LARA POLETTO COUTO

**Estudo do funcionamento da ventilação
assistida proporcional plus em um sistema
pulmonar mecânico**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do título
de Doutor em Ciências

Programa de Pneumologia

Orientadora: Profa. Dra. Carmen Valente Barbas

São Paulo

2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Couto, Lara Poletto

Estudo do funcionamento da ventilação assistida proporcional plus em um sistema pulmonar mecânico / Lara Poletto Couto. -- São Paulo, 2012.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
Programa de Pneumologia.

Orientadora: Carmen Valente Barbas.

Descritores: 1.Ventilação com pressão positiva intermitente 2.Respiração artificial 3.Ventilação mecânica 4.Ventiladores mecânicos 5.Medidas de volume pulmonar 6.Mecânica respiratória 7.Fenômenos fisiológicos respiratórios

USP/FM/DBD-145/12

DEDICATÓRIA

Você não sabe o quanto eu caminhei pra chegar até aqui,

Percorri milhas e milhas antes de dormir,

Eu nem cochilei...

Os mais belos montes escalei,

Nas noites escuras de frio chorei...

A vida ensina e o tempo traz o tom,

Pra nascer uma canção,

Com a fé do dia a dia encontro a solução,

Eu encontro a solução...

Meu caminho só meu Pai pode mudar,

Meu caminho só meu Deus...

Meu caminho só meu Deus...

Together, together...

(Trechos da música “A estrada” da banda “Cidade Negra”)

Dedico esse trabalho a Deus, à minha família e à Dra Carmen.

AGRADECIMENTOS

Agradeço do fundo do meu coração:

- A Deus meu Pai e a todos os anjos de luz que Ele designou para me proteger, acompanhar e orientar nessa caminhada
- A minha mãe Sônia, meu irmão Rodrigo, minha cunhada Ivone e meus amados sobrinhos Diego e Nikolas que sempre me apoiaram
- A minha avó Gilda e meu avô Fortunato, que já se encontram nos braços do criador, por todo exemplo, dedicação e amor destinados a mim
- A Dra Carmen por todos os ensinamentos e incentivos e por todas as oportunidades e ajuda. Também por me receber tão carinhosamente em sua vida. Sem ela esse sonho seria impossível
- A todos os amigos e amigas que em pensamentos, orações, ações e palavras de sincero incentivo, me ajudaram a chegar até aqui
- A todos os professores que, por toda a minha vida, contribuíram para o meu aprendizado e formação
- A todos os pacientes que, durante meu percurso profissional, confiaram seus cuidados a mim
- A todos que, de alguma forma, puderam me ensinar
- A todos que me compreenderam e incentivaram a concretizar esse grande sonho
- E principalmente, a todos que acreditaram em mim

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3ª ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

SUMÁRIO

Lista de abreviaturas, símbolos e siglas

Lista de figuras

Resumo

Summary

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Ventilação mecânica, um cenário atual	1
1.2. Ventilação assistida proporcional (PAV)	7
1.3. Ventilação assistida proporcional <i>plus</i> (PAV+)	8
1.4. Princípios de PAV+	10
1.5. PAV+ e a sincronia entre o paciente e o ventilador mecânico	17
1.6. Sistemas pulmonares mecânicos	21
2. HIPÓTESE DO ESTUDO	23
3. OBJETIVOS	24
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	25
4.1. Modelo experimental.....	25
4.2. Testes e medidas.....	31
4.3. Análise estatística	32

4.4. Delineamento do estudo	33
5. RESULTADOS	34
5.1. Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios	35
5.2. Variação do volume corrente em relação à complacência.....	43
5.3. Variação do volume corrente em relação à resistência	45
5.4. Variação do volume corrente em relação à porcentagem de apoio	48
5.5. Fenômeno de sobreassistência (<i>runaway</i>)	57
5.6. Subassistência.....	61
6. DISCUSSÃO.....	65
7. CONCLUSÕES.....	75
8. CONSIDERAÇÕES FUTURAS	76
9. REFERÊNCIAS	77

Apêndice

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

A/C – modo assistido e controlado

Auto-PEEP –PEEP intrínseca- pressão expiratória final alveolar mais positiva que a pressão das vias aéreas.

C – complacência

CAPPesq – comitê de ética para análise de projetos de pesquisa

cmH₂O – centímetros de água

cmH₂O/L/s – centímetros de água por litro por segundo

DPOC – doença pulmonar obstrutiva crônica

EL – elastância pulmonar

et al – e outros

FA – *flow assist.* assistência em fluxo do modo PAV

FiO₂ – fração inspirada de oxigênio

HME's – filtros trocadores de calor e umidade

IE – esforço inspiratório

ipm – incursões por minuto

J/L – Joules por litro

kg – kilograma

L - litro

LIM 09 – laboratório de ventilação mecânica da FMUSP

mL - mililitro

mL/cmH₂O – mililitros por centímetro de água

mL/kg – mililitros por kilograma

ms – milisegundo

PAV – ventilação assistida proporcional

PAV+ – ventilação assistida proporcional *plus*

Paw – pressão de vias aéreas

PCV – ventilação controlada a pressão

Pdi – pressão diafragmática

PEEP – pressão positiva no final da expiração

PL – pressão pulmonar

Pmus – pressão muscular

PPLAT – pressão de platô

PSV – ventilação com pressão de suporte

PY – pressão medida na peça Y do circuito do ventilador mecânico

R - resistência

RET – resistência do tubo endotraqueal

RL – resistência pulmonar

RTOT – resistência total

s - segundo

SpO₂ – saturação periférica de oxigênio

TRE – teste de respiração espontânea

TTR – tempo de disparo

UTI – unidade de terapia intensiva

V' – fluxo

VA – *volume assist*: assistência em volume do modo PAV

VCV – ventilação controlada a volume

VL – volume pulmonar

VM – ventilação mecânica

VT – volume corrente

WOB – trabalho respiratório

WOB PT – trabalho respiratório do paciente

WOB TOT – trabalho respiratório total

% Apoio – porcentagem de apoio: assistência do modo PAV+

ΔP - delta pressórico

> - maior que

< - menor que

= - igual a

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Fatores desencadeantes de assincronia paciente-ventilador	5
Figura 2- Nível de interação entre o paciente e o ventilador em modos convencionais de ventilação e com o modo PAV+	10
Figura 3- Equação do movimento	11
Figura 4- Manobras de microplatôs no modo PAV+	13
Figura 5- Ajustes do modo PAV+	15
Figura 6- Barra gráfica de trabalho respiratório monitorado no modo PAV+	16
Figura 7- Assincronia grave entre o paciente e o ventilador	18
Figura 8- Melhora de sincronia ao mudar do modo PSV para o modo PAV	19
Figura 9- Modelo experimental	26
Figura 10- Pulmão mecânico	27
Figura 11- Resistências e complacências	27
Figura 12- Ventilador mecânico 1	28
Figura 13- Ajustes do ventilador mecânico 1	29
Figura 14- Ventilador mecânico 2	30
Figura 15- Testes e medidas no modo PAV+	32
Figura 16- Variação de volume corrente	34

Figura 17- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 50 mL/cmH ₂ O e resistência de 5 cmH ₂ O/L/s	35
Figura 18- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 50 mL/cmH ₂ O e resistência de 20 cmH ₂ O/L/s	36
Figura 19- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 50 mL/cmH ₂ O e resistência de 50 cmH ₂ O/L/s	37
Figura 20- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 100 mL/cmH ₂ O e resistência de 5 cmH ₂ O/L/s	38
Figura 21- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 100 mL/cmH ₂ O e resistência de 20 cmH ₂ O/L/s	39
Figura 22- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 100 mL/cmH ₂ O e resistência de 50 cmH ₂ O/L/s	40
Figura 23- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 150 mL/cmH ₂ O e resistência de 5 cmH ₂ O/L/s	41
Figura 24- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 150 mL/cmH ₂ O e resistência de 20 cmH ₂ O/L/s	42
Figura 25- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 150 mL/cmH ₂ O e resistência de 50 cmH ₂ O/L/s	43
Figura 26- Variação do volume corrente em relação à complacência para alto esforço inspiratório e baixa resistência	44
Figura 27- Variação do volume corrente em relação à complacência para alta resistência.....	45
Figura 28- Variação do volume corrente em relação à resistência	46

Figura 29- Variação do volume corrente comparando as resistências de 5 e 50 cmH ₂ O/L/s para a complacência de 50 mL/cmH ₂ O	47
Figura 30- Variação do volume corrente comparando as resistências de 5 e 50 cmH ₂ O/L/s para a complacência de 100 mL/cmH ₂ O	47
Figura 31- Variação do volume corrente comparando as resistências de 5 e 50 cmH ₂ O/L/s para a complacência de 150 mL/cmH ₂ O	48
Figura 32- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 50 mL/cmH ₂ O e resistência de 5 cmH ₂ O/L/s	49
Figura 33- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 50 mL/cmH ₂ O e resistência de 20 cmH ₂ O/L/s	50
Figura 34- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 50 mL/cmH ₂ O e resistência de 50 cmH ₂ O/L/s	51
Figura 35- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 100 mL/cmH ₂ O e resistência de 5 cmH ₂ O/L/s	52
Figura 36- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 100 mL/cmH ₂ O e resistência de 20 cmH ₂ O/L/s	53
Figura 37- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 100 mL/cmH ₂ O e resistência de 50 cmH ₂ O/L/s	54
Figura 38- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 150 mL/cmH ₂ O e resistência de 5 cmH ₂ O/L/s	55
Figura 39- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 150 mL/cmH ₂ O e resistência de 20 cmH ₂ O/L/s	56

Figura 40- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 150 mL/cmH ₂ O e resistência de 50 cmH ₂ O/L/s	57
Figura 41- Análise do fenômeno de <i>runaway</i> na resistência de 50 cmH ₂ O/L/s comparando as complacências de 150 e 50 mL/cmH ₂ O.....	58
Figura 42- Análise do fenômeno de <i>runaway</i> na resistência de 50 cmH ₂ O/L/s para a complacência de 150 mL/cmH ₂ O	59
Figura 43- Análise do fenômeno de <i>runaway</i> na resistência de 50 cmH ₂ O/L/s para a complacência de 100 mL/cmH ₂ O	60
Figura 44- Análise do fenômeno de <i>runaway</i> na resistência de 50 cmH ₂ O/L/s para a complacência de 50 mL/cmH ₂ O	61
Figura 45- Análise da subassistência para esforço inspiratório de -2 cmH ₂ O na resistência de 50 cmH ₂ O/L/s e complacência de 150 mL/cmH ₂ O	62
Figura 46- Análise da subassistência para esforço inspiratório de -2 cmH ₂ O na resistência de 50 cmH ₂ O/L/s e complacência de 100 mL/cmH ₂ O	63
Figura 47- Análise da subassistência para esforço inspiratório de -2 cmH ₂ O na resistência de 50 cmH ₂ O/L/s e complacência de 50 mL/cmH ₂ O	64
Figura 48- Protocolo de manejo clínico de PAV+	71

RESUMO

Couto LP. *Estudo do funcionamento da ventilação assistida proporcional plus em um sistema pulmonar mecânico* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2012.

INTRODUÇÃO: Ventilação assistida proporcional *plus* é um novo conceito de suporte ventilatório assistido que visa atuar de acordo com os níveis de esforço inspiratório, mecânica respiratória e níveis de porcentagem de apoio. A complexa interação entre esses fatores que comandam a sua função é de difícil interpretação na prática clínica. O objetivo deste estudo é provocar alterações na complacência, resistência e esforços inspiratórios, em um sistema pulmonar mecânico, para entender o funcionamento e as respostas desse modo nas suas diferentes porcentagens de apoio. **MÉTODOS:** No Laboratório de Ventilação Mecânica da Disciplina de Pneumologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, um ventilador *Interplus* da marca *Intermed* foi conectado em um pulmão mecânico da marca *Michigan Instruments Inc*, com a finalidade de gerar diferentes níveis de esforços inspiratórios e para disparar o ventilador *Puritan-Bennett 840* da marca *Covidien*. Os volumes correntes expirados foram medidos e posteriormente comparados através do método

estatístico ANOVA *two-way*, para 10 níveis de porcentagem de apoio (de 5% a 95%), 3 níveis de complacência (50, 100 e 150 mL/cmH₂O), 3 níveis de resistência (5, 20 e 50 cmH₂O/L/s) e 4 níveis de esforço inspiratório (-2, -5, -8 e -15 cmH₂O). RESULTADOS: Trezentas e sessenta medidas de volume corrente expirado foram obtidas. Os volumes correntes expirados aumentaram significativamente com o incremento dos esforços inspiratórios, durante altos esforços inspiratórios e altas complacências. Diminuíram significativamente durante o incremento das resistências, especialmente quando combinado com baixos esforços inspiratórios e baixas complacências. O fenômeno de sobreassistência (*runaway*) ocorreu com porcentagem de apoio de 95% combinada com alta resistência e alta complacência. CONCLUSÃO: O modo ventilação assistida proporcional *plus* respondeu adequadamente às alterações provocadas nas complacências e nos esforços inspiratórios testados. Respondeu à situações de resistência extremamente alta somente quando associado com altos esforços inspiratórios. Não houve fenômeno de sobreassistência em porcentagens de apoio menores que 95%.

Descritores: 1. Ventilação com pressão positiva intermitente; 2. Respiração artificial; 3. Ventilação mecânica; 4. Ventiladores mecânicos; 5. Medidas de volume pulmonar; 6. Mecânica respiratória; 7. Fenômenos fisiológicos respiratórios.

