1- 300 gerador de fluxo 1 com 300 KPa; GF2-100 gerador de fluxo 2 com 100 KPa; GF2-200 gerador de fluxo 2 com 200 KPa; GF2-300 gerador de fluxo 2 com 300 KPa; NS: não significante.

Tabela 6c. Comparações estatísticas, entre os equipamentos, do CPAP medido em CPAP de 15 cm H₂O

	VE	GF1 100	GF1 200	GF1 300	GF2 100	GF2 200	GF2 300
VE	1	0,029	0,014	NS	<0,001	0,004	NS
GF1 100	0,029	1	NS	NS	<0,001	NS	NS
GF1 200	0,014	NS	1	0,039	<0,001	NS	NS
GF1 300	NS	NS	0,039	1	<0,001	0,014	NS
GF2 100	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	1	<0,001	<0,001
GF2 200	0,004	NS	NS	0,014	<0,001	1	0,054
GF2 300	NS	NS	NS	NS	<0,001	0,054	1

VE: Ventilador específico; GF1- 100 gerador de fluxo 1 com 100 KPa; GF1- 200 gerador de fluxo 1 com 200 KPa; GF1- 300 gerador de fluxo 1 com 300 KPa; GF2-100 gerador de fluxo 2 com 100 KPa; GF2-200 gerador de fluxo 2 com 200 KPa; GF2-300 gerador de fluxo 2 com 300 KPa; NS: não significante.

Tabela 7a. Valor de CPAP medido, AREAcpap e Delta Pes em medianas

		Valor de CPAP(cm H2O)					
		5		10		15	
		1ºq ; med ; 3ºq	min ; max	1ºq ; med ; 3ºq	min ; max	1ºq ; med ; 3ºq	min ; max
CPAPmedido (cm H₂O)	VE	4.3 ; 4.6 ; 4.6	4.0 ; 4.7	9.1 ; 9.5 ; 9.8	8.4 ; 9.8	12.5 ; 13.4 ; 14.6	9.8 ; 14.7
	GF1-100	4.0 ; 4.3 ; 4.7	3.5 ; 6.0	8.5 ; 9.0 ; 9.1	6.4 ; 10.0	10.9 ; 12.2 ; 13.3	6.5 ; 13.8
	GF1-200	3.2 ; 3.3 ; 4.4	2.7 ; 5.7	7.9 ; 8.2 ; 8.8	7.3 ; 11.0	11.8 ; 12.5 ; 13.3	7.2 ; 13.3
	GF1-300	3.2 ; 3.4 ; 4.3	2.9 ; 6.7	7.5 ; 8.0 ; 9.0	3.2 ; 11.6	12.3 ; 12.8 ; 13.3	8.8 ; 15.3
	GF2-100	4.1 ; 4.3 ; 4.7	3.8 ; 5.7	4.9 ; 6.0 ; 8.5	4.4 ; 10.4	4.3 ; 6.4 ; 8.3	4.2 ; 10.7
	GF2-200	4.3 ; 4.5 ; 4.6	4.3 ; 6.8	7.9 ; 9.4 ; 9.8	6.7 ; 11.7	8.2 ; 12.4 ; 13.4	5.7 ; 14.9
	GF2-300	4.0 ; 4.2 ; 4.5	4.0 ; 8.4	8.0 ; 9.1 ; 9.6	5.4 ; 13.0	8.7 ; 12.7 ; 13.8	8.3 ; 17.0
AREAcpap (cm H₂O.s)	VE	0.056 ; 0.409 ; 0.619	0.013 ; 1.202	0.144 ; 0.705 ; 1.453	0.053 ; 2.197	0.249 ; 0.830 ; 1.659	0.087 ; 2.833
	GF1-100	0.038 ; 0.066 ; 0.472	0.011 ; 2.016	0.043 ; 0.423 ; 3.957	0.027 ; 9.277	0.302 ; 1.297 ; 4.100	0.118 ; 10.876
	GF1-200	0.035 ; 0.079 ; 0.298	0.011 ; 1.594	0.076 ; 0.212 ; 0.257	0.033 ; 4.051	0.352 ; 0.593 ; 1.516	0.065 ; 3.039
	GF1-300	0.089 ; 0.192 ; 0.448	0.043 ; 0.884	0.060 ; 0.135 ; 0.345	0.009 ; 2.176	0.588 ; 0.845 ; 1.293	0.318 ; 3.156
	GF2-100	0.425 ; 1.517 ; 2.894	0.052 ; 7.238	1.925 ; 3.574 ; 5.143	1.295 ; 9.100	2.253 ; 3.093 ; 3.792	0.771 ; 4.765
	GF2-200	0.004 ; 0.015 ; 0.191	0.002 ; 1.637	0.072 ; 0.734 ; 1.898	0.001 ; 9.170	0.670 ; 1.680 ; 3.160	0.340 ; 7.661
	GF2-300	0.005 ; 0.011 ; 0.183	0.000 ; 1.460	0.001 ; 0.356 ; 2.254	0.000 ; 5.949	0.338 ; 1.360 ; 2.524	0.116 ; 3.425
Variação da Pes (%)	VE	322 ; 468 ; 699	165 ; 1340	146 ; 209 ; 636	128 ; 785	86 ; 134 ; 419	74 ; 1213
	GF1-100	112 ; 249 ; 502	6 ; 1282	148 ; 196 ; 348	107 ; 742	90 ; 147 ; 310	61 ; 4177
	GF1-200	182 ; 407 ; 550	137 ; 682	125 ; 159 ; 290	121 ; 319	89 ; 100 ; 148	74 ; 934
	GF1-300	200 ; 667 ; 2166	112 ; 6851	121 ; 156 ; 458	96 ; 1208	91 ; 124 ; 154	66 ; 255
	GF2-100	257 ; 490 ; 665	90 ; 3228	210 ; 274 ; 1025	174 ; 1803	300 ; 684 ; 1398	203 ; 1901
	GF2-200	190 ; 318 ; 1118	57 ; 1382	121 ; 187 ; 282	87 ; 554	97 ; 172 ; 335	86 ; 419
	GF2-300	169 ; 632 ; 2157	66 ; 24603	122 ; 199 ; 349	117 ; 486	100 ; 114 ; 393	89 ; 1055

