GERMANO FORTI JUNIOR

**Compensação automática do tubo “ATC[®]” : uma
comparação com a ventilação com pressão de
suporte em simulador do sistema respiratório**

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

SÃO PAULO

2004

GERMANO FORTI JUNIOR

**Compensação automática do tubo “ATC[®]” : uma
comparação com a ventilação com pressão de
suporte em simulador do sistema respiratório**

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

Área de concentração: Fisiopatologia
Experimental

Orientador: Dr. Mauro Roberto Tucci

SÃO PAULO

2004

AGRADECIMENTOS

Aprendi que o sucesso de um estudo científico não depende somente do trabalho da equipe envolvida, mas também da colaboração de todos aqueles que me rodeiam.

Essa difícil tarefa só se concretizará realmente com o apoio, amizade, a aceitação de novas idéias e, principalmente, a intensa motivação, tanto das pessoas diretamente ligadas a equipe a que pertence, quanto outras pessoas que surgem inesperadamente, contribuindo com pequenas idéias, que culminam com grandes efeitos em seus próprios resultados e ao seu crescimento científico.

Dona Lourdinha, tenho orgulho de ser seu filho, você será sempre o meu maior exemplo de motivação e perseverança, por isso aguarde que estamos só começando.

Seu Germano, agradeço por ter herdado suas maiores virtudes, sua praticidade e maneira de enxergar a vida da forma mais simples me ajudou muito.

Lô e Marcelo que também sempre me empurraram e valorizaram as minhas decisões.

O pessoal da Fisio do Oswaldão, sem vocês, com certeza eu não teria conseguido cumprir meus créditos e, principalmente, aprender que o paciente é mais importante que o ventilador.

Neide e Suzi do LIM 9 e a enfermeira Rita da gasoterapia, sem vocês a Tese só teria a introdução.

Dr. Mauro Tucci, o meu amigo Maurão, orientador fiel, sempre presente e muito competente. Sabe exatamente a hora de ser exigente e a hora de ser flexível.

Dr. Carlos Carvalho, um exemplo de respeito. Obrigado pelas valiosas dicas e, especialmente, por segurar a onda durante todo este tempo em que eu poderia ficar órfão nessa tarefa.

Jeanette, minha parceira de laboratório, pelo que parece estamos entendendo um pouco mais sobre modelo mecânico. Obrigado por tudo.

Dr. Rogério de Souza, valeu pelo incentivo e o pontapé inicial do estudo.

Dr. Marcelo Amato, agradeço muito pela força e o entusiasmo que sempre demonstrou nas nossas discussões, onde tenho sempre aprendido muito.

Dr. Carlos Eduardo Pompilio, grande amigo, me ensinou o fascínio pela pesquisa e sem duvida nenhuma, foi a primeira pessoa em que mais me motivou a estudar interação paciente-ventilador. Valeu Kadu.

Marta e Júlia, obrigado pelas interrupções e momentos de descontração nas horas estafantes que passei diante do computador, sem vocês por perto eu teria ficado louco com tanta coisa para fazer.

SUMÁRIO

RESUMO

SUMMARY

1. INTRODUÇÃO.....	2
1.1. Suporte ventilatório parcial	3
1.2. Sincronia Paciente – ventilador	4
1.3. Trabalho imposto pelo tubo endotraqueal	7
1.4. Compensação automática do tubo	10
1.5. Utilização da ATC.....	14
2. OBJETIVOS	19
3. MATERIAL E MÉTODOS	21
3.1. Modelo Mecânico	21
3.2. Aquisição dos sinais	26
3.3. Calibração do sistema	27
3.4. Situações estudadas	27
3.5. Análise de dados	28
3.6. Local de realização	33
4. RESULTADOS	35
4.1 Acurácia das medidas	35
4.2. Variação das diferentes variáveis analisadas.....	40
4.2.1. Variação com esforço.....	40
4.2.2. Variação da resistência	40
4.2.3. Taxa de Fluxo.....	40
4.2.4. Pressão Proximal	44
4.2.5. Volume Corrente	44
4.2.6. Trabalho Inspiratório Total.....	45
4.2.7. Produto Pressão – Tempo Inspiratório Total.....	49
4.2.8. Trabalho Imposto pelo Tubo Endotraqueal	51
4.2.9. Produto Pressão – Tempo imposto pelo Tubo Endotraqueal	51
4.2.10. Produto Pressão – Tempo Expiratório	51

4.2.11. Tempo de Disparo	57
4.2.12. Tempo de Ciclagem.....	57
4.3. Comparação da ATC versus PSV	60
4.3.1. ATC versus PSV de 5 cmH ₂ O	60
4.3.2. ATC+PSV versus PSV	64
5. DISCUSSÃO	71
5.1. Trabalho respiratório e produto pressão – tempo.....	71
5.2. Situação de alta resistência.....	85
5.3. Versão comercial da ATC	89
5.4. Sincronia paciente - ventilador	91
5.4.1. Análise da sincronia	94
5.5. Compensação expiratória.....	104
5.6. Aplicabilidade da ATC	107
6. CONCLUSÕES.....	110
7. ANEXOS.....	112
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	121

RESUMO

Forti G. Compensação automática do tubo “ATC®”: uma comparação com a ventilação com pressão de suporte em simulador do sistema respiratório. São Paulo, 2004, 128 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Introdução: altos valores de pressão de suporte em pacientes obstrutivos crônicos (DPOC) podem levar a dissincronia paciente – ventilador e conseqüente aumento de trabalho e desconforto respiratório que podem ser agravados devido a tubos endotraqueais (TET) estreitos. Estudos revelam que a Compensação Automática do Tubo (ATC) pode compensar o trabalho imposto pelo tubo e melhorar o conforto respiratório, o que sugere melhora da sincronia paciente – ventilador, assunto pouco estudado na ATC principalmente em situações de obstrução ao fluxo da via aérea. **Objetivo:** comparar o desempenho entre a ATC e PSV do ventilador Evita 4. **Material e Métodos:** um simulador de 2 compartimentos (TTL Michigan) foi conectado a um ventilador *drive* (Bear1000), determinando quatro situações de respiração espontânea: E1 e E2R7 (esforço normal e alto com resistência normal), E1 e E2R20 (esforço normal e alto com resistência alta). O segundo compartimento foi conectado a outro simulador (Bear Lung) simulando as pressões pleural e de via aérea, o qual foi conectado ao ventilador teste Evita 4 através de dois tubos endotraqueais (TET) 7,5 e 8,5 mm. Estudamos os efeitos de 4 valores de PS (5, 10, 15 e 20 cmH₂O), ATC e ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O. Para avaliar a compensação expiratória comparamos ATC+CPAP de 5 cmH₂O com CPAP de 5 cmH₂O. O grupo CONTROLE foram as 4 situações de respiração espontânea com o modelo sem o TET e sem o Evita 4. Foram analisados o trabalho inspiratório total e imposto (WOB), produto pressão-tempo inspiratório total e imposto pelo tubo (PTP), produto pressão-tempo expiratório (PTP_{exp}), pressão proximal, e tempos de disparo ($\Delta t_{\text{inicial}}$) e ciclagem (Δt_{final}) do ventilador teste. **Resultados:** a ATC e ATC+PSV geralmente determinaram valores de WOB e PTP menores ou similares que a PSV na situação de maior esforço (E2). Ao contrário, nas demais situações, o WOB e PTP foram menores na PSV do que na ATC e ATC+PSV. O $\Delta t_{\text{inicial}}$ foi menor que 100 milissegundos em todas as situações nos dois modos ventilatórios. O Δt_{final} foi menor na ATC e ATC+PSV do que na PSV em todas as situações. Na maioria das situações, a compensação expiratória da ATC+CPAP contra CPAP, determinou uma redução do PTP_{exp}. **Conclusões:** na compensação do trabalho respiratório, no maior esforço, geralmente a ATC é equivalente a PSV de 5 cmH₂O. No menor esforço, ATC e ATC+PSV determinam menor alívio do trabalho respiratório do que a PSV nas comparações que realizamos. A ATC e ATC+PSV sempre determinam melhor sincronia na ciclagem do que a PSV em modelo mecânico. Em CPAP, quando a ATC está ativa determina menor resistência da válvula exalatória sem alterar o controle da PEEP traqueal.

SUMMARY

Forti G. Automatic tube compensation “ATC®”: comparison with pressure support ventilation in a lung model. São Paulo, 2004, 128 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Introduction: in chronic obstructive patients (COPD) mechanical ventilation with PSV can cause patient-ventilator asynchrony, which increases work of breathing (WOB) and respiratory distress that may be worsened by narrow endotracheal tubes (ETT). Use of Automatic Tube Compensation (ATC) can compensate additional work of ETT and increase comfort but there is few data about synchrony using ATC, mainly in situations with airway flow limitation. **Objective:** compare ATC and PSV performance from Evita 4 ventilator. **Methods:** a two-chamber mechanical lung model (TTL Michigan) was connected to a drive ventilator (Bear 1000) to simulate 4 different situations of spontaneous breathing: E1 and E2R7 (normal and high effort with normal resistance) and E1 and E2R20 (normal and high effort with high resistance). The second chamber was connected to another lung model (Bear Lung) simulating the pleural and airway pressure, which was connected to a test ventilator Dräger Evita 4 through ETT 7.5 and 8.5 mm. We studied the effects of PSV (5, 10 and 15 cmH₂O), ATC with 100% compensation alone and combined with PSV (5 and 10 cmH₂O). We analyzed the work of breathing, total and imposed (WOB), pressure-time product of breathing, total and imposed (PTP), pressure-time product expiratory (PTP_{exp}), peak pressure, trigger ($\Delta t_{initial}$) and cycling (Δt_{final}) times. **Results:** The ATC and ATC+PSV generally determined lesser or equal WOB and PTP than PSV in the E2 situation. Inversely, in the other situations, the WOB and PTP were lesser in PSV than in ATC and ATC+PSV. The $\Delta t_{initial}$ was shorter than 100 milliseconds in all situations on both ventilatory modes. The Δt_{final} was lesser with ATC and ATC+PSV than PSV in all situations. In almost all situations of expiratory compensation, the ATC+CPAP determined lesser PTP_{exp} than CPAP. **Conclusion:** the compensation by ATC is generally equivalent to the PSV of 5 cmH₂O in high effort. With normal effort the ATC and ATC+PSV determined less relief of WOB than PSV. The ATC and ATC+PSV provide better synchronism than PSV. The ATC expiratory compensation results in less expiratory work.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A ventilação com pressão de suporte (PSV) é um modo ventilatório parcial, amplamente utilizado como forma de desmame da ventilação mecânica por ser muito adaptável ao padrão respiratório do paciente. Permite total liberdade de variação de fluxo, volume e tempo inspiratório, sendo assim considerada como um modo espontâneo. Sua principal função é o alívio da carga muscular e o conforto respiratório. Entretanto, a única desvantagem da PSV seria o fato de ser limitada a pressão, o que poderia acarretar alguns problemas quando se trata de compensar o componente resistivo imposto pelo tubo endotraqueal, o qual tem grande importância em alta demanda ventilatória. Aumentar o valor da pressão de suporte (PS) é uma estratégia válida para suprimir esse trabalho imposto, mas pode determinar aumento do tempo inspiratório e hiperinsuflação pulmonar, particularmente em pacientes com obstrução das vias aéreas, gerando, portanto, dessincronia paciente – ventilador com desconforto e sobrecarga dos músculos respiratórios (Guttmann *et al.* 2002; Tobin *et al.* 2001).

A modalidade Compensação Automática do Tubo (ATC) tem como principal função reduzir o trabalho imposto pelo tubo endotraqueal através de algoritmo baseado nas propriedades resistivas conhecidas das vias aéreas artificiais para diversas taxas de fluxo e conforme a demanda ventilatória do paciente, o que pode otimizar a sincronia paciente – ventilador.

No presente estudo objetivamos avaliar de modo sistemático, em simulador do sistema respiratório, o comportamento da ATC de forma isolada e combinada com a PSV (ATC+PSV), comparando com a PSV, na compensação do trabalho respiratório durante a fase inspiratória e expiratória, em situações de alta e baixa demanda ventilatória e em condições de resistência normal e elevada. Além disso, avaliamos a sincronia paciente – ventilador no simulador do sistema respiratório, tópico este pouco estudado na ATC, principalmente em condições que simulam alta resistência de via aérea, como em pacientes com DPOC.

1.1. Suporte ventilatório parcial

Devido ao reconhecimento de que a respiração espontânea assistida ou suporte ventilatório parcial pode ajudar a evitar alguns dos efeitos negativos da ventilação mecânica controlada, este tipo de suporte tem sido usado freqüentemente na prática clínica, não somente no processo desmame da ventilação mecânica, mas também precocemente no tratamento da insuficiência respiratória aguda (Kuhlen e Rossaint 1997).

Na fase de desmame da ventilação mecânica, o suporte ventilatório parcial é essencial. Nesta fase, o paciente crítico consome, muitas vezes, a maior parte do tempo total de ventilação mecânica, superior, às vezes, ao tempo necessário para a resolução da insuficiência respiratória (Esteban *et al.* 1994). O período de desmame é especialmente problemático para os pacientes com DPOC que, muitas vezes, apresentam um tempo de desmame prolongado e são mais suscetíveis para desenvolver fadiga muscular, já que normalmente os pacientes que falham no teste de

desmame geralmente apresentam sobrecarga ventilatória. Dessa forma, o alívio da carga ventilatória torna-se uma das estratégias mais importantes para o sucesso no desmame, sendo que para isso ocorrer é necessário uma adequada interação paciente – ventilador (Epstein 2002; Esteban *et al.* 1994; Laghi *et al.* 2003; Laghi e Tobin 2003; Rothaar e Epstein 2003).

A PSV é a modalidade preferida principalmente na fase de desmame (Esteban *et al.* 2000), devido a fácil adaptação ao padrão ventilatório do paciente. Entretanto, mesmo com a flexibilidade desse modo ventilatório, pode existir dissincronia paciente – ventilador, principalmente em pacientes com obstrução ao fluxo das vias aéreas (Jubran *et al.* 1995).

1.2. Sincronia paciente – ventilador

Conceitualmente, os mecanismos de dissincronia na interação paciente – ventilador no modo PSV são bem estabelecidos (Fabry *et al.* 1995; Jubran *et al.* 1995; Parthasarathy *et al.* 1998; Schettino e Tucci 2000; Sasso, 2001#124; Sinderby *et al.* 1999; Tobin e Fahey 1994; Tobin *et al.* 2001; Yamada e Du 2000). A dissincronia pode ocorrer na fase de disparo do ventilador (sensibilidade), na aceleração inicial do fluxo inspiratório (rampa da PSV) e no critério de finalização da PSV (ciclagem).

Na fase de disparo do ciclo respiratório, o fator mais relevante que pode prejudicar a sincronia é o desenvolvimento de hiperinsuflação dinâmica e auto-PEEP, já que os problemas na fase pré-disparo, relacionados ao ventilador, foram bastante minimizados com o avanço da tecnologia e o desenvolvimento de válvulas de demanda de fluxo com tempo de resposta de abertura muito baixo. Dessa forma, mesmo o disparo feito

pelo critério de pressão pode chegar a ser mais rápido do que o disparo por critério de fluxo em alguns respiradores (Goulet *et al.* 1997; Sassoon e Foster 2001; Tobin *et al.* 2001).

Em relação à rampa de pressurização, a dissincronia paciente – ventilador pode ocorrer quando um valor de pressão de suporte constante for insuficiente ou a velocidade de pressurização do sistema for muito lenta ou demasiadamente rápida para a demanda de fluxo do paciente (Bonmarchand *et al.* 1996; Bonmarchand *et al.* 1999; Corne *et al.* 1997 #76; MacIntyre *et al.* 1990; Sassoon e Foster 2001; Tobin *et al.* 2001).

Se a subida de fluxo ou a rampa de pressurização for muito maior que a demanda do paciente, pode ocorrer o chamado *overshoot* (extrapolação do pico de pressão acima da pressão pré-ajustada pelo tempo de subida muito rápido ou excesso de fluxo); o contrário – o *undershoot* de pressão – pode ocorrer se o esforço do paciente for excessivo para um tempo de subida da pressão muito lento, ocasionando a falta de fluxo. Esses dois extremos da rampa de pressurização podem aumentar o trabalho respiratório e comprometer o conforto respiratório.

Por fim, o critério de término do ciclo respiratório na PSV, normalmente fixo na maioria dos ventiladores mecânicos (25% do pico de fluxo inspiratório), pode determinar dissincronia quando se tem o desencontro entre a finalização do tempo inspiratório neural do paciente e o tempo inspiratório mecânico do próprio ventilador. Se o tempo inspiratório mecânico do ventilador avançar sobre o tempo expiratório neural do paciente, este freqüentemente contrairá a musculatura abdominal elevando

a pressão proximal no final da insuflação para forçar a ciclagem e, muitas vezes, poderá atingir um segundo critério de segurança de finalização do ciclo respiratório na maioria dos respiradores, que é a finalização por pressão acima da pressão de suporte pré-ajustada. Ou seja, ocorre um *overshoot* da pressão proximal no final da insuflação. Essa ativação dos músculos no final da fase inspiratória aumenta o esforço e provoca dissincronia, tanto na finalização quanto no disparo subsequente devido a hiperinsuflação dinâmica, determinando o que chamamos de esforços perdidos ou ineficazes. Por outro lado, se o tempo inspiratório neural do paciente continuar após ter atingido o critério de finalização do ciclo respiratório da PSV – ou seja, o esforço continua após o ventilador mecânico ter interrompido a insuflação – poderão ocorrer múltiplos disparos, ocasionando também aumento de trabalho e desconforto para o paciente (Du *et al.* 2001; Jubran *et al.* 1995; Parthasarathy *et al.* 1998; Sassoone e Foster 2001; Tassaux *et al.* 2002; Tobin *et al.* 2001; Tokioka *et al.* 2001; Yamada e Du 2000).

A presença do tubo endotraqueal (TET), pode por sua vez impor uma certa carga resistiva adicional à resistência do sistema respiratório, podendo aumentar ainda mais as constantes de tempo do sistema, o que pode ser extremamente prejudicial, principalmente em pacientes obstrutivos, estreitando dessa forma a zona de sincronia (Guttmann *et al.* 2001; Guttmann *et al.* 2002).

1.3. Trabalho imposto pelo tubo endotraqueal

De acordo Fabry *et al.* (1997) e Sassoon e Foster (2001), durante a ventilação mecânica, em qualquer modo ventilatório, o paciente e o ventilador compartilham um trabalho respiratório total resultante da soma entre o trabalho executado pelo paciente e pelo ventilador. Entretanto, quando falamos de interação paciente – ventilador o trabalho respiratório talvez não seja a variável mais adequada por não representar o gasto energético de contrações musculares isométricas. Dessa forma, o tempo em que ocorre toda a contração muscular passa a ser mais significativa para quantificar o gasto energético do que o próprio trabalho respiratório, pois durante uma contração isométrica, mesmo com o esforço realizado para atingir a sensibilidade de disparo do ventilador onde não ocorre variação de volume, o trabalho respiratório seria nulo. Neste caso, avaliar o produto pressão – tempo, a rigor, seria mais adequado do que o trabalho respiratório (Tobin *et al.* 2001).