SUMMARY

Couto LP. *Study of the functioning of the proportional assist ventilation plus in a mechanical lung model* [thesis]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2012.

BACKGROUND: Proportional assist ventilation plus (PAV+) is a new concept of assist ventilatory support conceived to act according to the levels of inspiratory efforts, respiratory mechanics and percentages levels of assistance. This complex interaction among the factors commanding its function is difficult to detect in clinical setting. This study aimed to provoke changes in compliance, resistance and inspiratory efforts in a lung simulator to understand the responses of PAV+ support. **METHODS:** In the Mechanical Ventilation Laboratory at University of São Paulo, an Inter Plus ventilator (Intermed ®) connected to lung simulator (Michigan Instruments Inc) acted triggering Puritan-Bennett 840 ventilator (Covidien ®) at different levels of inspiratory efforts. Expiratory tidal volumes were measured and compared (ANOVA-2-way) at 10 levels of PAV+ support (from 5% to 95%), 3 levels of lung simulator compliance (50, 100, 150 mL/cmH₂O), 3 levels of airway resistance (5, 20, 50 cmH₂O/L/s)

and 4 levels of inspiratory effort (-2, -5, -8, -15 cmH₂O). RESULTS: A total of 360 tidal volumes were measured. They increased significantly during increment of inspiratory efforts and during higher inspiratory efforts with higher compliances. They decreased significantly during respiratory resistance increments, especially when combined with low inspiratory efforts and compliances. Runaway occurred during PAV+ support of 95% combined with high respiratory resistance and compliance. CONCLUSIONS: PAV+ responded adequately to provoked changes in the tested respiratory compliances and inspiratory efforts. It responded to very high resistance only when associated with high inspiratory efforts. There was no runaway phenomenon during PAV+ assistance below 95%.

Descriptors: 1. Intermittente positive pressure ventilation; 2. Respiration, artificial; 3. Mechanical ventilation; 4. Ventilators, mechanical; 5. Lung volume measurements; 6. Respiratory mechanics; 7. Respiratory physiological phenomena.

1. INTRODUÇÃO

1.1. Ventilação mecânica, um cenário atual

A evolução da ventilação mecânica nos últimos anos tem possibilitado a detecção de diversos tipos de assincronia entre o paciente e o ventilador mecânico durante os modos assistidos e espontâneos de ventilação mecânica (Kondili et al., 2009; Branson, 2011; De Wit, 2011; De Wit et al., 2011; Epstein, 2011; MacIntyre, 2011; Navalesi, 2011; Pierson, 2011; Sassoone, 2011). Os principais tipos de assincronia detectadas são: disparo inefetivo (90% dos casos); auto-disparo; duplo disparo; ciclagem prematura e atraso de ciclagem (Appendini, 2011). A detecção da assincronia a beira leito através da análise das curvas de pressão, fluxo e volume dispostas na tela dos ventiladores mecânicos mais modernos, muitas vezes, são de difícil detecção (Colombo et al., 2011). Assim, recentemente foram propostas medidas de análise espectral da onda de fluxo inspiratório para detecção da assincronia em pacientes ventilados mecanicamente, as quais permitem a verificação de assincronia em pacientes ventilados no modo pressão de suporte (Gutierrez et al., 2011).

A ventilação com pressão de suporte (PSV) consiste no oferecimento de níveis pré-determinados e constantes de pressão positiva nas vias aéreas dos pacientes, aplicada apenas durante a fase inspiratória (MacIntyre et al., 1990; MacIntyre e Ho, 1991; Mancebo, 1995; Brochard, 1996; Branson e Campbell,

1998; Diehl et al., 1999; Prinianakis et al., 2003; Hess, 2005; Sarkar e Donn, 2007; Singer, 2011). A PSV é considerada um modo ventilatório espontâneo, pois requer o reconhecimento de um esforço do paciente para sua ativação. Normalmente, isto é feito através da detecção de uma pequena queda na pressão de base nas vias aéreas (disparo por pressão) ou através da detecção de um pequeno fluxo em direção às vias aéreas do paciente (disparo por fluxo). Após o disparo do ventilador mecânico ocorrerá a entrada de um alto fluxo de ar, livre e decrescente que pressurizará as vias aéreas e o sistema respiratório do paciente até serem atingidos os níveis de pressão de suporte pré-determinados no ventilador mecânico. Para que o ventilador seja capaz de gerar uma pressão inspiratória constante, é necessária a liberação quase instantânea de um alto fluxo inspiratório, suficiente não apenas para atender a demanda inspiratória do paciente, mas também para manter o circuito do ventilador pressurizado no nível da pressão suporte. Isto significa que o ventilador tem que ser sempre capaz de gerar um fluxo inspiratório ligeiramente maior ou igual ao solicitado pelo paciente a cada instante, necessitando de um sistema ágil, microprocessado e automático de retroalimentação de fluxos (Branson et al., 1990; MacIntyre et al., 1990; MacIntyre e Ho, 1991; Mancebo, 1995; Dojat et al. 2000; Du et al., 2001; Tokioka et al., 2001; Richard et al., 2002; MacIntyre, 2011).

No modo PSV não há controle do volume corrente inspirado. O volume corrente, assim como o fluxo inspiratório, serão sempre consequência de quatro variáveis: esforço muscular do paciente, nível de pressão de suporte utilizado,

mecânica respiratória (complacência e resistência do sistema respiratório), e nível de pressão positiva ao final da expiração (PEEP) intínseca (Jubran et al., 1995; Hotchkiss et al., 2002; Patroniti et al., 2002; Hess, 2005; Pinto Da Costa et al., 2011; Moerer, 2012).

Níveis adequados de pressão de suporte costumam propiciar um final do tempo inspiratório do aparelho coincidente com o final do esforço inspiratório do paciente, o fluxo inspiratório no circuito do aparelho costuma diminuir subitamente a partir deste momento, atingindo os critérios de desativação e ciclagem do aparelho (Du et al., 2001; Tassaux et al., 2004). Quando se utilizam níveis excessivos de pressão de suporte, o final da inspiração pode ocorrer um pouco mais tardiamente havendo uma certa insuflação pulmonar passiva (à semelhança de outros modos ventilatórios, como a ventilação volumétrica assistida ou a ventilação com pressão controlada) (Hudson et al., 2012).

Portanto, desde que o paciente tenha um drive respiratório adequado e se utilizem níveis suficientes de pressão de suporte, este ficará muito confortável neste modo ventilatório. Poderá variar seu esforço inspiratório e conseqüentemente seu volume corrente, otimizando, assim, a interação paciente e ventilador mecânico (Thille et al., 2008). Como neste modo ventilatório não há garantia de volume corrente mínimo sempre deverá estar acionado o back up de ventilação e o alarme de volume minuto mínimo. Nos ventiladores mais modernos, foram desenvolvidos recursos para minimizar a assincronia em PSV, tais como ajuste de rampa de subida (*rise time* ou *slope*), ajuste da porcentagem do pico de fluxo para a ciclagem (sensibilidade

expiratória), disparo por fluxo ajustável, melhor monitoração da auto-PEEP, recursos para detecção e compensação de vazamentos, opções para umidificação do sistema, entre outros fatores que podem ser causadores da assincronia paciente-ventilador (Chiumello et al., 2001; Chiumello et al., 2003).

Dentre esses recursos se destacam a rampa de subida e a sensibilidade expiratória. A rampa de subida é a velocidade de ascensão da pressão de suporte. Este comando permite ajustar a velocidade com que se alcança o platô de pressão de acordo com o esforço inspiratório do paciente e sua mecânica respiratória permitindo a otimização da sincronia entre o paciente e o ventilador mecânico. O ajuste da sensibilidade expiratória consiste na possibilidade de regular a porcentagem do fluxo inspiratório onde ocorrerá a ciclagem da pressão de suporte (entre 1 e 80%). Normalmente, a pressão de suporte cicla assim que o fluxo inspiratório atinge 25% do fluxo máximo atingido durante a inspiração. A mudança desta porcentagem deverá ser feita para adequação do tempo inspiratório do paciente proporcionando um maior conforto e evitando-se a presença de auto-PEEP (Chiumello et al., 2001; Uchiyama et al., 2001; Chiumello et al., 2003).

Entretanto, esses recursos acabam sendo subutilizados na prática clínica, e assim ajudam, porém não impedem que a assincronia aconteça no modo PSV. Isso ocorre, pois o ventilador oferece uma pressão constante durante toda a inspiração, independente da intensidade do esforço inspiratório gerado pelos músculos do paciente (Mireles-Cabodevila et al., 2009).

Em outras palavras, a principal causa da assincronia não está simplesmente em um conjunto de ajustes, e sim no fato de que os modos ventilatórios convencionais são estáticos enquanto que o paciente é um ser dinâmico que está em constante adaptação (Figura 1).

Figura 1- Fatores desencadeantes de assincronia paciente-ventilador

Figura 1- Fatores que podem gerar assincronia entre o paciente e o ventilador e suas interligações
Fonte: Imagem cedida pela Covidien

Por isso, temos que ter em mente que quando ajustamos a pressão de suporte, esse ajuste pode ser o ideal para algumas incursões, porém certamente não será para outras, justamente porque a demanda do paciente

não é idêntica sempre. Isso torna muito difícil manter o paciente em um suporte adequado e se torna um grande desafio para o profissional que está à beira do leito do paciente. Quando fazemos um ajuste de pressão de suporte abaixo do que o paciente necessita, conseguimos identificar mais facilmente, pois o paciente começa a apresentar sinais e sintomas clínicos de fadiga como piora do padrão respiratório, queda na saturação periférica de oxigênio (SpO₂), palidez, sudorese, uso de musculatura acessória, alterações de frequência cardíaca e pressão arterial entre outros. Quando fazemos um ajuste superior ao necessitado, a detecção é mais difícil, pois muitas vezes, o paciente não apresenta um quadro clínico de piora e pode manter boa monitoração de parâmetros ventilatórios com adequado volume corrente, frequência respiratória e SpO₂. No entanto, esse excesso de suporte pode provocar atrofia diafragmática e lesão muscular respiratória que dificultará a extubação do paciente, assim sendo, pode causar uma assincronia de difícil percepção clínica (Devor e Faulkner, 1999; Thille et al., 2006, Colombo et al, 2011).

Além da demanda ventilatória ser variável, a impedância pulmonar e de caixa torácica se alteram em função de diversos fatores: evolução da doença, quadro clínico, metabolismo, efeitos medicamentosos, ajuste ventilatório, acúmulo de secreções, terapia respiratória, entre outros. Além disso, pacientes em modo espontâneo de ventilação possuem maior nível de consciência e, portanto, podem apresentar maior interação intelectual e emocional, fatores que também afetam o funcionamento do sistema respiratório. Por isso a demanda respiratória, a complacência, a elastância e a resistência do sistema pulmonar

do paciente estão em constantes adequações (Younes et al., 2001b; Tran et al., 2008).

Esse cenário justifica a busca por novas tecnologias que permitam uma maior interação do paciente com o ventilador de maneira que este possa se adaptar ao dinamismo do paciente. Para que isso aconteça, o ventilador precisa medir essas alterações e compensá-las em tempo real (Younes et al., 2001b). Assim, com a proposta de melhorar a sincronia entre o paciente e o ventilador mecânico, foram criados modos ventilatórios mais interativos como a ventilação assistida proporcional (PAV) e a ventilação assistida proporcional plus (PAV+). Estudos recentes mostram que os pacientes ventilados em PSV apresentam maiores níveis de assincronia paciente-ventilador mecânico quando comparados com modos mais modernos e interativos como PAV e PAV+ (Kacmarek, 2011).

1.2. Ventilação assistida proporcional (PAV)

Com essa visão, em 1992, Dr Magdy Younes e colaboradores desenvolveram uma ventilação que ofereceria assistência ventilatória proporcional aos esforços do paciente, que seria mais interativa e fisiológica. Assim foi criada a PAV. Seu funcionamento baseava-se nos cálculos da mecânica respiratória do paciente e no oferecimento de uma ajuda em fluxo (FA= *flow assist*) e em volume (VA = *volume assist*) (Younes, 1992; Mireles-Cabodevila et al., 2009).

Embora apresente superior interação com o paciente quando comparada ao modo PSV, a PAV ainda apresenta algumas limitações importantes como o fato de os cálculos não serem automáticos, portanto, se houver alguma alteração de impedância, há a necessidade de refazê-los. Um importante problema da PAV convencional é o *runaway*, um fenômeno de sobreassistência que pode colocar o paciente em risco. Também a PAV apresenta alarmes recorrentes que podem provocar ansiedade em pacientes acordados e na equipe (Younes, 1992). Por essas razões o modo PAV não foi disponibilizado para uso nos Estados Unidos (Mireles-Cabodevila et al., 2009).

Diante disso, a ventilação idealizada por Younes foi aperfeiçoada e seu software aprimorado. Os cálculos da mecânica respiratória passaram a ser feitos automaticamente, a ajuda de fluxo e volume foi extinta e começou a haver uma amplificação do esforço inspiratório do paciente e o modo passou a ser chamado de ventilação assistida proporcional plus (PAV+). O modo PAV+ está disponível e aprovado para uso na Europa desde 1999 e nos Estados Unidos desde 2006 (Younes, 1992; Mireles-Cabodevila et al., 2009).

1.3. Ventilação assistida proporcional *plus* (PAV+)

A ventilação idealizada por Younes foi aperfeiçoada e passou a ser chamada de ventilação assistida proporcional *plus* (PAV+) (Younes, 1992).

