MARIA APARECIDA MIYUKI NAKAMURA

**Desempenho dos ventiladores convencionais em
ventilação não invasiva: impacto da
Máscara *Total Face*® em modelo mecânico**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em Ciências

Área de concentração: Fisiopatologia
Experimental

Orientador: Dr. Mauro Roberto Tucci

SÃO PAULO

2008

*Dedico este trabalho e tudo que representa à
minha mãe, exemplo de dedicação, respeito,
amor e luta.*

AGRADECIMENTOS

Este não foi um caminho trilhado de forma solitária, portanto, sou muito grata a todos, que contribuíram de formas diferentes, mas de algum modo, caminharam comigo.

Ao meu orientador, Dr Mauro R Tucci, por sua dedicação, brilhantismo, paciência e amizade. Pelos finais de semana perdidos, noites mal dormidas, muitas horas de skype. Mauro, serei sempre grata.

Ao Dr Carlo Carvalho, pela apoio e oportunidade.

Ao Dr Marcelo Amato, pela ajuda em todas as etapas desse trabalho e pela amizade.

Germano, muito obrigada por tudo, paciente, sempre com um sorriso no rosto para nos ajudar.

Tati, sem você, teríamos metade desse trabalho, obrigada pela ajuda na coleta de dados.

Ao pessoal do LIM09, por toda ajuda e amizade.

Ao serviço de fisioterapia do InCor, exemplo de excelência, motivação e profissionalismo. À Dra Maria Ignez que comanda esse serviço com tamanha dedicação. Sou muito grata, e tenho orgulho de ter sido parte dessa equipe.

Ao Sérgio Mingrone, posso passar horas te ouvindo, cada vez te admiro mais. Obrigada por todo apoio e oportunidades que me proporcionaste. SM, sempre serás meu mestre e amigo!

Ao meu marido que suportou semanas de solidão, silêncio e meu cansaço Obrigada por todo apoio e amor.

A todos amigos, companheiros sempre! Por escutar a choradeira, pra relaxar, pra discutir, ajudar no plantão....enfim, em todas as horas. Não haveria espaço para todos os nomes, mas estão todos no meu coração.

À minha família, vocês são tudo! O melhor laboratório, onde se aprende quase tudo na vida. Obrigada pelo apoio, carinho, respeito e amor.

SUMÁRIO

RESUMO

1. INTRODUÇÃO	01
1.1. Indicações da VNIPP	04
1.2. Interfaces para Ventilação Não Invasiva com Pressão Positiva	05
1.3. Ventiladores	08
1.4. Modos ventilatórios	10
1.5. Interação paciente-ventilador	11
1.6. Interação paciente-ventilador durante a VNIPP	14
2. OBJETIVOS	16
3. MÉTODOS	18
3.1. Cabeça	20
3.2. Máscara	21
3.3. Simulador do sistema respiratório	22
3.4. Esforço inspiratório	25
3.5. Ajustes dos ventiladores testados	27
3.6. Aquisição de dados	29
3.7. Calibração do sistema	30
3.8. Parâmetros analisados	31
3.9. Análise estatística	34
4. RESULTADOS	36
4.1. Observação do funcionamento dos ventiladores com a máscara facial	40
4.2. Desempenho dos Ventiladores com a máscara <i>Total face®</i>	40
4.2.1. Ventiladores que não funcionaram com a máscara <i>Total Face®</i>	40
4.2.2. Ventiladores que funcionaram com a máscara <i>Total Face®</i>	43
4.2.2.1. PEEP e compensação de vazamento	47

4.2.2.2. Pico de pressão inspiratória e pico de fluxo inspiratório.....	49
4.2.2.3. Produto pressão – tempo (PTP).....	53
4.2.2.4. Vazamento inspiratório.....	55
4.2.2.5. Análise comparativa do atraso no disparo e na ciclagem.....	56
4.2.2.6. Análise comparativa do desempenho do volume corrente.....	59
5. DISCUSSÃO.....	60
5.1. Simulador do sistema respiratório.....	61
5.2. Funcionamento dos ventiladores com as máscaras facial e <i>Total face®</i>	64
5.3. Manutenção da PEEP e compensação de vazamento.....	66
5.4. Pressurização inspiratória.....	69
5.5. Pico de fluxo e volume corrente.....	71
5.6. Sincronia.....	73
5.7. Limitações do estudo.....	76
5.8. Aplicabilidade dos ventiladores convencionais com a máscara <i>Total face®</i>	77
6. CONCLUSÕES.....	80
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	81
APÊNDICES	

RESUMO

Nakamura, MAM. Desempenho dos ventiladores convencionais em ventilação não invasiva: impacto da Máscara *Total face*® em modelo mecânico. Dissertação (Mestrado). São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo; 2008. 108p

INTRODUÇÃO: O sucesso da terapia com ventilação não invasiva com pressão positiva (VNIPP) está associada com a escolha adequada da interface. A máscara *Total face*® (TF) é considerada mais confortável, porém possui grande espaço morto (875 ml) e vazamento constante elevado. Os ventiladores próprios para ventilação mecânica invasiva (“convencionais”) têm sido utilizados, habitualmente, para ventilação não invasiva em ambiente de UTI. **OBJETIVOS:** Avaliar o desempenho de nove ventiladores convencionais com uso da máscara TF e compará-los com um ventilador próprio para VNIPP (Respironics BiPAP Vision). **MÉTODOS:** Utilizou-se um modelo com dois simuladores mecânicos do sistema respiratório conectados a uma cabeça de manequim onde foi adaptada a máscara TF que foi conectada aos ventiladores testados. O esforço inspiratório foi simulado utilizando-se o modo pressão controlada. Os ventiladores foram testados na modalidade espontânea “ventilação com pressão suporte” sendo ajustados dois valores de PEEP (5 e 10cmH₂O) e 3 valores de pressão suporte (5, 10 e 15 cmH₂O). Foi testado se os ventiladores funcionavam com a máscara TF e seu desempenho em relação à compensação de vazamento, pressurização, pico de fluxo atingido, atrasos inspiratório e expiratório. **RESULTADOS:** O ventilador Vision funcionou em todas as situações. Quatro ventiladores convencionais funcionaram (Horus, Vela, E500 e Servo i). O principal problema com os ventiladores que não funcionaram foi o autodisparo e o desligamento do fluxo inspiratório. O pico de vazamento medido foi maior que 1L/s, em média, e o pico de fluxo gerado, muitas vezes, atingia a capacidade máxima em alguns ventiladores. A capacidade de compensar vazamento foi variável entre os ventiladores, mas aqueles com maior dificuldade (E500 e Horus) foram os que mantiveram os menores valores de PEEP e, também, maiores atrasos no disparo, os demais

ventiladores, apresentaram atrasos iniciais menores que 100ms. A ciclagem ocorreu por critérios de segurança nos ventiladores Horus, Vela e E500 em algumas medidas. A capacidade de pressurização foi avaliada pelo cálculo do PTP com 500ms e com 1 segundo. A área de pressurização com 1 segundo ficou abaixo de 50% da área esperada para todos os ventiladores, inclusive para o Vision, específico para VNIPP, sendo que o pior desempenho foi do ventilador Horus. **CONCLUSÕES:** Entre nove ventiladores convencionais testados, apenas quatro funcionaram com a TF. O desempenho entre os ventiladores foi variável, sendo que, alguns deles não se mostraram adequado para uso com VNIPP usando a máscara TF. A maior dificuldade para o funcionamento dos ventiladores convencionais foi lidar com o grande vazamento, com ocorrência de autodisparos ou desligamento do fluxo de ar do ventilador, acusando desconexão. O vazamento de ar pelos orifícios da máscara é elevado. Os ventiladores Horus e E500 tiveram atrasos maiores que 100ms no disparo; e a ciclagem ocorreu por critérios de segurança em todos ventiladores convencionais, em algumas medidas, exceto o Servo i.

Descritores: ventiladores mecânicos, respiração com pressão positiva, desenho de equipamentos, estudos de avaliação.

ABSTRACT

Nakamura, MAM. The performance of intensive care (ICU) ventilators during noninvasive ventilation (NIV) using the total face mask[®] (TFM). A bench model study. [Dissertation]. São Paulo: "Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo". 2008. 108p

BACKGROUND: The success of therapy with noninvasive ventilation with positive pressure (VNIPP) is associated with interface choice. The *Total face*[®] mask (TFM) is an interface considered more comfortable than other, but it has a large dead space (875 ml) and constant high leakage. However, intensive care ventilators have been usually used for noninvasive ventilation in the ICU environment, their ability to operate with high air leakage is not known. **OBJECTIVES:** To evaluate the performance of nine ICU ventilators using TFM and compare them with a VNIPP mode only ventilator (Respironics BiPAP Vision). **METHODS:** a mechanical respiratory system simulator with two compartments was adapted to TFM what was connected to tested ventilators. The inspiratory effort was simulated using pressure control mode in Newport E500 ventilator. The ventilators were tested in spontaneous mode being adjusted at two values of PEEP (5 and 10cmH₂O) and 3 values of pressure support (5, 10 and 15 cmH₂O). It was tested if ventilators worked properly with TFM and its performance to compensation for leakage, its pressurization, the capability to reach peak flow target, and trigger and cycling delays. **RESULTS:** The Vision ventilator worked properly in all situations. Four conventional ventilators (Horus, Vela, E500 and Servo) worked. The main problem with failed ventilator was auto triggering and inspiratory flow turning off. Among worked ventilators, peak inspiratory leakage average was greater than 1L / s , generated peak flow reached maximum capacity in some settings with NIV mode only ventilator. The ability to compensate for leak was variable between ventilators, but those with greater difficulty (E500 and Horus) maintained the lowest values of PEEP and also had great trigger delays, the other ventilators showed trigger delays smaller than 100ms. The cycling occurred by security criteria on Horus, Vela

and E500 ventilators in some settings. The ability of pressurization was evaluated by calculating the PTP with 500ms and 1 second. The area of pressurization with 1 second remained below 50% of target area for all ventilators, including for Vision, specifically for VNIPP. Horus ventilator has the worst pressurization performance. **CONCLUSIONS:** Among nine conventional tested ventilators, only four worked with the TFM. The performance among the ventilators was variable; as a result some of them were not suitable for use with NIV using TFM. The greatest difficulty for conventional ventilator operation was dealing with the large leakage, occurring auto triggering or inspiratory flow turning off, alarming disconnection. The air leakage through the mask holes (exhalation port) was high. Horus and E500 ventilators had trigger delays greater than 100ms and cycling occurred by security criteria for all conventional ventilators, except the Servo, in some setting.

Key words: Mechanical ventilators; positive-pressure respiration, equipment design, evaluating studies.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A ventilação não invasiva com pressão positiva (VNIPP) é definida como uma técnica de ventilação artificial na qual não é empregado qualquer tipo de prótese endotraqueal, sendo que a conexão entre paciente e ventilador é feita através de máscaras (Schettino et al., 2000).

O uso da VNIPP nos pacientes com insuficiência respiratória, de diversas etiologias, se tornou crescente, pois esta modalidade pode evitar as complicações relacionadas à ventilação mecânica invasiva como: sinusite, lesão de vias aéreas e cordas vocais, disfunção mucociliar, pneumonia nosocomial entre outras (Mehta e Hill, 2001). Além disso, a utilização da ventilação mecânica de forma não invasiva preserva a fala, a deglutição, a expectoração, e a umidificação dos gases inspirados (Hilbert et al., 1997).

O bom desempenho do tratamento com VNIPP envolve, entre outros, a seleção de uma interface adequada. As interfaces mais utilizadas são as máscaras nasal e oronasal (Hess e Saposnick, 2002) (Figura 1). Essas máscaras devem ser firmemente fixadas à cabeça do paciente, pois o ajuste inadequado permite escape aéreo exagerado, o qual pode ser responsável pela não percepção do final da inspiração pelo ventilador, prolongando o tempo inspiratório, causando assincronia e aumento do trabalho respiratório.

A *Total Face*® (TF) (Figura 2) é uma máscara que envolve todo perímetro da face e a vedação é feita por uma fina película de silicone.

Como não exerce pressão sobre as estruturas faciais é considerada mais confortável (Criner et al., 1994).

Figura 1 - Fotografia das máscaras facial (esquerda) e nasal (direita)

Figura 2 - Fotografia da máscara *Total face®* (Respironics)

A VNIPP pode ser aplicada utilizando-se ventiladores disponíveis na unidade de trabalho (ventiladores para ventilação invasiva), ventiladores

específicos para ventilação não invasiva e geradores de fluxo (Lorenzi Filho et al., 1998).

A máscara *Total Face*® possui um elevado volume de espaço morto, aproximadamente 875ml, que favorece a reinalação do dióxido de carbono. Para minimizar o problema da reinalação, dispõe de dois orifícios onde há vazamento constante de ar (Criner et al., 1994).

Até o presente momento não existe um estudo sistemático testando ventiladores próprios para ventilação mecânica invasiva com a máscara *Total Face*®, apesar de existirem relatos de profissionais, no Brasil, de que isto é possível com alguns ventiladores. Este é o objetivo do presente estudo.

1.1 Indicações da VNIPP

Em algumas situações clínicas, seu uso já está bem estabelecido como para insuficiência respiratória, principalmente hipercápnica, por exacerbação da Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) (Keenan et al., 2003; Lightowler et al., 2003; Ram et al., 2004), para pacientes com edema pulmonar agudo cardiogênico (Masip et al., 2000; Park et al., 2001; Winck et al., 2006) e para pacientes imunossuprimidos com insuficiência respiratória causada por infiltrado pulmonar difuso (Hilbert et al., 2001). Também é eficaz em outros cenários, como na insuficiência respiratória em pós-operatório de cirurgia abdominal (Jaber et al., 2006).

Porém, em algumas situações clínicas, seu uso ainda é controverso ou não está totalmente estabelecido.

Uma dessas situações clínicas é o desmame da ventilação mecânica invasiva (Goldwasser et al., 2007). A VNIPP pode ser usada como uma estratégia de desmame precoce (Nava et al., 1998; Ferrer et al., 2003), como profilaxia da insuficiência respiratória após extubação em pacientes de risco (Ferrer et al., 2003) ou como tratamento da insuficiência respiratória pós extubação (Esteban et al., 2004). Parece que algumas estratégias de uso da VNIPP no desmame são altamente eficazes (Nava et al., 1998; Ferrer et al., 2003, Ferrer et al., 2006) enquanto outras, podem até ser maléficas (Esteban et al., 2004). Entretanto, ainda é necessário definir melhor quais pacientes podem ser beneficiados por quais estratégias.

1.2. Interfaces para Ventilação Não Invasiva com Pressão Positiva

As principais características da VNIPP que a diferem da ventilação invasiva são: uso de máscara como interface entre paciente e ventilador e presença de escape aéreo. A variedade e a sofisticação dessas interfaces refletem quão grande são as dificuldades relacionadas a elas. Aproximadamente, 10-15% dos pacientes com insuficiência respiratória aguda não obtêm sucesso no tratamento com VNIPP devido ao desconforto causado pela má adaptação à máscara (Schettino et al., 2000).