Além do trabalho respiratório total (no sentido de gasto energético) compartilhado pelo paciente e ventilador, existe ainda um trabalho imposto que dissipa parte desse trabalho total e que é causado pela resistência imposta por propriedades não ideais dos ventiladores, como resistência da válvula inspiratória, circuitos e principalmente pelo tubo endotraqueal (TET) que, além de ser a parte mais estreita, é a única interface de conexão entre o paciente e o ventilador quando a ventilação mecânica é realizada de forma invasiva (Bonmarchand *et al.* 1999; Kuhlen *et al.* 1997; Stocker *et al.* 1997).

Vários autores quantificaram o aumento do trabalho respiratório frente a diferentes TET e demonstraram que o trabalho aumenta com redução do diâmetro interno do tubo e com o aumento do fluxo. Dependendo da demanda ventilatória, o decréscimo de 1 mm no diâmetro do tubo resulta em um aumento do trabalho respiratório de 34 a 154% (Bersten *et al.* 1989; Bolder *et al.* 1986; Brochard *et al.* 1991; Conti *et al.* 1994; Marini 1994; Wright *et al.* 1989).

Sabe-se que a resistência do TET, em condições de fluxo laminar e constante, é diretamente proporcional ao comprimento e inversamente proporcional à quarta potência do raio interno (Wright *et al.* 1989). Entretanto, na maioria das situações clínicas o fluxo é turbulento. Quando a resistência aumenta (diminuição do raio), segundo a lei de Ohm, para manter o mesmo fluxo no tubo, deve ocorrer um aumento na diferença de pressão. Em condições de fluxo laminar, a diferença de pressão para mover o gás através do tubo é diretamente proporcional ao fluxo. Todavia, sob condições de fluxo turbulento a diferença de pressão torna-se proporcional ao quadrado do fluxo (Tobin e Van de Graaf 1994). Com isso a relação pressão – fluxo dos tubos traqueais é não-linear, obedecendo à equação de Rohrer vista a seguir (Deem e Bishop 1998):

$$\Delta P_{tubo} = K_1 \cdot \dot{V} + K_2 \cdot \dot{V}^2$$

ΔP_{tubo} : delta da queda de pressão do tubo

K_1 e K_2 : são constantes para cada calibre de tubo

$\dot{V}$: fluxo

Portanto, levando-se em consideração as propriedades físicas do tubo traqueal, pode-se deduzir que um valor de pressão constante (como no modo PSV) pode não ser adequado para compensar o trabalho imposto pelo TET e pela demanda do paciente. Isso ocorre devido ao maior fluxo no início da inspiração, ocasionando um valor de resistência ou trabalho imposto maior no início do que no final da inspiração. Conseqüentemente, um valor fixo de PS pode promover uma subcompensação do trabalho no início da inspiração e uma supercompensação no final da inspiração (Kuhlen *et al.* 1997; Stocker *et al.* 1997) (Figura 1).

Figura 1. Representação gráfica da relação pressão – fluxo do tubo endotraqueal que não pode ser compensada adequadamente por um nível constante de pressão de suporte.

Na tentativa de superar o trabalho imposto pelo TET, como também aliviar a carga muscular no início da inspiração, pode-se aumentar o valor de pressão de suporte. Brochard *et al.* (1989; 1991) demonstraram que a PSV

reduz tanto o trabalho total para prevenir a fadiga muscular quanto o trabalho imposto pelo TET. Entretanto, para compensar o trabalho imposto pelo TET, foram necessários valores variáveis de pressão de suporte de 4 a 14,4 cmH₂O, sendo que os maiores valores foram necessários para pacientes com DPOC.

No entanto, altos valores de PS para compensar o trabalho imposto pelo TET, principalmente em pacientes com DPOC, podem levar à dissincronia na ciclagem do ventilador, gerando aumento de trabalho e desconforto respiratório pela supercompensação no final da fase inspiratória, promovendo maior hiperinsuflação pulmonar (Fabry *et al.* 1995; Jubran *et al.* 1995; Parthasarathy *et al.* 1998).

Portanto, para que haja uma adequada compensação do trabalho imposto pelo TET, sem a ocorrência de hiperinsuflação pulmonar, seria necessário um valor de pressão de suporte variável, que acompanhasse o formato exponencial de queda de pressão provocada pelos TETs (Kuhlen *et al.* 1997; Stocker *et al.* 1997).

1.4. Compensação Automática do Tubo

Para superar essa possível desvantagem em relação ao TET foi desenvolvida a Compensação Automática do Tubo (ATC), que varia o valor de pressão proximal conforme a demanda de fluxo do paciente, utilizando-se de algoritmo que leva em consideração o comportamento não-linear da resistência do tubo endotraqueal (Kuhlen *et al.* 1997; Stocker *et al.* 1997).

Para o desenvolvimento da ATC, um estudo inicial de Gutmann *et al.* (1993) investigou as relações entre a variação do fluxo e a resistência em TET de diversos calibres, utilizando fluxos de 0 a 2L/s. A partir desse estudo foi determinada uma equação cujas variáveis são o fluxo e um coeficiente que se altera conforme o calibre do TET (Equação de Roher), podendo ser então determinado o gradiente de pressão gerado pela resistência do TET entre a via aérea proximal (P_{prox}) e a traquéia (P_{traq}). Usando essa equação e conhecendo-se a P_{prox} e o fluxo inspiratório que são monitorizados continuamente pelo ventilador, pode-se estimar o valor da P_{traq} .

A partir dessa equação foi desenvolvida a ATC (Fabry *et al.* 1994). O ventilador procura manter a P_{traq} sempre constante às custas da variação da P_{prox} , tanto na inspiração quanto na expiração. Assim, a ATC pode compensar o trabalho imposto pelo TET em todo o ciclo respiratório, na fase de maior demanda (início da inspiração determinando uma maior P_{prox}) e na fase de menor demanda (final da inspiração determinando uma menor P_{prox}), como também, da mesma forma, na fase expiratória, neste caso reduzindo a P_{prox} , às vezes, até valores subatmosféricos (Fabry *et al.* 1997).

A eficácia da ATC em manter estáveis os valores de P_{traq} foi demonstrada tanto em simulador do sistema respiratório quanto em pacientes (Guttmann *et al.* 1993; Stocker *et al.* 1997). Em laboratório, demonstrou-se que o trabalho imposto pela válvula e pelo circuito do ventilador pode ser equilibrado com uma pressão inspiratória de 5 cmH₂O na PSV, enquanto que o trabalho imposto total, incluindo o tubo endotraqueal, não pôde ser suficientemente compensado, nem com valores de 5 ou

10 cmH₂O (Guttmann *et al.* 1993). Assim, a ATC garante menor trabalho imposto total em tubos de calibres de 7 a 10 mm de diâmetro interno (Stocker *et al.* 1997).

Vários estudos clínicos (Fabry *et al.* 1997; Haberthur *et al.* 1999; Stocker *et al.* 1997) realizados, tanto em pacientes intubados como em traqueostomizados, confirmam a possibilidade de redução do trabalho imposto pelo TET tanto com a ATC quanto com a PSV. Contudo, como o trabalho imposto pelo TET varia de acordo com a taxa de fluxo e a demanda ventilatória do paciente, em pacientes com alta demanda ventilatória nem valores elevados de PS (15 cmH₂O) são capazes de compensar o trabalho imposto pelo tubo traqueal (Haberthur *et al.* 1999).

Haberthur *et al.* (2000) também mostraram, em pacientes traqueostomizados, com desmame difícil da ventilação mecânica, que a ATC, além de reduzir o trabalho imposto pelo TET, também reduziu o trabalho respiratório total do paciente em relação ao CPAP e valores de PS de 5 a 15 cmH₂O.

O conforto respiratório em voluntários saudáveis também foi analisado (Guttmann *et al.* 1997; Mols *et al.* 2000). Foi evidenciado que a ATC promove maior conforto respiratório quando comparada à PSV. Esses autores sugerem que o motivo do desconforto respiratório se deve a hiperinsuflação provocada pela PSV. A redução do valor de pressão inspiratória no modo PSV poderia resolver o problema da dissincronia e desconforto, principalmente nos pacientes obstrutivos; no entanto, isso

também poderia levar a um aumento da carga muscular na inspiração (Guttmann *et al.* 2002).

Wrigge *et al.* (2001) demonstraram, através de um estudo clínico em pacientes com lesão pulmonar aguda, que a ATC, apesar de ter sido idealizada como um modo ventilatório exclusivamente para compensar o trabalho imposto pelo TET, pode ser associada a outros modos que permitem a respiração espontânea, como a APRV (ventilação com liberação de pressão nas vias aéreas). Nesse estudo, a associação da APRV com a ATC, quando comparada com a APRV isoladamente, determinou aumento da ventilação alveolar e diminuição do trabalho respiratório do paciente, sem comprometer as funções cardíaca e respiratória. Outro achado desse estudo foi que, apesar da baixa correlação entre a P_{traq} medida e calculada diretamente (estudo complementar realizado em porcos), a pressão parcial de oxigênio não teve alterações, o que poderia ocorrer com a variação P_{traq} abaixo do valor de PEEP ajustado.

Conforme discutimos, a grande variação no valor da PS necessária para vencer o trabalho imposto pelo TET se deve à propriedade resistiva não-linear do TET. Talvez na prática clínica, isso poderia trazer problemas. Por exemplo, durante o teste de ventilação espontânea, realizado em pacientes em desmame da VM, o uso de um valor fixo de PS de 7 cmH₂O, dependendo do calibre do TET e da demanda de fluxo do paciente, pode não ser suficiente para compensar o trabalho imposto pelo TET, o que poderia conduzir o paciente à falha no teste e, conseqüentemente, um tempo mais prolongado de ventilação mecânica (Guttmann *et al.* 2002).

Para avaliar a utilidade da ATC durante a fase de desmame, foram realizados estudos clínicos (Cohen *et al.* 2002; Haberthur *et al.* 2002) comparando ATC, CPAP de 5 cmH₂O e PSV de 5 cmH₂O, que demonstraram uma superioridade da ATC em prever o desmame da ventilação mecânica.

Kuheln (2003) demonstrou que, em pacientes na fase de desmame, embora excluídos pacientes com DPOC, a ATC foi equivalente ao teste de respiração espontânea com tubo T em termos de trabalho e padrão respiratório, enquanto que a PSV de 7 cmH₂O claramente reduziu o trabalho respiratório. Resultados similares também foram encontrados por outros investigadores, tanto em simulador do sistema respiratório quanto em pacientes cirúrgicos em desmame da ventilação mecânica (Fujino *et al.* 2003; Maeda *et al.* 2003; Sasaki *et al.* 2003).

1.5. Utilização da ATC

A principal proposta da ATC é compensar o trabalho imposto pelo TET. No entanto, achamos que a ATC pode nos oferecer mais do que isso.

Em primeiro lugar, as possíveis fontes de dissincronia que ocorrem com o uso da PSV poderiam ser minimizadas pela ATC. A sua característica própria, de variar a pressão proximal conforme a demanda ventilatória, reduz teoricamente o risco de hiperinsuflação pulmonar no final da fase inspiratória, como pode ocorrer com o uso de valores elevados da PSV, o que determinará dissincronia e desconforto, principalmente em pacientes obstrutivos, como já comentamos.

Em segundo lugar, a ativação da ATC na fase expiratória poderia facilitar o esvaziamento pulmonar, reduzindo a constante de tempo expiratória e minimizando a possibilidade de hiperinsuflação pulmonar, desde que a pressão traqueal não fique menor que a PEEP ajustada, o que poderia determinar colapso alveolar ou de via aérea.

Como já comentado anteriormente, vários estudos sugerem, de forma indireta, uma melhor sincronia paciente – ventilador com o uso da ATC (Guttmann *et al.* 1997; Mols *et al.* 2000). Entretanto, esses estudos não tinham como objetivo principal avaliar a sincronia, de forma sistemática, através da análise do tempo inspiratório neural dos pacientes (Parthasarathy *et al.* 2000)

Vários estudos, em pacientes e em simuladores do sistema respiratório, avaliaram a sincronia paciente – ventilador na fase de disparo, baseando-se na queda da pressão proximal e no início do fluxo inspiratório (Aslanian *et al.* 1998; Calderini *et al.* 1999; Fabry *et al.* 1995; Fujino *et al.* 2003; Goulet *et al.* 1997; Leung *et al.* 1997; Maeda *et al.* 2003; Richard *et al.* 2002). Em contraste, poucos estudos analisaram a sincronia na fase da ciclagem, principalmente com base no tempo inspiratório neural, tanto em voluntários (Pompilio 2000) quanto em pacientes (Parthasarathy *et al.* 1998).

Já em simuladores do sistema respiratório a análise da sincronia, principalmente na fase da ciclagem, baseada no tempo inspiratório neural, demonstrou ser uma ótima ferramenta de avaliação de ventiladores mecânicos (Chatmongkolchart *et al.* 2001; Tassaux *et al.* 2002; Yamada e Du 1998).

No momento de nosso estudo, o *software* de compensação do tubo ATC[®] estava disponível no EVITA 4 da Dräger (Evita), assim como no Nellcor Puritan Bennett serie 840 (NPB) com o nome TC (compensação do tubo), que não incorpora a compensação na fase expiratória. Outros ventiladores estavam implementando este *software*, como, por exemplo, o Avea (VIASYS HealthCare) e o Galileo Gold (Hamilton Medical).

No Evita 4, a ATC pode ser utilizada somente como um dispositivo para compensar o tubo, ou seja de forma isolada, ou estar associada aos modos considerados espontâneos ou que permitem a respiração espontânea, como ASB (PSV), PPS (*Proportional Pressure Support* ou pressão de suporte proporcional que é o nome da Dräger para o modo PAV) e BIPAP (Biphasic Positive Airway Pressure ou pressão positiva de via aérea bifásica). A compensação para a fase expiratória neste respirador pode ser habilitada, podendo reduzir a pressão proximal até zero, com o intuito de permitir um esvaziamento pulmonar mais rápido. A ATC pode ser usada com cânulas endotraqueais ou de traqueostomia com diâmetro interno entre 2,5 a 11 mm. (Drägerwerk e AG 1996).

A ATC ainda tem sido pouco usada, não somente por estar disponível em poucos ventiladores e há poucos anos, mas também, porque não se conhecem seus reais benefícios na prática clínica, se realmente a compensação do TET é necessária e benéfica e se a ATC pode determinar uma sincronia superior à obtida com outros modos espontâneos, já que determina melhor conforto quando comparada à PSV (Guttmann *et al.* 1997;

Mols *et al.* 2000). Também não está definido qual o comportamento da ATC em situações de elevadas resistências de via aérea, como na DPOC.

Outro ponto pouco estudado é a compensação da fase expiratória pela ATC. Nesta situação, o valor da PEEP é controlado pela pressão estimada na traquéia (Drägerwerk e AG 1996). Assim, será que o valor da PEEP na traquéia é realmente mantido no valor ajustado, considerando que a pressão proximal se reduz a valores inferiores à da PEEP durante a compensação do tubo na fase expiratória?

Diante dessas questões ainda em aberto sobre a ATC, optamos por avaliar de modo sistemático, em simulador do sistema respiratório, o comportamento da ATC em sua compensação inspiratória e expiratória, assim como a sincronia em situações de alta e baixa demanda ventilatória e em condições de resistência normal e elevada. Para isto, foi utilizado o ventilador Evita 4 que dispõem da ATC e permite associá-la, também, a outros modos espontâneos.

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

1. Avaliar o papel da ATC e ATC+PSV comparadas com a PSV na compensação do trabalho respiratório.
2. Avaliar se a ATC e ATC+PSV determinam melhor sincronia paciente – ventilador do que a PSV em simulador do sistema respiratório.
3. Avaliar o papel da ATC na fase expiratória.

MATERIAL E MÉTODOS

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. O modelo mecânico

Nosso modelo foi composto por dois simuladores mecânicos.

O simulador 1 [TTL 1600 (Michigan Instruments, Grands Rapids, MI)] é composto por dois foles (compartimentos) independentes, dispostos paralelamente. Esses dois foles foram conectados através de uma barra de metal, de modo que quando o primeiro fole (“fole *drive*”) se insufla, a barra de metal é empurrada para cima, deslocando ao mesmo tempo e no mesmo sentido o outro fole que chamamos de “fole caixa torácica”.

Esse primeiro fole foi acoplado a um ventilador mecânico, que chamamos de “ventilador *drive*” (Bear 1000[®]; Bear, Riverside, CA), para simular dois diferentes esforços inspiratórios com o mesmo tempo inspiratório de 1 segundo e frequência de 15 ciclos por minuto, através de combinações de pressões inspiratórias e rampas de pressurização pré-ajustadas para encontrarmos um esforço próximo do normal (fisiológico) e próximo a um paciente com insuficiência respiratória aguda, baseado em valores de trabalho respiratório, volume corrente e pressão de oclusão nos primeiros 100 milissegundos (P0.1). O menor esforço (E1) foi realizado com o ajuste do Bear 1000 no modo de ventilação pressão controlada com pressão inspiratória de 18 cmH₂O e rampa de – 3 conforme a própria escala do ventilador que varia de – 9 a + 9. O maior esforço (E2) foi realizado com pressão inspiratória de 26 cmH₂O e rampa de + 4.

O primeiro fole, ao ser insuflado e carregar consigo o segundo fole, gera uma pressão negativa no interior do “fole caixa torácica”. Esse segundo fole foi conectado em série, através de um tubo plástico semi-rígido e de baixa complacência com 2,2 cm de diâmetro e 60cm de comprimento, com um segundo simulador (Bear Lung Model – Bear Medical Systems Inc., Palm Springs, CA) que é composto por uma caixa rígida, contendo um fole no seu interior que representou o pulmão (“fole pulmão”), sendo que o espaço entre a caixa rígida e o fole representou o “espaço pleural” que tem, portanto, comunicação direta com o fole caixa torácica do primeiro simulador. O “fole pulmão” conecta-se a um adaptador no qual foi acoplado um resistor (R7) confeccionado a partir de um TET de 7 mm de diâmetro, que foi cortado, ficando com 5 cm comprimento, e foi utilizado para simular uma resistência próxima a de um adulto normal. Esse resistor, por sua vez, foi conectado a um outro tubo plástico, com as mesmas características do anterior e com um comprimento de 22 cm, que fez o papel das vias aéreas, no qual foi introduzido um TET. Um segundo ventilador mecânico (“ventilador teste”) foi conectado ao TET para insuflar o “fole pulmão” (Figura 2).