A PAV+ é um modo espontâneo de ventilação mecânica invasiva que oferece suporte ventilatório sincronizado em que o ventilador gera assistência proporcional e instantânea aos esforços do paciente. Na verdade, o ventilador

apenas amplifica os esforços inspiratórios do paciente. Diferente de outros modos de ventilação, não há ajuste de fluxo, volume corrente ou pressão nas vias aéreas, pois esses ajustes voltarão a ser controlados pelo paciente. Além disso, o objetivo de PAV+ é permitir que o paciente realize confortavelmente a ventilação comandada pelo seu centro respiratório. As principais vantagens operacionais da PAV+ são a sincronia com os esforços inspiratórios e a adaptabilidade da assistência às alterações da demanda ventilatória e impedância do sistema (Younes, 2006).

PAV+ é considerada o modo ventilatório mais fisiológico existente por três razões: devolve o controle ventilatório ao centro respiratório do paciente, oferece a ajuda necessária para o paciente manter sua ventilação realizando um nível ótimo de trabalho e não necessita de uma intervenção invasiva adicional como a introdução de sondas, balões ou cateteres esofágicos. Seu uso é viável na prática clínica (Younes, 1994; Sinderby e Beck, 2008; Kacmarek, 2011).

O funcionamento de PAV+ se baseia em conceitos diferentes dos modos convencionais de ventilação mecânica, por isso, para compreendê-la precisamos adaptar nossas mentes para novos conceitos (Figura 2).

Figura 2- Nível de interação entre o paciente e o ventilador em modos convencionais de ventilação e com o modo PAV+

Figura 2- Em modos convencionais de ventilação, o corpo clínico ajusta o ventilador de maneira que este impõe uma ventilação ao paciente. Em PAV+ o corpo clínico ajusta o ventilador de maneira que se obtenha uma interação entre o paciente e o ventilador

Fonte: Imagem cedida pela Covidien

1.4. Princípios de PAV+

Simplificadamente, PAV+ visa oferecer ao paciente a ventilação solicitada pelo seu centro respiratório, permitindo ao paciente controlar a ventilação oferecida pelo ventilador mecânico. Assim, o ventilador descarrega uma porcentagem do trabalho respiratório do paciente em insuficiência respiratória, permitindo que o mesmo realize um trabalho respiratório ótimo, sem risco de atrofia ou fadiga muscular (Younes, 2006; Tran et al., 2008).

Na fisiologia respiratória, quem comanda os parâmetros ventilatórios que respiramos é o nosso centro respiratório, no entanto, somos capazes de executar 100% do trabalho necessário para manter nossa ventilação adequadamente. Já os pacientes que estão sob ventilação mecânica, não têm ainda a capacidade de executar esse trabalho sozinhos, necessitando da ajuda do ventilador. Portanto, PAV+ vai oferecer somente a porcentagem de trabalho que o paciente necessita para manter a sua ventilação de acordo com o comando do seu centro respiratório. Para tanto, o ventilador precisa conhecer o esforço feito pelo paciente, que é representado pela pressão muscular (Pmus). Isto pode ser realizado através da equação do movimento do sistema respiratório (Figura 3). Se o ventilador conhecer todas as variáveis do lado direito da equação, ele determinará Pmus (Younes, 2006; Tran et al., 2008).

Figura 3- Equação do movimento

$$P_{mus} = Fluxo \times RET + Fluxo \times RL + Volume \times EL$$

Figura 3- Equação do movimento onde Pmus = pressão muscular, Fluxo = fluxo inspiratório, RET = resistência imposta pelo tubo endotraqueal ou traqueostomia, RL = resistência pulmonar, Volume = volume corrente, EL = elastância pulmonar que é o inverso da complacência pulmonar

O modo PAV+ tem a ferramenta de compensação de tubo endotraqueal incorporada ao seu software, portanto, ele conhece a resistência do tubo (são informados o diâmetro e tipo de tubo). O respirador mensura o fluxo inspiratório a cada 5 ms, sendo que o fluxo projetado no tempo é o volume. Dessa forma, o

ventilador conhece Fluxo, R ET e Volume, ainda necessitando conhecer a RL e EL (Younes, 2006).

Quando um paciente está em ventilação mecânica invasiva, podemos realizar a medida estática da resistência e da elastância pulmonar através da execução de uma pausa inspiratória com fluxo zero, porém essa medida só é realizada se o paciente não apresenta estímulo respiratório. PAV+ é capaz de realizar a medida de pausa inspiratória em um modo espontâneo. Essas medidas são realizadas através de microplatôs com duração de 300 ms, que ocorrem de maneira automática e aleatória entre cada 4 a 10 incursões respiratórias. O ventilador realiza milhares de cálculos por minuto para a execução desse modo ventilatório, pois também necessita compensar a PEEP e a presença da PEEP intrínseca se houver (Younes, 2006) (Figura 4).

Figura 4- Manobras de microplatôs do modo PAV+

Figura 4- Manobra de microplatô com duração de 300 ms, com fluxo zero, realizando cálculo da elastância e da resistência, onde PPLAT é pressão de platô, PY é a pressão medida na peça Y do circuito, PL é a pressão pulmonar, ΔP é delta pressórico, EL é elastância, C é complacência, PEEP é pressão positiva no final da expiração, VL é volume pulmonar, RTOT é resistência total, RL é a resistência pulmonar, RET é a resistência do tubo endotraqueal e V' é o fluxo

Fonte: Imagem cedida pela Covidien

Por ser medida automática, não requer intervenção do operador e é aleatória para minimizar a chance de viés causada por uma interferência do paciente. Dessa forma, se considerarmos um paciente eupneico, no mínimo uma vez por minuto a manobra é realizada, o que significa dizer que, se ocorrer qualquer alteração na impedância do paciente, ela será detectada e compensada em menos de um minuto. Dessa forma o ventilador conhece RL e EL. Agora, o ventilador conhece todas as variáveis e é capaz de conhecer a

P_{mus} , portanto, consegue descarregar uma porcentagem do trabalho realizando uma amplificação do esforço feito pelo paciente (Tran et al., 2008).

Essa descarga de trabalho é o principal ajuste realizado pelo corpo clínico e é chamada de Porcentagem de Apoio (%Apoio). A %Apoio nada mais é do que uma divisão do trabalho respiratório entre o paciente e o ventilador. Seu ajuste vai de 5% a 95% (Younes, 2006). Se pudéssemos ajustar 100% o ventilador faria todo o trabalho, o que descaracterizaria um modo espontâneo, ajustar 0% significaria que o paciente é capaz de realizar o trabalho respiratório sozinho, não necessitando de ventilador. Os demais parâmetros como pressão, volume e fluxo são ajustados pelo centro respiratório do paciente (Tran et al., 2008) (Figura 5).

Figura 5- Ajustes do modo PAV+

Figura 5- Foto da tela do ventilador 840 com ajustes do modo PAV+ (ao lado direito da linha amarela): % Apoio (no inglês %Supp), disparo por fluxo ou pressão, sensibilidade de ciclagem por fluxo, fração inspirada de oxigênio (FiO₂), PEEP, diâmetro e tipo de tubo endotraqueal e limites de pressão e volume

Fonte: Imagem cedida pela Covidien

Para sabermos se o ajuste da %Apoio está adequado, monitoramos o trabalho respiratório (WOB) de maneira não-invasiva (sem a necessidade de cateter, sonda ou balão esofágico), através de uma barra gráfica (Figura 6). Nessa barra podemos visualizar o trabalho respiratório total (WOB TOT) e o trabalho respiratório feito pelo paciente (WOB PT) mantendo a proporcionalidade do apoio ajustado. O trabalho do paciente divide-se em trabalho resistivo (azul) e trabalho elástico (vermelho) e o objetivo é mantê-lo na zona verde do gráfico, entre 0,3 e 0,7 J/L que é o nível ótimo de trabalho. Abaixo de 0,3 J/L o paciente está recebendo muita ajuda do ventilador e pode

desenvolver atrofia muscular. Acima de 0,7 J/L o paciente está trabalhando acima da sua capacidade, está recebendo pouca ajuda e, portanto, corre risco de fadigar (Younes, 1992; Younes, 2006; Tran et al., 2008).

Figura 6- Barra gráfica de trabalho respiratório monitorado no modo PAV+

Figura 6- Barra gráfica de trabalho respiratório (WOB) em PAV+. Onde WOB TOT é o trabalho respiratório total (paciente + ventilador = 100% do WOB), WOB PT é o trabalho realizado pelo paciente que é dividido em azul a proporção de trabalho gasto para vencer as forças resistivas e em vermelho para vencer as forças elásticas. O objetivo é manter WOB PT na zona verde do gráfico. Onde %Supp é a %Apoio
Fonte: Imagem cedida pela Covidien

Como a %Apoio mantém a proporcionalidade de trabalho executado entre o paciente e o ventilador, se o trabalho do paciente aumentar, proporcionalmente aumentará a ajuda ventilatória. Em contrapartida, se o paciente melhorar e reduzir o seu trabalho, proporcionalmente diminuirá a ajuda do ventilador mecânico. Isso significa que o ventilador ajuda o paciente de

acordo com a sua necessidade, ou seja, faz uma assistência proporcional. Além disso, essa característica de PAV+ controla o fenômeno de *runaway* que ocorria na PAV convencional, pois previne a sobreassistência. Há ainda a possibilidade de ajuste dos limites de pressão e volume inspirados para garantir a segurança do paciente (Younes, 1992; Younes, 2006; Tran et al., 2008).

1.5. PAV+ e a sincronia entre o paciente e o ventilador mecânico

A sincronia perfeita entre o paciente e o ventilador ocorre quando o início da contração diafragmática e o disparo do ventilador coincidem, assim como quando o início do relaxamento diafragmático e a ciclagem do ventilador também coincidem (Thille et al., 2006). Para isso, devemos levar em consideração o tempo de resposta do ventilador (Younes, 2006).

O mecanismo de assincronia grave normalmente acontece em decorrência de um atraso na resposta do ventilador. Esse atraso pode ocorrer no disparo e o ventilador disparar quando já está iniciando o relaxamento do diafragma e/ou, o atraso pode ocorrer na ciclagem reduzindo o tempo expiratório, mantendo o paciente hiperinsuflado com conseqüente ineficácia do disparo subsequente, ou seja, o ventilador não disparará por não perceber o esforço do paciente (Thille et al., 2006). Independente do fator desencadeante da assincronia, ela se torna um ciclo onde o atraso no disparo favorece o atraso na ciclagem que favorece a não detecção de esforços diafragmáticos causando lesão muscular (Leung, 1997). Como conseqüência ocorrerá o desconforto e a descompensação do paciente de difícil reversão somente com o manejo

ventilatório. Normalmente nesses casos, após inúmeras tentativas de melhorar o conforto do paciente, opta-se por sedá-lo e o processo de desmame é totalmente regredido, não por que o paciente não estivesse apto para prosseguir em seu desmame, e sim por um desgaste sofrido pelo mesmo provocado pela insensibilidade do modo ventilatório de acompanhar a sua dinâmica fisiológica (Thille et al., 2006) (Figura 7).

Figura 7- Assincronia grave entre o paciente e o ventilador

Figura 7- Assincronia grave paciente-ventilador. A pequena seta verde mostra o início da contração diafragmática, mas o ventilador somente dispara na linha pontilhada verde-clara que praticamente coincide com o final da contração do diafragma. O ventilador cicla na linha pontilhada vermelha acarretando em diminuição do tempo expiratório. Quando o diafragma realiza uma nova contração o ventilador não dispara, pois o paciente está hiperinsuflado (a curva de fluxo ainda não retornou à linha de base), ou seja, ocorreu um esforço inefetivo diafragmático. Podemos observar que paciente e ventilador estão em fases opostas, enquanto um está na fase inspiratória o outro está na fase expiratória e vice-versa. Onde P_{aw} = pressão nas vias aéreas, P_{di} = pressão diafragmática, Flow = fluxo, TTR = tempo de disparo, *Cycle off* = ciclagem
 Fonte: Thille et al., 2006

Esse nível de assincronia é muito comum de ocorrer quando o suporte oferecido é maior do que a necessidade do paciente ou quando o paciente é obstrutivo (Leung, 1997). Conseqüentemente teremos ventilador e paciente em fases opostas, enquanto um inspira o outro expira e vice-versa, causando perda de esforços diafragmáticos, desconforto do paciente, necessidade de sedação e aumento do tempo de intubação. Esse mecanismo é freqüente em modo PSV. Já em modo PAV+ observamos melhor sincronia quantitativa, ou seja, para cada esforço diafragmático há um disparo do ventilador, e melhor sincronia qualitativa, ou seja, a resposta do ventilador é proporcional ao esforço feito pelo paciente, se há maior esforço há maior assistência (Thille et al., 2006; Moerer, 2012) (Figura 8).

Figura 8- Melhora de sincronia ao mudar do modo PSV para o modo PAV

Figura 8- Paciente em PSV apresenta assincronia grave de 3:1 (3 esforços diafragmáticos para 1 disparo do ventilador) e quando colocado em PAV para manter os mesmos parâmetros, melhora a sincronia quantitativa e qualitativa. Onde Paw = pressão nas vias aéreas, Pdi = pressão diafragmática, Flow = fluxo, *patient effort* = esforço do paciente
Fonte: Thille et al., 2006

Em PSV podem ocorrer dois ou mais esforços diafragmáticos dentro de um mesmo ciclo inspiratório enviado pelo ventilador. As contrações diafragmáticas ineficazes estão relacionadas à lesão muscular e ocorrem muito raramente em PAV (Giannouli, 1999).