Existem diversas interfaces que podem ser usadas para VNIPP: máscara nasal, *prong* nasal, máscara oronasal ou facial, bocal, máscara *Total Face*® e outros (Mehta e Hill, 2001).

A interface tem um grande impacto sobre o tratamento durante a ventilação não invasiva. Uma interface inadequada diminui a efetividade e a aderência do paciente ao tratamento. As interfaces mais usadas para pacientes com insuficiência respiratória, são as máscaras nasais e oronasais. A seleção do tamanho correto é fundamental para minimizar o desconforto e o vazamento de ar (Hess e Saposnick, 2002) .

As máscaras nasais envolvem apenas o nariz e são recomendadas para pacientes que utilizam a VNIPP de forma crônica, para pacientes com claustrofobia e insuficiência respiratória leve (Mehta e Hill, 2001). Oferecem menor risco de aspiração, têm espaço morto menor do que a facial, permitem a fala e a higiene brônquica, porém podem permitir vazamento de ar pela boca e seu ressecamento, têm sua eficácia diminuída nos casos de obstrução nasal e podem provocar irritação nasal (Hess e Saposnick, 2002).

As máscaras faciais, também chamadas de oronasais ou *Facial Mask* (FM), são recomendadas para pacientes com insuficiência respiratória aguda ou reagudização de insuficiência respiratória crônica. No entanto, o desconforto relacionado ao uso das máscaras faciais e o vazamento ao redor da mesma, particularmente próximo aos olhos, são limitações importantes para o uso da VNIPP. Para minimizar esses efeitos, novos dispositivos têm sido desenvolvidos (Schettino et al., 2003).

A *Total Face*® (TF) é uma máscara que envolve todo perímetro da face e o selamento é feito por uma fina película de silicone, não exerce pressão sobre as estruturas faciais, sendo considerada mais confortável. Possui, entretanto, um elevado volume de espaço morto, aproximadamente 875ml, o que favorece a reinalação do dióxido de carbono (CO₂) (Criner et al., 1994).

A máscara TF possui dois orifícios nas laterais da narina e, devido ao risco da retenção de CO₂, o fabricante recomenda não obstruí-los, já que esses têm o objetivo de produzir vazamento constante para “lavar” o CO₂, minimizando o problema do espaço morto. Além disso, também recomenda o uso de uma pressão positiva expiratória final (PEEP) de, pelo menos, 5 cmH₂O (Respironics Total face mask, 2008).

Criner et al. (1994) comparam o uso das máscaras nasal, facial e *Total Face*® em pacientes com doença pulmonar crônica, obstrutiva ou restritiva. Observaram melhora das trocas gasosas com as três máscaras, mas a máscara TF foi considerada mais confortável e foi a que apresentou menor vazamento entre a máscara e a face do paciente.

Liesching et al. (2003) compararam o uso da máscara TF com a máscara facial em pacientes com insuficiência respiratória aguda, tendo evidenciado que ambas foram eficientes para melhorar a dispnéia e as trocas gasosas, mas a TF foi considerada mais confortável.

1.3. Ventiladores

Os ventiladores mecânicos para ventilação invasiva (genericamente, os ventiladores usados em UTI), que chamaremos de “ventilador convencional”, podem ser usados para ventilação não invasiva. No entanto, uma dificuldade para esses aparelhos é lidar com o vazamento que, invariavelmente, ocorre durante a VNIPP (Mehta e Hill, 2001).

A vantagem em se utilizar ventiladores convencionais é que estes permitem controle preciso da fração inspirada de oxigênio (FiO_2), oferecem diversos modos ventilatórios e diferentes padrões de fluxo inspiratório, alarmes e monitoração da ventilação que facilitam sua aplicação. Além disso, possuem via inspiratória diferente da via expiratória, o que evita a reinalação de dióxido de carbono (Hess e Saposnick, 2002).

Na ausência de vazamento ou na presença de pequeno vazamento, os ventiladores convencionais funcionam adequadamente. Um estudo (Tassaux et al., 2002) comparou, em modelo mecânico sem vazamento, o desempenho de três ventiladores convencionais e um ventilador portátil para ventilação não invasiva. O ventilador portátil apresentou desempenho semelhante a um dos ventiladores para ventilação invasiva, mas inferior aos outros dois ventiladores testados, no disparo, na ciclagem e na capacidade de pressurização.

Já, os ventiladores específicos para ventilação não invasiva, cuja maior vantagem é a habilidade de funcionar, adequadamente, na presença de vazamento, utilizam circuito único, tanto para inspiração quanto para

expiração, o que pode permitir algum grau de reinalação de dióxido de carbono, além disso, nem sempre, oferecem monitoração e alarmes adequados (Hess e Saposnick, 2002).

Os ventiladores próprios para VNIPP demonstram capacidade variada em suprir os vazamentos (Mehta e Hill, 2001; Mehta et al., 2001) e têm *performance* variável (Bunburaphong et al., 1997; Highcock et al., 2001), determinando sensação variável de conforto conforme o ventilador usado (Vitacca et al., 2002).

A VNIPP também pode ser aplicada com a utilização de gerador de fluxo, dispositivo que, conectado a uma rede de oxigênio de alta pressão, fornece elevado fluxo aéreo. Para este dispositivo, é utilizada uma máscara oronasal com duas vias, sendo uma conectada ao gerador e a outra, a via expiratória, conectada a uma válvula que pressuriza a via aérea, mantendo uma pressão positiva constante. Com esse tipo de dispositivo só é possível realizar a modalidade CPAP, não sendo possível a ventilação em dois níveis pressóricos, modalidade que fornece suporte adicional para inspiração (Lorenzi Filho et al., 1998).

Estudo (Fu, 2000) que comparou o desempenho de um gerador de fluxo, de um aparelho para VNIPP e um ventilador convencional, relatou que os resultados foram satisfatórios para aplicação da VNIPP na modalidade CPAP para os dois primeiros e considerou necessário a aplicação de pressão de suporte no ventilador convencional para aplicação da VNIPP.

1.4. Modos ventilatórios

Vários modos ventilatórios são aplicados na VNIPP, sem um consenso sobre a superioridade de um ou outro (Carvalho, 2000). No entanto, a modalidade pressão de suporte (PSV) tem sido o modo mais utilizado (International Consensus Conference in Intensive Care Medicine, 2001).

Comparando as modalidades PSV e volume controlado, com uso de máscara facial, no tratamento de pacientes com exacerbação da DPOC, observou-se (Vitacca et al., 1993) que, apesar de ambas serem eficazes no tratamento, não havendo diferenças na taxa de intubação ou a modalidade, a PSV foi mais bem aceita pelos pacientes.

Elliott et al. (1994), comparando o uso de VNIPP por máscara nasal nas modalidades “volume controlado”, “PSV + PEEP” e “CPAP”, não observaram diferenças clínicas entre as modalidades volume controlado e PSV que, entretanto, eram superiores ao CPAP.

Comparando as modalidades pressão de suporte e volume controlado com uso de máscara nasal em pacientes com insuficiência respiratória hipercápnica, observou-se (Girault et al., 1997), em ambas modalidades, melhora do padrão ventilatório e das trocas gasosas quando comparado com a respiração espontânea. Porém, na modalidade volume controlado, esses efeitos foram obtidos com maior desconforto do que na modalidade PSV.

Comparando a utilização de VNIPP nas modalidades PSV e Ventilação Proporcional Assistida (PAV) (Gay et al., 2001) não foi observado diferenças entre as modalidades, nem na mortalidade, nem na necessidade de intubação, porém o modo PAV pareceu ser mais bem tolerado e determinou redução mais rápida da frequência respiratória e da PaCO_2 .

1.5. Interação paciente-ventilador

O insucesso na aplicação da VNIPP ocorre em 20 a 30% dos pacientes, sendo a assincronia paciente-ventilador uma das principais causas. A assincronia pode resultar de um esforço inspiratório não detectado, de um atraso em responder ao início da inspiração ou da não percepção do final da respiração (Non-invasive ventilation in acute respiratory failure, 2002). A presença de vazamento também pode gerar assincronia paciente-ventilador e causar desconforto (Calderini et al., 1999).

Quando a assincronia ocorre na fase de disparo, o ventilador “demora” a reconhecer, ou não reconhece o esforço inspiratório do paciente, levando a atrasos em iniciar o fluxo inspiratório, ou mesmo, a esforços ineficientes para disparar o ventilador (Forti e Tucci, 2007).

Na fase imediatamente pós-disparo, a assincronia está relacionada com o *slope* (aceleração do fluxo), ou seja, o tempo para o fluxo atingir a pressão ajustada. Se o *slope* for maior do que a demanda do paciente ocorrerá *overshoot*, ou seja, pressurização acima da pressão ajustada, se for

menor, o paciente terá que fazer um esforço inspiratório excessivo (Forti e Tucci, 2007).

Por fim, quando a assincronia ocorre na percepção do final da inspiração, ou seja, na ciclagem, a finalização da fase inspiratória não coincide com o término do esforço do paciente que terá que fazer um esforço expiratório que pode levar à hiperinsuflação dinâmica. Além disso, durante a fase expiratória, é importante que a válvula exalatória ofereça baixa resistência para se evitar a hiperinsuflação dinâmica (Forti e Tucci, 2007).

Promover sincronia entre paciente e ventilador deve ser uma das estratégias para se obter sucesso na aplicação da VNIPP. Por ser uma modalidade onde o paciente não se encontra passivo, a sincronia depende de um equilíbrio entre o fluxo liberado pelo ventilador e a demanda do paciente. Uma estratégia ventilatória que busque melhor sincronia paciente-ventilador envolve adequados ajustes da sensibilidade inspiratória, do *slope* e da sensibilidade expiratória (Forti e Tucci, 2007).

A pressão de suporte (PS) é um modo de ventilação mecânica espontâneo no qual o paciente controla o fluxo inspiratório, o tempo inspiratório (T_i), a frequência respiratória (f), o volume corrente (VC) e o volume minuto (VE). O disparo é feito por pressão ou fluxo, dependendo sempre do esforço inspiratório do paciente. A pressão na via aérea é a variável limitada, o fluxo e o VC são livres; a ciclagem é feita por fluxo (Chatburn, 1994).

Conceitualmente, a PSV proporciona uma melhor interação paciente-ventilador, porém dois fatores devem ser considerados. Primeiro, no início do ciclo, se o fluxo inspiratório do aparelho for menor do que a necessidade do paciente pode haver lentidão na pressurização e, até mesmo, uma pressurização abaixo do determinado. Por outro lado, se esse fluxo inicial for excessivo para demanda do paciente, a contração dos músculos inspiratórios poderá ser interrompida e ocorrerá um término precoce do esforço inspiratório. Em ambas as situações, a PSV não promoveria a diminuição do trabalho dos músculos respiratórios (MacIntyre e Ho, 1991).

O segundo fator limitante é o critério de encerramento da PSV. Nesta modalidade, com o propósito de manter a pressão predeterminada durante a inspiração, o ventilador reduz o fluxo quando o paciente diminui o esforço inspiratório, portanto, em um sistema de controle de pressão ideal, o fluxo do ventilador deveria ser zero quando o paciente terminasse o esforço inspiratório. Na prática, existem atrasos no sistema de retroalimentação para o controle da pressão e o algoritmo deixa de ser preciso (MacIntyre e Ho, 1991).

Com o objetivo de sincronizar melhor o final do fluxo inspiratório com o final do esforço do paciente, os ventiladores são projetados para encerrar o fluxo inspiratório um pouco acima do zero. Portanto, os ventiladores encerram o fluxo quando este diminui a um valor fixo, 5 L/min como ocorre no Purittan Bennett 7200 da Covidien, por exemplo, ou decai a uma porcentagem do pico de fluxo, como ocorre na maioria dos ventiladores.

Esse critério de encerramento da inspiração é chamado de *expiratory trigger sensibility* (ETS) ou sensibilidade expiratória. Os ventiladores possuem ainda outros critérios para encerramento do fluxo, que funcionam como critérios de segurança. Quando o ventilador não consegue encerrar o fluxo com o ETS, o fluxo pode ser encerrado quando se ultrapassa a pressão determinada em certo valor, que varia pra cada ventilador, ou quando a fase inspiratória atinge um tempo máximo (Yamada e Du, 1998).

Yamada e Du (1998) demonstraram que os critérios que os ventiladores possuem para encerrar o fluxo inspiratório, nem sempre são adequados e, muitas vezes, o fluxo é encerrado pelos critérios de segurança.

O término precoce do ciclo respiratório pode aumentar o trabalho dos músculos inspiratórios, enquanto que o atraso pode aumentar o trabalho dos músculos expiratórios (MacIntyre e Ho, 1991).

1.6. Interação paciente-ventilador durante a VNIPP

A VNIPP é efetiva em tratar pacientes com insuficiência respiratória, melhorando o padrão respiratório e diminuindo o trabalho respiratório (Girault et al., 1997). No entanto, o vazamento que invariavelmente ocorre durante a aplicação da técnica pode levar à assincronia (Calderini et al., 1999), com conseqüente aumento do trabalho respiratório (McIntyre e Ho, 1991). Apesar de estudos demonstrarem que ventiladores para ventilação

mecânica invasiva podem ser usados para aplicação da VNIPP (Tassaux et al., 2002), seu desempenho é variável conforme o vazamento. O uso de ventiladores convencionais com a máscara *Total face*® não foi, até o presente momento, avaliado de forma sistemática. Como os ventiladores convencionais têm maior dificuldade em lidar com vazamentos (Bunburaphong et al., 1997), espera-se que seu desempenho seja limitado com o uso da máscara *Total face*®, já que o vazamento com esta máscara é grande (Schettino et al., 2003).

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

1. Verificar o comportamento e a aplicabilidade da VNIPP com a máscara *Total face*[®] com diferentes ventiladores para ventilação invasiva e compará-los com um ventilador específico para VNIPP:
 - a. Avaliar as dificuldades para uso dessa máscara com ventiladores convencionais ;
 - b. Avaliar o desempenho dos ventiladores utilizando a máscara *Total face*[®] (manutenção dos valores de pressão ajustados, volume corrente e sincronia) ;
 - c. Avaliar a necessidade de algum ajuste adicional do ventilador para que funcione corretamente com a máscara *Total face*[®];
 - d. Avaliar o vazamento que ocorre com essa máscara.

MÉTODOS

3. MÉTODOS

O estudo foi previamente aprovado pela Comissão para Análise de Projetos de Pesquisa (CAPPesq) da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, sob protocolo número 804/05, em 29/09/2005.

Realizado no Laboratório Experimental de Ventilação Mecânica do Serviço de Pneumologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP em duas etapas.