Resumindo o funcionamento do modelo: quando o ventilador mecânico Bear 1000® entra em ação, simulando neste caso a ventilação espontânea, a pressão positiva por ele criada no “fole disparo” será transmitida para o “fole caixa torácica” (já que os dois estão unidos pela barra de metal) que ao se insuflar gera em seu interior uma pressão negativa que vai transmitir-se para o “espaço pleural” no segundo simulador. Esta pressão negativa determina a expansão do “fole pulmão” no Bear Lung

Model, o que gera uma pressão negativa na via aérea que faz o “ventilador teste” disparar. A conexão com o TET e o ventilador teste Evita 4 foi realizada sem qualquer modificação, a não ser o uso de um circuito semi-rígido (de baixa complacência) e pela ausência do aquecedor e umidificador.

A resistência ao fluxo de ar foi ajustada com o uso do resistor mencionado acima (R7) para uma situação de normalidade previamente mensurada, em situações de respiração espontânea no menor e no maior esforço, simuladas pelo “ventilador disparo” sem a presença do TET. Na mesma condição, para a situação de alta resistência, foi adicionado, no mesmo local, mais um resistor de orifício (R20) com valor nominal de 20 cmH₂O/L/s a um fluxo de 1L/s, em série com o primeiro resistor, entre o segundo simulador e as vias aéreas. Chamamos a situação de resistência normal de R7 e a situação de alta resistência de R20. Esses valores de resistência foram calculados a partir da metodologia de regressão linear múltipla obtida através de um aplicativo desenvolvido em linguagem Labview® (Pompilio 2000).

Os valores de complacência foram regulados por ajuste de molas existentes nos foles após a insuflação de 0,5 L de ar por uma seringa de alta precisão (Hans Rudolph Inc, MO) e a pressão gerada após a estabilização foi analisada por um transdutor de pressão (Validyne Engineering Corporation, CA). Dessa forma, as complacências foram ajustadas de modo independente nos dois simuladores. No “fole disparo” foi ajustada uma complacência mais baixa de aproximadamente 60 mL/cmH₂O para que o mesmo não interferisse no esvaziamento do fole “caixa torácica”. No fole

“caixa torácica” foi ajustada uma complacência de aproximadamente 200 mL/cmH₂O, que corresponde à normalidade fisiológica, sendo este valor determinado com volume de 500mL, já que o comportamento da mola do fole não é linear, apresentando maior complacência com volumes maiores. E finalmente no “fole pulmão” a complacência foi ajustada no máximo permitido pelo sistema de mola, ficando em 54 mL/cmH₂O. A complacência estática de todo o sistema conectado sem o TET durante uma curva pressão x volume realizada com volumes de 300 a 800 mL variou de 37 a 42 mL/cmH₂O.

Resumindo, chamaremos as situações de esforços estudadas de E1R7 e E2R7 (menor e maior esforço com resistência normal); E1R20 e E2R20 (menor e maior esforço com resistência alta). Na Tabela 1 estão os valores de P 0.1, resistência, fluxo, volume corrente e trabalho inspiratório total.

Tabela 1. Situação em espontâneo sem cânula (CONTROLE) das quatro situações simuladas.

Controle	P 0.1	R	Fluxo	VT	WOB
E1R7	2,71	3,35	0,591	0,300	0,574
E2R7	7,23	3,38	0,891	0,471	0,909
E1R20	2,84	8,49	0,479	0,288	0,695
E2R20	9,41	10,46	0,632	0,426	1,107

P 0.1 (pressão de oclusão nos primeiros 100 milissegundos) em cmH₂O, R (resistência da via aérea) cmH₂O /L/s, Fluxo proximal em L/s, VT (volume corrente) em L e WOB (trabalho inspiratório total) em J/L.

3.2. Aquisição dos sinais

Seis transdutores (Validyne Engineering Corporation, CA) foram conectados ao modelo. Um transdutor de fluxo e um de pressão foram adaptados na extremidade do circuito do ventilador para a medida de pressão e fluxo da via aérea proximal. Outros três transdutores de pressão foram adaptados na traquéia (medida da pressão traqueal), próximo ao “fole pulmão” (medida da pressão alveolar) e no “espaço pleural” do modelo Bear Lung Model (medida da “pressão pleural”). Por fim, um transdutor de fluxo foi colocado na extremidade do circuito do “ventilador *drive*” (próximo ao “fole *drive*”) para avaliar o início e término do esforço inspiratório, ou seja, o “tempo inspiratório neural”.

Todos esses transdutores enviam os sinais de voltagem para um amplificador de sinais (Model CD-280, Validyne, CA), que por sua vez se conecta a um acessório intermediário (BNC 2090 National Instruments, TX) que envia todos os sinais para um microcomputador compatível com IBM-PC com placa de aquisição de dados analógico-digital (PCI-Mio-16XE-50, National Instruments, TX). Após a calibração dos transdutores, esses sinais são convertidos em dados de pressão e fluxo através de um aplicativo desenvolvido no software Labview® (National Instruments, TX), sendo cada medida armazenada em disco magnético para posterior análise. A frequência de amostragem do sinal foi de 200 Hz (Figura 2).

3.3. Calibração do sistema

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

3.4. Situações estudadas

Foram utilizados 2 esforços combinados com 2 resistores totalizando 4 situações simuladas pelo “ventilador *drive*”, como foi descrito. Essas situações foram realizadas simulando uma respiração espontânea (sem o uso de ventilador mecânico) sem cânula (CONTROLE) e com as cânulas 7,5 e 8,5 mm (como se fosse um teste de ventilação espontânea para desmame da VM usando um tubo T). Todas as situações com o ventilador teste (Evita 4) conectado foram realizadas com as duas cânulas acima. Foram ajustados 4 valores de PSV (5, 10, 15 e 20 cmH₂O) e 3 situações com 100% de

compensação pela ATC (ATC e ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O). Todas essas situações foram gravadas com pressão expiratória final zero (ZEEP). Para avaliar a compensação expiratória da ATC também foram realizadas medidas em CPAP de 5 cmH₂O e ATC+CPAP 5 cmH₂O. O ventilador teste Evita 4 foi ajustado com sensibilidade de disparo à pressão de 1 cmH₂O, com a rampa mais rápida que não promovesse oscilação na pressão inspiratória em sua fase inicial (*overshooting*), que no caso correspondeu ao valor 0,25s. O critério de finalização da fase inspiratória (ciclagem) é fixo em 25%. Podemos ver as situações estudadas e o número de medidas na Tabela 2.

Tabela 2. Situações estudadas e número de medidas realizadas.

4 situações espontâneas sem cânula (controle)	
2 Esforços:	E1 e E2
2 Resistores:	R7 e R20
8 situações espontâneas com cânula (tubo T)	
2 Cânulas:	7,5 e 8,5 mm
72 situações com ventilador teste	
2 Esforços:	E1 e E2
2 Resistores:	R7 e R20
2 Cânulas:	7,5 e 8,5 mm
9 ajustes do ventilador	4 valores de PSV: 5, 10, 15 e 20 cmH ₂ O
	3 ATC: ATC, ATC+PSV de 5 e 10 cmH ₂ O
	2 CPAP de 5 cmH ₂ O: CPAP e ATC +CPAP
Total de medidas:	84

3.5. Análise de dados

Para cada condição simulada foram gravados os dados de pressão e fluxo por cerca de 1 minuto, que corresponde a aproximadamente 15 ciclos

respiratórios. Esses dados foram então analisados em um outro aplicativo, também construído a partir do software Labview[®], para determinação das variáveis da mecânica ventilatória seguindo a seguinte ordem:

1. Exposição dos 15 ciclos de cada medida com exclusão manual dos ciclos com interferência e com diferença em sua duração maior que 0,02 segundo.

2. Realização da integral do fluxo proximal como medida de volume e cálculo do ciclo médio, que foi representado no mínimo por 5 ciclos.

3. A partir deste ciclo médio, para cada situação, foram feitas as análises das variáveis abaixo:

- a) (V_T) volume corrente médio em mL.
- b) Pressões em cmH₂O:
 - (P_{prox}) pico de pressão proximal
 - (P_{traq}) pico de pressão traqueal
 - (P_{alv}) pico de pressão alveolar
 - ($P_{pleural}$) pico negativo de pressão pleural
 - (P_{tp}) pressão transpulmonar
 - ($P_{0.1}$) pressão de oclusão nos primeiros 100 ms da $P_{pleural}$
- c) (R) resistência em cmH₂O/L/s e (C) complacência em L/cmH₂O
- d) Trabalho inspiratório em J/L
 - (WOB_{total}) trabalho total

- (WOB_{imp}) trabalho imposto pelo tubo endotraqueal
- e) Produto pressão – tempo inspiratório em $cmH_2O \cdot s$
 - (PTP_{total}) produto pressão – tempo total
 - (PTP_{imp}) produto pressão – tempo imposto pelo tubo endotraqueal
- f) Produto pressão – tempo expiratório em $cmH_2O \cdot s$
 - ($PTP_{P_{prox} > peep}$) produto pressão – tempo expiratório da pressão proximal acima do valor de PEEP
 - ($PTP_{P_{prox} < peep}$) produto pressão – tempo expiratório da pressão proximal abaixo do valor de PEEP
 - ($PTP_{P_{traq} < peep}$) produto pressão – tempo expiratório da pressão traqueal abaixo do valor de PEEP
- g) ($\Delta t_{inicial}$) tempo de disparo em milissegundos (ms)
- h) (Δt_{final}) tempo de ciclagem em milissegundos (ms)

Para o cálculo do VT foram utilizadas as médias entre VT inspiratório e expiratório, apesar de o modelo apresentar vazamento desprezível. As pressões P_{prox} , P_{traq} e P_{alv} foram gravadas no seu valor máximo atingido num mesmo tempo.

No caso da $P_{pleural}$ foi obtido o valor mais negativo atingido independentemente do tempo.

A P_{tp} foi derivada do cálculo de subtração entre a P_{prox} e a $P_{pleural}$ para que pudéssemos calcular os valores de resistência e complacência, os quais

foram realizados por meio da metodologia de regressão linear múltipla. Por este método a P_{tp} é considerada a pressão motriz do sistema; tendo-se os sinais de fluxo, volume e o tempo do ciclo, foi possível determinar o valor de R e C (Pompilio 2000).

A pressão de oclusão nos primeiros 100 ms foi calculada a partir da pressão pleural. A $P_{0.1}$ foi utilizada para definir os valores dos esforços compatíveis com uma situação de baixa e alta demanda ventilatória.

O WOB_{total} inspiratório foi calculado a partir do diagrama de Campbell, utilizando-se a integral da pressão pleural e do volume corrente.

O WOB_{imp} pelo tubo endotraqueal foi feito também da mesma forma; entretanto foi utilizada em vez da pressão pleural a pressão traqueal, sendo que a região de cálculo limita-se somente na área em que a pressão traqueal ficou abaixo da linha de base (PEEP de 5 cmH₂O ou zero).

PTP_{total} inspiratório foi calculado a partir da integral no tempo da pressão pleural.

Já o PTP_{imp} pelo tubo endotraqueal, da mesma forma que o WOB_{imp} , é a integral no tempo da pressão traqueal somente da região abaixo da linha de base (PEEP de 5 cmH₂O ou zero - Figura 3).

O $PTP_{expiratório}$ analisado apenas para comparação entre CPAP e CPAP+ATC nos dois ventiladores foi dividido em 3 áreas (Figura 3).

$PTP_{P_{prox} > peep}$ consiste na integral no tempo da pressão proximal acima da PEEP. Ou seja, esta área corresponde ao PTP imposto pela válvula expiratória do ventilador. Em outras palavras, significa que o ideal de

Figura 3. Representação do produto pressão – tempo inspiratório (PTP) imposto pelo tubo endotraqueal (região vermelha), PTP expiratório da pressão proximal acima da PEEP (região azul) e PTP expiratório da pressão proximal abaixo da PEEP (região amarela).

uma válvula expiratória do ventilador seria manter a resistência próxima a zero cmH₂O/L/s (pressão atmosférica) e aumentar a resistência somente no final da expiração quando ajustado o valor de PEEP. Assim sendo, quanto menor esse valor de PTP, menor a resistência imposta pela válvula expiratória.

PTP_{Pprox < peep} é a integral no tempo da pressão proximal abaixo da PEEP. Indica a queda da pressão proximal abaixo da linha de base para avaliar a compensação expiratória da ATC ou a capacidade de o próprio

ventilador manter constante o valor de PEEP na extremidade proximal (em relação ao ventilador) do tubo endotraqueal.

$PTP_{P_{traq} < peep}$ é a integral no tempo da pressão traqueal abaixo da PEEP. Indica o desempenho do ventilador em manter o valor de PEEP constante na traquéia, ou seja, na extremidade distal (em relação ao ventilador) do tubo endotraqueal. O ideal é que esse valor seja nulo.

$\Delta t_{inicial}$ é o tempo de resposta no disparo do ventilador, ou seja, é o intervalo de tempo entre o início do fluxo proximal do ventilador *drive* (Bear 1000) e o início do fluxo proximal do ventilador teste (Evita e NPB). Seria a análise da dissincronia no disparo.

Δt_{final} é o tempo de ciclagem, ou seja, o intervalo de tempo entre o término do fluxo proximal do ventilador *drive* e o término do fluxo proximal do ventilador teste. Pode acontecer término prematuro ou atraso do ventilador teste. Seria a análise da dissincronia na ciclagem do ventilador.

3.6. LOCAL DE REALIZAÇÃO

Laboratório Experimental de Ventilação Mecânica do Serviço de Pneumologia do Hospital das Clinicas da Faculdade de Medicina da USP.

RESULTADOS

4. RESULTADOS

Foram realizadas 84 medidas descritas na Tabela 2. As demais Tabelas estão no anexo A. Não foi observada falha do ventilador durante os testes. Para tornar a apresentação dos resultados mais clara adotaremos a seguinte ordem:

1. Avaliação da acurácia do sistema de medidas;
2. Variação das diferentes variáveis analisadas;
3. Comparação da ATC versus a PSV.

4.1. Acurácia das medidas

Para avaliar a acurácia de nosso sistema de medidas realizamos dois pares de medidas em valores extremos (extremos de volumes, fluxos, complacências, resistências etc.). As situações estudadas foram no menor esforço e resistência normal (E1R7) sem cânula e no maior esforço e resistência alta com cânula 7,5 (E2R20) com pressão de suporte de 20 cm H₂O.

Para cada situação eram gravados 14 ciclos, com traçados de pressão, fluxo e volume. Os traçados eram então devidamente cortados ao início e final de cada um dos 14 ciclos, com sincronia determinada pelo sinal de fluxo. Estes pedaços podiam ser então analisados de duas formas: a) de forma isolada (análise de ciclo isolado), utilizando-se os traçados síncronos correspondentes a apenas 1 ciclo; ou b) de forma média (análise do ciclo médio), onde, para cada sinal, os pedaços correspondentes a cada ciclo eram interpolados e superpostos, de forma a montar um traçado médio para cada sinal (geralmente superpondo pelo menos 5 ciclos de boa qualidade),

que depois eram submetidos à análise (por exemplo, para busca de valores máximos de pico).

Além disso, este conjunto de medidas (os 14 ciclos) era repetido nove vezes e entre cada repetição o sistema sofria alterações (desconexão, retirada da cânula e da resistência). Cada uma destas repetições foi chamada de “condição-teste”. Este procedimento procurava simular o que ocorreu na prática em nosso estudo, onde as medidas eram realizadas e o sistema sofria variações após cada medida.

Para cada “condição-teste” estudou-se a variabilidade dos ciclos (variabilidade intra-condição-teste) de duas maneiras. Primeiramente, calculamos vários parâmetros partir de ciclos isolados (escolhendo aleatoriamente 1 ciclo dentre os 14-repetindo-se esta escolha 10 vezes), calculando a dispersão de seus resultados (Tabela 3, “Análise de ciclo isolado de uma mesma condição-teste em PSV”). Posteriormente, calculamos os mesmos parâmetros a partir de ciclos médios (média de 5 ciclos aleatoriamente escolhidos dentre os 14 de cada condição-teste – repetindo-se esta escolha 10 vezes) e calculamos também a dispersão de seus resultados (Tabela 3, “Análise de ciclo médio (5 ciclos) de uma mesma condição-teste em PSV”). Como se observa na tabela 3, a utilização do ciclo médio reduziu significativamente a variabilidade das medidas (variabilidade intra-condição-teste; observar coluna da razão entre o desvio padrão e a média expressa em porcentagem).

A seguir, estudamos ainda a variabilidade entre as diferentes condições-teste, causadas pelas desconexões freqüentes dos circuitos de leitura (variabilidade inter-condições-teste). Em vista da maior precisão

demonstrada acima, apenas a análise do ciclo médio (> 5 ciclos) foi utilizada para cada condição-teste.

Observando-se a coluna “% (DP/Média)” das “Medidas em Diferentes condições-teste em PSV” percebemos que houve uma deterioração sensível da precisão alcançada anteriormente na análise do ciclo médio (“Análise de ciclo médio (5 ciclos) de uma mesma condição-teste em PSV”). Ou seja, há uma variabilidade inter-condições-teste que excede a precisão alcançada com a análise do ciclo médio. Isto significa, portanto, que pouco pode se esperar, em termos de precisão, de uma análise com maior número de ciclos.

Por outro lado, como a maior fonte de variabilidade do nosso sistema decorre das diferentes condições-teste, que nunca podem ser totalmente controladas (variabilidade inter-condições-teste), esta dispersão será utilizada para o cálculo da precisão real de nossas medidas, e que será definida pelo cálculo do intervalo de confiança de 95% de nossas medidas (aproximadamente 2 vezes o desvio padrão das medidas entre diferentes condições-teste).

Estes intervalos de confiança, para cada um dos parâmetros extraídos a partir dos traçados, estão apresentados na tabela 4. Para que as medidas do estudo fossem consideradas estatisticamente diferentes, elas deveriam apresentar entre si, diferenças maiores este intervalo de confiança de 95% (Bland e Altman 1996), como podemos ver na Tabela 4. Diante disso, não usaremos outros testes estatísticos para avaliar diferenças entre as medidas expressas em nossos resultados, mas sim apenas os valores da tabela 4.