A assincronia acontece em 24% dos pacientes ventilados nos modos PSV e ventilação controlada a volume (VCV) e aumenta em média 18 dias a permanência dos pacientes na ventilação mecânica (VM) (Thille et al., 2006). A assincronia aumenta de duas a três vezes o tempo de VM. Reduzir a assincronia e a permanência em VM, traz benefícios clínicos aos pacientes e reduz significativamente os custos de internação hospitalar (Needham e Pronovost, 2005).

PAV+ é um modo seguro e eficiente de VM e pode ser utilizado na maioria dos pacientes da unidade de terapia intensiva (UTI) com indicações de uso de modos espontâneos de ventilação. Quando comparada à PSV, PAV+ aumenta a probabilidade de permanência em modos espontâneos e reduz consideravelmente a assincronia paciente-ventilador (Xirouchaki, 2008).

A assincronia é muito comum em modos PSV e VCV (Jubran et al., 1995; Leung et al., 1997; Giannouli et al., 1999; Passam et al., 2003). O nível de sincronia em PAV é superior quando comparado a esses modos (Appendini et al., 1999; Giannouli et al., 1999; Passam et al., 2003).

A assincronia paciente-ventilador causa interrupções no sono dos pacientes. PAV mostrou-se mais eficaz que PSV para manter a assistência

ventilatória com maior nível de sincronia paciente-ventilador melhorando a qualidade de sono dos pacientes (Bosma et al. 2007).

PAV+ realiza ciclagem sincronizada com o paciente, em PSV a sincronização da ciclagem varia com o nível de esforço realizado pelo paciente e com a mecânica respiratória (Yamada e Du, 2000; Du et al., 2002; Younes, 2007). Pacientes com bom nível de consciência e acordados referem maior conforto em PAV quando comparado com PSV (Gay et al., 2001; Wysocki et al., 2002; Fernandez-Vivas et al., 2003).

1.6. Sistemas pulmonares mecânicos

Os sistemas pulmonares mecânicos são uma poderosa ferramenta que podem oferecer diversas oportunidades e podem ser utilizados com os seguintes objetivos: simulação de situações inviáveis de serem provocadas nos pacientes; prever a resposta a determinadas terapias e modos ventilatórios; auxiliar na avaliação de desempenho de determinados dispositivos respiratórios como, por exemplo, ventiladores mecânicos; testar formas de ajustar um modo ventilatório; testar a resposta de pacientes frente às alterações de ajustes de modos ventilatórios; testar modos ventilatórios em situações de mecânica respiratória extrema que não poderiam ser simulados em pacientes; compreender processos fisiopatológicos e como apoio educacional para ensino e pesquisa (MacIntyre, 2004).

O ventilador a ser testado geralmente é ligado a um simulador capaz de permitir variações de complacências e resistências. Quando necessário

disparar o ventilador de teste, é necessário utilizar um dispositivo que simule o disparo do paciente, esse dispositivo pode ser outro ventilador mecânico ou um simulador capaz de gerar diferentes esforços. Esses sistemas permitem testar os modos ventilatórios em situações extremas de mecânica respiratória e de esforços inspiratórios, assim como entender as interrelações complexas de funcionamento dos modos ventilatórios mais modernos (MacIntyre, 2004; Lyazidi et al., 2010; Carteaux et al., 2012).

Assim, para o entendimento do funcionamento complexo, com seus sistemas de ajustes automáticos do modo PAV+, idealizamos um cenário no laboratório de ventilação mecânica para testar situações de diferentes esforços inspiratórios, complacências e resistências em diferentes porcentagens de apoio do modo PAV+.

2. HIPÓTESE DO ESTUDO

PAV+ é um modo capaz de gerar volumes correntes expiratórios adequados de acordo com os diferentes níveis de assistência ventilatória (%Apoio) nas diversas situações de mecânica respiratória e nos diferentes esforços inspiratórios.

PAV+ é um modo capaz de interagir com diferentes esforços inspiratórios, mecânicas respiratórias e níveis de assistência de acordo com seu complexo *modus operandi*.

3. OBJETIVOS

Comparar os volumes correntes expirados gerados nas diferentes porcentagens de apoio do PAV+ em diferentes situações de complacências, resistências, e esforços inspiratórios em um modelo experimental utilizando pulmão mecânico.

Entender a complexa interação entre os quatro níveis de ajuste do modo PAV+: esforço inspiratório, complacência, resistência e os níveis de assistência de porcentagem de apoio.

4. MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo foi realizado no Laboratório de Ventilação Mecânica (LIM-09) da Disciplina de Pneumologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, após aprovação do Comitê de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo número 0858/07.

4.1. Modelo experimental

Nosso modelo experimental consistiu de dois ventiladores mecânicos acoplados a um pulmão mecânico de duas entradas (Figura 9).

Figura 9- Modelo experimental

Figura 9- Visão geral do modelo experimental englobando dois ventiladores mecânicos, sendo cada um deles acoplado a uma das entradas do pulmão teste

O pulmão teste utilizado foi da marca e modelo *Michigan Instruments Inc* modelo 2.600i, *Dual Adult TTL (Training / Test Lung)* (Figura 10) que possuía a capacidade de simular diferentes complacências (50, 100 e 150 mL/cmH₂O) e possuía peças acessórias para a simulação de diversas resistências de vias aéreas (5, 20 e 50 cmH₂O/L/seg) (Figura 11), bem como apresentava manômetro capaz de monitorar pressões negativas.

Figura 10- Pulmão mecânico

Figura 10- Descrição do pulmão mecânico com suas entradas 1 e 2, local para alteração das complacências e resistências e manômetro

Figura 11- Resistências e complacências

Acessório para Resistência

Variação de Complacência

Figura 11- Acessórios para simular diferentes resistências e local para ajuste de complacências do pulmão mecânico

O ventilador mecânico 1 (V1) (*Intermed* modelo *Inter Plus VAPS*) (Figura 12), tinha o objetivo de simular diferentes disparos. Foi conectado na entrada 1 do pulmão mecânico para gerar quatro diferentes esforços inspiratórios (-2, -5, -8 e -15 cmH₂O) conferidos no manômetro de pressão negativa do simulador.

Figura 12- Ventilador mecânico 1

Figura 12- V1 acoplado na entrada um do pulmão mecânico e manômetro que monitorava as pressões negativas geradas por V1, simulando diferentes esforços inspiratórios

Para gerar esses diferentes esforços inspiratórios, V1 foi ajustado de acordo com os seguintes parâmetros (Figura 13):

- Modo assistido/controlado (A/C) = Pressão Controlada (PCV);
- Tempo Inspiratório = 0,4 s;
- Frequência respiratória = 15 ipm;
- PEEP = 0 cmH₂O;

- Fração inspirada de oxigênio (FiO_2) = 30%;
- Sensibilidade de disparo por pressão = -5 cmH₂O;

A PCV foi ajustada em 10 cmH₂O para gerar um esforço inspiratório de -2 cmH₂O, em 15 cmH₂O para gerar um esforço inspiratório de -5 cmH₂O, em 20 cmH₂O para gerar um esforço inspiratório de -8 cmH₂O e em 40 cmH₂O para gerar um esforço inspiratório de -15 cmH₂O.

Figura 13- Ajustes do ventilador mecânico 1

Figura 13- Ajustes do V1 foram, em destaque na figura: modo A/C com pressão controlada, tempo inspiratório de 0,4 s; frequência respiratória de 15 ipm; PEEP de 0 cmH₂O e FiO_2 de 30%. O valor de pressão ajustada na figura era de 40 cmH₂O que simulava um esforço inspiratório de -15 cmH₂O. Conforme se alterava o ajuste do valor de pressão controlada, se alterava o valor de esforço inspiratório simulado e monitorado no manômetro do pulmão teste

O ventilador mecânico 2 (V2) (*Puritan Bennett / Covidien* modelo 840) (Figura 14), foi acoplado à entrada 2 do pulmão mecânico para ser disparado pelo V1 e propiciar o modo PAV+ com seus diferentes níveis de assistência 95%, 85%, 75%, 65%, 55%, 45%, 35%, 25%, 15% e 5% Apoio.

Figura 14- Ventilador mecânico 2

Figura 14- V2 acoplado na entrada dois do pulmão mecânico, funcionando em modo PAV+

O V2 foi ajustado de acordo com os seguintes parâmetros:

- Peso ideal corporal = 70 kg;
- PEEP = 5 cmH₂O;
- FiO₂ = 30%;
- Sensibilidade de disparo por pressão = -2 cmH₂O

- Sensibilidade expiratória = 3 %;
- Tipo de interface = tubo endotraqueal;
- Tamanho do tubo = 8,0

4.2. Testes e medidas

Foram testados quatro esforços inspiratórios (-2, -5, -8 e -15 cmH₂O) três complacências (50, 100 e 150 mL/cmH₂O) e três resistências (5, 20 e 50 cmH₂O/L/seg) em dez níveis de assistência (95%, 85%, 75%, 65%, 55%, 45%, 35%, 25%, 15% e 5% Apoio).

Foram medidos e anotados os volumes correntes expiratórios (VT) nas 360 possíveis combinações após a sua estabilização, que era considerada como, a não variação do VT mais do que 2 mL por no mínimo cinco incursões respiratórias consecutivas (Figura 15).

Figura 15- Testes e medidas no modo PAV+

Figura 15- Para cada combinação de ajustes de complacência, resistência, esforço inspiratório e % Apoio aguardava-se a estabilização do VT e então era anotado o valor medido e monitorado pelo próprio V2 que está em destaque na figura

4.3. Análise estatística

Os VT analisados foram comparados através do teste estatístico ANOVA *two-way* (GraphPad Prism 5- Graph Pad Software – CA – USA).

4.4. Delineamento do estudo

5. RESULTADOS

O volume corrente expirado variou de 71 mL (esforço inspiratório de -5 cmH₂O, resistência de 50 cmH₂O/L/s, complacência de 50 mL/cmH₂O e 5% de porcentagem de apoio) a 1433 mL (esforço inspiratório de -15 cmH₂O, resistência de cmH₂O/L/s, complacência de 150 mL/cmH₂O e 95% de porcentagem de apoio (Figura 16).

Figura 16- Variação de volume corrente

Figura 16- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios, complacências e resistências nas diferentes porcentagens de apoio

5.1. Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios

O volume corrente aumentou significativamente com o incremento dos esforços inspiratórios (de -2 a -15 cmH₂O) e das porcentagens de apoio (de 5 a 95%) em todas as resistências e complacências testadas. O volume corrente expirado aumentou significativamente com os diferentes esforços inspiratórios, especialmente em situações de alta complacência e baixa resistência. (Figuras 17 a 25).

Figura 17- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 50 mL/cmH₂O e resistência de 5 cmH₂O/L/s

Figura 17- Volume corrente versus esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 50 mL/cmH₂O e resistência de 5 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função dos esforços inspiratórios com $p < 0,0001$

Figura 18- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 50 mL/cmH2O e resistência de 20 cmH2O/L/s

Figura 18- Volume corrente versus esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 50 mL/cmH2O e resistência de 20 cmH2O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função dos esforços inspiratórios com $p < 0,0001$

Figura 19- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 50 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s

Figura 19- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 50 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função dos esforços inspiratórios com $p < 0,0001$

Figura 20- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 5 cmH₂O/L/s

Figura 20- Volume corrente versus esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 5 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função dos esforços inspiratórios com $p < 0.0001$

Figura 21- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 20 cmH₂O/L/s

Figura 21- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 20 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função dos esforços inspiratórios com $p < 0,0001$

Figura 22- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s

Figura 22- Volume corrente versus esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função dos esforços inspiratórios com $p < 0,0001$

Figura 23- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 150 mL/cmH₂O e resistência de 5 cmH₂O/L/s

Figura 23- Volume corrente versus esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 150 mL/cmH₂O e resistência de 5 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função dos esforços inspiratórios com $p < 0,0001$

Figura 24- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 150 mL/cmH₂O e resistência de 20cmH₂O/L/s

Figura 24- Volume corrente versus esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 150 mL/cmH₂O e resistência de 20 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função dos esforços inspiratórios com $p < 0,0001$

Figura 25- Variação do volume corrente em relação aos esforços inspiratórios para complacência de 150 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s

Figura 25- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 150 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função dos esforços inspiratórios com $p < 0,0001$

5.2. Variação do volume corrente em relação à complacência

O volume corrente aumentou significativamente entre as diferentes complacências (50 *versus* 150) somente em situações de alto esforço inspiratório (-15 cmH₂O) e baixa resistência (5cmH₂O/L/s) (Figura 26).

Figura 26- Variação de volume corrente em relação à complacência para alto esforço inspiratório e baixa resistência

Figura 26- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Para resistência de 5 cmH2O/L/s, o volume corrente variou significativamente com a alteração da complacência de 50 para 150 mL/cmH2O somente para o esforço inspiratório de -15 cmH2O $p < 0,003$)

O volume corrente não variou significativamente com alta resistência (50 cmH2O/L/s) independentemente do esforço inspiratório (-5 ou -15 cmH2O) (Figura 27).

Figura 27- Variação de volume corrente em relação à complacência para alta resistência

Figura 27- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Para resistência de 50 cmH2O/L/s, o volume corrente não variou significativamente com a alteração da complacência de 50 para 150 mL/cmH2O nos esforços testados

5.3. Variação do volume corrente em relação à resistência

O volume corrente expirado diminuiu significativamente com o incremento das resistências (de 5 a 50 cmH2O/L/s) em todas as complacências testadas (Figuras 28 a 31).