Inicialmente, foram coletados dados dos ventiladores Vision da Respironics, Vela da Vyasis, Savina da Draeger, Horus da Taema, Interplus VAPS da Intermed, Galileo Gold da Hamilton, Esprit da Respironics, e dos seguintes ventiladores sem a modalidade VNIPP: Puritan Bennett 840 da Covidien, E500 da Newport e Servo i da Maquet. No decorrer do estudo, estes três últimos ventiladores desenvolveram *software* para VNIPP e seus dados foram novamente coletados, desta vez, com o modo VNIPP ativado. Em virtude de alguns achados especificados adiante nos resultados, foram coletadas novamente as medidas com o ventilador específico para VNIPP.

Foi utilizado um modelo mecânico constituído por uma cabeça de manequim e um simulador mecânico do sistema respiratório (Figura 3). A máscara utilizada foi fixada à cabeça do manequim, funcionando como interface entre o aparelho testado e o simulador.

Figura 3 - Desenho esquemático do modelo mecânico do sistema respiratório utilizado. Posicionamento dos transdutores: 1 – transdutor de fluxo proximal; 2 – transdutor de pressão proximal; 3 - transdutor de fluxo distal; 4 – transdutor de pressão pleural. No interior do “fole *drive*”, existe mais um transdutor de pressão, o transdutor da pressão *drive*, não demonstrado nesse desenho

3.1. Cabeça

A cabeça do manequim é confeccionada em borracha, sendo seu interior oco e reproduz uma cabeça humana adulta em escala natural, na qual foram adaptados dois tubos de polietileno semi-rígidos, de baixa complacência, um com diâmetro interno de 7 mm, fixado internamente à narina e outro exteriorizado pela boca, porém com diâmetro interno de 9 mm. Os dois tubos foram ligados, distalmente, por conectores de 1,5 e 1,6 cm, respectivamente, a uma conexão em Y, de diâmetro interno de 1,5 cm, simulando as características funcionais das vias aérea superiores. Além

destes, foram utilizadas duas pequenas cânulas sanfonadas de 2,2 cm de diâmetro para adaptação adequada das conexões. O volume interno total do sistema é de 142 ml. Todas as conexões foram cuidadosamente vedadas para que não houvesse qualquer vazamento de ar.

3.2. Máscara

A máscara testada foi a *Total Face*® (Respironics), cujo volume interno é de 875 ml (Criner et al., 1994), cobre toda superfície anterior da face e é produzida em material transparente, não atrapalhando o campo de visão do paciente. O selamento entre a máscara e a face é feita por uma fina película de silicone. A máscara TF foi fixada à cabeça por um sistema de tiras e velcros, que permite a fácil retirada da máscara pelo paciente (Figura 2 e 4). Possui dois orifícios nas laterais da narina para permitir um escape aéreo constante e evitar reinalação de gás carbônico (esses orifícios não foram ocluídos durante os testes).

Para verificar a funcionalidade da ventilação não invasiva, foi feito, pelo menos uma medida com a máscara facial (Gibeck®) com cada ventilador teste. Essa máscara possui uma câmara de ar de silicone para vedação com a face do paciente, e foi presa à cabeça do manequim por meio de tiras elásticas (Figura 5).

Figura 4 - Fotografia demonstrando o modelo mecânico utilizado com a máscara *Total Face* (Respironics®)

Figura 5 - Fotografia demonstrando o modelo mecânico utilizado com a máscara facial (Gibeck®)

3.3. Simulador do sistema respiratório

O modelo foi constituído por dois simuladores. O simulador 1 foi o TTL 1600 (Michigan Instruments, Grands Rapids, MI) composto por dois foles (compartimentos) independentes, dispostos paralelamente (Figura 6).

Um par de molas, com comportamento não linear para o grau de estiramento, permitiu o ajuste independente da complacência de ambos os foles. Foram utilizados valores de complacência de 50 ml/ cmH₂O (C₅₀) para o fole que simula o diafragma e 150 ml/ cmH₂O (C₁₅₀) para o fole que representa a caixa torácica.

Os dois foles do simulador 1 ficavam conectados, durante a inspiração, através de uma barra de metal que estava presa ao “fole *drive*” (que simula o diafragma) e tocava na parte inferior da cobertura metálica do outro fole que simulava a caixa torácica, de modo que, quando o “fole *drive*” se insuflava, a barra de metal era empurrada para cima, deslocando, ao mesmo tempo e no mesmo sentido, o “fole caixa torácica”. No entanto, durante a expiração, o “fole *drive*” com menor complacência, tendia a se esvaziar mais rapidamente e, portanto, ficava desconectado do “fole caixa torácica”, já que a barra metálica não estava presa neste fole.

O “ventilador *drive*” foi acoplado ao “fole diafragma” que, ao ser insuflado e carregar consigo o “fole caixa torácica”, gera uma pressão negativa no interior do mesmo. O “fole caixa torácica” foi conectado em série, através de um tubo plástico, semi-rígido e de baixa complacência, com 2,2 cm de diâmetro e 60cm de comprimento, ao segundo simulador (Takaoka, São Bernardo do Campo, SP), que é composto por uma caixa rígida, contendo um fole em seu interior, cujo volume é de 1,6 litros (Figura 7), que representa o pulmão (“fole pulmão”), sendo que o espaço entre a caixa rígida e o “fole pulmão” representa o “espaço pleural” que tem, portanto, comunicação direta com o “fole caixa torácica” do primeiro

simulador. O “fole pulmão”, por sua vez, foi conectado à cabeça do manequim por conexões que simulam as vias aéreas. Um segundo ventilador mecânico (“ventilador teste”) foi conectado à cabeça do manequim através da interface para VNPP, máscara facial ou máscara *Total Face®*.

Figura 6 - Fotografia demonstrando o simulador 1: TTL 1600 (Michigan Instruments, Grands Rapids, MI), com o “fole *drive*” à direita, e o “fole caixa torácica” à esquerda da fotografia

Figura 7 - Fotografia do simulador 2 (Takaoka): “fole pulmão”

A complacência total do sistema foi medida, sendo de 50ml/cmH₂O com volume de 500ml e de 57ml/cmH₂O com volume de 1000ml. Devido ao vazamento elevado pelos orifícios da máscara *Total Face®*, os fluxos gerados foram elevados e, por isso, foi medida a resistência gerada pelo fluxômetro proximal, quando submetido, em modo volume controlado com tempo inspiratório de um segundo e com a porção distal aberta para o ambiente, a quatro valores de fluxo inspiratório fornecidos pelo ventilador Newport E500 (*Newport Medical Instruments, CA*) (Tabela 1).

Tabela 1 - Resistência do fluxômetro medida com diferentes níveis de fluxo

FLUXO AJUSTADO (L/s)	0,5	1	2	3
Fluxo medido (L/s)	0,41	0,93	1,95	2,879
Pressão medida (cmH ₂ O)	0,53	1,34	3,72	6,92
Resistência (cmH ₂ O/L/s)	1,29	1,44	1,91	2,40

3.4. Esforço inspiratório

Como “ventilador *drive*”, utilizou-se o ventilador E500 (*Newport Medical Instruments, CA*). O esforço inspiratório foi simulado em modo pressão controlada, com tempo inspiratório de um segundo, frequência de 12 ciclos por minuto, pressão inspiratória de 17 cmH₂O, rampa inspiratória de +2, com valor de P0.1 de 3,4 cmH₂O e gerando um volume corrente (VC) de 300ml no fole pulmão. A escolha desses valores para realizar o esforço foi baseada em estudos prévios (Forti, 2004; Lucato et al., 2005). O objetivo

era usar uma pressão inspiratória no “ventilador *drive*” que não gerasse VC elevados com a mínima pressão de suporte (PS) em que os ventiladores seriam testados (5 cmH₂O). O *slope* do “ventilador *drive*” foi ajustado para desenhar uma curva de “pressão pleural” que tivesse um formato aproximado da curva de pressão esofágica de um ser humano e, também, com um valor de P0.1 de um ser humano normal. A Figura 8 demonstra a curva da “pressão pleural” obtida com o esforço simulado no modelo.

Figura 8 – Curva da “pressão pleural” obtida com o esforço simulado

3.5. Ajustes dos ventiladores testados

Foram testados dez ventiladores, um ventilador específico para VNIPP (Respironics Vision) e os outros destinados à ventilação mecânica invasiva, que chamamos de convencional. Dentre os ventiladores convencionais, apenas um não possui módulo específico para realizar VNIPP (Quadro 1). Em nosso estudo, o ventilador Vision, específico para VNIPP, foi considerado o ventilador controle.

Inicialmente, foi escolhida a modalidade espontânea, ou seja, “Pressão de Suporte com PEEP”, com pressões inspiratórias (PS) de 5, 10 e 15 cmH₂O e PEEP de 5 e 10 cmH₂O. Quando possível, a aceleração do fluxo inspiratório (*slope*) foi ajustada em 50% de seu valor máximo e o critério de ciclagem expiratório (ETS) em 25% do pico de fluxo inspiratório. Quando percebida assincronia (presença de elevação da pressão no final da curva de pressão distal à máscara), o critério de término foi aumentado progressivamente na tentativa de eliminar esse problema. Quando o aparelho permitiu, limitou-se o tempo inspiratório máximo da pressão de suporte em 1,5 segundo.

Sempre que disponível, utilizou-se o disparo à pressão. Inicialmente, ajustado num valor (em módulo) de 1 cmH₂O e, caso o aparelho apresentasse autodisparo, este valor foi elevado progressivamente, na tentativa de evitá-lo. Nos casos em que o aparelho não possuía disparo à pressão ou o problema do autodisparo não pôde ser resolvido, foi utilizado disparo a fluxo, com valor inicial de 1 LPM, elevado progressivamente na tentativa de evitar o autodisparo. Quando o aparelho dispunha de ajuste manual de *bias flow*, este foi, inicialmente, ajustado em 10 LPM.

Quadro 1 - Características dos ventiladores testados

Ventilador	Tipo de ventilador	Módulo de VNIPP	Sensibilidade inspiratória	Slope/ Rise time	Sensibilidade expiratória	Outros parâmetros
Covidien Puritan Bennett 840	Conv.	SIM	F: 0,5-20LPM P: 0,1-20 cmH ₂ O	10-100 %	1– 45%	D sens (95 e 20%) ou desligado CV: 20LPM
Horus Taema	Conv	SIM	F: 0,1-5LPM P: 0,5 a 5 cmH ₂ O	50 - 150 cmH ₂ O/ s	Zero -30L	-----
E500 Newport	Conv	SIM	F: 0,6 – 2 LPM P: 0 – 5 cmH ₂ O	Manual de 1-20 ou automático	5 – 55%	<i>Bias flow:</i> 3L/min CV: 25 LPM
Interplus VAPS Intermed	Conv	NÃO	F: 2 – 15 LPM P: 0,5 – 10 cmH ₂ O	automático	Fixo: 25%	CV: 40 LPM
Servo i Maquet	Conv	SIM	F: 0 -100% <i>bias flow</i> P: 0 – 20 cmH ₂ O Automático	0 – 0,4 s	1 – 40%	<i>Bias flow:</i> 2LPM CV: 50 LPM
Savina Draeger	Conv	SIM	F: 1 - 15LPM	5 -200 cmH ₂ O/s	Fixo: 25%	CV: 25 LPM
Galileo Gold Hamilton	Conv	SIM	F: 0,5 – 15 LPM P: 0,5 – 10 cmH ₂ O	25 a 200ms	Ajustável: 5 – 70%	<i>Base flow:</i> 4 a 30LPM
Vela Vyasis	Conv	SIM	F: 1 – 8 LPM Automático	automático	5 – 30%	<i>Bias flow:</i> 10-20 LPM CV: 60 LPM
Esprit Respironics	Conv	SIM	F: 0,5 – 20 LPM	0,1 – 0,9 s	10 – 45%	CV: 60 LPM
Respironics Vision	Específico para VNIPP	-----	Automático	IPAP rise time: 0.05 to 0.40 sec	automático	-----

Conv: convencional

F: sensibilidade a fluxo (em LPM: litros por minuto)

P: sensibilidade a pressão (em centímetros de água)

Dsens: sensibilidade de desconexão, quanto maior o Dsens, menor a sensibilidade para desconexão

CV: compensação de vazamento (em LPM: litros por minuto)

3.6. Aquisição de dados

Cinco transdutores (*Validyne Engineering Corporation, CA*) foram conectados ao modelo (Figura 3). Um transdutor de fluxo e um de pressão foram adaptados na extremidade proximal do circuito do ventilador para a medida de fluxo e pressão da via aérea proximal. Um segundo transdutor de fluxo foi conectado distalmente à máscara. Entre o “fole pulmão” e o “fole caixa torácica” também foi conectado um terceiro transdutor de pressão para avaliar pressão pleural. O simulador TTL (simulador 1) possui mais um transdutor de pressão no interior do “fole *drive*” para avaliar a “pressão *drive*”.

Os transdutores enviam os sinais de voltagem para um amplificador de sinais (*Model CD-280, Validyne, CA*), que por sua vez se conecta a um acessório intermediário (*BNC 2090 National Instruments, TX*) que os envia para um microcomputador compatível com IBM-PC com placa de aquisição de dados analógico-digital (*PCI-Mio-16XE-50, National Instruments, TX*). Após a calibração dos transdutores, esses sinais são convertidos 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. A frequência de amostragem do sinal foi de 500 Hz.

3.7. Calibração do sistema

A calibração de cada transdutor foi realizada uma vez por dia. O transdutor de pressão foi calibrado fornecendo-se um valor “zero” (transdutor aberto para a atmosfera) e um valor referência de 20 cmH₂O através de uma coluna d’água.

A calibração do transdutor de fluxo foi realizada fornecendo-se um valor “zero” (pneumotacógrafo aberto para atmosfera) e um valor de referência obtido pela técnica de retrocalibração (*back calibration*). 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 quanto necessário para se obter uma calibração com erro menor que 1% do volume corrente utilizado.

3.8. Parâmetros Analisados

O objetivo inicial foi avaliar se o ventilador funcionava, ou seja, se era capaz de disparar e ciclar com o uso da máscara TF. O “não funcionamento” do ventilador foi definido como:

- Presença de autodisparos constantes e/ou desligamento do fluxo inspiratório (ventilador interpretava, devido ao grande vazamento, que o “paciente” estava desconectado).

Nos aparelhos que funcionaram, foi avaliado a necessidade de ajustes adicionais em alguns parâmetros para o ventilador trabalhar corretamente (ajuste de sensibilidade no disparo, critério de ciclagem, ajuste de alarmes entre outros).

Nos aparelhos que funcionaram, os sinais de fluxo e pressão foram armazenados e analisados em aplicativo desenvolvido em *software* Labview® (*National Instruments*, TX). Neste aplicativo, foram escolhidos, pelo menos 5 ciclos, os quais foram transformados em um ciclo médio composto da interpolação e superposição dos pontos destes. A partir do ciclo médio foram obtidas as variáveis analisadas (Quadro 2).