Tabela 3. Acurácia das medidas

	N	Média	Mínimo	Máximo	Variação	DP	% (DP/ Média)	%(1,96DP/ Media)
Medidas em Diferentes condições-teste em PSV								
VT	9	0,705	0,700	0,712	0,012	0,004	0,59%	1,15%
Ti	9	1,053	1,045	1,070	0,025	0,009	0,86%	1,68%
Fluxo	9	0,978	0,973	0,985	0,012	0,004	0,45%	0,87%
Pprox	9	19,57	19,49	19,70	0,21	0,08	0,42%	0,83%
Ptraq	9	17,85	17,60	18,14	0,54	0,17	0,96%	1,88%
Medidas de diferentes condições-teste em espontânea								
VT	9	0,298	0,295	0,301	0,006	0,002	0,78%	1,52%
Ti	9	0,849	0,830	0,895	0,065	0,006	0,73%	1,43%
Fluxo	9	0,594	0,588	0,602	0,014	0,006	0,93%	1,81%
Pprox	9	-0,92	-0,95	-0,89	0,05	0,02	1,91%	3,74%
Ptraq	9	-1,17	-1,20	-1,15	0,04	0,02	1,33%	2,60%
Análise de ciclo médio (5 ciclos) de uma mesma “condição-teste” em PSV								
VT	10	0,700	0,700	0,701	0,001	0,001	0,07%	0,15%
Ti	10	1,043	1,040	1,045	0,005	0,003	0,25%	0,49%
Fluxo	10	0,978	0,977	0,979	0,002	0,001	0,07%	0,14%
Pprox	10	22,10	22,03	22,51	0,49	0,18	0,83%	1,62%
Ptraq	10	23,07	22,99	23,53	0,54	0,20	0,88%	1,73%
Análise de ciclo isolado de uma mesma “condição-teste” em PSV								
VT	10	0,699	0,691	0,706	0,015	0,005	0,65%	1,27%
Ti	10	1,049	1,035	1,070	0,035	0,013	1,21%	2,37%
Fluxo	10	0,980	0,975	0,986	0,011	0,004	0,38%	0,75%
Pprox	10	19,49	19,39	19,57	0,19	0,06	0,28%	0,56%
Ptraq	10	17,77	17,45	18,04	0,60	0,15	0,87%	1,70%

VT (volume corrente) em L; Ti (tempo inspiratório) em segundos, Fluxo em L/s; Pprox (pressão proximal) e Ptraq (pressão traqueal) em cmH₂O.

Tabela 4. Intervalo de Confiança 95% das variáveis analisadas

	Mínimo	Máximo	Media	DP	DP X 1,96
WOB _{total}	0,944	0,999	0,977	0,016	0,031
PTP _{total}	8,914	9,466	9,230	0,160	0,313
WOB _{imp}	0,109	0,130	0,121	0,007	0,013
PTP _{imp}	0,472	0,540	0,516	0,024	0,047
Fluxo	0,973	0,985	0,978	0,004	0,007
PTP _{exp}	2,572	3,010	2,810	0,120	0,235
P _{prox}	19,48	19,698	19,568	0,082	0,160
Volume	0,700	0,712	0,704	0,004	0,007
Δt _{inicial}	0,045	0,071	0,060	0,007	0,013
Δt _{final}	0,112	0,122	0,118	0,003	0,005

WOB_{total} (trabalho inspiratório total) em J/L ; PTP_{total} (produto pressão – tempo inspiratório total) em cmH₂O.s; WOB_{imp} (trabalho imposto pelo tubo) em J/L; PTP_{imp} (produto pressão – tempo imposto pelo tubo) em cmH₂O.s; PTP_{exp} (produto pressão – tempo da válvula expiratória) em cmH₂O.s; fluxo em L/s; volume em L; Δt _{inicial} (tempo de disparo) em segundos; Δt _{final} (tempo de ciclagem) em segundos; valores mínimos, máximos, media, DP (desvio padrão), e DP X 1,96 (desvio padrão multiplicado por 1.96)

4.2. Variação das diferentes variáveis analisadas

4.2.1. Variação com esforço

O aumento do esforço, conforme esperado, gerou um aumento dos picos de pressões e do pico de fluxo e, conseqüentemente, aumento do volume e resistência (Figura 4).

4.2.2. Variação da resistência

A resistência total aumentou, conforme vemos na Figura 5, com a adição de resistores e cânulas (maior resistência com o tubo 7,5) e com aumento do esforço (que determina maior fluxo). Como efeito geral, o aumento da resistência levou à redução dos picos de fluxos e dos picos de pressões proximais observados em todas as situações, de forma mais evidente nos controles e nas situações com a ATC. Assim sendo, houve uma redução também no volume corrente.

4.2.3. Taxa de Fluxo

Na Figura 6 podemos observar, como já esperado, que a taxa de fluxo aumentou com o aumento do esforço e aumento da pressão proximal (PSV e ATC) e reduziu com o aumento da resistência do sistema. Na Figura 7 vemos a curva de fluxo nos modos espontâneo sem cânula (controle), ATC e PSV com cânula 8,5.

Figura 4. Gráficos de pressões proximais e pleurais (acima), fluxos e volumes (abaixo) nas situações dos controles E1R7 e E2R7 (ciclos espontâneos sem cânula, na situação de resistência normal, no menor e maior esforço).

Figura 5. Gráficos de resistência total com tubo 7,5 (A) e 8,5 (B) mostrando as situações no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal (R7) e alta (R20) nas situações controle (s/ cânula), espontâneo com tubo, ATC, ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O e PSV de 5, 10, 15 e 20 cmH₂O.

Figura 6. Gráficos de fluxo com tubo 7,5 (A) e 8,5 (B) mostrando as situações no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal (R7) e alta (R20) nas situações controle (s/ cânula), espontâneo com tubo, ATC, ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O e PSV de 5, 10, 15 e 20 cmH₂O. $p < 0,05$ entre todas as medidas.

Figura 7. Gráfico das curvas de fluxo no maior esforço e resistência normal (E2R7), situações controle (espontâneo sem cânula), espontâneo com tubo 7,5 , PSV de 5 cm H₂O e ATC com tubo 7,5.

4.2.4. Pressão Proximal

Na Figura 8 observamos a variação da pressão proximal (P_{prox}), que aumentou com o esforço e reduziu com o aumento de resistência tanto nas situações espontâneas quanto nas situações com ATC. A P_{prox} foi maior na ATC com cânula 7,5.

4.2.5. Volume Corrente

De forma geral o volume corrente (VT) aumentou com o maior esforço (E2) e com o aumento da pressão proximal (PSV e ATC). Houve redução do VT com o aumento da resistência (resistores e cânulas), como já era esperado (Figura 9).

A ATC sempre gerou um VT maior em relação à situação controle e menor em relação a PSV de 5 cmH₂O. Os maiores volumes foram na situação E2R7 com cânula 8,5.

Para o ATC+PSV de 5 cmH₂O, o VT foi sempre maior do que a modalidade PSV de 5 cmH₂O e menor do que com PSV de 10 cmH₂O (exceto na situação E2R7 com tubo 7,5 onde foi igual). Na ATC+PSV de 10 cmH₂O o VT foi sempre maior do que na modalidade PSV de 10 cmH₂O e menor do que com a PSV de 15 cmH₂O.

No entanto, para a situação de maior esforço E2R7 e E2R20 com a cânula 7,5 comparando a ATC+PSV de 5 cmH₂O com PSV de 10 cmH₂O ou a ATC+PSV de 10 cmH₂O com PSV de 15 cmH₂O, embora o VT tenha sido menor na combinação ATC+PSV, os valores foram muito semelhantes.

4.2.6. Trabalho Inspiratório Total

Em geral, o aumento do trabalho inspiratório total (WOB_{total}) foi determinado mais pelo esforço do que pela resistência (Figura 10).

A redução do WOB_{total}, em relação a cada controle, foi a partir da PSV de 10 cmH₂O, assim como também o ATC+PSV de 5 cmH₂O.

A ATC determinou o mesmo WOB_{total} que a PSV de 5 cmH₂O no maior esforço (E2). O mesmo aconteceu para ATC+PSV de 5 cmH₂O e PSV de 10 cmH₂O em E2R7. O WOB_{total} em ATC+PSV de 10 cmH₂O foi menor do que PSV de 15 cmH₂O somente em E2R7 para cânula 7,5; foi igual em E1R7 para tubo 7,5 e em E2R7 para tubo 8,5.

No menor esforço e nas situações com resistência alta, a maioria das vezes a PSV sempre reduziu mais o WOB_{total} do que a ATC ou ATC+PSV.

Figura 8. Gráficos de pressão proximal com tubo 7,5 (A) e 8,5 (B) mostrando as situações no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal (R7) e alta (R20) nas situações controle (s/ cânula), espontâneo com tubo, ATC, ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O e PSV de 5, 10, 15 e 20 cmH₂O. $p < 0,05$ entre todas as medidas, exceto nas situações E1R7, E1R20 e E2R20. com tubo 8,5 onde a medida controle é igual à espontânea, assim como a ATC é igual a PS5 em E2R7 tubo 7,5.

Figura 9. Gráficos de volume corrente com tubo 7,5 (A) e 8,5 (B) mostrando as situações no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal (R7) e alta (R20) nas situações controle (s/ cânula), espontâneo com tubo, ATC, ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O e PSV de 5, 10, 15 e 20 cmH₂O. $p < 0,05$ entre todas as medidas, exceto na situação E2R7 com tubo 7,5, onde o VT da PS5+ATC foi igual ao da PS10.

Figura 10. Gráficos de trabalho inspiratório total com tubo 7,5 (A) e 8,5 (B) mostrando as situações no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal (R7) e alta (R20) nas situações controle (s/ cânula), espontâneo com tubo, ATC, ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O e PSV de 5, 10, 15 e 20 cmH₂O. $p < 0,05$ entre todas as medidas exceto para ATC e PSV de 5 cmH₂O (E2R7 e E2R20); ATC+PSV de 5 e PSV de 10 cmH₂O em E2R7; ATC e espontânea com tubo 7,5 (E2R20); PSV de 5 cmH₂O e espontânea são semelhantes em todas as situações.

4.2.7. Produto Pressão – Tempo Inspiratório Total

Assim como o WOB_{total} , o aumento do Produto pressão – tempo inspiratório total (PTP_{total}) foi determinado mais pelo esforço do que pela resistência (Figura 11).

O PTP_{total} foi reduzido a partir da PSV de 10 cmH_2O , assim como também o ATC+PSV de 5 cmH_2O na situação de resistência normal.

A ATC não reduziu o PTP_{total} abaixo do controle em nenhuma situação, ficando igual à situação espontânea com tubo 7,5 em E1 e E2R20 e E1R7 e R20 com tubo 8,5.

A ATC determinou o mesmo PTP_{total} que a PSV de 5 cmH_2O em E2R7 e E1R7 com tubo 7,5. O mesmo ocorreu com ATC+PSV de 5 cmH_2O e PSV de 10 cmH_2O em E1R7.

A ATC+PSV de 5 cmH_2O reduziu mais o PTP_{total} do que PSV de 10 cmH_2O somente em E2R7, ocorrendo o mesmo com a ATC+PSV de 10 cmH_2O e PSV de 15 cmH_2O em E1 e E2R7 para cânula 7,5 e somente em E2R7 para cânula 8,5.

No menor esforço e nas situações com resistência alta, na maioria das vezes a PSV sempre reduziu mais o PTP_{total} do que a ATC ou ATC+PSV.

Figura 11. Gráficos de produto pressão – tempo total com tubo 7,5 (A) e 8,5 (B) mostrando as situações no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal (R7) e alta (R20) nas situações controle (s/ cânula), espontâneo com tubo, ATC, ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O e PSV de 5, 10, 15 e 20 cmH₂O. $p < 0,05$ entre todas as medidas exceto para ATC e PSV de 5 cmH₂O com tubo 7,5 (E2R7 e E1R7); ATC+PSV de 5 cmH₂O e PSV de 10 cmH₂O em E1R7; ATC+PSV de 10 cmH₂O e PSV de 15 cmH₂O com tubo 8,5 (E1R7); ATC e espontânea com tubo 7,5 (E1 e E2R20) e tubo 8,5 (E1R7 e R20).

4.2.8. Trabalho Imposto pelo Tubo Endotraqueal

O Trabalho imposto pelo tubo endotraqueal (WOB_{imp}) aumentou com o esforço e diminuição do calibre da cânula endotraqueal, sendo que reduziu com o aumento progressivo da pressão inspiratória, como também com a adição de resistores na via aérea.

Em geral o WOB_{imp} foi mais reduzido pela PSV de 5 cmH₂O do que a ATC, exceto na situação E2R7. A ATC+PSV de 10 cmH₂O determinou o mesmo WOB_{imp} do que a PSV de 15 cmH₂O em E1R7 com tubo 7,5 em E1R20 tubo 8,5 (Figura 12).

4.2.9. Produto Pressão – Tempo imposto pelo Tubo Endotraqueal

O produto pressão – tempo imposto pelo tubo endotraqueal (PTP_{imp}), da mesma forma que o WOB_{imp} , aumentou com o esforço e diminuição do calibre da cânula e reduziu com a resistência e o aumento progressivo da pressão inspiratória (Figura 13).

O PTP_{imp} sempre foi menor na PSV de 5 cmH₂O do que na ATC, exceto na situação E2R7. A ATC+PSV de 10 cmH₂O determinou o mesmo PTP_{imp} do que a PSV de 15 cmH₂O em E1R7 com tubo 7,5 e em E1R20 com tubo 8,5.

4.2.10. Produto Pressão – Tempo Expiratório

Na Figura 14 notamos a redução do produto pressão – tempo expiratório ($PTP_{P_{prox} > peep}$) quando comparamos CPAP com CPAP+ATC em todas as situações, exceto em E1R20 com cânula 8,5. O PTP foi reduzido graças à queda da P_{prox} abaixo da PEEP ajustada (Figura 15), determinando um esvaziamento mais rápido (Figura 16) quando a ATC esta ativa no CPAP. A queda da P_{prox} não foi acompanhada de alteração do valor da PEEP traqueal. Ver Tabela em anexo A.

Figura 12. Gráficos de trabalho imposto pelo tubo endotraqueal com tubo 7,5 (A) e 8,5 (B) mostrando as situações no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal (R7) e alta (R20) nas situações controle (s/ cânula), espontâneo com tubo, ATC, ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O e PSV de 5, 10, 15 e 20 cmH₂O. $p < 0,05$ entre todas as medidas exceto nas ATC+PSV de 10 cmH₂O e PSV de 15 cmH₂O em E1R7 com tubo 7,5 e em E1R20 com tubo 8,5.

Figura 13. Gráficos de produto pressão - tempo imposto pelo tubo endotraqueal com tubo 7,5 (A) e 8,5 (B) mostrando as situações no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal (R7) e alta (R20) nas situações controle (s/ cânula), espontâneo com tubo, ATC, ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O e PSV de 5, 10, 15 e 20 cmH₂O. $p < 0,05$ entre todas as medidas exceto na ATC e PSV de 5 cmH₂O em E2R7 com cânula 8,5; e em ATC+PSV de 10 cmH₂O e PSV de 15 cmH₂O em E1R7 com tubo 7,5 e em E1R20 com tubo 8,5.

Figura 14. Gráficos de produto pressão - tempo expiratório com tubo 7,5 (A) e 8,5 (B) mostrando as situações no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal (R7) e alta (R20) nas situações CPAP e ATC+CPAP. $p < 0,05$ entre todas as medidas, exceto em E1R20 com cânula 8,5.

Figura 15. Gráficos das curvas de pressão proximal e traqueal em CPAP de 5 cmH₂O (A) e ATC + CPAP de 5 cmH₂O (B) no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal e cânula 7,5.

Figura 16. Gráficos das curvas de fluxo e volume em CPAP e ATC+CPAP com tubo 7,5 no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal e alta para avaliação da compensação expiratória pela ATC. Note na curva de fluxo o esvaziamento mais rápido quando a ATC esta ativa no CPAP.

4.2.11 Tempo de Disparo

Para todas as situações simuladas o tempo de disparo da fase inspiratória ($\Delta t_{\text{inicial}}$) foi menor do que 100 ms (Figura 17). Considerando uma diferença maior que 13 ms para um $p < 0,05$, todas as medidas foram muito similares. A situação controle seria considerada zero milissegundo.

4.2.12 Tempo de Ciclagem

Nas situações-controle (sem ventilador teste e sem cânula) ocorreu um término prematuro na situação de menor esforço e resistência normal (E1R7) devido a ocorrência de pausa dinâmica do ventilador *drive*. Também ocorreu um atraso na finalização da fase inspiratória do sistema, que foi maior nas situações de maior resistência, devido ao tempo de retorno da pressão pleural a zero (Figura 18).

Nas situações de baixa resistência e baixo esforço ocorreram os maiores valores (em módulo) de finalizações prematuras na ATC, que foram próximas dos controles.

Nas situações de alta resistência e baixo esforço ocorreram os maiores valores de atraso nas finalizações nos modos PSV de 15 (Figura 18) e PSV de 20 cmH₂O (Tabela em anexo A).

Comparando as situações com ATC+PSV de 5 cmH₂O com PSV de 10 cmH₂O e ATC+PSV de 10 cmH₂O com PSV de 15 cmH₂O, o Δt_{final} em todas as situações foi reduzido na associação ATC + PSV.

Figura 17. Gráficos do tempo de disparo da fase inspiratória com tubo 7,5 (A) e 8,5 (B) mostrando as situações no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal (R7) e alta (R20) nas situações controle (s/ cânula), espontâneo com tubo, ATC, ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O e PSV de 5, 10,15 e 20 cmH₂O. Considerando entre todas as medidas uma diferença maior que 13 ms para um $p < 0,05$, todas as medidas são muito similares.

Figura 18. Gráficos do tempo de ciclagem com tubo 7,5 (A) e 8,5 (B) mostrando as situações no menor (E1) e maior (E2) esforço com resistência normal (R7) e alta (R20) nas situações controle (s/ cânula), espontâneo com tubo, ATC, ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O e PSV de 5, 10, 15 e 20 cmH₂O. $p < 0,05$ quando as medidas forem maior que 5 ms entre si.

4.3. Comparação da ATC versus PSV

4.3.1. ATC versus PSV de 5 cm H₂O

Situação E2R7

Tanto a ATC quanto a PSV de 5 cmH₂O tiveram o mesmo WOB_{total} com valores de P_{prox} iguais. O WOB_{imp}, o VT e o Δt_{final} foram menores na ATC (Figura 19 e 20).

Situação E1R20

A PSV de 5 cm H₂O reduziu mais o WOB_{total} e WOB_{imp} do que a ATC. A P_{prox}, o VT e o Δt_{final} foram menores na ATC do que na PSV de 5 cmH₂O (Figura 21).

Entretanto, apenas recordando, tanto o WOB_{total} quanto o PTP_{total}, em relação ao controle para os dois ventiladores, não foram compensados nem pela ATC nem pela PSV de 5 cmH₂O.