Figura 28- Variação do volume corrente em relação à resistência

Figura 28- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. O volume corrente diminuiu significativamente com a alteração da resistência de 5 para 50 cmH2O/L/s para ambos os esforços inspiratórios testados (-5 cmH2O $p = 0,0001$ e -15 cmH2O $p = 0,001$)

Figura 29- Variação do volume corrente comparando as resistências de 5 e 50 cmH₂O/L/s para a complacência de 50 mL/cmH₂O

Volume corrente versus esforços inspiratórios (IE) nas diferentes porcentagens de apoio

Figura 29- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Para a complacência de 50 mL/cmH₂O, o volume corrente diminuiu com a alteração da resistência de 5 para 50 cmH₂O/L/s

Figura 30- Variação do volume corrente comparando as resistências de 5 e 50 cmH₂O/L/s para a complacência de 100 mL/cmH₂O

Volume corrente versus esforços inspiratórios (IE) nas diferentes porcentagens de apoio

Figura 30- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Para a complacência de 100 mL/cmH₂O, o volume corrente diminuiu com a alteração da resistência de 5 para 50 cmH₂O/L/s

Figura 31: Variação do volume corrente comparando as resistências de 5 e 50 cmH₂O/L/s para a complacência de 150 mL/cmH₂O

Volume corrente versus esforços inspiratórios (IE) nas diferentes porcentagens de apoio

Figura 31- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Para a complacência de 150 mL/cmH₂O, o volume corrente diminuiu com a alteração da resistência de 5 para 50 cmH₂O/L/s

5.4. Variação do volume corrente em relação à porcentagem de apoio

O volume corrente expirado aumentou significativamente com o incremento das porcentagens de apoio de PAV+ (de 5% a 95%) especialmente em situações de altos esforços, altas complacências e baixas resistências (Figuras 32 a 40).

Figura 32- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 50 mL/cmH₂O e resistência de 5 cmH₂O/L/s

Figura 32- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 50 mL/cmH₂O e resistência de 5 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função das porcentagens de apoio com $p < 0,0001$

Figura 33- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 50 mL/cmH2O e resistência de 20 cmH2O/L/s

Figura 33- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 50 mL/cmH2O e resistência de 20 cmH2O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função das porcentagens de apoio com $p < 0,0001$

Figura 34- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 50 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s

Figura 34- Volume corrente versus esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 50 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função das porcentagens de apoio com $p < 0,0256$

Figura 35- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 5 cmH₂O/L/s

Figura 35- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 5 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função das porcentagens de apoio com $p < 0.0001$

Figura 36- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 20 cmH₂O/L/s

Figura 36- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 20 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função das porcentagens de apoio com $p < 0,0001$

Figura 37- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s

Figura 37- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função das porcentagens de apoio com $p < 0,0002$

Figura 38- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 150 mL/cmH2O e resistência de 5 cmH2O/L/s

Figura 38- Volume corrente versus esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 150 mL/cmH2O e resistência de 5 cmH2O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função das porcentagens de apoio com $p < 0,0001$

Figura 39- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 150 mL/cmH₂O e resistência de 20 cmH₂O/L/s

Figura 39- Volume corrente versus esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 150 mL/cmH₂O e resistência de 20 cmH₂O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função das porcentagens de apoio com $p < 0,0001$

Figura 40- Variação do volume corrente em relação às porcentagens de apoio para complacência de 150 mL/cmH2O e resistência de 50 cmH2O/L/s

Figura 40- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 150 mL/cmH2O e resistência de 50 cmH2O/L/s, o volume corrente variou significativamente em função das porcentagens de apoio com $p < 0,0001$

5.5. Fenômeno de sobreassistência (*runaway*)

O fenômeno de sobreassistência (*runaway*) ocorreu somente em situações de resistência muito alta (50 cmH2O/L/s) associada à complacência de normal à alta (100 e 150 mL/cmH20) com 95% Apoio.

Em situações de baixa complacência, o fenômeno não ocorreu mesmo quando associada a altas resistências e 95% Apoio (Figuras 41 a 44).

Figura 41- Análise do fenômeno de *runaway* na resistência de 50 cmH₂O/L/s comparando as complacências de 150 e 50 mL/cmH₂O

Figura 41- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacências de 150 e 50 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s, o fenômeno de *runaway* somente ocorreu com a complacência de 150 mL/cmH₂O associada à porcentagem de apoio de 95%

Figura 42- Análise do fenômeno de *runaway* na resistência de 50 cmH₂O/L/s para a complacência de 150 mL/cmH₂O

Figura 42- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 150 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s, o fenômeno de *runaway* ocorreu somente com porcentagem de apoio de 95%

Figura 43- Análise do fenômeno de *runaway* na resistência de 50 cmH₂O/L/s para a complacência de 100 mL/cmH₂O

Figura 43- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 100 mL/cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s, o fenômeno de *runaway* ocorreu somente com porcentagem de apoio de 95%

Figura 44- Análise do fenômeno de *runaway* na resistência de 50 cmH2O/L/s para a complacência de 50 mL/cmH2O

Figura 44- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com complacência de 50 mL/cmH2O e resistência de 50 cmH2O/L/s, o fenômeno de *runaway* não ocorreu

5.6. Subassistência

Nesse modelo experimental não foi possível medir o volume corrente expirado com esforço inspiratório de -2 cmH2O associado à resistência de 50 cmH2O/L/s para todas as complacências e porcentagens de apoio testadas (Figuras 45 a 47).

Figura 45- Análise da subassistência para esforço inspiratório de -2 cmH₂O na resistência de 50 cmH₂O/L/s e complacência de 150 mL/cmH₂O

Figura 45- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com resistência de 50 cmH₂O/L/s e complacência de 150 mL/cmH₂O, não foi possível medir o volume corrente expirado com esforço inspiratório de -2 cmH₂O, ocorrendo portanto subassistência

Figura 46- Análise da subassistência para esforço inspiratório de -2 cmH₂O na resistência de 50 cmH₂O/L/s e complacência de 100 mL/cmH₂O

Figura 46- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com resistência de 50 cmH₂O/L/s e complacência de 100 mL/cmH₂O, não foi possível medir o volume corrente expirado com esforço inspiratório de -2 cmH₂O, ocorrendo portanto subassistência

Figura 47- Análise da subassistência para esforço inspiratório de -2 cmH₂O na resistência de 50 cmH₂O/L/s e complacência de 50 mL/cmH₂O

Figura 47- Volume corrente *versus* esforços inspiratórios nas diferentes porcentagens de apoio. Com resistência de 50 cmH₂O/L/s e complacência de 50 mL/cmH₂O, não foi possível medir o volume corrente expirado com esforço inspiratório de -2 cmH₂O, ocorrendo portanto subassistência

6. DISCUSSÃO

Neste modelo experimental de bancada constituído de um ventilador mecânico Interplus (Intermed), atuando como disparo do modo ventilatório assistido PAV+ presente no ventilador Puritan Bennett / Covidien modelo 840, acoplado a um simulador pulmonar com possibilidade de troca de 3 complacências e 3 resistências, pudemos quantificar o aumento significativo e exponencial do volume corrente expirado com o aumento da %Apoio do PAV+ (5 a 95%) e dos esforços inspiratórios (-2,-5,-8 e -15 cmH₂O) de acordo com seu algoritmo de funcionamento. O volume corrente expirado aumentou significativamente entre as diferentes complacências (50 *versus* 150) somente em situações de alto esforço inspiratório (-15 cmH₂O) e baixa resistência (5cmH₂O/L/s). O volume corrente expirado diminuiu significativamente com o incremento das resistências (de 5 a 50 cmH₂O/L/s) em todas as complacências testadas. O fenômeno de sobreassistência (*runaway*) ocorreu somente em situações de resistência muito alta (50 cmH₂O/L/s) associada à complacência de normal à alta (100 e 150 mL/cmH₂O) com 95% Apoio. Já o fenômeno de subassistência ocorreu, não sendo possível mensurar o volume corrente expirado com esforço inspiratório de -2 cmH₂O associado à resistência de 50 cmH₂O/L/s para todas as complacências e porcentagens de apoio testadas. Na prática clínica não é possível medir as respostas de PAV+ às grandes alterações na mecânica pulmonar. Assim, este trabalho permitiu testar o

funcionamento do modo ventilatório PAV+ em situações extremas de esforços inspiratórios, complacências e resistências, em diversas porcentagens de apoio, ajudando na compreensão do escopo do seu funcionamento, bem como no entendimento das interações entre as quatro variáveis que comandam seu funcionamento (Couto et al., 2008 a,b,c,d).

PAV+ foi concebido para atuar de acordo com os níveis de esforços inspiratórios gerados pelos pacientes, com a mecânica respiratória dos pacientes (complacência e resistência) e os níveis ajustados de porcentagem de apoio (Younes, 1994; Grasso e Ranieri, 2001; Younes, 2001; Wrigge et al., 2003; Xirouchaki et al., 2008; Stewart et al., 2011; Kacmarek, 2011; Costa et al., 2011)

PAV+ vem sendo extensamente estudado na prática clínica durante ventilação mecânica invasiva (Ranieri et al., 1996; Navalesi et al., 1996; Ranieri et al., 1997; Wrigge et al., 1999; Giannouli et al., 1999; Grasso et al., 2000; Du et al., 2002; Vitacca, 2003; Passam et al., 2003; Delaere et al., 2003; Vareltman et al., 2005; Kondili et al., 2006a,b; Xirouchaki et al., 2008; Hovnanian et al., 2008; Vicente et al., 2008; Xirouchaki et al., 2009; Costa et al., 2011)

A maioria desses estudos compararam PAV ou PAV+ com o modo PSV, mostrando que, alterar o modo PSV para o modo PAV ou PAV+ resulta em menores volumes correntes, pressões de pico e pressões médias e maiores frequências respiratórias, sem alterações significativas nas trocas gasosas ou hemodinâmicas (Ranieri et al., 1996; Navalesi et al., 1996; Ranieri et al., 1997; Wrigge et al., 1999; Giannouli et al., 1999; Grasso et al., 2000; Du et al., 2002;

Vitacca, 2003; Passam et al., 2003; Delaere et al., 2003; Varelman et al., 2005; Kondili et al., 2006a,b; Hovnanian et al., 2008; Vicente et al., 2008; Xirouchaki et al., 2009).

Younes (2006) comenta que a monitoração contínua da resistência e complacência ofertada pelo modo PAV+ ajuda a acompanhar a progressão da doença e identificar complicações em tempo real, por exemplo, presença de edema pulmonar, acúmulo de secreções, broncoespasmo e etc, bem como é possível avaliar o efeito terapêutico de intervenções realizadas. Se a condição de um paciente piorar, é possível identificar se foi em decorrência de um comprometimento resistivo ou elástico, o que nos auxilia na avaliação e tratamento. Também permite melhor acompanhamento da PEEP e detecção prévia e gerenciamento de complicações.

PAV+ acompanha o dinamismo do paciente e é capaz de se adaptar ao aumento do esforço realizado pelo mesmo, enquanto que a PSV não (Ranieri et al., 1996; Mitrouska et al., 1999; Grasso et al., 2000). A função cardíaca e o retorno venoso melhoram em PAV quando comparado ao VCV (Patrick et al., 1993). Estudo multicêntrico confirma confiabilidade de PAV+ através de cateter esofágico (Grasso et al., 2001).

Estudo em pacientes realizado em nosso serviço mostrou que, PAV+ com %Apoio de 65% e 50% pode ser utilizada com segurança em pacientes de UTI, estáveis, que estavam sob VM em PSV menor ou igual a 15 cmH₂O, mantendo níveis adequados de ventilação pulmonar e trocas gasosas (Hovnanian et al., 2008). A adaptação de pacientes em PAV+ é rápida e há a

manutenção de adequados volumes correntes, frequência respiratória, níveis de capnografia e pressão arterial média ao longo do tempo (Vicente et al., 2008).

PAV+ apresenta a frequência respiratória real do paciente, pois para cada contração diafragmática há um disparo do ventilador, por isso aceitam-se frequências respiratórias maiores sem serem consideradas como desconforto respiratório (Giannouli et al., 1999; Polese et al., 2000). Para a frequência respiratória aumentada ser considerada como desconforto em PAV+ deve estar associada a outros sinais e sintomas, a taquipnéia isolada de até 50 incursões por minuto não é considerada desconforto. Também se aceitam valores de volume corrente menores. Normalmente os pacientes apresentam volumes correntes menores e frequências um pouco maiores em PAV+ quando comparados com PSV. Isso se deve ao fato de haver grande tendência em hiperventilar os pacientes em PSV, que acabam realizando volume corrente superior ao desejado pelo seu centro respiratório e frequências respiratórias menores em PSV do que o real, devido à presença de esforços diafragmáticos inefetivos e assincronia ventilatória. Para pacientes com tendência à hipoventilação como obesos, pacientes com anormalidades abdominais e síndrome do desconforto respiratório agudo, aceitam-se volumes correntes entre 3 e 4 mL/Kg de peso ideal corporal em PAV+ (Xirouchaki et al., 2008).