VE: ventilador específico; GF1-100: gerador de fluxo 1 com 100 Kpa; GF1-200: gerador de fluxo 1 com 200 Kpa; GF1-300 gerador de fluxo 1 com 300 Kpa; GF2-100: gerador de fluxo 2 com 100 Kpa; GF2-200 gerador de fluxo 2 com 200 Kpa; GF2-300: gerador de fluxo 2 com 300 Kpa; 1ºq: 1º quartil; med: mediana; 3ºq: 3º quartil; max:máxima; min: mínima

Tabela 7b. Valor de PTPmin, Conforto e Frequência respiratória em medianas

		Valor de CPAP(cm H2O)					
		5		10		15	
		1ºq ; med ; 3ºq	min ; max	1ºq ; med ; 3ºq	min ; max	1ºq ; med ; 3ºq	min ; max
PTPMIN (cm H ₂ O/min))	VE	65.75 ; 98.37 ; 134.28	60.21 ; 137.52	61.12 ; 143.58 ; 177.74	47.00 ; 228.79	114.78 ; 131.88 ; 167.48	40.20 ; 215.96
	GF1-100	41.08 ; 74.96 ; 88.87	29.49 ; 190.77	61.07 ; 86.39 ; 110.00	46.66 ; 142.42	79.46 ; 106.65 ; 133.37	71.00 ; 189.65
	GF1-200	43.79 ; 63.42 ; 83.09	34.12 ; 188.74	59.80 ; 79.92 ; 110.06	30.17 ; 221.18	64.99 ; 93.26 ; 167.22	42.76 ; 338.72
	GF1-300	49.62 ; 82.38 ; 131.86	36.64 ; 226.67	58.81 ; 71.98 ; 119.47	48.23 ; 226.67	72.86 ; 93.52 ; 132.31	67.32 ; 199.76
	GF2-100	73.16 ; 106.43 ; 128.44	44.76 ; 220.53	88.03 ; 150.00 ; 209.56	69.07 ; 227.25	84.88 ; 125.49 ; 154.33	40.17 ; 182.64
	GF2-200	62.66 ; 80.38 ; 168.18	28.97 ; 248.00	73.63 ; 89.27 ; 179.52	42.36 ; 371.31	73.63 ; 129.62 ; 171.03	39.71 ; 330.03
	GF2-300	40.02 ; 96.79 ; 168.45	34.23 ; 286.69	56.01 ; 108.09 ; 157.16	48.20 ; 233.49	109.86 ; 138.52 ; 171.24	71.63 ; 189.18
CONFORTO	VE	4.8 ; 8.0 ; 9.0	2.0 ; 10.0	5.8 ; 7.0 ; 7.3	4.0 ; 10.0	4.5 ; 6.0 ; 7.3	3.0 ; 8.0