Figura 19. Gráficos de pressão proximal (A), volume corrente (B), trabalho total e imposto (C) e tempo de ciclagem (D) na comparação da ATC e PSV de 5 cmH₂O na situação de maior esforço (E2) e resistência normal (R7) com tubo 7,5. $p < 0,05$ entre ATC e PSV de 5cmH₂O, exceto para Pprox e WOB_{total}.

Figura 20. Gráficos das curvas de pressão proximal (A), pressão traqueal (B), fluxo (C) e pressão pleural (D) em ATC versus PSV de 5 cm H₂O na situação de maior esforço e resistência normal (E2R7) com cânula 7,5.

Figura 21. Gráficos de pressão proximal (A), volume corrente (B), trabalho total e imposto (C) e tempo de ciclagem (D) na comparação da ATC e PSV de 5 cmH₂O na situação de menor esforço (E1) e resistência alta (R20) com tubo 8,5. $p < 0,05$ entre ATC e PSV de 5cmH₂O.

4.3.2. ATC+PSV versus PSV

Situação E2R7

A ATC+PSV de 5 cmH₂O determinou o mesmo WOB_{total} e VT do que a PSV de 10 cmH₂O, com os valores de P_{prox} e WOB_{imposto} muito similares. O Δt_{final} foi significativamente menor na ATC+PSV de 5 cmH₂O (Figura 22).

ATC+PSV de 10 cmH₂O determinou uma P_{prox} maior com valores de VT e WOB_{imp} similares em relação a PSV 15 cmH₂O. Os valores de WOB_{total} e Δt_{final} da ATC+PSV de 10 cmH₂O foram significativamente menores (Figuras 23 e 24).

Situação E1R20

Quando comparamos ATC+PSV de 5 cmH₂O com a PSV de 10 cmH₂O e ATC+PSV de 10 cm H₂O com a PSV 15 cmH₂O, todas as variáveis tiveram diferenças significativas (Figura 25 e 26).

Os valores de VT e P_{prox} foram maiores na PSV de 10 e 15 cmH₂O com valores de WOB_{total} e WOB_{imp} menores em relação ao ATC+PSV de 5 cmH₂O e ATC+PSV de 10 cmH₂O, respectivamente. O Δt_{final} foi discretamente menor na combinação entre ATC+PSV.

Figura 22. Gráficos de pressão proximal (A), volume corrente (B), trabalho total e imposto (C) e tempo de ciclagem (D) na comparação da ATC+PSV de 5 versus PSV de 10 cmH₂O na situação de maior esforço (E2) e resistência normal (R7) com tubo 7,5. $p < 0,05$ entre ATC e PSV de 5cmH₂O exceto para VT e WOB_{total}.

Figura 23. Gráficos de pressão proximal (A), volume corrente (B), trabalho total e imposto (C) e tempo de ciclagem (D) na comparação da ATC+PSV de 10 versus PSV de 15 cmH₂O na situação de maior esforço (E2) e resistência normal (R7) com tubo 7,5. $p < 0,05$ entre ATC e PSV de 5cmH₂O.

Figura 24. Gráficos das curvas de pressão proximal (A), pressão traqueal (B), fluxo (C) e pressão pleural (D) e em ATC+PSV de 10 cm H₂O versus PSV de 15 cm H₂O na situação de maior esforço e resistência normal (E2R7) com cânula 7,5.

Figura 25. Gráficos de pressão proximal (A), volume corrente (B), trabalho total e imposto (C) e tempo de ciclagem (D) na comparação da ATC+PSV de 5 versus PSV de 10 cmH₂O na situação de menor esforço (E1) e resistência alta (R20) com tubo 8,5. $p < 0,05$ entre ATC e PSV de 5cmH₂O.

Figura 26. Gráficos de pressão proximal (A), volume corrente (B), trabalho total e imposto (C) e tempo de ciclagem (D) na comparação da ATC+PSV de 10 versus PSV de 15 cmH₂O na situação de menor esforço (E1) e resistência alta (R20) com tubo 8,5. $p < 0,05$ entre ATC e PSV de 5cmH₂O. Exceto para WOB imposto.

DISCUSSÃO

5. Discussão

Os principais resultados deste estudo foram:

1. Em relação ao trabalho respiratório, de uma forma geral, nas simulações de maior demanda ventilatória (E2R7 e E2R20), a ATC foi equivalente a PSV de 5 cmH₂O. Nas simulações de baixa demanda ventilatória com resistência normal e alta, o trabalho respiratório foi mais reduzido pela PSV do que pela ATC. No entanto, somente a partir da PS de 10 cmH₂O ou ATC+PSV de 5 cmH₂O, o WOB e PTP ficaram iguais ou menores que o controle (situação sem tubo).
2. A ATC e ATC+PSV determinaram melhor sincronia paciente – ventilador (menor atraso na ciclagem) do que a PSV em nosso simulador do sistema respiratório.
3. A compensação expiratória da ATC, quando ativada no modo CPAP, melhorou a eficiência da válvula exalatória, resultando num menor PTP expiratório (avaliado pela pressão proximal) sem alterar o valor da PEEP na traquéia.

5.1. Trabalho respiratório e produto pressão – tempo

Dois principais fatores podem explicar o desempenho da ATC frente a PSV em relação à redução WOB e o PTP:

1. a influência da resistência, a variação do fluxo e o esforço simulado;
2. a versão comercial do software ATC implementada no Evita 4, diferente da versão original.

O tubo endotraqueal, sendo a conexão mais estreita entre o paciente e o ventilador, age como um resistor não-linear e pode promover um aumento do trabalho respiratório total, como demonstrado por vários autores (Bersten *et al.* 1989; Bolder *et al.* 1986; Conti *et al.* 1994).

A ATC foi desenvolvida com o principal objetivo de compensar essa resistência imposta pelo tubo e, conseqüentemente, o trabalho imposto no sistema respiratório por essa resistência, já que a PSV poderia ter alguma deficiência em relação ao comportamento não-linear da resistência do tubo (Fabry *et al.* 1994; Fabry *et al.* 1997).

A nossa hipótese, de acordo com os estudos iniciais sobre a ATC, era que pudéssemos anular o WOB_{imp} pelo tubo endotraqueal através, somente, da compensação do componente resistivo do tubo, não promovendo, portanto, altos volumes correntes, como freqüentemente ocorre com pacientes que utilizam altos valores de PS para compensar tanto o WOB_{imp} quanto o WOB_{total} . Conforme discutimos, o aumento do volume corrente seria um problema, principalmente em pacientes com altas constantes de tempo, pois pode gerar dissincronia paciente – ventilador.

Straus *et al.* (1998) não encontraram diferença no trabalho respiratório total ao final de 2h do teste de desmame e após a extubação com sucesso em 14 pacientes. A resistência da via aérea supraglótica mensurada através do método de reflexão acústica apresentou uma variação normal, significativamente menor do que a do tubo endotraqueal, com uma média de $0,92 \pm 0,56$ contra $2,4 \pm 0,52$ cmH₂O/L/s, respectivamente, com uma taxa de fluxo de 0,5 L/s e com uma média de

calibre do tubo de 7.78 ± 0.50 mm. Esse estudo mostrou que, apesar do aumento de resistência imposta pela presença do tubo, o trabalho respiratório total não foi estatisticamente diferente.

Sob esse ponto de vista, talvez a ATC não seria necessária já que o tubo não impôs trabalho algum. Entretanto, Wright *et al.* (1989) encontraram um valor de resistência do tubo, usando um tubo de 8 mm e fluxo de 0,5 L/s, de $4,8 \pm 0,6$ cmH₂O/L/s, que era duas vezes maior que o achado de Straus *et al.* (1998). Neste mesmo estudo, porém em simulador do sistema respiratório, Wright *et al.* (1989) encontraram uma resistência menor do que a medida em seus pacientes, com uma média de $3,3 \pm 0,4$ cmH₂O/L/s semelhante a que encontramos no menor esforço com um pico de fluxo similar de 0.52 L/s com tubo 7,5 que foi de 3,8 cmH₂O/L/s, calculada a partir da diferença entre a P_{prox} e P_{traq} . Dessa forma, no estudo de Straus *et al.* (1998), como a resistência do tubo endotraqueal foi muito baixa, pode ter contribuído para o fato de não apresentar diferença estatística no WOB_{total} entre o final do teste de tubo T e após a extubação. Com esse resultado, a relação que encontrou do WOB_{imp} / WOB_{total} foi de 11%, semelhante a que encontramos: 11% (tubo 8,5) e 15% (tubo 7,5), na situação de resistência de via aérea normal.

Em contraste, Brochard *et al.* (1991) estudaram 11 pacientes com o objetivo de determinar o WOB_{imp} pelo tubo endotraqueal e qual seria o valor de PS que poderia neutralizá-lo. Para isso, comparou o WOB_{total} desses pacientes em 3 etapas: durante a ventilação mecânica com 4 valores de PSV, respiração espontânea com tubo T e após a extubação desses

pacientes. Foi encontrado um aumento de 27% do WOB_{total} que foi atribuído ao tubo endotraqueal, sendo que foram necessários valores de PS de 3,4 a 14,4 cmH₂O para igualar o trabalho respiratório pós extubação. Os maiores valores de PS foram necessários para pacientes com DPOC.

Retornando ao estudo de Straus *et al.* (1998), a justificativa dos autores para os resultados contrastantes com o estudo de Brochard *et al.* (1991) foi que, talvez, o trabalho imposto pelo tubo tenha sido subestimado pelo alto valor de trabalho total encontrado em seus pacientes, os quais obtiveram sucesso no desmame: os valores encontrados foram de $1,72 \pm 0,59$ J/L ao final do teste de 2h, enquanto que esses valores habitualmente encontram-se entre 1 e 1,4 J/L (Fiaastro *et al.* 1988). Esta situação foi parcialmente explicada pela presença do trocador de calor (HME - umidificador passivo) que adicionava resistência e espaço morto ao sistema, embora para o cálculo da resistência do tubo e da região supraglótica tenha sido feita uma correção para excluir o efeito do HME.

Como no estudo de Straus *et al.* (1998), o WOB_{imp} também pode ter sido subestimado em nosso estudo pela simulação do esforço, o que pode ter comprometido de alguma forma o desempenho da ATC. Quando se insere o tubo no modelo mecânico, o fluxo proximal se reduz em relação ao valor do controle devido ao aumento da resistência imposta pelo próprio tubo. Isso pode ter prejudicado o desempenho da ATC que depende da variação do fluxo para determinar a sua compensação pelo aumento da pressão proximal. Logicamente, o modelo mecânico, por sua particularidade, mantém sempre o mesmo esforço que é sustentado pelo ventilador *drive*,

não se adaptando ao aumento e nem à diminuição da carga ventilatória como acontece em humanos logo nos primeiros ciclos respiratórios (Pompilio 2000; Viale *et al.* 1998). A solução disto seria aumentarmos o esforço do modelo mecânico através do ajuste da pressão controlada do ventilador *drive* para manter o mesmo fluxo do controle; entretanto, poderíamos também aumentar muito o trabalho total, fugindo da proposta que era simular, nesta situação específica, um indivíduo com mecânica pulmonar normal respirando somente através de um tubo endotraqueal mas com valores de WOB_{total} dentro da normalidade para uma respiração tranqüila que, segundo Oczenski *et al.* (2002), varia entre 0,5 e 0,7 J/L. No estudo de Brochard *et al.* (1989), essa variação foi de $0,52 \pm 0,12$ J/L para os pacientes que ficaram fora do limiar de fadiga muscular através da otimização da PSV. Em nosso estudo, o valor do WOB_{total} foi de 0,66 J/L simulando o esforço e resistência normal com tubo 7,5 mm.

Outro fator que pode ter contribuído foi que a complacência estática do modelo ficou abaixo do desejado, devido a limitações do próprio modelo. Com uma complacência estática um pouco maior, poderíamos elevar a pressão controlada do ventilador *drive* para ajustar o fluxo, sem que ocorressem grandes variações da pressão pleural que inevitavelmente levaria a um aumento mais importante do WOB_{total} .

Em relação aos esforços simulados, nossos resultados confirmam os achados de outros estudos nos quais a ATC determinou maior compensação, considerando o trabalho respiratório, nas situações de alta demanda ventilatória (Fabry 1997; Haberthur 1999).

A ATC combinada ou não com PSV compensou mais o WOB_{total} e o PTP_{total} às custas de uma pressão proximal maior, fato esse verificado nas situações de maior esforço e resistência normal (E2R7), que simulavam alta demanda ventilatória, onde logicamente ocorreu maior taxa de fluxo. Somente nessas situações a ATC levou ligeira vantagem ou, pelo menos, determinou redução do WOB_{total} e o PTP_{total} equivalente à da PSV. Esse mecanismo de compensação é determinado por um algoritmo que calcula de forma instantânea a queda de pressão traqueal causada pela cânula e, desta forma, a compensação ocorre pelo aumento da pressão proximal, buscando uma estabilização na linha de base da pressão traqueal.

Essa compensação se tornou mais evidente neste estudo quando a ATC foi configurada para uso em tubo de pequeno calibre, onde temos um maior componente resistivo, o que determina maior correção da queda de pressão pelo algoritmo da ATC. Este achado também já havia sido verificado por Fujino *et al.* (2003).

Em relação ao conceito de trabalho imposto pelo tubo traqueal, achamos importante tecer algumas considerações. Alguns estudos (Fabry 1997; Haberthur 1999 e 2000; Banner 2002) levam em consideração a queda da pressão traqueal integrada à variação do volume para o cálculo do trabalho imposto. Quando o paciente inicia a inspiração, a pressão traqueal cai abaixo do valor da PEEP devido a vários fatores, como o esforço inspiratório, a resistência do tubo e a demanda de fluxo que pode não ser ideal, dependendo dos ajustes do modo ventilatório ou das características do ventilador. Embora o ventilador tivesse de manter a P_{prox} constante, no valor

da PEEP (CPAP) ou de acordo com o alvo da pressão pré-ajustada (PSV), se não existisse o tubo como forma de conexão com a via aérea o alvo do ventilador seria a P_{traq} , anulando, portanto, todo trabalho imposto pelo tubo endotraqueal, conforme demonstrado por Banner *et al.* (2002). Neste estudo experimental os animais (porcos) foram ventilados com CPAP de 5 cmH₂O, mas o controle da pressão proximal do ventilador estava na traquéia; foram necessários valores de P_{prox} de 5 a 40 cmH₂O para manter a P_{traq} constante em CPAP de 5 cmH₂O conforme o fluxo de demanda variava de 0,2 a 2,3 L/s. O WOB_{imp} foi insignificante em baixa demanda, enquanto que, em alta demanda ventilatória, atingiu valores expressivos.

Fabry *et al.* (1997) compararam a ATC e a PSV na redução do WOB_{imp} em pacientes com alta e baixa demanda ventilatória. Nas situações de baixa demanda, a ATC atingiu uma P_{prox} de $6,5 \pm 1,8$ cmH₂O acima da PEEP, com o WOB_{imp} discretamente menor do que com a PS de 5 cmH₂O; porém, essa diferença foi estatisticamente significativa. Já a PS de 10 e 15 cmH₂O foram superiores à ATC. Entretanto, no grupo de pacientes com alta demanda, o pico da P_{prox} da ATC foi de $26,5 \pm 5,7$ cmH₂O acima da PEEP, o que levou a uma maior redução do WOB_{imp} do que com a PS de 15 cmH₂O. Em contraste com nosso estudo, a ATC foi equivalente a PS de 5 cmH₂O somente na maior demanda. Quando comparamos a situação de maior esforço e resistência normal (tubo 7,5) com os pacientes de alta demanda ventilatória com uma média de tubo semelhante ($7,8 \pm 0,5$) do estudo de Fabry *et al.* (1997), o WOB_{imp} que encontramos na ATC foi cerca de 4 vezes maior, sendo que os valores atingidos com a PS de 5, 10 e 15 cmH₂O foram

semelhantes ao nosso estudo (valores esses obtidos através de uma análise visual dos gráficos, pois o artigo não apresenta os dados em forma de tabela para o WOB_{imp}). Já P_{prox} atingida na ATC na maior demanda, em nosso estudo, foi no máximo de 4,9 cmH₂O contra $26,5 \pm 5,7$ cmH₂O do estudo de Fabry *et al.* (1997). Analisando os valores de P_{prox} atingida pela ATC em nosso estudo e comparando com os dados do estudo de Fabry *et al.* (1997) podemos dizer que houve uma subcompensação pela ATC em nosso estudo, pois a carga de trabalho lá encontrada pode ser considerada semelhante se analisarmos a redução do WOB_{imp} pela PSV no estudo de Fabry *et al.* (1997).

Haberthur *et al.* (1999) realizaram um estudo muito semelhante, porém com pacientes traqueostomizados, o que, de certa forma, impossibilita uma comparação direta com nosso estudo. Quando comparados os dados desses autores com os do nosso estudo, o WOB_{imp} foi sempre maior no nosso estudo (1,41 versus $0,90 \pm 0,14$ J/L ambos em CPAP em alta demanda), o que pode ser justificado pela presença de tubo endotraqueal que impõe maiores resistência e WOB que uma cânula de traqueostomia (Diehl *et al.* 1999a), apesar da média do calibre ($8,4 \pm 0,6$ mm) ser semelhante ao do tubo 8,5. Apesar de não apresentarem seus dados de P_{prox} para podermos avaliar a compensação pela ATC, Haberthur *et al.* (1999) relataram que a queda da P_{traq} em seus pacientes de alta demanda excedeu 20 cmH₂O, o que sugere um valor de P_{prox} atingido pela ATC muito maior que os de nossos resultados. Entretanto, as taxas de fluxo, que determinam a compensação da ATC, foram muito maiores do que as

que encontramos. Isto pode ser observado quando comparamos o grupo de pacientes de alta demanda desse estudo com a nossa situação de maior esforço e resistência normal. O maior pico de fluxo atingido em nosso estudo foi de 1,5 L/s com PS de 20 cmH₂O, que é bastante diferente dos valores extremamente elevados encontrados no estudo Haberthur *et al.* (1999), onde os valores variaram de $1,34 \pm 0,17$ L/s (em CPAP) até um máximo de $2,12 \pm 0,25$ L/s (na ATC).

Em relação à redução do WOB_{imp}, Haberthur *et al.* (1999) obteve os mesmos resultados do estudo de Fabry *et al.* (1997) nos pacientes de baixa e alta demanda. No grupo da baixa demanda, novamente a ATC reduziu o WOB_{imp} mais que a PS de 5 cmH₂O e menos que a PS de 10 cmH₂O, como no estudo de Fabry *et al.* (1997). Comparando o grupo de pacientes de baixa demanda do estudo de Haberthur *et al.* (1999) com a nossa situação de menor esforço com resistência normal, as taxas de fluxos foram muito semelhantes, porém o WOB_{imp} foi maior em nosso estudo, tanto na PSV quanto na ATC. Provavelmente, isso também foi determinado pela maior resistência provocada pelo tubo em relação a traqueostomia utilizada no estudo de Haberthur *et al.* (1999).