Os benefícios esperados com a ventilação assistida proporcional são melhora da sincronia paciente-ventilador (Giannouli et al., 1999; Passam et al., 2003; Needham e Provonost, 2005; Thille et al., 2006); redução do uso de sedativos e suas complicações (Kollef et al., 2000; Kress et al., 2000); melhora

da qualidade do sono dos pacientes em UTI que acarreta melhora da pressão arterial, melhora da imunidade e redução da morbidade (Parthasarathy e Tobin, 2002; Parthasarathy e Tobin, 2004); maior proteção pulmonar devido a níveis mais fisiológicos de volume corrente (Imai e Slutsky, 2004); melhor interpretação da taquipnéia dos pacientes (Lessard et al., 1995; Zakynthinos et al., 2000); redução da atrofia muscular (Younes 2006); redução da lesão muscular (Van Der Meulen et al., 1997; Devor e Faulkner, 1999) e monitoração contínua (Younes 2006).

Pode ser considerada uma limitação, o uso de PAV+ na presença de vazamentos, devido à possibilidade de erro nos cálculos de mecânica respiratória. Assim sendo, pacientes com fístula broncopleurale e pacientes com tubos sem cuff não devem usar PAV+. Pacientes sem estímulo respiratório também não conseguirão disparar este modo ventilatório, pois o mesmo somente é iniciado pelo esforço do paciente (Younes 2006).

Pacientes que cursam com hiperinsuflação dinâmica como os DPOCs se beneficiam com o uso do PAV+, pois o algoritmo compensa a PEEP intrínseca (Appendini et al., 1999; Fernandez-Vivas et al., 2003; Passam et al., 2003). Pacientes permanecem confortáveis em PAV mesmo os portadores de DPOCs graves (Appendini et al., 1994; Lessard et al., 1995; Zakynthinos et al., 2000).

PAV+ respondeu às situações extremas em que foi testado no nosso modelo: esforços inspiratórios de -15 cmH₂O, complacência respiratória de 50 mL/cmH₂O e resistência respiratória de 50 cmH₂O/L/s, entretanto, obtivemos valores de volume corrente expirado de 245 mL com o máximo de assistência

de PAV+ de 95% de apoio. Se traduzíssemos nossos resultados para a prática clínica, poderíamos supor que pacientes com baixa complacência e alta resistência podem não atingir volume corrente adequado mesmo com alto nível de %Apoio ajustado, ou se aumentarem seus níveis de esforço inspiratório, o que só é possível naqueles pacientes que estão sob baixo nível de sedação ou possuem musculatura respiratória preservada.

No caso de pacientes sedados ou com fraqueza muscular respiratória, os clínicos devem aumentar os níveis de porcentagem de apoio e observar o volume corrente expirado e a pressão inspiratória atingida.

Em nosso modelo experimental nós verificamos que quando a mecânica respiratória está comprometida, altos níveis de porcentagem de apoio são necessários para atingir volume corrente adequado. Talvez por essa razão, guias internacionais de uso de PAV+ sugerem que devemos iniciar esse modo com 70% de apoio.

De acordo com a recomendação do protocolo de manejo clínico de Georgopoulos et al. (2007) devemos iniciar a ventilação em PAV+ com 70%Apoio. Se o paciente permanecer bem clinicamente, podemos reduzir a %Apoio desde que o WOB PT permaneça em níveis ótimos (zona verde da barra gráfica que monitora o trabalho respiratório) (Figura 6). Quando o paciente estiver com níveis adequados de WOB com 10 a 20%Apoio, podemos considerar TRE e extubação do paciente. Entretanto, se ao iniciarmos o modo PAV+ com 70%Apoio e o paciente não permanecer bem clinicamente, devemos titular a PEEP. Na persistência do quadro, deveremos aumentar a %Apoio

gradativamente até 90%. Se o paciente permanecer em desconforto com a PEEP titulada e com 90% Apoio e a causa do desconforto não estiver relacionada a outro fator, por exemplo, presença de secreção que poderia ser solucionada através da higiene brônquica, deveremos escolher outro modo ventilatório, pois nesse momento o paciente não é candidato ao PAV+ (Figura 48).

Figura 48- Protocolo de manejo clínico de PAV+

Figura 48- Protocolo de manejo clínico de PAV+, onde f é a frequência respiratória, VT é o volume corrente, PEEP é a pressão positiva ao final da expiração, C é a complacência e R é a resistência
Fonte: Georgopoulos et al., 2007

No estudo de Xirouchaki (2008), com pacientes em recuperação de falência respiratória aguda e conseqüente comprometimento da mecânica respiratória, o modo PAV+ foi iniciado com cerca de 60 a 70%Apoio.

Em situações de musculatura e mecânica respiratória preservadas, o ajuste inicial de porcentagem de apoio deve girar em torno de 40 a 50%, observando os volumes correntes expirados a fim de evitar níveis elevados de ventilação. Assim sendo, sugerimos que para pacientes com musculatura e mecânica respiratória preservadas, os clínicos iniciem o modo PAV+ com 50%Apoio, como, por exemplo, em período pós-operatório. Essa sugestão se baseia nos nossos resultados que mostraram que, em situações de altos esforços inspiratórios e mecânica respiratória normal, porcentagens de apoio de 70% podem resultar em volumes correntes maiores que 1000 mL. Mais recentemente, Costa et al. (2011) avaliaram 11 pacientes em recuperação pós-cirúrgica com falência respiratória aguda utilizando PSV e posteriormente PAV+. Após o primeiro período do protocolo ventilando em modo PSV, os pacientes foram submetidos à ventilação com o modo PAV+. Durante o modo PAV+ o nível de porcentagem de apoio ajustado foi de $59 \pm 10\%$, escolhido para manter níveis similares de pressão média de abertura de vias aéreas obtidos durante a fase em PSV, independentemente dos parâmetros respiratórios como volume corrente e frequência respiratória.

É digno de nota que, quando iniciamos o modo PAV+, especialmente com níveis de assistência maiores que 50%Apoio na presença de mecânica respiratória normal e altos níveis de esforços inspiratórios, os limites de pressão

inspiratória e volume inspirado devem estar ajustados de maneira a garantir a segurança para o paciente caso ocorra uma sobreassistência.

No modo PAV+, os fatores de ganho são continuamente ajustados para prevenir a sobre ou subassistência de acordo com as medidas de complacência, resistência e esforços inspiratórios (Stewart et al., 2011). Apesar disso, em nosso modelo mecânico, observamos sobreassistência ou fenômeno de *runaway* em situações de 95% de apoio de PAV+ combinados com níveis muito elevados de resistência (50 cmH₂O/L/s) e níveis muito altos de complacência (150 mL/cmH₂O).

O fenômeno de *runaway* foi praticamente abolido em PAV+ que também apresenta outras melhorias como a monitoração contínua da impedância, monitoração do WOB, ajuste da %Apoio e ajuste de limites e alarmes mais adequados (Younes 2006).

No nosso modelo experimental a subassistência ocorreu com baixos esforços -2 cmH₂O combinados com níveis muito elevados de resistência (50 cmH₂O) em todas as complacências e porcentagens de apoio testadas, talvez porque, em nossa configuração experimental, ajustamos um disparo de pressão de -2 cmH₂O. Seria importante, em próximos modelos experimentais, ajustar disparos variáveis de pressão e de fluxo para elucidar melhor esse problema.

Com base em nossos resultados experimentais, recomendamos que na prática clínica, os profissionais de saúde devam limitar o ajuste da porcentagem de apoio a 90%, a fim de evitar a ocorrência da sobreassistência. Deverão também ser ajustados níveis apropriados de disparo inspiratório observando-se

as pressões nas vias aéreas e os volumes correntes gerados, bem como os valores de resistência das vias aéreas com o objetivo de prevenir a subassistência.

7. CONCLUSÕES

1. Neste modelo experimental mecânico observamos aumento significativo e exponencial do volume corrente expirado com o aumento da %Apoio do modo PAV+ (5 a 95%) e dos esforços inspiratórios (-2,-5,-8 e -15 cmH₂O).
2. O volume corrente expirado aumentou significativamente com o aumento da complacência do simulador (50 *versus* 150 mL/cmH₂O) somente em situações de alto esforço inspiratório (-15 cmH₂O) e baixa resistência (5cmH₂O/L/s).
3. O volume corrente expirado diminuiu significativamente com o incremento das resistências (de 5 a 50 cmH₂O/L/s) em todas as complacências testadas.
4. O fenômeno de sobreassistência (*runaway*) ocorreu somente em situações de alta resistência (50 cmH₂O/L/s) associadas às altas complacências (100 e 150 mL/cmH₂O) com 95% Apoio.
5. O fenômeno de subassistência ocorreu, não sendo possível mensurar o volume corrente expirado com esforço inspiratório de -2 cmH₂O associado à resistência de 50 cmH₂O/L/s para todas as complacências e porcentagens de apoio testadas.

8. CONSIDERAÇÕES FUTURAS

Esse estudo poderá ser testado no modo PAV+ com ajuste de disparo a fluxo para verificar se há melhor resposta com esforço inspiratório de -2 cmH₂O e resistência de 50 cmH₂O/L/s.

Pode ser testada a resistência de 10 cmH₂O/L/s, uma vez que as resistências testadas (5, 20 e 50 cmH₂O/L/s) apresentaram um largo espaçamento entre elas, podendo haver informações importantes nessas lacunas de interesse clínico.

Seria interessante testar uma gama maior de valores de esforços inspiratórios, assim como diferentes rampas de esforços inspiratórios.

Uma ação complementar a esse estudo seria avaliar os valores de complacência, resistência e trabalho respiratório medido pelo modo PAV+ nas diversas situações.

9. REFERÊNCIAS

- Appendini L, Purro A, Gudjonsdottir M, Baderna P, Patessio A, Zanaboni S, Donner CF, Rossi A. Physiologic response of ventilator-dependent patients with chronic obstructive pulmonary disease to proportional assist ventilation and continuous positive airway pressure. *Am J Respir Crit Care Med.* 1999; 159:1510-7.
- Appendini L. Ventilator waveforms-based patient-ventilator asynchrony detection: Valuable tool or a pipe dream in the clinical setting? *Crit Care Med.* 2011; 39:2566-8.
- Bonmarchand G, Chevron V, Menard JF, Girault C, Moritz-Berthelot F, Pasquis P, Leroy J. Effects of pressure ramp slope values on the work of breathing during pressure support ventilation in restrictive patients. *Crit Care Med.* 1999; 27:715–22.
- Bosma K, Ferreyra G, Ambrogio C, Pasero D, Mirabella L, Braghiroli A, Appendini L, Mascia L, Ranieri M. Patient-ventilator interaction and sleep in mechanically ventilated patients: pressure support versus proportional assist ventilation. *Crit Care Med.* 2007 ; 35: 1048-54.
- Branson RD. Patient-ventilator interaction : the last 40 years. *Respir Care.* 2011; 56 :15-24.
- Branson RD, Campbell RS, Davis K Jr, Johannigman JA, Johnson DJ, Hurst JM. Altering flowrate during maximum pressure support ventilation

(PSVmax): effects on cardiorespiratory function. *Respir Care*. 1990; 35:1056–64.

Branson RD, Campbell RS. Pressure support ventilation, patient-ventilator synchrony, and ventilator algorithms. *Respir Care*. 1998; 43:1045–7.

Brochard L. Pressure-support ventilation: still a simple mode? *Intensive Care Med*. 1996; 22:1137-8.

Carteaux G, Lyazidi A, Cordoba-Izquierdo A, Vignaux L, Jolliet P, Thille AW, Richard JC, Brochard L. Patient-ventilator asynchrony during noninvasive ventilation: A bench and clinical study. *Chest*. 2012; 8.

Chiumello D, Pelosi P, Taccone P, Slutsky A, Gattinoni L. Effect of different inspiratory rise time and cycling off criteria during pressure support ventilation in patients recovering from acute lung injury. *Crit Care Med*. 2003; 31:2604–10.

Chiumello D, Pelosi P, Croci M, Bigatello LM, Gattinoni L. The effects of pressurization rate on breathing pattern, work of breathing, gas exchange and patient comfort in pressure support ventilation. *Eur Respir J*. 2001; 18:107–14.

Colombo D, Cammarota G, Alemani M, Carenzo L, Barra FL, Vaschetto R, Slutsky AS, Della Corte F, Navalesi P. Efficacy of ventilator waveforms observation in detecting patient-ventilator asynchrony. *Crit Care Med*. 2011; 39:2452-7.

Costa R, Spinazzola G, Cipriani F, Ferrone G, Festa O, Arcangeli A, Antonelli M, Proietti R, Conti G. A physiologic comparison of proportional assist ventilation with load-adjustable gain factors (PAV+) versus pressure support ventilation (PSV). *Intensive Care Med.* 2011 Sep;37(9):1494-500.

Couto LP, Hovnanian, A, Vicente RN, Caruso P, Amato MBP, Carvalho CRR, Barbas CSV. Efficacy of PAV PLUS ventilation at different respiratory compliances in a lung model. *Am J Respir Crit Care Med.* 2008a; 177: A374.

Couto LP, Hovnanian, A, Vicente RN, Caruso P, Amato MBP, Carvalho CRR, Barbas CSV. Efficacy of PAV PLUS ventilation at different respiratory efforts in a lung model. *Am J Respir Crit Care Med.* 2008b; 177: A374.

Couto LP, Hovnanian, A, Vicente RN, Caruso P, Amato MBP, Carvalho CRR, Barbas CSV. Efficacy of PAV PLUS ventilation at different respiratory resistances in a lung model. *Am J Respir Crit Care Med.* 2008c; 177: A374.

Couto LP, Hovnanian, A, Vicente RN, Caruso P, Amato MBP, Carvalho CRR, Barbas CSV. Necessity of high levels of inspiratory efforts in conditions of high resistance with PAV PLUS in a lung model. *Am J Respir Crit Care Med.* 2008d; 177: A374.