Quadro 2 – Variáveis analisadas

Parâmetros	Unidade	Definição
Pico de pressão proximal durante a inspiração	cmH ₂ O	Platô da curva de pressão proximal obtido durante a fase inspiratória imediatamente antes do “pico”, desconsiderando os artefatos
PEEP real	cmH ₂ O	Valor de pressão no transdutor de pressão proximal ao final da expiração
Vazamento inspiratório	L/s	Subtração entre os picos de fluxo do transdutor de fluxo proximal e distal
Compensação de vazamento expiratório	L/s	Fluxo medido no transdutor proximal ao final da expiração
Atraso no disparo ou atraso inicial (Figura 9)	ms	Tempo decorrido entre o início da pressurização <i>drive</i> (transdutor no interior do “fole diafragma”) e o início do fluxo proximal
Atraso na ciclagem ou atraso final (Figura 9)	ms	Tempo decorrido entre o final da pressurização <i>drive</i> e o término do fluxo proximal (fluxo proximal igual a zero)
PTP500 (Figura 9)	%do PTP500 ideal	Porcentagem que a curva de pressão proximal ocupa da área de pressurização ideal até os 500 ms a qual é definida como um retângulo delimitado por uma reta vertical que passa pelo início do ciclo na pressão <i>drive</i> , outra reta vertical no tempo 500ms, uma reta horizontal inferior delimitada pela PEEP medida e outra linha horizontal superior que é a soma da PEEP medida mais a pressão de suporte
Área de pressurização inspiratória (A%) (Figura 9)	%da área ideal	Porcentagem que a curva de pressão proximal ocupa da área de pressurização ideal até o final da inspiração (1 s de duração) delimitado por uma reta vertical que passa pelo início do ciclo na pressão <i>drive</i> , outra reta vertical no tempo de 1 segundo, uma reta horizontal inferior delimitada pela PEEP medida e outra linha horizontal superior que é a soma da PEEP medida mais a pressão de suporte

Figura 9 - Desenho esquemático da medida dos produtos-pressão-tempo (PTP) e dos atrasos inicial e final. Na curva inferior, o fluxo proximal, a partir do qual foram medidos os atrasos inicial e final em relação à curva de pressurização *drive* (ao meio): as linhas sólidas laterais marcam o início e fim do ciclo *drive*, as linhas pontilhadas, o início e fim do fluxo inspiratório. Na curva superior, a pressão proximal, onde é calculada o PTP500 (a 500ms depois do início do ciclo) e o A% (a 1s após o início do ciclo), o início do ciclo é determinado pela curva de pressurização *drive*. A porção hachurada refere-se à área ideal, e as áreas cinza clara e cinza escura, abaixo da curva de pressão proximal, referem-se aos valores atingidos de PTP aos 500ms e 1s que são expresso em porcentagem da área ideal

3.9. Análise estatística

Conforme relatado no item 3.8, cada variável (pressão proximal, fluxo proximal e outros) de uma situação (medida) é representada por um único valor, pois utilizamos um *software* que cria um ciclo médio composto da interpolação e superposição de pelo menos 5 ciclos, de modo semelhante a outros estudos (Fu, 2000; Forti, 2004). Isso é possível, pois a variabilidade dos ciclos produzidos pelo ventilador é muito pequena (entre 0,5 e 2%, que é próximo ao erro embutido no sistema de medidas) e a diferença entre o valor de cada variável obtido com o ciclo médio e a média de vários ciclos é sempre inferior a 1% (valores calculados a partir de nossos dados).

Não iremos apresentar neste estudo, testes de hipóteses para diferenciar se o valor de uma variável é diferente do valor obtido em outra situação ou em outro ventilador. A partir da variabilidade dos ciclos isolados pudemos calcular a precisão de nossas medidas, que será definida pelo cálculo do intervalo de confiança, de 95%, de nossas medidas (aproximadamente 2 vezes o desvio padrão das medidas dos diferentes ciclos isolados). Para que uma medida do estudo seja considerada diferente de outra, elas deveriam apresentar entre si, diferenças maiores que este intervalo de confiança de 95% (Bland e Altman, 1996).

Na Tabela 2, apresentamos os intervalos de confiança, para cada um dos parâmetros extraídos a partir dos traçados da máscara TF que apresentou as maiores variações.

Tabela 2 - Acurácia das medidas

Parâmetros	Média	DP X 1,96
Volume Corrente (ml)	442,7	14,2
Pressão inspiratória (cmH ₂ O)	10,2	0,12
PEEP (cmH ₂ O)	3,9	0,11
PTP500 (%)	15,069	3,116
A% (%)	36,267	1,823
Fluxo inspiratório (L/s)	1,791	0,036
Compensação de vazamento de expiratório (L/s)	0,717	0,0200
Vazamento inspiratório (L/s)	1,1657	0,0286
Atraso inicial (ms)	62,7	5,4
Atraso final (ms)	125,3	7,0

Análise de 12 ciclos isolados da situação com máscara TF com pressão de suporte de 10 cmH₂O, PEEP de 5 cmH₂O no ventilador Vision

Média: média dos ciclos isolados

DP X 1,96: desvio padrão multiplicado por 1,96

RESULTADOS

4. RESULTADOS

Para cada ventilador testado, foi realizada pelo menos uma medida com a máscara facial conforme descrito na seção “Métodos”, portanto, o propósito era coletar, pelo menos, 10 medidas para a máscara facial e 60 medidas para a *Total face*® (Quadro 3), somando um total de 70 medidas.

Quadro 3 - Medidas propostas para máscara *Total face*®

Dois níveis de PEEP	5 e 10
Três níveis de Pressão Suporte	5, 10 e 15
Total de medidas para cada ventilador	6
Número de ventiladores utilizados	10
Total de medidas	60

O modelo se mostrou viável para uso com VNIPP através dos testes realizados com a máscara facial, todos os ventiladores funcionaram de forma adequada com a máscara facial (MF), não houve autodisparos nem desligamento do fluxo inspiratório.

O funcionamento dos ventiladores com a máscara TF é um dos principais resultados deste estudo (Quadro 4). O ventilador Vision (próprio para VNIPP) funcionou adequadamente, cinco ventiladores convencionais não funcionaram, um funcionou adequadamente (Servo i) e outros três

funcionaram com limitações (problemas no disparo ou na ciclagem ou funcionaram somente em alguns ajustes). Portanto, algumas medidas foram colhidas, mas não foram passíveis de análise (devido ao autodisparo) e outras nem foram colhidas (devido ao desligamento do fluxo do ventilador que acusava desconexão, ou devido às limitações do modelo - descritas à frente). Sendo assim, serão mostrados os resultados de cinco ventiladores, considerando como controle, o Vision, ventilador específico para VNIPP, e outros quatro ventiladores convencionais, Vela da Vyasis, Horus da Taema, E500 da Newport e Servo i da Maquet, como ventiladores teste.

Situações que utilizaram PS e PEEP elevadas não foram colhidas no ventilador Vela, devido às limitações do modelo mecânico. Nessas situações, o tempo inspiratório foi muito prolongado, gerando volumes elevados que ultrapassavam a capacidade do fole pulmão que utilizamos (1,6L), causando erros de medida com limitação do volume corrente e valores incorretos de pressão.

Quadro 4 - Funcionamento dos ventiladores com a máscara *Total Face®* e os principais problemas encontrados

Ventilador	Funcionamento	Problemas observados
Covidien Bennett 840 (INV)	NÃO	DFI
Covidien Bennett 840 (VNI)	NÃO	AD
Draeger Savina (VNI)	NÃO	AD
Hamilton Galileo Gold (VNI)	NÃO	DFI
Intermed Interplus (INV)	NÃO	DFI
Maquet Servo i (INV)	NÃO	DFI
Maquet Servo i (VNI)	SIM	-----
Newport E500 (INV)	NÃO	DFI
Newport E500 (VNI)	Em alguns ajustes	CTM
Respironics Esprit (VNI)	NÃO	AD
Respironics BiPAP Vision	SIM	-----
Taema Horus (INV)	Em alguns ajustes	CTM
Taema Horus (VNI)	NÃO	AD
Viasys Vela (VNI)	Em alguns ajustes	CTM

DFI (desligamento do fluxo inspiratório): após alguns ciclos, alguns deles autodisparados, o ventilador teste desligava o fluxo e alarmava desconexão.

AD (autodisparo): o ventilador teste mantinha a frequência respiratória maior do que o ventilador *drive* (12rpm) e o tempo inspiratório era variável.

CTM: ciclagem por tempo inspiratório máximo ajustado em 1,5 segundo

INV: modo invasivo; **VNI**: módulo de ventilação não invasiva ativado

4.1. Observação do funcionamento dos ventiladores com a máscara facial

Todos ventiladores testados funcionaram com a MF, sem ocorrência de autodesparo ou desligamento do fluxo inspiratório. Ao realizar o teste, a MF foi bem ajustada ao manequim, de modo que o vazamento fosse mínimo.

4.2. Desempenho dos Ventiladores com a máscara *Total face®*

A seguir, descrevemos os ajustes realizados para cada ventilador e comentários sobre o funcionamento usando a máscara TF.

4.2.1. Ventiladores que não funcionaram com a máscara *Total Face®*

O ventilador Interplus da Intermed funcionou somente por alguns ciclos, ocorriam autodesparos, o término da inspiração ocorria, algumas vezes, pelo tempo máximo de segurança, e após alguns ciclos, o ventilador desligava o fluxo inspiratório, acusando desconexão e provocando a abertura da válvula anti-asfixia da máscara TF. Foram realizados testes também na modalidade SIMV (ventilação mecânica intermitente sincronizada) e PCV (ventilação com pressão controlada), mas o ventilador

persistia com autodisparos e, após alguns ciclos, desligava o fluxo. Como ocorria desligamento do fluxo inspiratório, não foi possível coletar dados desse ventilador.

O ventilador Puritan Bennett 840 da Covidien, quando testado sem o módulo de VNI ativado, apresentou comportamento similar aos demais ventiladores que desligavam o fluxo acusando desconexão: inicialmente autodisparava e a ciclagem ocorria por tempo de segurança, no caso, 3 segundos (Figura 10). Posteriormente, foi feito teste com o módulo de VNI ativado (versão do software testado: 4.070205-85t/post 4.076459-p5B), onde é possível desligar o alarme de desconexão (Dsens), o que impediu que o ventilador desligasse o fluxo inspiratório (por desconexão), mas mesmo assim, não funcionou adequadamente, pois autodisparava continuamente.

O Esprit da Respironics foi testado na modalidade NPPV espontânea, conseguia manter a válvula anti-asfixia aberta com PEEP de 7cmH₂O, mas abaixo disso, acusava desconexão e desligava o fluxo. O maior problema foi o autodisparo e o tempo inspiratório muito prolongado.

No ventilador Savina da Draeger, foi escolhido o módulo VNI, ajustado na modalidade PS + PEEP (denominada ASB), com tempo inspiratório máximo de 1,5 segundo e sensibilidade a fluxo (não oferece sensibilidade a pressão). Este ventilador persistiu autodisparando durante todo o teste (Figura 11); o encerramento do ciclo inspiratório ocorria por tempo máximo.

O ventilador Galileo Gold da Hamilton também não funcionou adequadamente. Foi testado utilizando o módulo VNI: o aparelho autodisparava com sensibilidades maiores do - 4,5cmH₂O e desligava o

fluxo com sensibilidades menores. Os alarmes de VC (volume corrente) e VM (volume minuto) foram ajustados para o mínimo permitido, mas, mesmo assim, o VM baixo alarmava, pois esse ventilador analisa o volume expirado e, praticamente, todo o volume expirado saía pelos orifícios da TF.

Figura 10 - Medida feita com a *Total Face®* no ventilador Bennett sem módulo VNI; mostra os autodisparos (retas tracejadas) e a ciclagem pelo critério de segurança (tempo máximo inspiratório), no caso, 3s (veja seta na curva de fluxo)

Figura 11 - Gráficos da *Total face®* com o ventilador Savina mostrando autodisparos (setas)

4.2.2. Ventiladores que funcionaram com a máscara *Total Face®*

A seguir serão apresentados os dados relacionados ao desempenho dos ventiladores Horus, Vela, E500, Servo e Vision com uso da máscara *Total face®*. Os dados de cada medida isolada dos ventiladores que funcionaram com a máscara TF, estão disponíveis em forma de tabelas no Apêndice A.

No Ventilador Horus da Taema, tentou-se a modalidade VNI, porém, ocorriam autodisparos, assim, essas medidas não puderam ser analisadas. Os dados aqui mostrados foram colhidos na modalidade PS + PEEP. O

ajuste da sensibilidade foi feito por tentativa e erro. Só funcionou dentro de um limite estrito, pois se pouco sensível o ventilador não “sentia” o esforço e não disparava; se muito sensível, autodisparava. A sensibilidade ficou em valores próximos a 1,7 L/min. Além disso, o aparelho não finalizava a inspiração, mesmo ajustando o ETS máximo de 30L/min, ciclava por tempo inspiratório máximo, em alguns ajustes. O *slope* precisou ser ajustado em 100% (150cmH₂O/s). Além disso, não conseguiu manter a PEEP durante a expiração, esta caía progressivamente. O ventilador não funcionou com PEEP de 5 cmH₂O: autodisparava e depois, desligava o fluxo inspiratório.

O ventilador Vela da Viasys possui ajuste automático de sensibilidade inspiratória e disparou adequadamente. Nas situações de maior pressão inspiratória, a ciclagem ocorreu pelo critério de tempo inspiratório máximo, mesmo ajustando o valor de ETS no máximo permitido (30%). Não foram colhidas as medidas com PEEP de 10 cmH₂O e PS de 15 cmH₂O, pois o volume corrente gerado era maior que o volume do fole pulmão.

O ventilador E500 da Newport não funcionou quando avaliado com a modalidade VNI desligada. Para que funcionasse com a máscara TF, foram ativadas a modalidade VNI e a compensação de vazamento, mas, mesmo assim, funcionou apenas quando ajustado com PEEP de 5 cmH₂O. Para que não ocorresse autodisparo, foi necessário utilizar o disparo à pressão, ajustado em 3,1cmH₂O. Foi utilizado *slope* automático e ETS em 50% do pico de fluxo (valor máximo do ETS é de 55% do pico de fluxo) para melhorar a sincronia. O aparelho não conseguia manter a PEEP ajustada ao

final da expiração, sendo que a linha de base teve queda progressiva da pressão até o próximo ciclo (Figura 12).

Figura 12 - Curva de pressão proximal do E500 da Newport na situação de PEEP de 5cmH₂O e PS de 10cmH₂O, onde se observa que a PEEP diminui progressivamente abaixo do valor ajustado (5cmH₂O – reta tracejada horizontal)

O ventilador Servo da Maquet funcionou apenas com a modalidade VNI ligada. Nessa modalidade, o disparo é automático, não permite ajuste manual da sensibilidade inspiratória, não há opção de ajuste de tempo inspiratório máximo e o *slope* foi ajustado em 50% do máximo (0,2s). O ETS foi ajustado em 25%. Este ventilador funcionou de modo adequado nas situações testadas.