Haberthur *et al.* (2000), em estudo semelhante ao de 1999, porém analisando somente um grupo de pacientes, relatou uma redução não só do WOB_{imp}, como também do WOB_{total} dos pacientes, o qual foi menor na ATC do que na PS de 15 cmH₂O. A ATC também determinou menores subcompensação e supercompensação da pressão traqueal do que a PSV.

Resumindo, um dos resultados mais evidentes desses estudos (Fabry *et al.* 1997; Haberthur *et al.* 2000; Haberthur *et al.* 1999) foi que em baixa demanda ventilatória e em relação ao alívio da carga imposta pelo tubo o uso da ATC não é melhor que o uso de um valor baixo de PS, o que é perfeitamente aceito sob o ponto de vista do trabalho imposto pelo tubo. Entretanto, a ATC, mesmo em baixa demanda, foi claramente superior à PS de 5 cmH₂O e, em alta demanda, foi até superior à PS de 15 cmH₂O.

Esses resultados são diferentes de nossos achados visto que, mesmo na situação mais favorável (maior esforço com resistência normal e configuração para tubo 7,5 mm), a ATC foi apenas equivalente a uma PS de 5 cmH₂O. Além disso, na situação de menor esforço a compensação da ATC foi correspondente aos estudos de Fujino *et al.* (2003), Maeda *et al.* (2003) e Kuhlen *et al.* (2003), onde a ATC promoveu uma compensação bem menor que uma PS de 5 cmH₂O, o que contrasta com os estudos do grupo alemão (Fabry *et al.* 1997; Haberthur *et al.* 2000; Haberthur *et al.* 1999) sobre a ATC.

Como o trabalho imposto pelo tubo depende muito da taxa de fluxo e, como vimos, sua importância está nas situações de alta demanda ventilatória, seria lógico que a ATC compensasse mais o WOB_{imp} nessas situações, o que poderia explicar em parte a grande diferença de nossos resultados. Ou seja, a nossa alta demanda ventilatória poderia não ser tão alta o suficiente para promover o mesmo desempenho da ATC. Entretanto, parece que não foi isso que ocorreu, como pudemos ver ao comparar nossos dados com o de Fabry *et al.* (1997). Por outro lado, nos estudos do grupo alemão (Fabry *et al.* 1997; Haberthur *et al.* 2000; Haberthur *et al.*

1999), a baixa demanda ventilatória de seus pacientes poderia não ser tão baixa quanto a nossa e dos outros estudos citados acima, o que justificaria, então, um melhor desempenho da ATC nesta situação. Contudo, nas situações realmente de baixa demanda a utilidade da ATC é questionável.

Há evidências de que os pacientes que falham no teste de desmame normalmente apresentam uma maior demanda ventilatória (Jubran e Tobin 1997; Martinez *et al.* 2003) e, portanto, se o mesmo desenho do estudo de Straus *et al.* (1998) fosse aplicado nesses pacientes, o resultado poderia ser um alto grau de trabalho imposto pelo tubo, que poderia ser compensado pela PSV como demonstrado por Brochard *et al.* (1991), principalmente em pacientes com DPOC. Com esse raciocínio, os pacientes que falham no teste de desmame necessitam de suporte ventilatório para não entrar em fadiga. Dessa forma, se a ATC ou a PSV determinar alívio do trabalho respiratório maior do que a mera compensação do WOB_{imp} pelo tubo e propriedades não ideais dos ventiladores, isso pode nos dar a falsa impressão que o paciente passou no teste de ventilação espontânea e está em condições de ser desmamado do ventilador, sendo que, na verdade, ainda é dependente do suporte ventilatório (Elsasser *et al.* 2003). Essa hipótese foi confirmada pelo estudo de Oczenski *et al.* (2002) que comparou CPAP associado ATC com PS de 5 cmH₂O em pacientes com demanda ventilatória normal e não encontrou diferença no consumo de oxigênio, nas variáveis hemodinâmicas e no padrão respiratório. Esses autores concluíram que, especificamente em grupo de pacientes com demanda ventilatória normal, não é necessário pressão positiva para teste de ventilação

espontânea. Além disso, esses autores, citando o estudo de Straus *et al.* (1998), comentam que nesses grupos de pacientes (baixa demanda e sucesso da extubação) a resistência imposta pelo tubo pode imitar a resistência natural imposta pela via aérea superior, dispensando portanto a pressão positiva. Kuhlen *et al.* (2003) chegaram à conclusão semelhante em seu estudo, onde também não encontraram diferença no WOB_{total} entre a ATC e teste com tubo T no desmame de pacientes com sucesso na extubação. Nesse estudo, a mediana do calibre do tubo foi de 9,5 mm e o tempo de intubação de $10,2 \pm 8,4$ dias. Em contraste, Haberthür *et al.* (2002) ao avaliarem 90 pacientes (três grupos de 30 pacientes), com média de $6,3 \pm 5,3$ dias de intubação, submetidos a teste de ventilação espontânea, com duas horas de duração, nas modalidades PSV, ATC e em tubo T de forma randomizada, relataram que os pacientes que apresentaram falha no teste com tubo T e PS de 5 cmH₂O foram extubados com sucesso no teste subsequente com uso da ATC, levando o autor a sugerir que o modo ATC também poderia ser utilizado como teste de ventilação espontânea.

Extrapolando esses dados para o nosso estudo, apesar de ser em simulador do sistema respiratório, podemos fazer algumas analogias.

Em nosso estudo, considerando que o comportamento do esforço simulado foi contínuo como já discutido, apesar da redução da taxa de fluxo quando inserido o tubo, o WOB_{total} e PTP_{total} aumentaram, no máximo, 15 % e 23 %, respectivamente, em relação ao controle (na situação espontânea sem tubo). A expectativa era que a ATC reduzisse o WOB_{total} e o PTP_{total} para o mesmo valor do controle, independentemente deste valor

basal. Em outras palavras, a ATC realmente não tem obrigação de reduzir o WOB_{total} e nem o PTP_{total} do paciente, já que foi idealizada apenas para compensação do tubo. Mas, tem obrigação de restabelecer o mesmo WOB_{imp} pelo tubo em relação ao controle, o que seria quase impossível se pensarmos que o ventilador teria que manter a P_{traq} constante até na fase de disparo. Conforme mostrado por Wrigge *et al.* (2001), isto não ocorre pois há uma certa imprecisão do algoritmo da ATC na estabilização da P_{traq} , principalmente na fase inicial da inspiração. Talvez, isso aconteceria se o ventilador tivesse uma válvula de demanda poderosa que permitisse um desempenho ótimo e abertura extremamente rápida, para não deixar oscilar a P_{traq} nem para valores inferiores (*undershoot*) ou superiores (*overshoot*) à linha de base da PEEP.

Entretanto, os resultados do estudo de Haberthür *et al.* (2000) mostram uma maior redução WOB_{total} pela ATC do que com a PS de 15 cmH₂O. Teoricamente, isso não deveria ocorrer, a não ser que o aumento da WOB_{total} em relação à situação basal, que foi CPAP, fosse puramente devido à presença do tubo, pois em situações de alta demanda ventilatória a ATC, caso conseguisse sempre estabilizar a P_{traq} de forma ideal, poderia até anular o WOB_{imp} . No entanto, o WOB_{total} não deveria ser totalmente aliviado, porque este não depende somente da carga imposta pelo tubo mas também de propriedades elásticas e resistivas do sistema respiratório, além do próprio *drive* respiratório. Provavelmente, o que ocorreu nesse estudo foi que a ATC promoveu uma compensação maior do que a mera resistência do tubo (*overshoot* da P_{traq}).

Entretanto, em nosso estudo a ATC não reduziu, em nenhuma situação simulada, o WOB e nem o PTP total para o valor do controle, o que está de acordo como os achados de Fujino *et al.* (2003) e Maeda *et al.* (2003), que avaliaram a ATC dos ventiladores Nellcor Puritan Bennett 840[®] e Evita 4 em simulador do sistema respiratório. Todavia, nesses estudos, baseando-se no valor do PTP, o maior esforço simulado foi equivalente à nossa situação de menor esforço com resistência normal, o que levou provavelmente a um valor de compensação um pouco menor do que em nosso estudo. Além disso, confirmamos os achados de Kuhlen *et al.* (2003) de que a ATC foi semelhante ao tubo T em situações de baixa demanda e resistência aumentada que corresponde à situação E1R20 com tubo 8,5 de nosso estudo.

Da mesma maneira que Brochard *et al.* (1991) encontraram uma grande variação do valor de PSV para compensar o trabalho imposto pelo tubo, em nosso estudo tanto WOB quanto o PTP (total e imposto) só foram reduzidos abaixo do valor do controle com a combinação entre a ATC+PSV de 5 e 10 cmH₂O, como também valores de PS acima de 10 cmH₂O.

Nas situações de alta resistência de via aérea e menor esforço, onde houve uma queda do fluxo inspiratório, a inserção do tubo determinou um acréscimo muito pequeno na resistência total, aumentando pouco o WOB e o PTP_{total}. Assim, a PS de 5 cmH₂O foi suficiente para determinar valores semelhantes ao controle.

Até este ponto vimos que a ATC tem seu melhor desempenho em relação a PSV nas situações de alta demanda ventilatória, aqui representada

pela situação de maior esforço. Da mesma forma, a combinação ATC+PSV foi melhor pelo fato de que PSV já determina maior gradiente de pressão, gerando maior variação de fluxo, o que leva também a uma maior compensação pela ATC na variação da pressão proximal. Parece-nos que essa combinação seria muito útil em uso clínico, pois ela permite o uso de um menor valor de PS para aliviar a carga muscular sem correr o risco da hiperinsuflação pulmonar, principalmente quando se utilizam tubos de pequeno calibre. Somente um estudo (Singer *et al.* 2001) comparou a combinação entre a ATC e PSV em pacientes intubados. Foram avaliados o consumo de oxigênio, parâmetros hemodinâmicos e padrão respiratório entre a ATC combinada ou não com vários valores de PS: menor que 15 cmH₂O, entre 15 e 20 cmH₂O e entre 20 e 30 cmH₂O. Somente encontraram diferença após ativar a ATC quando foram usados valores de PS inferiores a 15 cmH₂O. Nesta situação, ao ser ativada a ATC, os pacientes apresentaram maior volume corrente com menores valores de consumo de oxigênio, volume minuto, auto-PEEP, frequência respiratória e cardíaca.

5.2. Situação de alta resistência

Uma das questões importantes que gostaríamos de avaliar seria o comportamento da ATC frente ao aumento da resistência de via aérea, ou seja, o uso da ATC em pacientes com DPOC e Asma, tópico ainda pouco explorado, pois na maioria dos estudos sobre ATC esses pacientes foram excluídos.

Em nosso estudo, nas situações de alta resistência, a PSV foi sempre superior em reduzir o WOB e o PTP quando comparada com a ATC, mesmo estando esta combinada com a PSV.

O motivo pelo qual a ATC, mesmo no maior esforço, não reduziu o WOB e nem o PTP nas situações de alta resistência foi, provavelmente, a queda de fluxo proporcionada pela resistência. O raciocínio é semelhante ao que ocorre com a inserção do tubo na via aérea, como já foi discutido.

Na situação com esforço e resistência normal (E1R7), quando se adaptou o **resistor entre a pressão traqueal e alveolar** para simular a alta resistência (E1R20), ocorreu a diminuição das pressões proximais e traqueais, conseqüentemente gerando menor gradiente ($P_{prox} - P_{traq}$) pelo tubo e assim menor WOB_{imp} , o que determinou logicamente menor compensação pela ATC. Já em relação à pressão pleural, ocorreu uma maior variação devido ao aumento do gradiente entre a pressão traqueal e alveolar (resistor entre os sensores dessas duas pressões), determinando portanto maior WOB_{total} . Dessa maneira, embora o WOB_{total} tenha aumentado na simulação de alta resistência, o fluxo proximal não foi mantido. Conforme já discutido, isso se deveu à manutenção do esforço gerado pelo ventilador *drive* nas duas situações: resistência normal e alta no mesmo esforço. Porém, diferentemente da simulação de um indivíduo normal respirando através do tubo onde o valor de WOB_{total} teria de ser normal para uma respiração tranqüila, o que obtivemos foi uma simulação de um indivíduo com um certo grau de obstrução na via aérea, onde a demanda ventilatória acabou ficando diminuída com um aumento discreto do WOB_{total} .

No entanto, para compararmos de fato a ATC na variação de resistência de via aérea, a demanda que simulamos na alta resistência teria de ser igual à simulação do mesmo esforço com resistência normal. Isto é, a taxa de fluxo na situação E1R7 teria de ser a mesma da situação E1R20 (ou E2R7 igual a E2R20), para podermos comparar o desempenho da ATC com a mesma taxa de fluxo e com um WOB_{total} maior.

Portanto, não podemos afirmar que o baixo desempenho da ATC frente a PSV nas situações de alta resistência, como ocorrido neste estudo, poderia acontecer também na prática clínica em pacientes com obstrução ao fluxo das vias aéreas que, dependendo da gravidade da insuficiência respiratória, podem apresentar alta demanda ventilatória e assim maior WOB_{imp} pelo tubo, como encontrado por Brochard *et al.* (1989).

No entanto, podemos afirmar que quando a resistência real do tubo é maior do que a informada na configuração da ATC no ventilador, esta poderá subcompensar o WOB_{imp} . Karason *et al.* (2001) demonstraram, em simulador do sistema respiratório, que o gradiente entre a pressão proximal e traqueal é muito mais influenciado por diferentes conectores e secreções no lúmen do tubo do que somente pelo gradiente do tubo *in vitro*, o qual foi a forma em que o algoritmo da ATC foi determinado em laboratório. Assim, o algoritmo da ATC pode, de certa forma, subestimar a verdadeira resistência do tubo e, conseqüentemente, determinar uma subcompensação. Este mesmo achado também foi observado por Banner *et al.* (2002) em porcos ventilados com controle da pressão traqueal: foram necessários valores de

P_{prox} acima de 50 cmH₂O para anular o WOB_{imp} pelo tubo nas simulações de obstrução parcial (50 e 75%) do tubo.

Poderíamos dizer que, de certa maneira, embora não fosse esse o nosso propósito, a situação de alta resistência representou o comportamento da ATC frente a uma obstrução do tubo. Isso aconteceu pela queda de fluxo proporcionada pela alta resistência, determinando um menor gradiente de pressão entre a P_{prox} e P_{traq} , levando logicamente a um menor WOB_{imp} e, conseqüentemente, uma menor compensação pela ATC.

Portanto, a compensação determinada pela ATC pode ser limitada pelo fato de inferir a pressão traqueal em vez de efetivamente medi-la. Assim, qualquer obstrução do tubo pode efetivamente reduzir o fluxo proximal e determinar uma subcompensação pela ATC do WOB_{imp}. Neste caso, o controle da ventilação pela mensuração real da P_{traq} seria muito mais interessante, como demonstrado pelos estudos de Banner *et al.* (2002) e Karason *et al.* (2001). Entretanto, numa situação em que ocorra um intenso aumento da resistência na própria via aérea, o gradiente de pressão entre a P_{alv} e P_{traq} seria muito maior do que entre a P_{traq} e a P_{prox} , deixando claro que a ATC, mesmo numa situação em que seu controle seja pela medida direta da P_{traq} , conseguindo dessa maneira promover uma compensação perfeita do tubo até em situações onde nele ocorra obstrução parcial, sem a combinação com a PSV nunca poderia compensar a resistência da via aérea, já que este não é o seu objetivo primário.

Portanto, em pacientes com alta resistência das vias aéreas, a ATC pode até compensar a WOB_{imp} pelo tubo, porém jamais aliviaria o WOB_{total} desses pacientes.

Uma outra limitação de nosso estudo talvez seja a situação controle de maior esforço e resistência alta (E2R20), onde o valor do WOB_{total} ficou um pouco baixo, não chegando a um valor maior do que 1,4 J/L, média que normalmente indica falha na extubação de pacientes, segundo Fiastró *et al.* (1988). Para Brochard *et al.* (1989) este valor é maior ainda, pois em seu estudo o valor de limiar de fadiga encontrado foi de 1,58 J/L.

5.3. Versão comercial da ATC

A grande discrepância encontrada no desempenho da ATC entre os estudos aqui citados pode ser explicada pela implementação de um algoritmo simplificado da ATC nos ventiladores comerciais (Evita 4 e Nellcor Puritan Bennett 840). Provavelmente, a razão disso foi priorizar a confiabilidade e robustez do ventilador para uso na rotina clínica (Elsasser *et al.* 2003).

Elsasser *et al.* (2003) realizaram um estudo em simulador do sistema respiratório comparando a ATC original com a versão modificada em dois ventiladores comerciais. A ATC original foi claramente superior à versão comercial tanto na compensação inspiratória quanto na expiratória. Esses autores concluem que a vantagem da ATC em relação a PSV poderá ser desprezível se a versão comercial desses ventiladores não for melhorada.

Isto explica por que os estudos mais recentes, tanto clínicos quanto em simuladores do sistema respiratório, destoam dos estudos iniciais (Fabry *et al.* 1994; Fabry *et al.* 1997; Haberthur *et al.* 2000; Haberthur *et al.* 1999) que foram realizados com um protótipo da ATC implementado no ventilador Evita 2, com modificação tanto de *software* quanto de algumas características físicas (Elsasser *et al.* 2003).

A modificação de *software* é baseada na simplificação do algoritmo da ATC (Elsasser *et al.* 2003) para a estimativa da pressão traqueal, que leva em consideração tanto a limitação da tabela da variação do fluxo para o cálculo da P_{traq} quanto a utilização apenas do componente não-linear da queda de pressão do tubo, ou seja, a equação mostrada na pagina 8 restringiu-se apenas à função quadrática do fluxo (Elsasser *et al.* 2003).

$$\Delta P_{\text{tubo}} = K_2 \cdot V^2$$

Uma das modificações físicas da versão comercial, que foi simplificada em relação à original, compreende a alteração do local da medida das pressões e fluxo proximais para a parte interna dos ventiladores que, na ATC original, ficava próximo ao tubo endotraqueal. Um outro recurso da versão original que foi retirado na versão comercial é um dispositivo que gera pressões subatmosféricas no ramo expiratório do ventilador, que é capaz de gerar pressões negativas de até 20 cmH₂O para promover a compensação expiratória da ATC. Nos ventiladores comerciais a compensação expiratória reduz basicamente a pressão proximal no máximo até zero.

Dessa forma, a precisão da ATC pode estar comprometida no início e no final da curva de fluxo, onde as taxas de fluxo são baixas (comportamento linear), ou em situações onde a variação da pressão e do fluxo ocorre de forma muito brusca, principalmente na presença de um sistema de alto volume compressível.