Delaere S, Roeseler J, D'hoore W, Matte P, Reynaert M, Jolliet P, Sottiaux T, Liistro G. Respiratory muscle workload in intubated, spontaneously

- breathing patients without COPD: pressure support vs. proportional assist ventilation. *Intensive Care Med.* 2003; 29:949-54.
- Devor ST, Faulkner JA. Regeneration of new fibers in muscles of old rats reduces contraction-induced injury. *J Appl Physiol.* 1999; 87:750-6.
- De Wit M. Monitoring of patient-ventilator interaction at the bedside. *Respir Care.* 2011; 56:61-72.
- De Wit M, Pedram S, Best AM, Epstein SK. Observational study of patient-ventilator asynchrony and relationship to sedation level. *J Crit Care.* 2009; 24:74-80.
- Diehl JL, Isabey D, Desmarais G, Brochard L, Harf A, Lofaso F. Physiological effects of alveolar, tracheal, and "standard" pressure supports. *J Appl Physiol.* 1999; 87:428-37.
- Dojat M, Harf A, Touchard D, Lemaire F, Brochard L. Clinical evaluation of a computer-controlled pressure support mode. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000; 161:1161-6.
- Du H-L, Ohtsuji M, Shigeta M, Chao DC, Sasaki K, Usuda Y, Yamada Y. Expiratory asynchrony in proportional assist ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 2002;165:972-7.
- Du HL, Amato MB, Yamada Y. Automation of expiratory trigger sensitivity in pressure support ventilation. *Respir Care Clin N Am.* 2001; 7:503–17.
- Epstein SK. How often does patient-ventilator asynchrony occur and what are the consequences. *Respir Care.* 2011; 56:25-38.

- Fernandez-Vivas M, Caturla-Such J, Gonzalez de la Rosa J, Acosta-Escribano J, Alvarez-Sanchez B, Canovas-Robles J. Noninvasive pressure support versus proportional assist ventilation in acute respiratory failure. *Intensive Care Med.* 2003 ; 29:1038-40.
- 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; 164:1606-11.
- Georgopoulos D, Plataki M, Prinianakis G, Kondili E. Current status of proportional assist ventilation. *International Journal of Intensive Care.* 2007; Autumn: 19-26.
- Giannouli E, Webster K, Roberts D, Younes M. Response of ventilator-dependent patients to different levels of pressure support and proportional assist. *Am J Respir Crit Care Med.* 1999; 159:1716-25.
- Gutierrez G, Ballarino GJ, Turkan H, Abril J, De La Cruz L, Edsall C, George B, Gutierrez S, Jha V, Ahari J. Automatic detection of patient-ventilator asynchrony by spectral analysis of airway flow. *Crit Care.* 2011; 15:R167.
- Grasso S, Ranieri WM, Brochard L. Closed loop proportional assist ventilation (PAV): Results of a phase II multicenter trial. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001; 163:A303.
- Grasso S, Puntillo F, Mascia L, Ancona G, Fiore T, Bruno F, Slutsky AS, Ranieri VM. Compensation for increase in respiratory workload during mechanical ventilation. Pressure-support versus proportional-assist ventilation *Am J Respir Crit Care Med.* 2000; 161:819-26.

- Grasso S, Ranieri VM. Proportional Assist Ventilation. *Respir Care Clin N Am*. 2001; 7:465-73.
- Hess DR. Ventilator Waveforms and the Physiology of Pressure Support Ventilation. *Respir Care*. 2005; 50: 166-86.
- Hotchkiss JR, Adams AB, Stone MK, Dries DJ, Marini JJ, Crooke PS. Oscillations and noise: inherent instability of pressure support ventilation? *Am J Respir Crit Care Med*. 2002; 165:47–53.
- Hovnanian A, Vicente RN, Hirota A, Couto LP, Caruso P, Amato MBP, Carvalho CRR, Thompson A, Gago F, Serafim R, Saddy F, Barbas CSV. Clinical application of the new PAV PLUS ventilatory mode in mechanically ventilated ICU patients. *Am J Respir Crit Care Med*. 2008, 177: A388.
- Hudson MB, Smuder AJ, Nelson B, Bruells CS, Levine S, Powers SK. Both high level pressure support ventilation and controlled mechanical ventilation induce diaphragm dysfunction and atrophy. *Crit Care Med*. 2012; 40:1254-60.
- Imai Y, Slutsky AS. Systemic effects of mechanical ventilation. In: Slutsky AS, Brochard L. *Update in intensive care and emergency medicine*. New York: Springer; 2004.
- Kacmarek RM. Proportional assist ventilation and neurally adjusted ventilatory assist. *Respir Care*. 2011; 56:140-8.
- Kollef MH, Levy NT, Ahrens TS, Schaiff R, Prentice D, Sherman G. The use of continuous IV sedation is associated with prolongation of mechanical ventilation. *Chest*. 1998; 114:541-8.

- Kondili E, Akoumianaki E, Alexopoulou C, Georgopoulos D. Identifying and relieving asynchrony during mechanical ventilation. *Expert Rev Respir Med.* 2009; 3:231-43.
- Kondili E, Prinianakis G, Alexopoulou C, Vakouti E, Kilmanthianaki M, Georgopoulos D. Respiratory load compensation during mechanical ventilation – proportional assist ventilation with load-adjustable gain factors versus pressure support. *Intensive Care Med.* 2006a; 32:692-9.
- Kondili E, Xirouchaki N, Vaporidi K, Klimathianaki M, Georgopoulos D. Short-term cardiorespiratory effects of proportional assist and pressure-support ventilation in patients with acute lung injury/acute respiratory distress syndrome. *Anesthesiology.* 2006b; 105: 703-8.
- Kress JP, Pohlman AS, O'Connor MF, Hall JB. Daily interruption of sedative infusions in critically ill patients undergoing mechanical ventilation. *New Engl J Med.* 2000; 342:1471-7.
- Jubran A, Van de Graff W, Tobin MJ. Variability of patient-ventilator interaction with pressure support ventilation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med.* 1995; 152:129–36.
- Lessard MR, Lofaso F, Brochard L. Expiratory muscle activity increases intrinsic positive end-expiratory pressure independently of dynamic hyperinflation in mechanically ventilated patients. *Am J Respir Crit Care Med.* 1995; 151:562-9.

- Leung P, Jubran A, Tobin MJ. Comparison of assisted ventilator modes on triggering, patient effort and dyspnea. *Am J Respir Crit Care Med.*1997; 155:1940-8.
- Lyazidi A, Thille AW, Carteaux G, Galia F, Brochard L, Richard JC. Bench test evaluation of volume delivered by modern ICU ventilators during volume-controlled ventilation. *Intensive Care Med.* 201; 36:2074-80.
- MacIntyre NR, Ho LI. Effects of initial flow rate and breath termination criteria on pressure support ventilation. *Chest.* 1991; 99:134–8.
- MacIntyre NR. Patient-ventilator interactions: optimizing conventional ventilation modes. *Respir Care.* 2011; 56:73-84.
- MacIntyre NR. Respiratory system simulations and modeling. *Respir Care.* 2004; 49:401-8.
- MacIntyre NR, Nishimura M, Usada Y, Tokioka H, Takezawa J, Shimada Y. The Nagoya conference on system design and patient-ventilator interactions during pressure support ventilation. *Chest.* 1990; 97:1463–6.
- Mancebo J, Amaro P, Mollo JL, Lorino H, Lemaire F, Brochard L. Comparison of the effects of pressure support ventilation delivered by three different ventilators during weaning from mechanical ventilation. *Intensive Care Med.* 1995; 21:913-9.
- Mireles-Cabodevila E, Diaz-Guzman E, Heresi GA, Chatburn RL. Alternative modes of mechanical ventilation. *Cleve Clin J Med.* 2009; 76:417-30.
- Mitrouska J, Xirouchaki, N, Patakas D, Siafakas N, Georgopoulos D. Effects of chemical feedback on respiratory motor and ventilatory output during

different modes of assisted mechanical ventilation. *Eur Respir J*. 1999; 13:873-82.

Moerer O. Effort-adapted modes of assisted breathing. *Curr Opin Crit Care* 2012; 18:61–9.

Navalesi P, Hernandez P, Wongs A, Laporta D, Goldberg P, Gottfried SB. Proportional assist ventilation in acute respiratory failure: effects on breathing pattern and inspiratory effort. *Am J Respir Crit Care Med*. 1996; 154:1330-8.

Navalesi P. On the imperfect synchrony between patient and ventilator. *Crit Care*. 2011; 15:181.

Needham DMM, Pronovost PJ. The importance of understanding the costs of critical care and mechanical ventilation. *Critical Care Med*. 2005; 33:1434-5.

Parthasarathy S, Tobin MJ. Effect of ventilator mode on sleep quality in critically ill patients. *Am J Respir Crit Care Med*. 2002; 166:1423-9.

Parthasarathy S, Tobin MJ. Sleep in the intensive care unit. *Intensive Care Med*. 2004; 30:197-206.

Passam F, Hoing S, Prinianakis G, Siafakas N, Milic-Emili J, Georgopoulos D. Effect of different levels of pressure support and proportional assist ventilation on breathing pattern work of breathing and gas exchange in mechanically ventilated hypercapnic COPD patients with acute respiratory failure. *Respiration*. 2003;70:355-61.

- Patrick W, Webster K, Wiebe P. Effect of proportional assist ventilation on the hemodynamics of patients in septic shock. *Am Rev Respir Dis.* 1993; 147:A611.
- Patroniti N, Foti G, Cortinovis B, Maggioni E, Bigatello LM, Cereda M, Pesenti A. Sigh improves gas exchange and lung volume in patients with acute respiratory distress syndrome undergoing pressure support ventilation. *Anesthesiology.* 2002; 96:788–94.
- Pierson DJ. Patient-ventilator interaction. *Respir Care.* 2011; 56:214-28.
- Pinto Da Costa N, Di Marco F, Lyazidi A, Carteaux G, Sami M, Brochard L. Effect of pressure support on end-expiratory lung volume and lung diffusion for carbon monoxide. *Crit Care Med.* 2011; 39:2283-9.
- Polese G, Vitacca M, Bianchi L, Rossi A, Ambrosino N. Nasal proportional assist ventilation unloads the inspiratory muscles of stable patients with hypercapnia due to COPD. *Eur Respir J.* 2000; 16:491-8.
- Prinianakis G, Kondili E, Georgopoulos D. Effects of the flow waveform method of triggering and cycling on patient-ventilator interaction during pressure support. *Intensive Care Med.* 2003; 29:1950–9.
- Ranieri VM, Grasso S, Mascia L, Martino S, Tommasco F, Brienza A, Giuliani R. Effects of proportional assist ventilation on inspiratory muscle effort in patients with chronic obstructive pulmonary disease and acute respiratory failure. *Anesthesiology.* 1997; 86:79-91.
- Ranieri VM, Giuliani R, Mascia L, Grasso S, Petruzzelli V, Puntillo N, Perchiazzi G, Fiore T, Brienza A. Patient-ventilator interaction during acute

hypercapnia: pressure-support vs. proportional-assist ventilation. *J Appl Physiol.* 1996; 81:426-36.

Richard JC, Carlucci A, Breton L, Langlais N, Jaber S, Maggiore S, Fougère S, Harf A, Brochard L. Bench testing of pressure support ventilation with three different generations of ventilators. *Intensive Care Med.* 2002; 28:1049-57.

Sarkar S, Donn SM. In support of pressure support. *Clin Perinatol.* 2007; 34:117-28.

Sassoon CSH. Triggering off the ventilator in patient-ventilator interactions. *Respir Care.* 2011; 56:39-51.

Sinderby C, Beck J. Proportional assist ventilation and neurally adjusted ventilatory assist – better approaches to patient-ventilator synchrony? *Clin Chest Med.* 2008; 29:329-42.

Singer BD, Corbridge TC. Pressure modes of invasive mechanical ventilation. *South Med J.* 2011; 104:701-9.

Stewart NI, Jagelman TA, Webster NR. Emerging modes of ventilation in the intensive care unit. *Br J Anaesth.* 2011; 107:74-82.

Tassaux D, Michotte JB, Gainnier M, Gratadour P, Fonseca S, Jolliet P. Expiratory trigger setting in pressure support ventilation: from mathematical model to bedside. *Crit Care Med.* 2004; 32:1844–50.

Thille AW, Rodriguez P, Cabello B, Lellouche F, Brochard L. Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. *Intensive Care Med.* 2006; 32:1515–22.

- Thille AW, Cabello B, Galia F, Lyazidi A, Brochard L. Reduction of patient-ventilator asynchrony by reducing tidal volume during pressure-support ventilation. *Intensive Care Med.* 2008; 34:1477-86.
- Tokioka H, Tanaka T, Ishizu T, Fukushima T, Iwaki T, Nakamura Y, Kosogabe Y. The effect of breath termination criterion on breathing patterns and the work of breathing during pressure support ventilation. *Anesth Analg.* 2001; 92:161–5.
- Tran D, Sassoos CS, Murgu S. Alternative Invasive Positive Ventilatory Strategies. *Clin Pulm Med.* 2008, 15: 210-7.
- Uchiyama A, Imanaka H, Taenaka N. Relationship between work of breathing provided by a ventilator and patients' inspiratory drive during pressure support ventilation; effects of inspiratory rise time. *Anaesth Intensive Care.* 2001; 29:349–58.
- Van Der Meulen JH, McArdle A, Jackson MJ, Faulkner JA. Contraction-induced injury to the extensor digitorum longus muscles of rats: The role of vitamin E. *J Appl Physiol.* 1997; 83:817-23.
- Varelmann D, Wrigge H, Zinserling J, Muders T, Hering R, Putensen C. Proportional assist versus pressure support ventilation in patients with acute respiratory failure: cardiorespiratory responses to artificially increased ventilatory demand. *Crit Care Med.* 2005; 33:1968-75.
- Vicente RN, Hovnanian A, Hirota A, Couto LP, Caruso P, Amato MBP, Carvalho CRR, Thompson A, Gago F, Serafim R, Saddy F, Barbas CSV. Clinical

adaptation to PAV PLUS of 65% and 50% in mechanically ventilated ICU patients. *Am J Respir Crit Care Med.* 2008, 177: A388.