	GF1-100	7.0 ; 7.5 ; 8.0	5.0 ; 10.0	4.5 ; 7.0 ; 8.0	3.0 ; 8.0	2.8 ; 5.5 ; 7.0	2.0 ; 7.0
	GF1-200	5.8 ; 7.0 ; 7.5	4.0 ; 9.0	4.8 ; 6.0 ; 8.0	4.0 ; 8.0	3.0 ; 4.5 ; 6.3	1.0 ; 9.0
	GF1-300	5.0 ; 6.5 ; 8.3	5.0 ; 9.0	4.0 ; 7.0 ; 7.3	4.0 ; 8.0	3.5 ; 5.5 ; 6.3	2.0 ; 8.0
	GF2-100	5.0 ; 6.5 ; 7.3	5.0 ; 9.0	3.8 ; 5.0 ; 7.0	2.0 ; 7.0	3.8 ; 5.5 ; 7.0	2.0 ; 8.0
	GF2-200	6.8 ; 7.0 ; 8.0	5.0 ; 9.0	4.8 ; 6.0 ; 7.3	2.0 ; 8.0	3.8 ; 5.5 ; 8.0	2.0 ; 8.0
	GF2-300	6.8 ; 7.0 ; 8.0	6.0 ; 8.0	5.5 ; 6.5 ; 8.0	2.0 ; 9.0	4.8 ; 6.0 ; 6.3	1.0 ; 8.0
FRESP	VE	12.2 ; 14.7 ; 18.5	10.9 ; 22.0	12.2 ; 14.3 ; 16.9	11.1 ; 18.0	12.3 ; 16.2 ; 17.9	11.5 ; 24.5
	GF1-100	13.5 ; 15.1 ; 19.4	12.7 ; 22.3	13.0 ; 14.4 ; 16.7	12.3 ; 24.4	12.2 ; 13.4 ; 17.3	11.9 ; 26.6
	GF1-200	15.2 ; 18.6 ; 19.9	13.6 ; 22.2	14.6 ; 16.2 ; 17.0	9.4 ; 26.3	14.5 ; 15.4 ; 18.0	13.5 ; 28.7
	GF1-300	13.7 ; 16.9 ; 20.8	13.2 ; 25.1	14.0 ; 16.5 ; 21.7	13.3 ; 26.6	13.1 ; 14.9 ; 19.3	10.0 ; 25.9
	GF2-100	12.6 ; 14.0 ; 19.4	12.1 ; 23.7	11.6 ; 13.0 ; 17.7	10.4 ; 22.7	11.9 ; 14.3 ; 16.2	10.6 ; 22.7
	GF2-200	12.0 ; 14.4 ; 17.8	8.8 ; 26.2	13.8 ; 14.2 ; 20.1	10.7 ; 27.3	12.0 ; 13.7 ; 17.0	10.8 ; 26.0
	GF2-300	12.2 ; 15.7 ; 18.2	10.5 ; 23.5	12.4 ; 14.4 ; 17.6	11.9 ; 29.3	12.5 ; 15.4 ; 17.8	11.1 ; 27.2

VE: ventilador específico; GF1-100: gerador de fluxo 1 com 100 Kpa; GF1-200: gerador de fluxo 1 com 200 Kpa; GF1-300 gerador de fluxo 1 com 300 Kpa; GF2-100: gerador de fluxo 2 com 100 Kpa; GF2-200 gerador de fluxo 2 com 200 Kpa; GF2-300: gerador de fluxo 2 com 300 Kpa; 1ºq: 1º quartil; med: mediana; 3ºq: 3º quartil; max:máxima; min: mínima