O ventilador Vision funcionou em todas as medidas. Porém, ao analisarmos os dados desse ventilador, verificou-se que o desempenho na pressurização parecia estar prejudicado, pois a pressurização ocorria de forma muito lenta. Um dos motivos para explicar isso era a resistência do fluxômetro proximal que, com fluxos habituais, não causaria queda de pressão proximal significativa, mas com os altos fluxos gerados neste estudo, tornou-se evidente. Outra explicação era de que o *slope* selecionado também poderia ter prejudicado seu desempenho. Sendo assim, realizamos medidas com diferentes *slopes* e sem o fluxômetro proximal (Apêndice B), apenas para verificarmos se haveria melhora no desempenho desse ventilador.

Os dados do ventilador Vision sem o fluxômetro proximal representarão um outro “grupo”, apenas para compararmos como seria seu comportamento em relação à pressurização, não substituindo as medidas coletadas previamente. Os diferentes *slopes* serviram apenas de comparação com o *slope* que selecionamos nesse estudo (0,2s).

4.2.2.1. PEEP e compensação de vazamento expiratório

Para considerarmos as medidas diferentes, deveríamos encontrar diferenças de valores medidos de PEEP de 0,11 cmH₂O e, para o vazamento expiratório, de 0,02 L/s (Tabela 2).

Podemos dizer grosseiramente que as pressões expiratórias foram próximas entre os ventiladores Servo, Vela e Vision. Na medida realizada com o ventilador Vision sem fluxômetro podemos notar que a PEEP medida foi próxima do valor ajustado (Figura 13). Por outro lado, os ventiladores E500 da Newport e Horus da Taema, não conseguiram manter a PEEP durante a fase expiratória, diminuindo progressivamente, e apresentaram portanto, pior desempenho (Figura 12).

Podemos ver, ainda na Figura 13, que a capacidade de manter a PEEP depende da capacidade de compensação de vazamento na fase expiratória. Os ventiladores que não conseguem compensar o grande vazamento expiratório (como o Horus e o E500), não conseguem manter um valor adequado de PEEP. O ventilador Vision teve níveis de vazamento expiratório bem maiores que os outros ventiladores.

Figura 13 - Gráfico (em média $\pm$ desvio padrão) de pressão expiratória final em cmH₂O (PEEP 5 e 10 cmH₂O) à esquerda, e vazamento ao final da expiração em L/s (com PEEP de 5 e 10 cmH₂O) à direita

Obs.: Horus não funcionou com PEEP 5cmH₂O; para os ventiladores Vela, E500, Servo e Vision foi feita uma média $\pm$ DP das medidas com PS de 5, 10 e 15 cmH₂O

PEEP 10cmH₂O: ventilador Vela: média das medidas com PS de 5 e 10 cmH₂O; demais ventiladores foi feita uma média das medidas com PS de 5, 10 e 15 cmH₂O

4.2.2.2. Pico de Pressão Inspiratória e Pico de Fluxo Inspiratório

Para considerarmos os valores de pico de pressão inspiratória e pico de fluxo inspiratório diferentes, a variabilidade entre as medidas deveria ser maior que 0,12 cmH₂O e maior que 0,036L/s, respectivamente (Tabela 2). Semelhante à avaliação da PEEP, deve-se considerar, na avaliação das pressões inspiratórias, a interferência do fluxômetro, só que agora, um pouco amplificada, pois os fluxos inspiratórios gerados foram duas a três vezes maiores que os fluxos expiratórios. Assim, o ventilador Vision, nas medidas com fluxômetro, apresentou valores de PIP semelhantes ou menores do que os ventiladores convencionais, o que era de certo modo esperado, pois os maiores valores de fluxo inspiratório determinaram, graças à resistência do fluxômetro, maiores reduções nas pressões (Figura 14).

As medidas feitas com diferentes *slopes* e sem fluxômetro mostrou que, com *slopes* mais rápidos, o desempenho da pressurização do Vision era melhor (Figura 15).

Dentre os ventiladores convencionais, o Horus teve pior pressurização.

Quanto maior a PS, maior o pico de fluxo inspiratório (Figura 16). Quando comparamos os ventiladores para a mesma PEEP e mesma pressão de suporte podemos considerar os fluxos dos ventiladores todos diferentes (valor de corte 0,036L/s da Tabela 2). O ventilador Horus foi o menos eficaz no sentido de aumentar o fluxo para compensar o vazamento

na máscara *Total face*[®], os ventiladores Vela e Servo tiveram, de certo modo, desempenhos semelhantes, seguido pelo E500 com picos de fluxo um pouco menores. O Vision foi o que apresentou os maiores valores de fluxo inspiratório.

Figura 14 - Gráfico mostrando a variação da pressão inspiratória: para PIP 10, utilizou-se a média entre as medidas com P5PS5 (PEEP de 5 cmH₂O e PS de 5 cmH₂O); para PIP 15 calculou-se uma média das medidas com P5PS10 (PEEP de 5 cmH₂O e PS de 10 cmH₂O) e P10PS5 (PEEP de 10 cmH₂O e PS de 5 cmH₂O); para PIP 20, calculou-se uma média das medidas com P5PS15 (PEEP de 5 cmH₂O e PS de 15 cmH₂O) e P10PS10 (PEEP de 10 cmH₂O e PS de 10 cmH₂O) e para PIP 25, utilizou-se a média entre as medidas com P10PS15 (PEEP de 10 cmH₂O e PS de 15 cmH₂O)

Figura 15 - Curvas de pressão proximal do ventilador Vision na situação de PEEP de 5 cmH₂O e PSV 5 cmH₂O mostrando a influência do fluxômetro e da aceleração do fluxo (*slope*) sobre a pressurização do ventilador, sendo mais lenta a medida original (utilizada na análise desse estudo) que foi feita com fluxômetro e com *slope* de 0,2s.

Figura 16 - Gráfico mostrando o pico de fluxo inspiratório (L/s) atingido pelos ventiladores. À esquerda, medidas com PEEP de 5cmH₂O e à direita, medidas com PEEP de 10cmH₂O

4.2.2.3. Produto pressão – tempo (PTP)

Devido ao grande vazamento, os ventiladores tiveram uma pressurização lenta, principalmente no início da inspiração e demoraram a atingir a pressão inspiratória ajustada, o que pode ser avaliado pelo PTP500 (Figura 17). A média do PTP500 foi de $9 \pm 7\%$ da área ideal, e a média da A% foi de $33 \pm 10\%$ da área ideal.

Além do vazamento, a pressurização sofreu influências da resistência do fluxômetro e da escolha do *slope* (Apêndice B).

Figura 17 - Produto pressão-tempo aos 500ms representados pelos boxes brancos e, em Hachurado, com 1 segundo, a A%, expressos em porcentagem do ideal

mediana de 6 medidas: 3níveis de pressões inspiratórias e 2 níveis de PEEP
 PEEP 5cmH₂O: Horus não funcionou;
 PEEP 10cmH₂O e PSV 15 cmH₂O: ventilador Vela não funcionou

4.2.2.4. Vazamento inspiratório

O vazamento inspiratório com a máscara *Total face®* foi grande, principalmente com os ventiladores Vision e E500, os demais ventiladores apresentaram vazamentos inspiratórios menores (Figura 18). O vazamento inspiratório variou entre os ventiladores, e foi maior quanto maior a PEEP e a PS utilizadas.

Figura 18 - Gráfico mostrando o pico de vazamento durante a inspiração, expressos em L/s. À esquerda, medidas com PEEP de 5cmH₂O e à direita, medidas com PEEP de 10cmH₂O

PEEP 5cmH₂O: Horus não funcionou

PEEP 10cmH₂O: E500 não funcionou; não foi coletado a medida do ventilador Vela com PS de 15 cmH₂O

4.2.2.5. Análise comparativa do atraso no disparo e na ciclagem

Realizamos uma medida com o modelo do simulador do sistema respiratório completo, exceto o ventilador teste, para avaliar os atrasos do nosso modelo. Essa medida foi chamada de controle e, consideramos como atraso inicial, o tempo decorrido entre o início da pressurização do “fole *drive*” e o início da entrada de ar através da máscara, medida pelo canal de fluxo proximal; e como atraso final, o tempo decorrido entre o final do ciclo do “ventilador *drive*” e o final do ciclo inspiratório do simulador, ou seja, momento em que o fluxo inspiratório passa pelo zero.

Quadro 5 - Valores dos atrasos referente ao modelo

Valores dos atrasos inicial e final sem ventilador (ms)		
<i>Total face®</i>	Inicial	30,5
	Final	24,9

Obs. medida controle, realizada sem ventilador teste

Todos os ventiladores, com exceção do E500 e do Horus, apresentaram atrasos iniciais pequenos, menores que 100ms (Figura 19).

Figura 19 - Gráfico demonstrando o atraso inicial dos ventiladores (em milissegundos), apresentadas em média de 6 medidas com PEEP de 5 e 10 cmH₂O com PS de 5, 10 e 15 cmH₂O para os ventiladores Servo e Vision. Para o ventilador Horus foi calculado uma média de 3 medidas com PEEP de 10 cmH₂O e PS de 5, 10 e 15 cmH₂O; para o ventilador E500, média de 3 medidas com PEEP de 5 cmH₂O e PS de 5, 10 e 15 cmH₂O E para o ventilador Vela, uma média de 5 medidas com PEEP de 5 cmH₂O com PS de 5, 10 e 15 cmH₂O e PEEP de 10 cmH₂O com PS de 5 e 10 cmH₂O

Em relação ao atraso final, o ventilador Vision apresentou o melhor desempenho. Em algumas situações, os ventiladores Horus, Vela desligaram pelo tempo inspiratório máximo, que foi ajustado em 1,5s, o ventilador E500 não possui ajuste de tempo inspiratório máximo, mas tem como critério de segurança, a ciclagem da PS em 3 segundos, o ventilador

Servo desligou precocemente em algumas medidas (menor que 100ms)
(Figura 20).

Figura 20 - Gráfico mostrando o atraso final em milissegundos. À esquerda, medidas com PEEP de 5cmH₂O e à direita, medidas com PEEP de 10cmH₂O

4.2.2.6. Análise comparativa do desempenho do volume corrente

O volume corrente variou com a pressão de suporte, de modo que a quanto maior a pressão inspiratória (PIP) maior o volume corrente, com exceção do Servo com PEEP de 5 cmH₂O que não conseguiu aumentar mais o volume corrente quando foi aumentado a PS de 10 para 15 cmH₂O (Figura 21). O ventilador E500 atingiu o maior volume corrente quando ajustado com PEEP de 5 cmH₂O e PS de 15 cmH₂O (900ml), isso aconteceu às custas de um tempo inspiratório muito elevado

Figura 21 - Gráfico mostrando o volume corrente desenvolvido pelos ventiladores (em mililitros). À esquerda, medidas com PEEP de 5cmH₂O e à direita, medidas com PEEP de 10cmH₂O

DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

O principal resultado de nosso estudo é que, com a máscara TF, os ventiladores convencionais, mesmo equipados com módulo de VNIPP, não funcionaram ou funcionaram com problemas de disparo ou ciclagem, com exceção do Servo i que apresentou ciclagem precoce (menor que 100ms) em duas das seis medidas. Todos os ventiladores de UTI funcionaram com a máscara facial, cujos dados não foram mostrados em detalhes, pois fugiam aos objetivos do estudo.

Os principais problemas encontrados nos ventiladores que não funcionaram com a máscara TF foram o desligamento do fluxo e o autodisparo.

A seguir discutimos, em detalhe, os resultados do estudo.

5.1. Simulador do sistema respiratório

Os estudos de análise de ventiladores em simulador do sistema respiratório utilizam diferentes modelos de simulação e, pelo menos, dentre os modelos de baixo custo, não há um que seja ideal. Do mesmo modo, quando se usa um ventilador “*drive*” para disparar um ventilador teste, não existe um esforço padronizado, sendo variável conforme o estudo (Lucato et al., 2005).

Neste estudo, foi utilizado um modelo (simulador) composto de duas partes: um simulador comercial de dois foles (TTL 1600) e outro simulador com um fole (Takaoka), utilizado em dois estudos prévios em nosso laboratório (Forti, 2004; Lucato et al., 2005).

Esse modelo é interessante, pois representa de modo adequado o sistema respiratório (possui um “pulmão”, uma “caixa torácica” e um “diafragma”); permite ajuste do grau do esforço inspiratório pelas medidas da pressão no “espaço pleural”; e, também, avaliação adequada da assincronia na ciclagem, já que os foles “diafragma” e “caixa torácica” estão apenas, parcialmente, conectados. Assim, na inspiração, o “fole diafragma” carrega consigo a “caixa torácica” que, após o término do esforço inspiratório, fica livre, isto é, desconectado do outro fole, estando submetido apenas às variações de pressão e fluxo do ventilador teste sobre o “fole pulmão”, podendo encerrar a inspiração, antes ou depois do “diafragma”.

Os modelos em que os foles do simulador TTL são conectados por um lado ao ventilador *drive* e pelo outro lado ao ventilador teste, não permitem a medida da pressão pleural, já que neste caso, não existe um “fole caixa torácica”, mas apenas o “pulmão” (com sua “pressão alveolar”) e o “fole diafragma” (ventilador “drive”). Dentro das limitações de estudos utilizando simuladores do sistema respiratório, acreditamos que o sistema de simulação que usamos foi adequado.

A pressão pleural não foi usada para determinar o início e fim do esforço inspiratório, pois em virtude do vazamento constante que ocorre com a máscara TF, esperava-se encontrar assincronia “paciente-ventilador” e,

nesses casos, o ventilador teste poderia continuar enviando fluxo mesmo após ter encerrado o esforço, o que manteria a pressão pleural positiva além do tempo do esforço, o que realmente, aconteceu em nosso modelo. Portanto, o uso da pressão *drive* como referência para determinar o tempo do esforço nos pareceu adequado.

Em relação ao esforço simulado, preferimos utilizar, como nos dois estudos previamente citados (Forti, 2004; Lucato et al., 2005), a modalidade pressão controlada que parece representar de modo mais adequado o esforço inspiratório fisiológico, com fluxo livre. A utilização do modo volume controlado trabalharia com fluxo inspiratório constante, o que seria indesejável, já que seria muito diferente do fisiológico.

Tentamos graduar a aceleração do fluxo inspiratório para gerar um P0.1 próximo ao fisiológico. No entanto, nos deparamos com algumas limitações, já que esses simuladores não têm um “amortecimento” como o sistema respiratório, o que determina alguns artefatos nas medidas. Além disso, o esforço simulado não possui resposta adaptativa, dessa forma, não há redução do esforço à medida que o “fole pulmão” é insuflado.