Vitacca M. New things are not always better: proportional assist ventilation vs. pressure support ventilation. *Intensive Care Med.* 2003; 29:1038-40.

Wrigge H, Varelmann D, Zinserling J, Hering R, Kuhlen R, Putensen C. Proportional assist ventilation combined with automatic tube compensation. A promising concept of augmented spontaneous breathing? *Anaesthesist.* 2003; 52:341-8.

Wrigge H, Golisch W, Zinserling J, Sydow M, Almeling G, Burchardi H. Proportional assist versus pressure support ventilation: effects on breathing pattern and respiratory work of patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Intensive Care Med.* 1999; 25:790-8.

Wysocki M, Richard JC, Meshaka P. Noninvasive proportional assist ventilation compared with noninvasive pressure support ventilation in hypercapnic acute respiratory failure. *Crit Care Med.* 2002; 30:323-9.

Xirouchaki N, Kondili E, Klimathianaki M, Georgopoulos D. Is proportional-assist ventilation with load-adjustable gain factors a user-friendly mode? *Intensive Care Med.* 2009; 35:1599-603.

Xirouchaki N, Kondili E, Vaporidi K, Xirouchakis G, Klimathianaki M, Graviilidis G, Alexandopoulo E, Plataki M, Alexopoulo C, Georgopoulos D. Proportional assist ventilation with load-adjustable gain factors in critically ill patients: comparison with pressure support. *Intensive Care Med.* 2008; 34:2026-34.

- Yamada Y, Du HL. Analysis of the mechanisms of expiratory asynchrony in pressure support ventilation: A mathematical approach. *J Appl Physiol*. 2000; 88:2143-50.
- Younes M, Webster K, Kun J, Roberts D, Masiowski B. A method for measuring passive elastance during proportional assist ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001a;164:50-60.
- Younes M, Kun J, Masiowski B, Webster K, Roberts D. A method for noninvasive determination of inspiratory resistance during proportional assist ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001b;163:829-39.
- Younes M, Brochard L, Grasso S, Kun J, Mancebo J, Ranieri M, Richard JC, Younes H. A method for monitoring and improving patient: ventilator interaction. *Intensive Care Med*. 2007; 33:1337-46.
- Younes M. Proportional assist ventilation, a new approach to ventilator support. Theory. *Am Rev Respir Dis*. 1992; 145:114-20.
- Younes M. Proportional assist ventilation. In Tobin MJ. Principles and practice of mechanical ventilation. New York: McGraw Hill; 1994.
- Younes M. Proportional Assist Ventilation. In: Tobin MJ. Principles and practice of mechanical ventilation. 2nd ed. New York: McGraw-Hill; 2006.
- Zakynthinos SG, Vassilakopoulos T, Zakynthinos E, Mavrommatis A, Roussos C. Contribution of expiratory muscle pressure to dynamic intrinsic positive end-expiratory pressure: Validation using the Campbell diagram. *Am J Respir Crit Care Med*. 2000; 162:1633-40.

APÊNDICE

Tabela: 360 simulações realizadas e os correspondentes valores de volume corrente expirado medidos.

Esforço cmH2O	Resistência cmH2O/L/s	Complacência mL/cmH2O	Assistência % Apoio	Volume corrente mL
-2	5	50	95	660
-2	5	50	85	560
-2	5	50	75	430
-2	5	50	65	310
-2	5	50	55	270
-2	5	50	45	225
-2	5	50	35	200
-2	5	50	25	185
-2	5	50	15	180
-2	5	50	5	175
-2	5	100	95	740
-2	5	100	85	560
-2	5	100	75	420
-2	5	100	65	315
-2	5	100	55	270
-2	5	100	45	235
-2	5	100	35	210
-2	5	100	25	194
-2	5	100	15	187
-2	5	100	5	180
-2	5	150	95	760
-2	5	150	85	480
-2	5	150	75	405
-2	5	150	65	315
-2	5	150	55	270
-2	5	150	45	240
-2	5	150	35	215
-2	5	150	25	198

-2	5	150	15	189
-2	5	150	5	185
-2	20	50	95	228
-2	20	50	85	200
-2	20	50	75	176
-2	20	50	65	151
-2	20	50	55	132
-2	20	50	45	114
-2	20	50	35	107
-2	20	50	25	102
-2	20	50	15	99
-2	20	50	5	98
-2	20	100	95	320
-2	20	100	85	261
-2	20	100	75	217
-2	20	100	65	180
-2	20	100	55	157
-2	20	100	45	139
-2	20	100	35	127
-2	20	100	25	115
-2	20	100	15	113
-2	20	100	5	112
-2	20	150	95	329
-2	20	150	85	261
-2	20	150	75	210
-2	20	150	65	183
-2	20	150	55	153
-2	20	150	45	135
-2	20	150	35	124
-2	20	150	25	115
-2	20	150	15	114
-2	20	150	5	113
-2	50	50	95	
-2	50	50	85	
-2	50	50	75	
-2	50	50	65	
-2	50	50	55	
-2	50	50	45	
-2	50	50	35	
-2	50	50	25	
-2	50	50	15	
-2	50	50	5	
-2	50	100	95	

-2	50	100	85	
-2	50	100	75	
-2	50	100	65	
-2	50	100	55	
-2	50	100	45	
-2	50	100	35	
-2	50	100	25	
-2	50	100	15	
-2	50	100	5	
-2	50	150	95	
-2	50	150	85	
-2	50	150	75	
-2	50	150	65	
-2	50	150	55	
-2	50	150	45	
-2	50	150	35	
-2	50	150	25	
-2	50	150	15	
-2	50	150	5	
-5	5	50	95	900
-5	5	50	85	685
-5	5	50	75	510
-5	5	50	65	383
-5	5	50	55	318
-5	5	50	45	270
-5	5	50	35	236
-5	5	50	25	212
-5	5	50	15	199
-5	5	50	5	197
-5	5	100	95	820
-5	5	100	85	670
-5	5	100	75	511
-5	5	100	65	382
-5	5	100	55	316
-5	5	100	45	275
-5	5	100	35	242
-5	5	100	25	220
-5	5	100	15	208
-5	5	100	5	208
-5	5	150	95	844
-5	5	150	85	678
-5	5	150	75	530
-5	5	150	65	428

-5	5	150	55	350
-5	5	150	45	299
-5	5	150	35	265
-5	5	150	25	243
-5	5	150	15	219
-5	5	150	5	217
-5	20	50	95	270
-5	20	50	85	251
-5	20	50	75	228
-5	20	50	65	203
-5	20	50	55	181
-5	20	50	45	161
-5	20	50	35	148
-5	20	50	25	135
-5	20	50	15	132
-5	20	50	5	130
-5	20	100	95	801
-5	20	100	85	340
-5	20	100	75	270
-5	20	100	65	229
-5	20	100	55	196
-5	20	100	45	173
-5	20	100	35	158
-5	20	100	25	144
-5	20	100	15	140
-5	20	100	5	138
-5	20	150	95	632
-5	20	150	85	351
-5	20	150	75	278
-5	20	150	65	235
-5	20	150	55	208
-5	20	150	45	180
-5	20	150	35	165
-5	20	150	25	154
-5	20	150	15	143
-5	20	150	5	142
-5	50	50	95	92
-5	50	50	85	90
-5	50	50	75	91
-5	50	50	65	88
-5	50	50	55	84
-5	50	50	45	80
-5	50	50	35	75

-5	50	50	25	72
-5	50	50	15	72
-5	50	50	5	71
-5	50	100	95	154
-5	50	100	85	127
-5	50	100	75	116
-5	50	100	65	111
-5	50	100	55	100
-5	50	100	45	92
-5	50	100	35	86
-5	50	100	25	83
-5	50	100	15	82
-5	50	100	5	83
-5	50	150	95	420
-5	50	150	85	133
-5	50	150	75	120
-5	50	150	65	111
-5	50	150	55	108
-5	50	150	45	96
-5	50	150	35	90
-5	50	150	25	88
-5	50	150	15	86
-5	50	150	5	86
-8	5	50	95	957
-8	5	50	85	830
-8	5	50	75	705
-8	5	50	65	530
-8	5	50	55	421
-8	5	50	45	357
-8	5	50	35	300
-8	5	50	25	269
-8	5	50	15	242
-8	5	50	5	240
-8	5	100	95	994
-8	5	100	85	940
-8	5	100	75	717
-8	5	100	65	545
-8	5	100	55	435
-8	5	100	45	363
-8	5	100	35	325
-8	5	100	25	278
-8	5	100	15	253
-8	5	100	5	249

-8	5	150	95	1180
-8	5	150	85	1056
-8	5	150	75	1008
-8	5	150	65	558
-8	5	150	55	444
-8	5	150	45	379
-8	5	150	35	320
-8	5	150	25	288
-8	5	150	15	264
-8	5	150	5	255
-8	20	50	95	461
-8	20	50	85	347
-8	20	50	75	298
-8	20	50	65	259
-8	20	50	55	225
-8	20	50	45	198
-8	20	50	35	179
-8	20	50	25	167
-8	20	50	15	161
-8	20	50	5	155
-8	20	100	95	644
-8	20	100	85	388
-8	20	100	75	325
-8	20	100	65	272
-8	20	100	55	242
-8	20	100	45	214
-8	20	100	35	190
-8	20	100	25	173
-8	20	100	15	168
-8	20	100	5	164
-8	20	150	95	651
-8	20	150	85	408
-8	20	150	75	333
-8	20	150	65	286
-8	20	150	55	249
-8	20	150	45	223
-8	20	150	35	201
-8	20	150	25	186
-8	20	150	15	172
-8	20	150	5	171
-8	50	50	95	343
-8	50	50	85	197
-8	50	50	75	158

-8	50	50	65	138
-8	50	50	55	117
-8	50	50	45	104
-8	50	50	35	97
-8	50	50	25	91
-8	50	50	15	91
-8	50	50	5	87
-8	50	100	95	467
-8	50	100	85	187
-8	50	100	75	150
-8	50	100	65	138
-8	50	100	55	120
-8	50	100	45	106
-8	50	100	35	99
-8	50	100	25	96
-8	50	100	15	98
-8	50	100	5	96
-8	50	150	95	538
-8	50	150	85	184
-8	50	150	75	152
-8	50	150	65	142
-8	50	150	55	128
-8	50	150	45	117
-8	50	150	35	104
-8	50	150	25	100
-8	50	150	15	100
-8	50	150	5	99
-15	5	50	95	1312
-15	5	50	85	1213
-15	5	50	75	1050
-15	5	50	65	851
-15	5	50	55	743
-15	5	50	45	625
-15	5	50	35	533
-15	5	50	25	475
-15	5	50	15	424
-15	5	50	5	402
-15	5	100	95	1368
-15	5	100	85	1289
-15	5	100	75	1169
-15	5	100	65	1010
-15	5	100	55	761
-15	5	100	45	643

-15	5	100	35	555
-15	5	100	25	490
-15	5	100	15	442
-15	5	100	5	430
-15	5	150	95	1433
-15	5	150	85	1371
-15	5	150	75	1211
-15	5	150	65	1053
-15	5	150	55	830
-15	5	150	45	694
-15	5	150	35	614
-15	5	150	25	514
-15	5	150	15	469
-15	5	150	5	446
-15	20	50	95	681
-15	20	50	85	590
-15	20	50	75	534
-15	20	50	65	472
-15	20	50	55	422
-15	20	50	45	377
-15	20	50	35	324
-15	20	50	25	307
-15	20	50	15	287
-15	20	50	5	267
-15	20	100	95	905
-15	20	100	85	702
-15	20	100	75	572
-15	20	100	65	509
-15	20	100	55	435
-15	20	100	45	396
-15	20	100	35	357
-15	20	100	25	332
-15	20	100	15	306
-15	20	100	5	289
-15	20	150	95	922
-15	20	150	85	708
-15	20	150	75	585
-15	20	150	65	515
-15	20	150	55	453
-15	20	150	45	393
-15	20	150	35	368
-15	20	150	25	353
-15	20	150	15	325

-15	20	150	5	322
-15	50	50	95	245
-15	50	50	85	235
-15	50	50	75	224
-15	50	50	65	213
-15	50	50	55	205
-15	50	50	45	185
-15	50	50	35	175
-15	50	50	25	170
-15	50	50	15	163
-15	50	50	5	158
-15	50	100	95	533
-15	50	100	85	274
-15	50	100	75	252
-15	50	100	65	224
-15	50	100	55	214
-15	50	100	45	197
-15	50	100	35	187
-15	50	100	25	176
-15	50	100	15	171
-15	50	100	5	163
-15	50	150	95	564
-15	50	150	85	275
-15	50	150	75	260
-15	50	150	65	230
-15	50	150	55	222
-15	50	150	45	208
-15	50	150	35	198
-15	50	150	25	181
-15	50	150	15	177
-15	50	150	5	172