Tabela 8a. Comparações estatísticas, entre os equipamentos, da AREA_{CPAP} em CPAP de 5 cm H₂O

	VE	GF1 100	GF1 200	GF1 300	GF2 100	GF2 200	GF2 300
VE	1	NS	0,014	NS	0,004	<0,001	<0,001
GF1 100	NS	1	NS	0,029	<0,001	NS	0,006
GF1 200	0,014	NS	1	0,006	<0,001	NS	0,029
GF1 300	NS	0,029	0,006	1	0,01	<0,001	<0,001
GF2 100	0,004	<0,001	<0,001	0,01	1	<0,001	<0,001
GF2 200	<0,001	NS	NS	<0,001	<0,001	1	NS
GF2 300	<0,001	0,029	0,029	<0,001	<0,001	NS	1

VE: Ventilador específico; GF1- 100 gerador de fluxo 1 com 100 KPa; GF1- 200 gerador de fluxo 1 com 200 KPa; GF1- 300 gerador de fluxo 1 com 300 KPa; GF2-100 gerador de fluxo 2 com 100 KPa; GF2-200 gerador de fluxo 2 com 200 KPa; GF2-300 gerador de fluxo 2 com 300 KPa; NS: não significante.

Tabela 8b. Comparações estatísticas, entre os equipamentos, da AREA_{CPAP} em CPAP de 10 cm H₂O

	VE	GF1 100	GF1 200	GF1 300	GF2 100	GF2 200	GF2 300
VE	1	NS	0,029	0,02	<0,001	NS	0,039
GF1 100	NS	1	NS	NS	<0,001	NS	NS
GF1 200	0,029	NS	1	NS	<0,001	0,01	NS
GF1 300	0,02	NS	NS	1	<0,001	0,006	NS
GF2 100	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	1	0,004	<0,001
GF2 200	NS	NS	0,01	0,006	0,004	1	0,014
GF2 300	0,039	NS	NS	NS	<0,001	0,014	1

VE: Ventilador específico; GF1- 100 gerador de fluxo 1 com 100 KPa; GF1- 200 gerador de fluxo 1 com 200 KPa; GF1- 300 gerador de fluxo 1 com 300 KPa; GF2-100 gerador de fluxo 2 com 100 KPa; GF2-200 gerador de fluxo 2 com 200 KPa; GF2-300 gerador de fluxo 2 com 300 KPa; NS: não significante

Tabela 8c. Comparações estatísticas, entre os equipamentos, da AREA_{CPAP} em CPAP de 15 cm H₂O

	VE	GF1 100	GF1 200	GF1 300	GF2 100	GF2 200	GF2 300
VE	1	NS	NS	NS	<0,001	0,003	NS
GF1 100	NS	1	0,029	NS	0,001	NS	NS
GF1 200	NS	0,029	1	NS	<0,001	0,001	NS
GF1 300	NS	NS	NS	1	<0,001	0,003	NS
GF2 100	<0,001	0,001	<0,001	<0,001	1	0,039	<0,001
GF2 200	0,003	NS	0,001	0,003	0,039	1	0,029
GF2 300	NS	NS	NS	NS	<0,001	0,029	1

VE: Ventilador específico; GF1- 100 gerador de fluxo 1 com 100 KPa; GF1- 200 gerador de fluxo 1 com 200 KPa; GF1- 300 gerador de fluxo 1 com 300 KPa; GF2-100 gerador de fluxo 2 com 100 KPa; GF2-200 gerador de fluxo 2 com 200 KPa; GF2-300 gerador de fluxo 2 com 300 KPa; NS: não significante.