Os estudos que utilizam modelo mecânico para avaliação da VNIPP são realizados em modelo sem vazamento, ou geram vazamentos através de artefatos com diferentes tamanhos de orifícios ou válvulas com resistores (Mehta et al., 2001; Tassaux et al. 2002; Miyoshi et al., 2005), o que não manifesta a real condição durante a aplicação da VNIPP. Em nosso estudo, o vazamento considerado foi aquele que, realmente, ocorre com os diferentes níveis de pressões utilizando a máscara TF. Apesar do grande

vazamento que ocorre pelos orifícios da máscara, estes não foram ocluídos durante o estudo, uma vez que o fabricante adverte que o fechamento desses orifícios pode levar à reinalação de CO₂. Portanto, tentamos reproduzir o comportamento dos ventiladores com a máscara TF que teríamos na prática clínica, onde a reinalação de CO₂ é indesejável.

O manequim utilizado para simular a face humana nos pareceu adequado, pois foi possível o ajuste da máscara com mínimo vazamento ao redor.

5.2. Funcionamento dos ventiladores com as máscaras facial e *Total Face®*

Todos os ventiladores testados funcionaram com a máscara facial, com exceção do Horus nas medidas com PEEP 5 cmH₂O.

Diversos ventiladores não funcionaram com a máscara TF. Resultado esperado para o ventilador que não possuía módulo para VNIPP, considerando que os ventiladores convencionais têm capacidade limitada para compensar vazamento. Miyoshi et al. (2005), verificaram que os ventiladores Bennett 7200 e 840 funcionaram com vazamentos de até 11,3 L/min e autodispararam e desligaram o fluxo inspiratório com vazamento maiores que 18 L/min. Em nosso estudo, o vazamento durante a expiração, foi de 42 ± 12 L/min com a menor pressão selecionada (5 cmH₂O), portanto,

mesmo alguns ventiladores convencionais com módulo para VNIPP, funcionaram com dificuldades ou mesmo, não funcionaram.

Um achado inusitado foi o ventilador Horus não funcionar com a modalidade VNI acionada, porém conseguir disparar e ciclar na modalidade espontânea, apesar do desempenho ruim.

Inicialmente, foi selecionada a sensibilidade inspiratória à pressão, pois há relatos (Mehta et al., 2001) de que a sensibilidade a fluxo é mais propensa ao autodisparo na presença de vazamento, já que este pode ser interpretado como início da inspiração. Em nosso estudo, os ventiladores Savina da Draeger e Esprit da Respirationics não possuíam opção de sensibilidade à pressão, e apresentaram como principal problema para seu não funcionamento, o autodisparo.

Entretanto, dentre os ventiladores que funcionaram, o E500 foi ajustado à pressão, os ventiladores Servo i e Vela possuem ajuste automático de sensibilidade inspiratória e o ventilador Horus, apesar de ajustada a sensibilidade a fluxo, apresentou grandes dificuldades para seu funcionamento, e com sensibilidade à pressão, ocorria desligamento do fluxo. Em estudo com simulador do sistema respiratório para VNIPP, Vignaux et al. (2007), precisaram ajustar quatro (entre nove) ventiladores com sensibilidade à pressão, para evitar o autodisparo.

5.3. Manutenção da PEEP e compensação de vazamento

A capacidade de compensar vazamento é variável entre os ventiladores, a média do vazamento inspiratório em nossas medidas com pressões intermediárias (PEEP de 5 cmH₂O e PS de 10 cmH₂O) foi de $1,4 \pm 0,3$ L/s; e a média do vazamento de ar ao final da expiração foi de $0,66 \pm 0,15$ e $0,92 \pm 0,18$ L/s, respectivamente, para PEEP de 5 e 10 cmH₂O. Assim, muitos ventiladores reconheciam o vazamento como desconexão e desligavam o fluxo inspiratório.

O ventilador Vision teve os maiores vazamentos, tanto inspiratório quanto expiratório, sugerindo a presença de escape aéreo entre a máscara e a cabeça do manequim.

Nenhum dos ventiladores conseguiu manter os valores da PEEP ajustada, sendo medidos valores médios de $3,6 \pm 1,0$ cmH₂O quando ajustada a PEEP de 5 cmH₂O, e $6,7 \pm 2,4$ cmH₂O quando ajustada a PEEP em 10 cmH₂O. O pior desempenho foi encontrado nos ventiladores E500 e Horus que têm capacidade de compensação de vazamento limitada em, aproximadamente, 30LPM.

Os valores de PEEP encontrados para os ventiladores Vela, Servo e Vision estão dentro do esperado quando se considera a resistência do fluxômetro proximal. Conforme dissemos nos “métodos”, o fluxômetro reduz a pressão proximal em 0,53cmH₂O com um fluxo de 0,53 L/s e em 1,34cmH₂O com fluxo de 0,93L/s. Nosso vazamento durante a expiração foi bem próximo desses valores, assim, nas medidas feitas com o ventilador

Vision sem o fluxômetro (sem interferência da resistência do transdutor), verificamos que os valores de PEEP real estavam muito próximos dos valores ajustados. Assim, podemos dizer que os ventiladores Vela, Servo e Vision conseguiriam compensar os vazamentos e manter a PEEP sem a resistência do fluxômetro, enquanto os ventiladores Horus e Newport, mesmo sem a resistência do fluxômetro, não conseguiram mantê-la.

Este achado dos ventiladores Vela, Servo e Vision, de certo modo, está de acordo com outros estudos. Vignaux et al. (2007), encontraram valores de PEEP bastante próximos do valor ajustado com vazamento de pequena monta: $13,1 \pm 1,9$ LPM. Por outro lado, em estudo (Mehta et al., 2001) que avaliou dois níveis de vazamentos, comparando ventiladores específicos para VNIPP e ventiladores convencionais, sendo que o “grande vazamento” variou entre 30 – 120 LPM, foi possível observar que o ventilador convencional apresentou valor de PEEP igual a zero tinha sido ajustada em 5cmH₂O.

Em nosso estudo, os ventiladores que tiveram maior limitação para compensar vazamentos foram o E500 e o Horus. Isso determinou uma incapacidade de manter uma PEEP adequada, a qual “caía” progressivamente, o que por sua vez, ocasionou dificuldades no disparo. Esses ventiladores não parecem, no presente momento, adequados para uso com essa máscara.

Os ventiladores E500 e Horus não funcionaram em alguns ajustes, com autodisparos incontroláveis. Um estudo (Vignaux et al., 2007) que testou a capacidade da modalidade VNIPP de alguns ventiladores, verificou

que todos os ventiladores testados conseguiram sanar o autodesparo, que ocorria na presença de vazamento, quando ligada a modalidade VNI. Em nosso estudo, dentre oito ventiladores convencionais com modalidade VNIPP, apenas quatro funcionaram na presença de vazamento, entretanto, um deles, funcionou apenas com o módulo VNI desligado (Horus). Porém, no estudo de Vignaux et al. (2007), o vazamento simulado foi de $13,1 \pm 1,9$ L/min, enquanto que para os mesmos níveis de pressão utilizados (PEEP de 5 cmH₂O e PS de 15 cmH₂O), encontramos 92 ± 44 L/min.

O ventilador Vision disponibiliza um teste (*exhalation port test*) para calcular o vazamento que, inevitavelmente, ocorre pela válvula exalatória durante a VNIPP. Quando esse teste não é realizado ou ocorre falha na execução do mesmo, o ventilador não realiza, corretamente, a monitoração do vazamento e do volume corrente (Respironics, 2000). Como na máscara TF, a “válvula” exalatória localiza-se na própria máscara, tentou-se realizar o teste com a máscara conectada à cabeça do manequim e ao ventilador, ocluindo-se a saída de ar da “traquéia” do manequim. No entanto, o ventilador não conseguiu realizar o teste acusando vazamento excessivo. Esse fato sugere que esse teste está preparado para o montante de vazamento que ocorre com a máscara TF, e a monitoração com essa máscara pode não ser fidedigna.

5.4. Pressurização inspiratória

Normalmente, a qualidade da pressurização é avaliada pelo PTP300 e PTP500, já que o pico de fluxo inspiratório é atingido nos primeiros 250-300ms e o nível de pressão de suporte é atingido, na maioria dos ventiladores, nos primeiros 500ms (Tassaux et al., 2002). Frente à magnitude do vazamento encontrado em nosso estudo, a qualidade da pressurização ficou prejudicada e os valores de PTP300 seriam muito baixos, portanto, consideramos apenas o PTP500 e a área de pressurização positiva inspiratória (A%), como usado em outros estudos (Bunburaphong et al., 1997; Yamada e Du, 1998; Chatmongkolchart et al., 2001; Vignaux et al., 2007).

O PTP500 reflete o atraso no disparo, a velocidade de pressurização do ventilador e a capacidade de manter a pressurização durante o esforço inspiratório. A área de pressurização positiva inspiratória (A%) representa a capacidade de pressurização do sistema e é calculado assumindo que o ventilador deveria, imediatamente, pressurizar o sistema após o início da inspiração e retornar, imediatamente, à linha de base, no final da inspiração. Ambos são expressos em porcentagem da área ideal e, quanto mais próximo de 100%, melhor a capacidade de pressurização do ventilador (Tassaux et al., 2002).

Em nosso estudo, os valores de PTP500 foram baixos e, com exceção do Vision, ficaram abaixo de 10% quando ajustada a PS em 5cmH₂O, entretanto, ao compararmos com os achados de Vignaux et al.

(2007), nos mesmos níveis de pressões utilizadas (PEEP de 5 cmH₂O e PS de 15 cmH₂O), os resultados foram bastante semelhantes.

A dificuldade para compensar vazamento dos ventiladores E500 e Horus influenciou a capacidade de pressurização. O E500 teve os menores valores de PTP500, mas não da A%, já o ventilador Horus, teve valores muito baixos tanto para o PTP500 quanto para A%.

Tassaux et al. (2002), avaliaram entre outras, as características de pressurização de um ventilador específico para VNIPP e de três ventiladores convencionais. Encontraram valores de PTP500 maiores que 50%, sendo que dois ventiladores convencionais atingiram 85% da área ideal. Diferente dos nossos resultados onde o grande vazamento prejudicou o PTP500.

Em nosso estudo, assim como de Tassaux et al. (2002), o PTP500 aumentou proporcionalmente aos valores de PS, com exceção do Servo e do Vision que, com PEEP de 5cmH₂O, alcançaram seus valores máximos de PTP500 com PS 10 cmH₂O e não conseguiram aumentar mais quando a PS foi ajustada em 15 cmH₂O.

Chatmongkolchart et al. (2001), avaliaram a influência do ajuste do *slope* sobre a capacidade de pressurização (A%), verificaram que quanto mais rápido o *slope*, maior é a A%. Em nosso estudo, o Horus teve, inicialmente, o *slope* ajustado em 50% do máximo, entretanto, foi preciso aumentar para 100% de sua capacidade para que funcionasse corretamente, mesmo assim, encontramos os menores valores de A% acompanhados de atrasos iniciais maiores que os demais, exceto o E500.

Dentre os ventiladores convencionais, o Servo (*slope* ajustado em 50% do máximo) e o Vela (*slope* automático) apresentaram melhor capacidade de pressurização, com desempenhos próximos ao do ventilador Vision.

Com base nos achados de Chatmongkolchart et al. (2001), achamos que a escolha do *slope* dos ventiladores Servo e Vision, ajustados com *slope* em 50% do máximo, pode ter prejudicado seus desempenhos na pressurização.

Este autor ainda, sugere que a automação do *slope* melhoraria o desempenho dos ventiladores. Em nosso estudo, o comportamento dos ventiladores que possuem *slope* automático (Vela e E500) foi variável, o ventilador Vela teve desempenho semelhante ao ventilador específico para VNIPP, com menores atrasos e maiores A%, e o ventilador E500 apresentou os maiores atrasos e menores valores de A% que os demais ventiladores, exceto Horus.

5.5. Pico de fluxo e volume corrente

Como dito anteriormente, o *slope* foi ajustado em 50% do valor máximo para o Vision (0,2s, varia de 0,05 a 0,4s), Servo (0,2 s, varia de 0 – 0,4s) e para o Horus (100cmH₂O/s, varia de 50 a 150 cmH₂O/s), entretanto, para funcionar adequadamente, foi necessário elevar o *slope* do Horus para 100% (150cmH₂O/s). O ventilador Vela e o E500 possuem ajuste automático de *slope*.

Em nosso estudo, o aumento da PS aumentou o pico de fluxo, assim como encontrado por Bunburaphong et al. (1998). Nas medidas com PS elevada, o Vision atingiu seu desempenho máximo de pico de fluxo que é de 150L/min. Os ventiladores E500 e Servo atingiram valores maiores que 140L/min, e os ventiladores Vela e Horus, 130 e 113L/min, respectivamente. E todos os ventiladores conseguiram entregar volumes maiores que 450ml com as menores pressões selecionadas.

O ventilador E500 atingiu elevados pico de fluxo e manteve volumes corrente semelhantes aos demais ventiladores, porém, com baixos valores de pressurização e grandes atrasos no disparo e na ciclagem, assim, para tentar suprir a demanda do “paciente”, esse ventilador aumentou muito o tempo inspiratório, sem conseguir pressurizar adequadamente, ou mesmo, teve o tempo inspiratório aumentado por não atingir o valor de referência para encerramento da inspiração.

Já o ventilador Horus atingiu valores de pico de fluxo e de volume corrente pouco abaixo dos demais ventiladores, atrasos menores que o E500, porém, maiores que os demais ventiladores, e a pressurização muito ruim.

Metha et al. (2001), encontraram diminuição importante do volume corrente e da pressão inspiratória na presença de vazamento, e desempenho ruim do ventilador BiPAP S/T-D, que foi decorrente do tempo inspiratório excessivamente prolongado que acarretou em tempo de vazamento prolongado e tempo expiratório curto, fato não observado com o

BiPAP Vision em nosso estudo, pois os atrasos finais desse ventilador foram pequenos.

5.6. Sincronia

A medida da sincronia, utilizando a pressão *drive* e o fluxo proximal, foi realizada de forma semelhante aos estudos previamente publicados (Yamada e Du, 1998; Tassaux et al., 2002). Parthasarathy et al. (2000), avaliaram diferentes modos de mensuração do Ti neural e compararam com a eletromiografia diafragmática. Verificaram que o início do Ti neural corresponde ao momento da rápida diminuição na pressão esofágica e o final, corresponde ao ponto mais baixo da pressão esofágica, que, no caso do nosso modelo mecânico, seria o início e o final da pressurização *drive*.