5.4. Sincronia paciente – ventilador

Até o momento, nenhum estudo avaliou de forma sistemática a sincronia paciente – ventilador com o uso da ATC.

Vários estudos utilizam escalas analógico-visuais como estimativa de conforto durante a ventilação mecânica (Calderini *et al.* 1999; Manning *et al.* 1995; Pompilio 2000). Os dois últimos estudos comprovaram que um menor conforto e dessincronia caminham juntos e podem ser fielmente marcados pela mensuração do PTP. Como já mencionado na introdução deste estudo, o PTP, diferentemente do WOB, é mais sensível na avaliação do gasto energético quando ocorrem contrações musculares isométricas.

Guttmann *et al.* (1997) compararam o conforto da PS de 10 cmH₂O com a ATC em voluntários e demonstraram claramente que o conforto aumenta com a troca da PSV pela ATC ou diminui com o inverso, sugerindo que a ATC deveria ser usada na inspiração e expiração.

Um segundo estudo foi realizado por Mols *et al.* (2000), em voluntários, seguindo o mesmo desenho do estudo de Guttmann *et al.* (1997), porém com o objetivo de avaliar o padrão respiratório, o que poderia explicar a diferença do conforto entre a PSV e ATC. O principal resultado

desse estudo, segundo os autores, é que o padrão respiratório é fortemente influenciado pela alternância entre a PSV e ATC, sugerindo que a ATC permite uma maior liberdade na variação do padrão respiratório que seria controlado pelo voluntário. O principal fator de desconforto observado neste estudo foi a hiperinsuflação causada pela PSV.

Entretanto, nestes dois estudos, a PSV parecia estar em pequena desvantagem em relação a ATC, pelo simples motivo de que a rampa de pressurização foi ajustada em 1 segundo, o que determinou a redução do pico de fluxo, determinando um maior tempo inspiratório e maior volume corrente, que foi a causa do desconforto, segundo os autores (Mols *et al.* 2000). Esta hipótese é corroborada por Pompilio (2000), que também avaliou voluntários normais no mesmo respirador Evita 2 e demonstrou que a rampa de 1 segundo foi associada a um menor conforto, enquanto que as rampas mais rápidas foram associadas a um maior conforto acompanhado de um menor PTP.

Pelo mecanismo de compensação da ATC, o aumento da pressão proximal para a estabilização da pressão traqueal é exclusivamente devido ao componente resistivo do tubo endotraqueal, o que, em teoria, não deveria gerar volume corrente maior que a situação basal. Por exemplo, durante o CPAP+ATC, o volume corrente gerado tem de ser o mesmo da situação somente com CPAP. Porém, na prática, não é isso que ocorreu. Embora na maioria dos estudos aqui citados a ATC determina menor volume corrente que a PSV, o volume sempre é maior do que a situação basal. Os nossos dados confirmam também esses achados. Isso sustenta a hipótese de que a

ATC promove um certo grau de superassistência, isto é, a ocorrência de um *overshooting* da pressão traqueal que deveria sempre estar estabilizada em seu valor basal de PEEP. No entanto, esse *overshooting* na pressão traqueal com certeza é sempre menor na ATC do que na PSV, como demonstrado por Habertur *et al.* (2000). Entretanto, esse não é o objetivo primário de uma PSV ideal que teria de manter a pressão proximal (não a traqueal) constante e no formato mais quadrado possível (Tassaux *et al.* 2002), enquanto que a ATC ideal seria uma perfeita estabilização da pressão traqueal, sem *under* ou *overshooting* (Elsasser *et al.* 2003). Portanto, teoricamente, as comparações realizadas entre a ATC e a PSV em relação ao trabalho imposto, observando a pressão traqueal, colocaria sempre a PSV em desvantagem, já que os objetivos dos dois modos são diferentes. Além disso, também não faria sentido a avaliação da sincronia entre estes dois modos no quesito rampa de pressurização para poder fazer alguma comparação, viável somente se a PSV fosse aplicada com controle traqueal de pressão, o que resolveria os problemas com o tubo, conforme demonstrado por Diehl *et al.* (1999b).

Du *et al.* (2002) demonstraram, em modelo matemático (simulação em computador) e em simulador mecânico do sistema respiratório, que na ventilação proporcional assistida (PAV) pode ocorrer atraso no tempo de ciclagem, mesmo no mais realístico modelo de PAV, que pode variar de 5 a 40 ms. Isso se deve a um atraso no sistema de controle do ventilador, que consiste no processamento dos sinais de fluxo e pressão e à presença de filtros eletrônicos. Em suas simulações, o atraso foi determinado

exclusivamente pela assistência a volume, não estando associado à assistência a fluxo. Com base nisso, poderíamos supor que na versão comercial da ATC haveria também pouco problema com a sincronia, pois a assistência a fluxo da PAV somente se diferencia do algoritmo da ATC pela função exponencial do fluxo.

Portanto, pensando na interação paciente – ventilador nas situações onde há necessidade da utilização de altos valores de PS com a presença de alta resistência de via aérea, a sincronia neste caso pode estar seriamente comprometida, de acordo com os estudos de Du *et al.* (2002) e Yamada e Du (2000). Assim, fomos motivados a sustentar a idéia de que a ATC poderia otimizar a sincronia, principalmente na ciclagem do ventilador.

5.4.1. Análise da sincronia

Para a análise da sincronia comparamos os dois sinais de fluxos: fluxo do ventilador teste que determinou o tempo inspiratório mecânico (Ti_{mec}) e fluxo do ventilador *drive* que determinou o tempo inspiratório neural (Ti_{neural}). A diferença entre o Ti_{neural} e Ti_{mec} no início do ciclo determinou o tempo de disparo; a diferença no final do ciclo determinou o tempo de ciclagem.

O tempo de disparo que obtivemos tanto na PSV quanto na ATC para qualquer situação foi sempre muito baixo (< 100 ms), sendo remota a chance de dissincronia no disparo. Isso, provavelmente, não mudaria com o modo ventilatório mas sim com a situação de esforço simulada (Leung *et al.* 1997).

Nossos dados são confirmados por outros estudos (Chatmongkolchart *et al.* 2001; Fujino *et al.* 2003; Maeda *et al.* 2003; Richard *et al.* 2002; Tassaux *et al.* 2002) que utilizaram o mesmo ventilador em ajustes de sensibilidade e de rampa de pressurização semelhantes, embora a metodologia de análise fosse outra, consistindo no intervalo de tempo entre o início da deflexão e o máximo valor negativo da P_{prox} . Apesar de alguns estudos, como o de Tassaux *et al.* (2002), utilizarem o fluxo *drive* como parâmetro para a análise do tempo de ciclagem, este parâmetro não foi usado para análise do tempo de disparo, a qual foi efetuada utilizando-se a mesma metodologia dos outros estudos de início citados.

Porém, há uma certa diversidade nos estudos quando se trata de mensurar o verdadeiro Ti neural, tanto em relação ao seu início como seu término que, de certo modo, pode influenciar muito os resultados da sincronia paciente - ventilador.

Parthasarathy *et al.* (2000) avaliaram nove pacientes com DPOC, dependentes de ventilação mecânica, tendo comparado a mensuração do Ti neural, obtida pelas medidas de fluxo, pressões esofágicas e transdiafragmáticas, com o outro padrão que é a eletromiografia diafragmática. Como resultado relevante observou uma pequena concordância entre as estimativas indiretas do Ti neural com o padrão da eletromiografia.

Sinderby *et al.* (1999) propuseram um controle neural da ventilação mecânica em que o disparo e a ciclagem do ventilador eram determinados pela contração do músculo diafragma avaliada através da eletromiografia (do

mesmo modo que Parthasarathy *et al.* (2000) avaliaram o Ti neural). Assim, grande parte dos fatores determinantes de dissincronia, como auto-PEEP e critério de finalização da PSV, acabaram sendo evitados por este método, otimizando dessa maneira a sincronia.

De modo semelhante, em nosso estudo tínhamos a “eletromiografia diafragmática” representada pelo fluxo *drive*. Dessa forma, a metodologia mais apropriada para a análise da sincronia, levando em conta os estudos descritos (Parthasarathy *et al.* 2000; Sinderby *et al.* 1999), seria o modo que utilizamos. Entretanto, se o objetivo fosse determinar somente o tempo de resposta de disparo do ventilador, poderíamos utilizar a metodologia dos outros estudos através da pressão proximal (Chatmongkolchart *et al.* 2001; Fujino *et al.* 2003; Maeda *et al.* 2003; Richard *et al.* 2002; Tassaux *et al.* 2002). No entanto, dessa maneira não conseguiríamos avaliar o real atraso entre o início do esforço e o início do fluxo proximal, mesmo estando utilizando um simulador do sistema respiratório.

Podemos observar, em nosso estudo, que na situação controle ocorreu um atraso no disparo, provavelmente devido a características intrínsecas do modelo mecânico, como a interferência do volume compressível e resistências. Entretanto, já que admitimos que no nosso modelo não ocorreu auto-PEEP, poderíamos calcular o tempo de disparo pela própria pressão pleural, onde provavelmente esse tempo seria reduzido.

Contudo, utilizar a pressão pleural para cálculo do tempo de ciclagem poderia nos trazer problemas. Quando acontece dissincronia durante a PSV,

a pressão pleural pode ficar positiva antes do término real do fluxo do ventilador *drive*. Neste caso, o que acontece é que a pressurização do ventilador teste continua a positivar o fole pulmão, empurrando por sua vez o fole caixa torácica, que sobe mais rápido do que o próprio fole *drive*, já que **não** estão interconectados como no modelo de Yamada e Du (1998). A barra de metal do fole *drive* somente empurra para cima o fole caixa torácica durante o disparo, mas fica livre, à mercê da velocidade de pressurização do ventilador teste, podendo terminar antes (ciclagem prematura) ou depois (ciclagem atrasada) do fole *drive*.

No modelo mecânico proposto por Yamada e Du (1998), que analisaram a sincronia em 3 ventiladores, os foles *drive* e caixa torácica estavam completamente unidos, o que não determinaria problema para analisar a sincronia. Entretanto o fole caixa torácica, onde a pressão é negativa, funciona neste modelo como se fosse a pressão alveolar e não pleural, impossibilitando o cálculo de trabalho respiratório total, como era a nossa intenção.

Os simuladores utilizados em outros estudos (Chatmongkolchart *et al.* 2001; Fujino *et al.* 2003; Maeda *et al.* 2003) consistem em dois balões paralelos no interior de uma caixa rígida, a qual é submetida a uma pressão negativa através de um sistema de venturi. Isso simula uma pressão pleural, permitindo o cálculo de trabalho total. Entretanto essa situação não é tão real, pelo fato de essa caixa rígida estar em comunicação com a atmosfera pelo sistema de venturi e também não possuir o componente da caixa torácica.

Desse modo, achamos que o modelo utilizado por nós e, principalmente, o método que usamos para cálculo de todas as variáveis pode ter sido mais adequado dentro das limitações de estudos utilizando simuladores do sistema respiratório.

De acordo com o estudo de Parthasarathy *et al.* (2000), na análise do tempo de ciclagem o final do Ti neural corresponde na eletromiografia ao pico final máximo da contração muscular, coincidindo exatamente com o término do fluxo do ventilador *drive*. Esse método que utilizamos foi previamente validado por outros estudos (Yamada e Du 1998, Tassaux *et al.* 2002).

Devido ao método utilizado, observamos um tempo de atraso na ciclagem nas situações-controle (espontânea sem o ventilador teste), o que poderia ser considerado um paradoxo, já que após cessar o esforço pelo fluxo *drive* continuou a entrar ar no modelo. Isso ocorreu, pois no momento em que cessa o fluxo *drive*, a pressão pleural ainda está negativa, retornando em frações de segundo para a linha do zero. Isso determina que um pouco de ar ainda entre no modelo, o que é detectado pelo sensor de fluxo proximal (Ti_{mec}). Esse fenômeno também ocorre na respiração real, que é o momento da contração excêntrica (relaxamento) do diafragma já no tempo expiratório. No entanto, não poderíamos descontar esse atraso durante a pressão positiva, principalmente na presença de dissincronia do ventilador teste, onde esse “relaxamento do diafragma” pode não existir no modelo.

Outro método de avaliação do tempo de ciclagem adotado por alguns estudos (Chatmongkolchart *et al.* 2001; Richard *et al.* 2002) leva em conta várias medidas. Dentre elas, o intervalo de tempo entre o início da expiração no modelo observado pela pressão pleural e o final da expiração do ventilador testado pelo término do fluxo. Isso pode não ser totalmente adequado em algumas situações quando há dissincronia importante, como já discutimos. Outra medida seria o intervalo de tempo em que acontece o *overshooting* no final da curva pressão – tempo da P_{prox} e a área correspondente a esse *overshooting* que, no entanto, pode não ser totalmente verdadeiro, principalmente em modelo mecânico, pelo fato da ocorrência de um artefato em poucos milissegundos após a verdadeira ciclagem do ventilador teste, que eleva a P_{prox} consideravelmente logo no início da fase expiratória, confundindo muitas vezes com *overshooting* de atraso no tempo da ciclagem. Esse artefato aconteceu em nosso estudo somente com baixas pressões proximais (ATC, PS de 5 e 10 cmH₂O) e no menor esforço. Apesar de serem raramente relatados em estudos com simulador do sistema respiratório, nos estudos de Fujino *et al.* (2003) e Maeda *et al.* (2003), onde não era o objetivo analisar o tempo de ciclagem, foram encontrados esses artefatos e explicados pelo retorno abrupto do fole após a ciclagem, numa fração de tempo muito curta, porém em que a válvula exalatória do ventilador *drive* ainda se encontra fechada. Provavelmente, esse retorno abrupto é causado pela falta de um elemento de propriedade viscosa não dada pela mola do fole *drive*. Isso praticamente desaparece em altos volumes, onde a complacência do modelo, por sua característica não-

linear, aumenta proporcionando um retorno mais lento no início da expiração.

Em nosso modelo, como discutimos, tivemos algumas limitações técnicas com a simulação do esforço e, também, com a complacência estática, que ficou abaixo do desejado. Dessa forma, a possibilidade de acontecer uma dissincronia de maior intensidade, principalmente na ciclagem com os modos ventilatórios testados, deve ser mínima.

Yamada e Du (2000) analisaram o mecanismo de dissincronia na ciclagem na PSV através de um modelo matemático e em simulador do sistema respiratório, descrevendo diversas relações entre variáveis de mecânica respiratória:

- A relação $\text{Fluxo}_{Ti} / \text{Fluxo}_{pico}$, que consiste no fluxo do término do Ti neural em relação ao pico de fluxo do ventilador, expressa em porcentagem, corresponde na verdade ao valor de ciclagem do ventilador para uma perfeita sincronia. A relação CT / Ti , consistindo na razão entre a constante de tempo e o Ti neural. E a razão entre a pressão de suporte e a pressão muscular do paciente $Pps / Pmus$.
- A razão $\text{Fluxo}_{Ti} / \text{Fluxo}_{pico}$ é determinada por dois fatores: $Pps / Pmus$ e CT / Ti , sendo esta última muito mais importante.
- Com a razão $Pps / Pmus$ constante, a razão $\text{Fluxo}_{Ti} / \text{Fluxo}_{pico}$ aumenta com o aumento da razão CT / Ti . Já quando a razão CT / Ti é constante, a razão $\text{Fluxo}_{Ti} / \text{Fluxo}_{pico}$ diminui conforme a razão $Pps / Pmus$ aumenta.

Na prática, podemos simplificar e dizer que a chance de ocorrer dissincronia pode estar associada à PS, Pmus, CT e ao Ti neural. Assim, um critério de término fixo jamais poderia atender uma perfeita sincronia, que fica à mercê de muitas variáveis. Nas simulações realizadas e analisadas através desse modelo matemático (Yamada, 2000), o critério de finalização pode variar de 1 a 85%, utilizando-se valores variáveis de resistências entre 5 a 20 cmH₂O/L/s e complacências entre 20 a 80 mL/cmH₂O.

A chance de ocorrer um atraso na ciclagem, quando se usa um critério de finalização fixo, é influenciada por altos valores de PS com baixo esforço muscular, bem como longas constantes de tempo com Ti neural curto. Como o Ti neural do nosso modelo é sempre fixo, essas situações acima, que podem levar a um maior atraso na ciclagem, correspondem em nosso estudo às situações E1R7 ou R20 testadas com PS de 20 cmH₂O, onde tivemos maior tempo de atraso na ciclagem.

A ATC e ATC+PSV sempre reduziram o tempo de ciclagem, na maior parte das vezes pelo fato de atingir um pico de fluxo maior do que a PSV e também pela desaceleração da pressão proximal no final da inspiração. Isso sempre ocorre, mesmo em situações onde a ATC não tem uma maior redução do WOB_{total} em relação a PSV. Isso sempre determinou, também, um menor volume corrente.

A ATC, apesar de ser também finalizada por um critério de fluxo fixo (25%) como a PSV no Evita 4, tem uma ligeira vantagem pelo fato de a pressão proximal acompanhar a forma desacelerante do fluxo, o que implica também num decaimento mais rápido do fluxo até os 25% do pico,

diminuindo, portanto, o tempo de atraso da ciclagem. Talvez a condição de maior relevância determinada pela redução do atraso na ciclagem seja nas situações onde a possibilidade de dissincronia também seja maior. Em caso da necessidade do uso de altos valores de pressões inspiratórias associadas à elevada constante de tempo, a combinação da ATC e PSV pode ser muito mais interessante por reduzir a possibilidade de atraso, mesmo nas situações com resistência de via aérea aumentada.

Inversamente, a ocorrência de um término prematuro, também com um critério fixo, seria maior nas situações de maior esforço com baixo valor de PS e baixa constante de tempo. Ou seja, as nossas situações E2R7 com baixa PS.

Entretanto, a ciclagem prematura da ATC ocorreu principalmente nas situações de menor esforço, resistência normal e picos de pressão proximal menores. Também ocorreram ciclagens prematuras em algumas situações de maior esforço com ATC+PSV.

Uma justificativa para o término prematuro no caso da ATC seria a semelhança com a situação controle, em que ocorreu pausa dinâmica no ventilador teste devido ao fato de que a constante de tempo do sistema no menor esforço e resistência normal foi muito baixa (0,18s), o que determinou uma insuflação completa do sistema antes que atingisse o tempo inspiratório pré-ajustado de 1s. Situações semelhantes ocorreram no maior esforço com a ATC+PSV em que o fluxo *drive* atingiu um valor muito próximo a zero no final do tempo inspiratório do ventilador teste.