Tabela 9. Comparações estatísticas, entre os equipamentos, da variação da pressão esofágica em relação ao basal em CPAP de 15 cm H₂O

	VE	GF1 100	GF1 200	GF1 300	GF2 100	GF2 200	GF2 300
VE	1	NS	NS	0,029	<0,001	NS	NS
GF1 100	NS	1	NS	0,039	<0,001	NS	NS
GF1 200	NS	NS	1	NS	<0,001	NS	NS
GF1 300	0,029	0,039	NS	1	<0,001	0,014	0,014
GF2 100	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	1	<0,001	<0,001
GF2 200	NS	<0,001	NS	0,014	<0,001	1	NS
GF2 300	NS	<0,001	NS	0,014	<0,001	NS	1

VE: Ventilador específico; GF1- 100 gerador de fluxo 1 com 100 KPa; GF1- 200 gerador de fluxo 1 com 200 KPa; GF1- 300 gerador de fluxo 1 com 300 KPa; GF2-100 gerador de fluxo 2 com 100 KPa; GF2-200 gerador de fluxo 2 com 200 KPa; GF2-300 gerador de fluxo 2 com 300 KPa; NS: não significante.

Tabela 10. Comparações estatísticas, entre os equipamentos, da PTPmin em CPAP em 10 cm H₂O

	VE	GF1 100	GF1 200	GF1 300	GF2 100	GF2 200	GF2 300
VE	1	0,002	0,002	0,014	NS	NS	NS
GF1 100	0,002	1	NS	NS	<0,001	NS	0,02
GF1 200	0,002	NS	1	NS	<0,001	NS	0,02
GF1 300	0,014	NS	NS	1	<0,001	NS	NS
GF2 100	NS	<0,001	<0,001	<0,001	1	0,01	0,029
GF2 200	NS	NS	NS	NS	0,01	1	NS
GF2 300	NS	0,02	0,02	NS	0,029	NS	1

VE: Ventilador específico; GF1- 100 gerador de fluxo 1 com 100 KPa; GF1- 200 gerador de fluxo 1 com 200 KPa; GF1- 300 gerador de fluxo 1 com 300 KPa; GF2-100 gerador de fluxo 2 com 100 KPa; GF2-200 gerador de fluxo 2 com 200 KPa; GF2-300 gerador de fluxo 2 com 300 KPa; NS: não significante.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. MEDURI, G.U.; CONOSCENTI, C.C.; MENASH, P.; NAIR, S. Noninvasive face mask mechanical ventilation in patients with acute respiratory failure. *Chest* .1989; 95:865-70.
2. MEHTA S. , HILL N. S. Noninvasive ventilation. *Am J. Respir. Crit. Care Med.*2001;163:540-577.
3. ELLIOTT, M., MOXHAM, J. Noninvasive mechanical ventilation by nasal or face mask. In : TOBIN, M.J., *ed.* Principles and practice of mechanical ventilation. *1st ed. New York: MacGraw-Hill*;1994.;427-453.
4. GOLDBERG P, REISSMANN H, MALTAIS F, RANIERI M, GOTTFRIED SB () Efficacy of noninvasive CPAP in COPD with acute respiratory failure. *Eur Respir J* .1995; 8: 1894-1900.
5. PEERLESS, J.R., DAVIES, A .; KLEIN, D.; YU, D. skin complications in the intensive care unit. *Clin Chest Med.*1999; 20:453-467,.
6. HILL, N.S. Complications of noninvasive positive pressure ventilation. *Respir Care.*1997; 42:432-442.
7. BERSTEN A. D; HOLT A. W; VEDIG A. E; SKOWRONSKI G. A.; BAGGOLEY C. J. Treatment of severe cardiogenic pulmonary edema with continuous positive airway pressure delivered by face mask. *N Engl J Méd.*1991; 325:1825-1830,.
8. BRANSON R.D.; HURST, J.M.; DEHAVEN, C.B. Mask CPAP:State of art. *Respiratory Care.*1985; 30:846-857,.
9. BROCHARD, L.; MANCEBO, J.; WYSOCKI, M.; LOFASO F.; CONTI G.; RAUSS A.; SIMONNEAU G.; BENITO S.; GASPARETTO A . ; LEMAIRE