Os atrasos iniciais foram menores no Vela, Servo e Vision, todos possuem sensibilidade inspiratória automática, não ajustável, sugerindo a precisão e superioridades desses algoritmos para esse ajuste. Os ventiladores que tiveram maior dificuldade para compensar o vazamento durante a expiração, foram os que apresentaram maiores atrasos iniciais: E500 e Horus (máximo de 225ms). No entanto, os atrasos destes ventiladores foram semelhantes aos observados por Battisti et al. (2005), em estudo com ventiladores portáteis com dois níveis de pressão, em modelo com pequeno vazamento inspiratório (máximo de 0,16L/s) e por Vignaux et

al. (2007), em estudo avaliando a *performance* de ventiladores convencionais na aplicação de VNIPP.

Na modalidade PS, os ventiladores encerram o fluxo quando este diminui a um valor fixo, ou decai a uma porcentagem do pico de fluxo, como ocorre na maioria dos ventiladores. Esse critério de encerramento da inspiração é chamado de ETS ou sensibilidade expiratória. Os ventiladores possuem ainda outros critérios para encerramento do fluxo, que funcionam como critérios de segurança. Quando o ventilador não consegue encerrar o fluxo com o ETS, este pode ser encerrado quando se ultrapassa a pressão determinada em certo valor, que varia pra cada ventilador, ou quando a fase inspiratória atinge um tempo máximo (Yamada e Du, 1998).

Yamada & Du (1998) avaliaram três ventiladores convencionais em modelo mecânico e encontraram que um dos ventiladores ciclava por tempo inspiratório máximo em condições de constante de tempo longa. Calderini et al. (1999), testaram um ventilador convencional na aplicação de VNIPP com vazamento e verificaram que a ventilação ciclada a tempo teve melhor sincronia paciente-ventilador do que a ventilação com PS convencional, ciclada a fluxo, mostrando a limitação do ETS.

Battisti et al. (2005) observaram correção total da assincronia na ciclagem quando realizado ajuste manual da sensibilidade expiratória, na presença de vazamento de 8L/min.

Em nosso estudo, os atrasos finais do Vision foram menores que os demais ventiladores. O Vision possui um algoritmo de ajuste automático da sensibilidade expiratória, o *auto-track*, que melhora automaticamente as

características da ciclagem. Nos demais ventiladores, mesmo com ajuste da sensibilidade expiratória no valor máximo, 30% do pico de fluxo para o Vela, 30L para o Horus, ou próximo do valor máximo, 50% do pico de fluxo para o E500, os atrasos permaneceram maiores quando comparados com o Vision. Já o Servo, mesmo com o ETS ajustado em 25% do pico de fluxo, teve ciclagem precoce em algumas medidas, porém menor que 100ms, que é considerado um atraso aceitável (Yamada e Du, 1998). Com a magnitude do vazamento do nosso modelo, os ventiladores não reconheciam o final da inspiração e a ciclagem ocorreu, em várias situações, pelo tempo inspiratório máximo ajustado em 1,5 segundos nos ventiladores Horus e Vela, portanto, não se esperava mesmo, atrasos maiores que 500ms nesses ventiladores.

A importância clínica de se conseguir boa sincronia paciente-ventilador foi demonstrada por Calderini et al. (1999), com redução do esforço inspiratório e melhora do conforto referido pelos pacientes.

O atraso expiratório pode causar ou aumentar a hiperinsulflação em pacientes portadores de DPOC, aumentar o número de esforços inspiratórios que não disparam o ventilador, promover a assincronia paciente-ventilador, aumentar o trabalho respiratório e alterar o padrão ventilatório.

5.7. Limitações do estudo

A limitação mais importante desse estudo é a realização em modelo mecânico. Portanto, os achados desse estudo devem ser transferidos para prática clínica com cuidado. Apesar de modelos semelhantes ao nosso já terem sido utilizados em outros estudos (Forti, 2004; Lucato et al., 2005) e simular as condições fisiológicas, trata-se de um modelo estático que não consegue expressar, realmente, o ser humano em toda sua complexidade, com alterações tanto no *drive* respiratório quanto nas respostas ao ambiente que ocorrem a todo instante.

A resistência, causada pelo transdutor de fluxo com os elevados fluxos inspiratórios gerados, subestimou o desempenho da pressurização dos ventiladores que funcionaram com a TFM. No entanto, como isto ocorreu em todos os ventiladores foi possível fazer uma comparação dos PTPs e da pressão inspiratória dos diversos ventiladores.

As variações mínimas encontradas no comportamento do modelo mecânico justificam a utilização do ciclo médio para análise. Entretanto esta pequena variabilidade nos parâmetros analisados é determinada pelo esforço realizado pelo ventilador *drive* que é pouco variável, o que não ocorre durante ventilação espontânea na prática clínica.

Outra limitação do modelo utilizado foi a de não suportar volumes correntes tão elevados quando submetido a pressões inspiratórias elevadas e atraso na ciclagem, como no caso Vela.

5.8. Aplicabilidade dos ventiladores convencionais com a máscara

Total face®

No presente momento, nos parece que, dos ventiladores que testamos, apenas um pode ser usado com a TFM: o Servo i. O uso desta máscara com os outros ventiladores convencionais testados poderia não atender às demandas de um paciente em insuficiência respiratória, podendo causar ou piorar a hipoxemia. Além disso, a assincronia encontrada com estes ventiladores convencionais poderia causar desconforto excessivo e levar ao fracasso da aplicação da VNIPP.

Isso não impede que, num futuro próximo, isso seja mudado, pois em muitos ventiladores microprocessados que têm o módulo de VNIPP, não se trata de uma limitação do ventilador, mas apenas um problema do algoritmo de controle do disparo, pressurização e ciclagem, isto é, um problema do *software* controlador do equipamento.

Pode-se considerar, também, que a própria máscara poderia ser alterada. Podemos questionar se, realmente, é necessário um vazamento tão elevado quanto o observado para impedir a reinalação de CO₂. Inclusive, pode-se considerar o uso desta máscara com PEEP maiores do que 5 cmH₂O com um dos orifícios fechados o que limitaria o vazamento e, talvez, otimizasse o funcionamento dos ventiladores.

Um outro fator a considerar na aplicabilidade dos ventiladores convencionais com o uso desta máscara é o gasto com gases medicinais. O vazamento expiratório e inspiratório é muito grande com a MTF o que pode

levar a valores de vazamento de gás medicinal superiores a 100 litros/min. Para um ventilador com turbina (como o Vela e Vision) isso não é um problema, a não ser que se esteja usando FIO_2 elevadas, pois o ar comprimido é gerado pelo compressor do ventilador. Os ventiladores convencionais sem turbinas dependem de uma fonte de gás sob pressão fornecido ou pela rede hospitalar de gases ou por cilindros de alta pressão. O custo do oxigênio medicinal é elevado; o custo do ar comprimido geralmente produzido através de compressores no próprio hospital (Langendefer e Branson, 1999) tem custo inferior ao do ar comprimido medicinal e do O_2 medicinal. Não temos dados para avaliar se o custo do ar comprimido produzido pela turbina do Vision (gastos com energia elétrica e com manutenção do compressor) é inferior ao ar comprimido produzido pelas estações geradoras no hospital. Pode ser que sejam equivalentes, pois um processo em grande escala de produção de ar comprimido por compressores no hospital, talvez não seja mais caro do que a produção em pequena escala pelo compressor do ventilador. De qualquer modo é uma questão que precisa ser avaliada diante do grande vazamento produzida pela TFM.

CONCLUSÕES

6. CONCLUSÕES

1. O ventilador específico para VNIPP funcionou em todas as situações testadas. Quatro, dos nove ventiladores convencionais, funcionaram com desempenho variável: Horus da Taema, Vela da Vyasis, E500 da Newport e Servo i da Maquet, sendo que, apenas o Servo parece adequado para aplicação da VNIPP com a MTF, com desempenho semelhante ao ventilador Vision:
 - a. Os principais problemas encontrados foram o autodisparo e o desligamento do fluxo inspiratório;
 - b. Os ventiladores Horus e E500 apresentaram pior desempenho nas variáveis avaliadas. Os ventiladores Vela e Servo tiveram desempenho semelhantes na pressurização, discretamente inferiores ao Vision, e apresentaram melhor sincronia no disparo; todos ventiladores convencionais, exceto Servo, tiveram ciclagem por tempo inspiratório máximo em algumas medidas; o VC foi semelhante entre os ventiladores, com exceção do E500, cujos volumes foram maiores;
 - c. Foram necessários ajustes de sensibilidade inspiratória nos ventiladores Horus e E500, cujos limites de funcionamento foram estritos. Ajustes de ETS foram necessários em todos os ventiladores convencionais, exceto Servo;
 - d. O pico de vazamento durante a inspiração foi maior que 100LPM nas situações de maior pressão (PEEP de 10 e PS 15 cmH₂O).

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Battisti A, Tassaux D, Janssens JP, Michotte JB, Jaber S, Jolliet P. Performance characteristics of 10 home mechanical ventilators in pressure-support mode: a comparative bench study. *Chest*. 2005;127(5):1784-92.
- Bland JM, Altman DG. Measurement error. *Bmj*. 1996;313(7059):744.
- Bunburaphong T, Imanaka H, Nishimura M, Hess D, Kacmarek RM. Performance characteristics of bilevel pressure ventilators: a lung model study. *Chest*. 1997;111(4):1050-60.
- Calderini E, Confalonieri M, Puccio PG, Francavilla N, Stella L, Gregoretti C. Patient-ventilator asynchrony during noninvasive ventilation: the role of expiratory trigger. *Intensive Care Med*. 1999;25(7):662-7.
- Carvalho CRR. *Ventilação Mecânica. Volume II. Avançado*. 1ª ed. São Paulo: Atheneu; 2000.
- Chatburn R. Classification of mechanical ventilators. In: Tobin M, editor. *Principles and Practice of Mechanical Ventilation*. New York: McGraw-Hill; 1994. p. 37-74.
- Chatmongkolchart S, Williams P, Hess DR, Kacmarek RM. Evaluation of Inspiratory Rise Time and Inspiration Termination Criteria in New-Generation Mechanical Ventilators: A Lung Model Study. *Respir Care*. 2001;46(7):666–77.
- Criner GJ, Travaline JM, Brennan KJ, Kreimer DT. Efficacy of a new full face mask for noninvasive positive pressure ventilation. *Chest*. 1994;106(4):1109-15.
- Elliott MW, Aquilina R, Green M, Moxham J, Simonds AK. A comparison of different modes of noninvasive ventilatory support: effects on ventilation and inspiratory muscle effort. *Anaesthesia*. 1994;49(4):279-83.

Esteban A, Frutos-Vivar F, Ferguson ND, Arabi Y, Apezteguia C, Gonzalez M, Epstein SK, Hill NS, Nava S, Soares MA, D'Empaire G, Alia I, Anzueto A. Noninvasive positive-pressure ventilation for respiratory failure after extubation. *N Engl J Med*. 2004;350(24):2452-60.

Ferrer M, Esquinas A, Arancibia F, Bauer TT, Gonzalez G, Carrillo A, Rodriguez-Roisin R, Torres A. Noninvasive ventilation during persistent weaning failure: a randomized controlled trial. *Am J Respir Crit Care Med*. 2003;168(1):70-6.

Ferrer M, Valencia M, Nicolas JM, Bernadich O, Badia JR, Torres A. Early noninvasive ventilation averts extubation failure in patients at risk: a randomized trial. *Am J Respir Crit Care Med*. 2006;173(2):164-70.

Forti G. *Compensação automática do tubo "ATC": uma comparação com a ventilação com pressão de suporte em simulador do sistema respiratório [dissertacao]*. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2004.

Forti G, Tucci MR. Abordagem prática na interação paciente-ventilador. In: Sarmento GJV, editor. *Fisioterapia Respiratória no paciente crítico*. 2ª ed. São Paulo: Barueri: Manole; 2007. p. 105-22.

Fu C. *Análise Crítica de Simuladores Mecânicos de Pulmão e sua Aplicação na Ventilação Não Invasiva com CPAP [dissertação]*. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2000.

Gay PC, Hess DR, Hill NS. Noninvasive proportional assist ventilation for acute respiratory insufficiency. Comparison with pressure support ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001;164(9):1606-11.

Girault C, Richard JC, Chevron V, Tamion F, Pasquis P, Leroy J, Bonmarchand G. Comparative physiologic effects of noninvasive assist-control and pressure support ventilation in acute hypercapnic respiratory failure. *Chest*. 1997;111(6):1639-48.

Goldwasser R, Farias A, Freitas EE, Saddy F, Amado V, Okamoto V. III Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica. Desmame e interrupção da ventilação mecânica. *J Bras Pneumol*. 2007;33((Supl 2)):S128-S36.

Hess DR, Saposnick AB. Noninvasive Ventilation and Continuous Positive Airway Pressure. In: Hess DR, MacIntyre NR, Mishoe SC, Galvin WF, Adams AB, Saposnick AB, editors. *Respiratory Care*. 1ª ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 2002. p. 848-66.

Highcock MP, Shneerson JM, Smith IE. Functional differences in bi-level pressure preset ventilators. *Eur Respir J*. 2001;17(2):268-73.

Hilbert G, Gruson D, Gbikpi-Benissan G, Cardinaud JP. Sequential use of noninvasive pressure support ventilation for acute exacerbations of COPD. *Intensive Care Med*. 1997;23(9):955-61.

Hilbert G, Gruson D, Vargas F, Valentino R, Gbikpi-Benissan G, Dupon M, Reiffers J, Cardinaud JP. Noninvasive ventilation in immunosuppressed patients with pulmonary infiltrates, fever, and acute respiratory failure. *N Engl J Med*. 2001;344(7):481-7.

International Consensus Conferences in Intensive Care Medicine: noninvasive positive pressure ventilation in acute Respiratory failure. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001;163(1):283-91.

Jaber S, Chanques G, Sebbane M, Salhi F, Delay JM, Perrigault PF, Eledjam JJ. Noninvasive positive pressure ventilation in patients with respiratory failure due to severe acute pancreatitis. *Respiration*. 2006;73(2):166-72.

Keenan SP, Sinuff T, Cook DJ, Hill NS. Which patients with acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease benefit from noninvasive positive-pressure ventilation? A systematic review of the literature. *Ann Intern Med*. 2003;138(11):861-70.

Langendefter R, Branson BA. Compressed Gases: manufacture, storage and piping systems. In: Branson RD, Hess DR, Chatburn RL, editors. *Respiratory Care Equipment*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott; 1999. p. 21-53.

Liesching TN, Cromier K, Nelson D. Total face mask vs standard full face mask for noninvasive therapy of acute respiratory failure [Abstract]. *Am J Respir Crit Care Med*. 2003;167:A996.

Lightowler JV, Wedzicha JA, Elliott MW, Ram FS. Non-invasive positive pressure ventilation to treat respiratory failure resulting from exacerbations of chronic obstructive pulmonary disease: Cochrane systematic review and meta-analysis. *Bmj*. 2003;326(7382):185.