- F.; ISABEY D.; HARF A . Noninvasive ventilation for acute exacerbations of chronic obstructive pulmonary disease. *N Engl J Med.* 1995; 333:817-822.
10. BROCHARD L.; ISABEY D.; PIQUET J.; AMARO P.; MANCEBO J.; MESSADI A. A.; BUISSON ,C. B.; RAUSS, A.; LEMAIRE, F.; HARF, A. Reversal of acute exacerbations of chronic obstructive lung disease by inspiratory assistance with a face mask. *N Engl J Med.* 1990; 323:1523-30.
11. APPENDINNI L, PATESSIO A, ZANABONI S. Physiologic effects of positive end-expiratory pressure and mask pressure support during exacerbations of chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Resp Crit Care Med.* 1994; 149:1069-1076.
12. BOLLIGER CT, VAN EEDEN SF. Treatment of multiple rib fractures. Randomized controlled trial comparing ventilatory with nonventilatory management. *Chest.* 1990; 97: 943-948
13. ANDERSEN, J.B.; OLESEN, K.P.; EIKARD, B. Periodic continuous positive airway pressure, CPAP, by mask in the treatment of atelectasis. *Eur J Respir Dis* 61: 20-25, 1980.
14. PELOSI P, CHIUMELLO D, CALVI E, TACCONE P, BOTTINO N, PANIGADA M, CADRINGHER P, GATTINONI L. Effects of different continuous positive airway pressure devices and periodic hyperinflations on respiratory function. *Crit Care Med.* 2001; 29: 1683-1689
15. GUERINI, S.; PETERS, R.M.; VIRGILIO, R.W.. Mechanical work of the lungs and work breathing with positive end-expiratory pressure and continuous positive airway pressure. *Chest.* 1979; 76:251-256.

16. SCHETTINO, G.P.P. Ventilação não invasiva com volume garantido na pressão de suporte (VAPS): estudo dos parâmetros ventilatórios em um simulador mecânico. São Paulo, 1998. 116p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.
17. SCHETTINO, G.P.P.;TUCCI, M.R.; SOUSA, R.; BARBAS, C.S.V., AMATO, M.B.P., CARVALHO,C.R.R. Mask mechanics and leak dynamics during noninvasive pressure support ventilation: a bench study. Intensive Care Med. 2001; 27:1887-1891.
- 18 OPT HOLT, F.B; HALL, M.W.; BASS, J.B.; ALLISON, R.C. Comparison of changes in airway pressure during continuous positive airway pressure (CPAP) between demand valve and continuous flow devices. Respir Care. 1982; 27:1200-1209.
19. FISHER GC. The Downs' adjustable flow generator. Anaesthesia.1988; 43:766-9
20. ALI S, Fisher GC. The Whisperflow adjustable flow generator. Anaesthesia 1993; 48:646
21. BAYDUR A .;BEHRAKIS P. K, ZIN W. A .;JAEGER M.; MILIC-EMILI J. A simple method for assessing the validity of the esophageal balloon technique. Chest 1982; 126:788-791.
- 22 COLLETT, P.W.;PERRY,C.;ENGEL,L.A . Pressure-time product, flow, and oxygen cost of resistive breathing in humans. J.Appl Physiol. 1985; 58(4)1263-1272,
23. Borg GAV. Psychophysical bases of perceived exertion. Med Sci Sport Exerc 1982;14:377-81.

24. COSTA NETO, P.L.O. Estatística Ed. Edgard Blücher 2º ed. São Paulo Brasil 2002
25. G.B.Heyes - The Box Plot - Quality Progress - Dec1985 p12-17
26. SIEGEL S. Estatística Não – Paramétrica. Editora McGraw-Hill do Brasil Ltda. São Paulo Brasil. 1975
27. DUNN, O.J. Multiple Comparisons Using Rank Sums - Technometrics vol 6,nº3- ago 1964
28. Unidades legais de medida – Sistema Internacional de medidas – INMETRO. Disponível em <http://www.inmetro.gov.br>
29. CHIUMELLO D, PELOSI P, CARLESSO E, SEVERGNINI P, ASPESI M, GAMBERONI C, ANTONELLI M, CONTI G, CHIARANDA M, GATTINONI L Noninvasive positive pressure ventilation delivered by helmet vs. standard face mask. Intensive Care. 2003; 29: 1671-1679.
30. 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.1993; 21;183-190.