Lorenzi Filho G, Vega JM, Barbas CSV, Hoelz C. Ventilação Não-Invasiva. In: Knobel E, editor. *Conduitas no paciente grave*. São Paulo: Atheneu; 1998. p. 393-402.

Lucato JJ, Tucci MR, Schettino GP, Adams AB, Fu C, Forti G, Jr., Carvalho CR, Souza R. Evaluation of resistance in 8 different heat-and-moisture exchangers: effects of saturation and flow rate/profile. *Respir Care*. 2005;50(5):636-43.

MacIntyre NR, Ho LI. Effects of initial flow rate and breath termination criteria on pressure support ventilation. *Chest*. 1991;99(1):134-8.

Masip J, Betbese AJ, Paez J, Vecilla F, Canizares R, Padro J, Paz MA, de Otero J, Ballus J. Non-invasive pressure support ventilation versus conventional oxygen therapy in acute cardiogenic pulmonary oedema: a randomised trial. *Lancet*. 2000;356(9248):2126-32.

Mehta S, Hill NS. Noninvasive ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001;163(2):540-77.

Mehta S, McCool FD, Hill NS. Leak compensation in positive pressure ventilators: a lung model study. *Eur Respir J*. 2001;17(2):259-67.

Miyoshi E, Fujino Y, Uchiyama A, Mashimo T, Nishimura M. Effects of gas leak on triggering function, humidification, and inspiratory oxygen fraction during noninvasive positive airway pressure ventilation. *Chest*. 2005;128(5):3691-8.

Nava S, Ambrosino N, Clini E, Prato M, Orlando G, Vitacca M, Brigada P, Fracchia C, Rubini F. Noninvasive mechanical ventilation in the weaning of patients with respiratory failure due to chronic obstructive pulmonary disease. A randomized, controlled trial. *Ann Intern Med*. 1998;128(9):721-8.

Non-invasive ventilation in acute respiratory failure. *Thorax*. 2002;57(3):192-211.

Park M, Lorenzi-Filho G, Feltrim MI, Viegas PR, Sangean MC, Volpe M, Leite PF, Mansur AJ. Oxygen therapy, continuous positive airway pressure, or noninvasive bilevel positive pressure ventilation in the treatment of acute cardiogenic pulmonary edema. *Arq Bras Cardiol*. 2001;76(3):221-30.

Parthasarathy S, Jubran A, and Tobin M. Assessment of neural inspiratory time in ventilator-supported patients. *Am J Respir Crit Care Med*. 2000;162:546-52.

Ram FS, Picot J, Lightowler J, Wedzicha JA. Non-invasive positive pressure ventilation for treatment of respiratory failure due to exacerbations of chronic obstructive pulmonary disease. *Cochrane Database Syst Rev*. 2004(3):CD004104.

Respironics. *BiPAP Vision® Clinical Manual*. 2000.

Respironics Total face mask - user guide. Acesso em [20/06/2008]; <http://global.respironics.com/PDF/1025904TotalFaceMaskUG.pdf>.

Schettino GP, Chatmongkolchart S, Hess DR, Kacmarek RM. Position of exhalation port and mask design affect CO₂ rebreathing during noninvasive positive pressure ventilation. *Crit Care Med*. 2003;31(8):2178-82.

Schettino GPP, Barbas CSV, Amato MBP, Carvalho CRR. Ventilação Não-Invasiva com Pressão Positiva. In: Carvalho CRR, editor. *Clinicas Brasileiras de Medicina Intensiva (Ventilação Mecânica Vol II - Avançado)*. São Paulo: Atheneu; 2000. p. 381-95.

Tassaux D, Strasser S, Fonseca S, Dalmas E, Jolliet P. Comparative bench study of triggering, pressurization, and cycling between the home ventilator VPAP II and three ICU ventilators. *Intensive Care Med*. 2002;28(9):1254-61.

Vignaux L, Tassaux D, Jolliet P. Performance of noninvasive ventilation modes on ICU ventilators during pressure support: a bench model study. *Intensive Care Med*. 2007;33(8):1444-51.

Vitacca M, Barbano L, D'Anna S, Porta R, Bianchi L, Ambrosino N. Comparison of five bilevel pressure ventilators in patients with chronic ventilatory failure: a physiologic study. *Chest*. 2002;122(6):2105-14.

Vitacca M, Rubini F, Foglio K, Scalvini S, Nava S, Ambrosino N. Non-invasive modalities of positive pressure ventilation improve the outcome of acute exacerbations in COLD patients. *Intensive Care Med*. 1993; 19(8):450-5.

Winck JC, Azevedo LF, Costa-Pereira A, Antonelli M, Wyatt JC. Efficacy and safety of non-invasive ventilation in the treatment of acute cardiogenic pulmonary edema--a systematic review and meta-analysis. *Crit Care*. 2006;10(2):R69.

Yamada Y, Du HL. Effects of Different Pressure Support Termination on Patient - Ventilator Synchrony. *Respir Care*. 1998;43(12):1048-057.

APÊNDICES

**APÊNDICE A - Tabelas dos dados do
desempenho dos ventiladores que funcionaram
com a máscara *Total Face*[®]**

Tabela 1 - Valores de manutenção da PEEP (em cmH₂O), expressos em média e desvio padrão

Medida da PEEP real (cmH ₂ O)		
VENTILADOR	PEEP 5 cmH ₂ O	PEEP 10 cmH ₂ O
Horus	NC	3,2 ± 0,2 [#]
Vela	4,3 ± 0,0 [#]	6,8 ± 0,1 [*]
E500	2,5 ± 0,0 [#]	NC
Servo	4,3 ± 0,1 [#]	8,7 ± 0,1 [#]
Vision	3,9 ± 0,04 [#]	8,2 ± 0,0 [#]

* média de 2 medidas; # média de 3 medidas

NC – não funcionou

Tabela 2 - Valores do pico de pressão inspiratória (em cmH₂O), expressos em média e desvio padrão

Pico de Pressão Inspiratória (em cmH ₂ O)				
VENTILADOR	PIP 10 cmH ₂ O	PIP 15 cmH ₂ O	PIP 20 cmH ₂ O	PIP 25 cmH ₂ O
Horus	NC	8,5	11,5	14,4
Vela	8,0	11,6 ± 0,5 [♦]	16,7 ± 1,6 [♦]	**NC
E500	8,1	14,8	17,3	NC
Servo	8,6	12,8 ± 0,1 [♦]	16,7 ± 2,5 [♦]	20,4
Vision	7,97	12,7 ± 0,1 [♦]	16,2 ± 0,2 [♦]	20,9

NC – não funcionou

**NC – não coletado por limitações do modelo utilizado

♦ média de 2 medidas

Tabela 3 - Valores de produto pressão-tempo em 500ms (PTP500)
(expresso em porcentagem do PTP500 ideal)

Produto pressão-tempo em 500ms (% do PTP500 ideal)				
VENTILADOR	PEEP (cmH ₂ O)	PS 5 cmH ₂ O	PS 10 cmH ₂ O	PS 15 cmH ₂ O
Horus	5	NC	NC	NC
	10	0	4,34	4,08
Vela	5	0	11,61	16,65
	10	0,38	18,06	**NC
E500	5	0	2,18	2,09
	10	NC	NC	NC
Servo	5	6,52	12,85	16,55
	10	0,13	7,32	9,32
Vision	5	12,08	16,64	19,53
	10	8,48	17,47	16,77

NC – não funcionou

**NC – não coletado por limitações do modelo utilizado

Tabela 4 - Valores da área de pressurização inspiratória (A%), expresso em porcentagem da A% ideal

Área de pressurização inspiratória (porcentagem da A% ideal)				
VENTILADOR	PEEP (cmH₂O)	PS 5 cmH₂O	PS 10 cmH₂O	PS 15 cmH₂O
Horus	5	NC	NC	NC
	10	2,9	18	22,45
Vela	5	25,86	36,24	38,86
	10	33,13	43,01	**NC
E500	5	23,61	32,25	32,71
	10	NC	NC	NC
Servo	5	33,21	39,34	35,56
	10	29,96	34,54	35,34
Vision	5	40,06	43,40	45,54
	10	35,36	42,77	42,74

NC – não funcionou

**NC – não coletado por limitações do modelo utilizado

Tabela 5 - Valores de vazamento expiratório em L/s, expressos em média e desvio padrão

Vazamento expiratório (L/s)		
VENTILADOR	PEEP 5 cmH ₂ O	PEEP 10 cmH ₂ O
Horus	NC	0,4 ± 0,0 [#]
Vela	0,6 ± 0,0 [#]	0,8 ± 0,0 [♦]
E500	0,5 ± 0,0 [#]	NC
Servo	0,5 ± 0,0 [#]	0,8 ± 0,0 [#]
Vision	0,8 ± 0,0 [#]	1,1 ± 0,0 [#]

NC – não funcionou

♦ média de 2 medidas (PS de 5 e 10 cmH₂O); # média de 3 medidas (PS de 5, 10 e 15 cmH₂O)

Tabela 6 - Valores de pico de vazamento durante a inspiração, expressos em L/s

Vazamento Inspiratório (L/s)				
VENTILADOR	PEEP (cmH ₂ O)	PS 5 cmH ₂ O	PS 10 cmH ₂ O	PS 15 cmH ₂ O
Horus	5	NC	NC	NC
	10	0,71	0,91	1,01
Vela	5	0,61	0,94	1,12
	10	0,85	1,11	**NC
E500	5	0,96	1,12	1,29
	10	NC	NC	NC
Servo	5	0,54	0,77	0,96
	10	0,68	0,85	1,02
Vision	5	1,12	1,34	1,55
	10	1,38	1,55	1,74

NC – não funcionou

**NC – não coletado por limitações do modelo utilizado

Tabela 7 - Valores de atraso inicial (em ms)

Atraso Inicial (ms)				
VENTILADOR	PEEP(cmH₂O)	PS 5 cmH₂O	PS 10 cmH₂O	PS 15 cmH₂O
Horus	5	NC	NC	NC
	10	162,9	181	111
Vela	5	53,1	61,5	52,9
	10	44,7	53	**NC
E500	5	355,4	315,3	156,2
	10	NC	NC	NC
Servo	5	40,3	70,2	45,2
	10	45,3	40,2	60,2
Vision	5	55,2	65,2	85,4
	10	40,2	50,2	115,2

NC – não coletado, pois não funcionou

**NC – não coletado por limitações do modelo utilizado

Tabela 8 - Valores de atraso final (em ms)

Atraso Final (ms)				
VENTILADOR	PEEP(cmH₂O)	PS 5 cmH₂O	PS 10 cmH₂O	PS 15 cmH₂O
Horus	5	NC	NC	NC
	10	131,3	149,4	539,5
Vela	5	126	142,3	145,7
	10	113,5	610,2	**NC
E500	5	156,1	311,1	1300,3
	10	NC	NC	NC
Servo	5	-94	11	81,1
	10	-43,9	31	66
Vision	5	36,2	121,2	161,5
	10	71,3	126,3	301,4

NC –não coletado pois não funcionou

**NC - medida não coletada, por limitações do modelo

Tabela 9 – Valores do Pico de fluxo inspiratório (L/s)

Pico de Fluxo Inspiratório (L/s)				
VENTILADOR	PEEP(cmH₂O)	PS 5 cmH₂O	PS 10 cmH₂O	PS 15 cmH₂O
Horus	5	NC	NC	NC
	10	1,29	1,63	1,88
Vela	5	1,36	1,85	2,16
	10	1,62	2,10	**NC
E500	5	1,81	2,16	2,45
	10	NC	NC	NC
Servo	5	1,53	1,95	2,19
	10	1,79	2,12	2,44
Vision	5	1,92	2,25	2,57
	10	2,24	2,51	2,83

NC –não coletado, pois não funcionou

**NC - medida não coletada, por limitações do modelo

Tabela 10 - Valores de volume corrente (em ml)

Volume corrente (ml)				
VENTILADOR	PEEP(cmH ₂ O)	PS 5cmH ₂ O	PS 10cmH ₂ O	PS 15cmH ₂ O
Horus	5	NC	NC	NC
	10	453,6	527,1	669,1
Vela	5	453,7	563,1	678,1
	10	488,9	615,7	**NC
E500	5	476,9	610,4	899,8
	10	NC	NC	NC
Servo	5	505,5	631,6	610,9
	10	506,4	670,8	843,9
Vision	5	454,9	585,5	714,6
	10	505,4	636,9	792,6

NC – não coletado, pois não funcionou

**NC – não coletado por limitações do modelo

**APÊNDICE B - Tabelas dos dados do
desempenho do ventilador BiPAP Vision sem
fluxômetro e com *slope* variados**

Tabela 11 – Dados do ventilador Vision sem fluxômetro e com *slope* de 0,2s

Dados do Vision sem fluxômetro					
PEEP (cmH ₂ O)	PS (cmH ₂ O)	PIP (cmH ₂ O)	PEEP medida (cmH ₂ O)	PTP500	A%
5	5	9,6	4,8	32,7	63,4
	10	14,6	4,7	27,9	60,4
10	5	14,5	9,6	33,9	65,0
	10	19,4	9,6	39,6	67,6

Tabela 12 – Dados do ventilador Vision com fluxômetro e diferentes *slopes*

Vision com fluxômetro e diferentes <i>slopes</i>									
MEDIDA	P5S5			P5S10			P5S15		
<i>Slope</i> (s)	0,05	0,10	0,20	0,05	0,10	0,20	0,05	0,10	0,20
VC (ml)	465	453	455	574	576	585	688	735	715
PIP (cmH ₂ O)	7,9	7,9	8,0	13,0	14,0	12,0	15,7	16,9	16,1
PEEP(cmH ₂ O)	3,9	3,9	3,9	4,0	4,0	4,0	3,9	4,0	3,9
PF (LPM)	2,18	2,07	1,92	2,96	2,54	2,25	3,20	2,91	2,57
Vaz. insp. (LPM)	1,23	1,16	1,12	1,79	1,49	1,34	2,00	1,75	1,55
Vaz. Exp. (LPM)	0,81	0,80	0,80	0,81	0,81	0,80	0,80	0,80	0,79
PTP500	20,1	13,8	16,6	24,6	19,3	16,6	31,8	27,8	19,5
A%	44,7	40,7	43,4	47,5	45,4	43,4	51,2	48,8	45,5

P5S5: (medida com PEEP de 5 cmH₂O e PS de 5 cmH₂O)

P5S10: (medida com PEEP de 5 cmH₂O e PS de 10 cmH₂O)

P5S15: (medida com PEEP de 5 cmH₂O e PS de 15 cmH₂O)

VC: volume corrente; PIP: pico de pressão inspiratória; PF: pico de fluxo inspiratório; Vaz. Insp: pico de vazamento inspiratório; Vaz. Exp: vazamento durante a inspiração; PTP500 (área de pressurização nos primeiros 500ms) e A% (área de pressurização durante um segundo), ambos expressos em porcentagem da área ideal