A rigor, não poderíamos fazer uma comparação direta com o estudo de Yamada e Du (1998), pois eles avaliaram ventiladores com critérios de ciclagem diferentes, como o Bennett 7200 (5L/min), Servo 300 (5%) e Newport Wave E200 (critério variável baseado no fluxo e Ti_{mec}). Encontraram valores menores que 100 ms para término, tanto prematuro quanto atraso, que consideraram uma sincronia razoável. Entretanto, foi utilizado, somente, um valor de PS de 10 cmH₂O. Somente o Servo 300 apresentou valores de até 500 ms na situação de baixo esforço e alta constante de tempo.

Chatmongkolchart *et al.* (2001) fizeram ajustes semelhantes ao nosso em relação ao maior esforço com resistência normal (E2R7), porém com uma complacência um pouco maior (50 mL/cmH₂O). Encontraram valores de atraso menores do que 150 ms, sendo próximo a 100 ms com um ajuste de rampa pressórica similar ao nosso e a mesma PS de 15 cmH₂O.

Tassaux *et al.* (2002), utilizando um sistema semelhante ao de Yamada e Du (1998), porém com os foles não conectados completamente, testaram 4 ventiladores: Evita 4, Servo 300, Hamilton Galileo e um equipamento para ventilação não invasiva VPAP II. Avaliaram várias combinações de resistência (R) e complacência (C). Testaram 4 níveis de PS (10, 15, 20 e 25 cmH₂O) com 5 esforços diferentes. Seus resultados foram apresentados apenas de forma parcial, sendo que consideraram também um atraso de 100 ms uma boa sincronia, a qual foi atingida com uma mecânica pulmonar normal (C 50 e R 5,6). Na simulação de um paciente obstrutivo (C 50 e R 26,3) encontrou valores de atraso entre 150 a

200 ms, mesmo no Evita 4. Somente o Servo 300 apresentou um atraso de 1400 ms, o que contrastava com o resultado de Yamada e Du (1998) quando utilizava valores de R e C semelhantes. Provavelmente, isso se deva ao valor de PS utilizado nos dois estudos. Na simulação de um paciente restritivo (C 20 e R 5,6), foram encontrados valores de ciclagem prematuros negativos entre 150 a 300 ms, mais negativos do que os valores encontrados por Yamada e Du (1998) com a mesma R e C.

Analizando esses estudos, podemos admitir que em nosso modelo não tivemos situações tão extremas de dissincronia, ou melhor, tivemos episódios extremamente leves de dissincronia, principalmente se levarmos em conta o estudo de Du *et al.* (2002), que demonstra um atraso devido ao sistema de controle dos ventiladores que pode variar de 5 a 40 ms. Assim, levando em conta esse atraso do sistema de controle e situações similares de impedância, comparando a assistência a fluxo do PAV do estudo de Du *et al.* (2002) com a ATC de nosso estudo, obtivemos valores de tempo de ciclagem muito similares.

5.5. Compensação expiratória

Elsasser *et al.* (2003) avaliaram a compensação expiratória da ATC em três tubos traqueais de calibres diferentes e em 3 valores de CPAP, que foram comparados a CPAP associada à ATC. O método de avaliação utilizado foi semelhante ao de nosso estudo. A referência para os cálculos foi a P_{prox} ; porém avaliaram o WOB_{imp} expiratório enquanto nós avaliamos o PTP_{imp} . A versão original da ATC determinou uma redução extremamente significativa do WOB_{imp} , com boa precisão na manutenção da PEEP

traqueal, que apresentou mínima variação negativa (maior valor de 0,8 cmH₂O) da pressão alvo, mesmo com o dispositivo gerando uma pressão negativa na fase expiratória. Na versão comercial (Evita 4) praticamente não ocorreu compensação expiratória da ATC, sendo o WOB_{imp} expiratório igual ao CPAP em todas as simulações. Este achado foi explicado pelo padrão de fluxo sinusoidal imposto por seu simulador, tanto na fase inspiratória quanto na expiratória, o que não corresponde ao padrão exponencial natural da expiração.

Em contraste com nosso estudo, apesar de termos avaliado a compensação expiratória apenas em CPAP de 5 cmH₂O com e sem a ativação da ATC, o PTP expiratório sofreu uma importante redução em quase todas as situações. Quando a ATC estava ativada, o PTP expiratório ($PTP_{P_{prox} > peep}$), isto é, a integral no tempo da pressão proximal na fase expiratória que reflete toda resistência imposta pela válvula expiratória, foi reduzido significativamente. Isso aconteceu às custas da redução da pressão proximal abaixo da linha de base da PEEP ($PTP_{P_{prox} < peep}$), ocasionando uma exalação mais rápida, apesar de um VT maior, quando a ATC estava ativada. Obtivemos o mesmo resultado na presença de maior resistência da via aérea. Esses resultados da compensação expiratória pela ATC, desenvolvida para aliviar o trabalho imposto pelo tubo, tem também um importante papel na redução do trabalho imposto pela válvula expiratória. Logicamente, o ideal seria a exalação diretamente na atmosfera, entretanto seria impossível dessa forma o controle e aplicação da PEEP.

Se observarmos nas situações controles, o PTP expiratório ($PTP_{P_{prox} > peep}$) aumentou com o esforço e reduziu discretamente com o aumento da resistência devido à variação (redução) do volume corrente. Devemos lembrar que o PTP expiratório somente é determinado pelo retorno elástico do sistema. Quando é inserido o tubo de menor calibre (7,5), o PTP expiratório tem valor discretamente menor do que controle, enquanto que a inserção do tubo 8,5 determina aumento do PTP expiratório em relação ao controle. Isso se deve exclusivamente ao fluxo, volume e pressão proximal que foram maiores com tubo 8,5. Entretanto, o mais interessante é o aumento do PTP expiratório no modo CPAP, indicando provavelmente um grande componente resistivo provocado pela válvula exalatória do ventilador, já demonstrado por outros estudos (Lofaso *et al.* 1998).

Avaliando esses dados poderíamos também deduzir que, de acordo com o algoritmo da ATC, se ocorrer por algum motivo dissincronia paciente – ventilador e o paciente ativar sua musculatura expiratória para forçar a exalação, poderia ocorrer, portanto, uma aceleração forçada do fluxo expiratório, determinando assim maior compensação pela ATC e, conseqüentemente, maior queda da pressão proximal expiratória abaixo da PEEP, o que facilitaria ainda mais o esvaziamento, podendo, talvez, melhorar a sincronia paciente – ventilador.

Umas das grandes preocupações da compensação expiratória seria o fato de o algoritmo não determinar um valor de PEEP traqueal constante no valor ajustado. Na fase expiratória, analisando o PTP expiratório a partir da pressão traqueal ($PTP_{P_{traq} < peep}$), não observamos em nenhuma situação

a ocorrência de tal fato, achado esse semelhante ao estudo de Elsasser *et al.* (2003). Entretanto, Wrigge *et al.* (2001) encontrou uma baixa precisão no controle da PEEP traqueal, porém, isso aconteceu no início do ciclo respiratório devido ao esforço para disparar o ventilador, fato que aconteceu também em nosso estudo que foi representado pelo WOB_{imp} , onde a ATC não estabilizou perfeitamente a P_{traq} . No entanto, Wrigge *et al.* (2001), apesar desse achado, não encontraram diferenças na oxigenação de seus pacientes com insuficiência respiratória aguda.

Guttmann *et al.* (2002) sugerem que a compensação expiratória da ATC é muito interessante para reduzir o trabalho imposto expiratório, entretanto deveria ser desativada para pacientes com DPOC que se beneficiam de PEEP ou da resistência do tubo para manter as pequenas vias aéreas abertas. Todavia, como os autores afirmam, a ATC “enxerga” a pressão na traquéia, portanto, se não houver erro do algoritmo em manter a PEEP traqueal, os pacientes com DPOC são os principais beneficiados da compensação expiratória pela ATC, permitindo, talvez, até diminuição da PEEP intrínseca nesses pacientes, como observado por Singer *et al.* (2001).

5.6. Aplicabilidade da ATC

Talvez, duas grandes falhas em nosso estudo podem ter prejudicado a comparação entre a ATC e PSV. A primeira seria, conforme comentamos, a simulação do esforço, onde na situação com resistência normal e alta poderíamos ter a mesma taxa de fluxo, para observarmos de fato a máxima compensação inspiratória pela ATC. A segunda é que, de acordo com

Yamada e Du (2000), para simular uma dissincronia mais relevante no nosso modelo, teríamos que ter uma constante de tempo bem mais longa do que a que simulamos. Dessa forma, poderíamos realmente estudar a ATC numa situação em que normalmente a PSV convencional teria problemas de dissincronia, como geralmente encontrados em pacientes com obstrução ao fluxo das vias aéreas.

Baseado em nossos dados, apesar dos cuidados para extrapolação dos resultados para prática clínica, poderíamos sugerir algumas estratégias.

A ATC realmente faz diferença quando há maior trabalho imposto pelo tubo, isto é, na maior demanda ventilatória. Isto implica que, dependendo da situação, o maior trabalho respiratório pelo paciente nos leva, normalmente, a elevar o valor de PS. Assim, a possibilidade da ocorrência de auto-PEEP e dissincronia pode ser grande. Nesses casos específicos e, principalmente com uma PSV convencional, a combinação da ATC + PSV pode ser muito interessante para reduzir o trabalho respiratório e obter melhor sincronia paciente – ventilador. A compensação expiratória da ATC também pode ser muito interessante nesses casos, principalmente por reduzir a resistência da válvula expiratória do ventilador, permitindo um esvaziamento mais rápido e, possivelmente, uma redução de auto-PEEP, o que poderia otimizar a sincronia no disparo do ventilador.

CONCLUSÕES

6. CONCLUSÕES

1. Na compensação do trabalho respiratório, no maior esforço, geralmente a ATC é equivalente a PSV de 5 cmH₂O. No menor esforço, a ATC e ATC+PSV, determinam menor alívio do trabalho respiratório do que a PSV nas comparações que realizamos.
2. A ATC e ATC+PSV determinam melhor sincronia paciente – ventilador (menor atraso na ciclagem) do que a PSV em simulador do sistema respiratório.
3. Em CPAP, quando a compensação expiratória da ATC está ativa, há menor resistência da válvula exalatória sem alterar o controle da PEEP traqueal.

ANEXOS

7. ANEXO A

Tabela 5. Pressão Proximal

	Resistência Normal		Resistência Alta	
	E 1	E 2	E 1	E 2
Controle	-0.890	-1.730	-0.625	-0.988
Tubo 7.5				
ESP	-0.743	-1.274	-0.547	-0.866
CPAP	5.643	5.606	5.267	5.244
CPAPATC100	7.734	10.026	6.547	7.527
ATC100	2.621	4.903	1.434	2.409
PS5	4.9	5.03	5.149	4.571
PS5+ATC100	8.505	10.696	6.513	7.409
PS10	10.279	9.845	9.83	9.447
PS10+ATC100	15.685	18.222	12.405	13.448
PS15	15.096	15.688	14.729	15.49
PS20	19.75	20.092	19.608	20.16
Tubo 8.5				
ESP	-0.881	-1.542	-0.653	-0.993
CPAP	5.588	5.498	5.434	5.407
CPAPATC100	6.731	7.892	5.978	6.422
ATC100	1.616	2.723	0.846	1.433
PS5	4.912	4.953	5.278	5.175
PS5+ATC100	6.827	8.033	5.596	6.113
PS10	10.012	10.123	10.753	10.841
PS10+ATC100	13.164	14.557	11.065	11.602
PS15	15.218	16.131	15.574	15.87
PS20	21.126	19.976	20.543	20.067

P_{prox} em cmH_2O

Tubos 7,5 e 8,5 nas situações de maior e menor esforço (E1 e E2) com resistência normal e alta.

Tabela 6. Volume Corrente (VT) em porcentagem de cada controle

	Resistência Normal		Resistência Alta	
	E 1	E 2	E 1	E 2
Controle	0.300	0.471	0.288	0.426
Tubo 7.5				
ESP	96%	95%	98%	94%
CPAP	104%	100%	103%	99%
CPAPATC100	113%	110%	105%	105%
ATC100	113%	113%	104%	103%
PS5	142%	125%	132%	120%
PS5+ATC100	160%	145%	146%	133%
PS10	184%	146%	169%	136%
PS10+ATC100	209%	169%	181%	149%
PS15	219%	173%	191%	154%
PS20	257%	187%	229%	173%
Tubo 8.5				
ESP	96%	97%	97%	96%
CPAP	107%	104%	101%	101%
CPAPATC100	112%	109%	109%	107%
ATC100	116%	113%	107%	110%
PS5	147%	129%	138%	126%
PS5+ATC100	162%	141%	145%	134%
PS10	191%	159%	175%	143%
PS10+ATC100	213%	166%	180%	153%
PS15	232%	182%	203%	162%
PS20	271%	200%	237%	181%

VT em porcentagem de cada controle

Valores em L para o controle

Tubo 7,5 e 8,5 nas situações de maior e menor esforço (E1 e E2) com resistência normal e alta.

Tabela 7. Trabalho respiratório total em porcentagem de cada controle

	Resistência Normal		Resistência Alta	
	E 1	E 2	E 1	E 2
Controle	0.574	0.909	0.695	1.107
Tubo 7.5				
ESP	115%	115%	106%	106%
CPAP	127%	126%	115%	112%
CPAPATC100	122%	115%	112%	108%
ATC100	121%	113%	111%	107%
PS5	111%	114%	102%	104%
PS5+ATC100	95%	98%	100%	101%
PS10	85%	100%	89%	95%
PS10+ATC100	59%	76%	84%	91%
PS15	64%	86%	73%	88%
PS20	40%	70%	61%	80%
Tubo 8.5				
ESP	111%	111%	105%	105%
CPAP	125%	122%	111%	109%
CPAPATC100	117%	114%	111%	109%
ATC100	121%	113%	111%	108%
PS5	108%	112%	102%	105%
PS5+ATC100	95%	98%	98%	102%
PS10	83%	96%	87%	96%
PS10+ATC100	61%	77%	82%	91%
PS15	51%	81%	73%	86%
PS20	25%	64%	57%	77%

Trabalho respiratório total (WOB_{total}) em porcentagem de cada controle

Valores do controle em J/L

Tubo 7,5 e 8,5 nas situações de maior e menor esforço (E1 e E2) com resistência normal e alta.

Tabela 8. Produto Pressão – Tempo total em porcentagem de cada controle

	Resistência Normal		Resistência Alta	
	E 1	E 2	E 1	E 2
Controle	5.077	9.249	6.544	10.542
Tubo 7.5				
ESP	123%	110%	108%	105%
CPAP	128%	119%	116%	113%
CPAPATC100	110%	102%	109%	109%
ATC100	115%	107%	106%	105%
PS5	112%	107%	99%	107%
PS5+ATC100	89%	88%	97%	104%
PS10	88%	93%	88%	94%
PS10+ATC100	60%	69%	81%	88%
PS15	67%	83%	70%	87%
PS20	44%	66%	62%	79%
Tubo 8.5				
ESP	117%	111%	105%	106%
CPAP	123%	119%	107%	110%
CPAPATC100	105%	100%	109%	110%
ATC100	115%	105%	106%	111%
PS5	104%	101%	99%	106%
PS5+ATC100	89%	82%	95%	104%
PS10	86%	92%	86%	96%
PS10+ATC100	62%	66%	78%	91%
PS15	56%	77%	71%	85%
PS20	29%	61%	58%	77%

Produto Pressão – Tempo total (PTP_{total}) em porcentagem de cada controle

Valores do controle em cmH₂O.s

Tubo 7,5 e 8,5 nas situações de maior e menor esforço (E1 e E2) com resistência normal e alta.

Tabela 9. Trabalho Imposto pelo tubo endotraqueal em porcentagem de cada controle

	Resistência Normal		Resistência Alta	
	E 1	E 2	E 1	E 2
Controle	0.228	0.639	0.156	0.366
Tubo 7.5				
ESP	237%	230%	260%	258%
CPAP	299%	273%	308%	291%
CPAPATC100	207%	154%	160%	114%
ATC100	229%	155%	196%	162%
PS5	161%	171%	79%	117%
PS5+ATC100	121%	115%	56%	78%
PS10	84%	115%	38%	62%
PS10+ATC100	60%	83%	38%	51%
PS15	58%	86%	26%	39%
PS20	40%	74%	17%	29%
Tubo 8.5				
ESP	180%	177%	188%	191%
CPAP	256%	222%	207%	216%
CPAPATC100	162%	134%	135%	108%
ATC100	221%	146%	197%	154%
PS5	124%	148%	58%	81%
PS5+ATC100	98%	113%	49%	66%
PS10	70%	104%	34%	52%
PS10+ATC100	58%	89%	30%	44%
PS15	42%	83%	22%	35%
PS20	34%	71%	17%	28%

Trabalho Imposto pelo tubo endotraqueal (WOB_{imp})

Valores do controle em J/L

Tubos 7,5 e 8,5 nas situações de maior e menor esforço (E1 e E2) com resistência normal e alta.

Tabela 10. Produto pressão – tempo imposto pelo tubo endotraqueal em porcentagem de cada controle

	Resistência Normal		Resistência Alta	
	E 1	E 2	E 1	E 2
Controle	0.491	0.942	0.424	0.729
Tubo 7.5				
ESP	267%	270%	281%	279%
CPAP	305%	294%	317%	309%
CPAPATC100	198%	151%	164%	120%
ATC100	222%	152%	199%	167%
PS5	163%	169%	107%	128%
PS5+ATC100	134%	119%	85%	95%
PS10	104%	117%	70%	80%
PS10+ATC100	80%	91%	70%	70%
PS15	79%	93%	56%	59%
PS20	62%	82%	46%	50%
Tubo 8.5				
ESP	192%	195%	198%	200%
CPAP	245%	223%	204%	219%
CPAPATC100	156%	128%	137%	112%
ATC100	210%	138%	200%	155%
PS5	134%	141%	88%	95%
PS5+ATC100	117%	113%	80%	82%
PS10	89%	104%	64%	70%
PS10+ATC100	80%	93%	59%	63%
PS15	67%	88%	51%	56%
PS20	59%	77%	45%	50%

Produto pressão – tempo imposto pelo tubo endotraqueal (PTP_{imp})

Valores do controle em cmH₂O.s

Tubos 7,5 e 8,5 nas situações de maior e menor esforço (E1 e E2) com resistência normal e alta.

Tabela 11. Produto Pressão – Tempo Expiratório

	Resistência Normal		Resistência Alta	
	E 1	E 2	E 1	E 2
Controle	0.284	0.477	0.264	0.391
Tubo 7.5				
PTP_{Pprox > peep}				
ESP	98%	94%	98%	92%
CPAP	439%	294%	341%	322%
CPAP+ATC	237%	152%	230%	195%
PTP_{Pprox < peep}				
CPAP	0	0	0	0
CPAP+ATC	0.359	0.670	0.115	0.256
PTP_{Ptraq < peep}				
CPAP	0	0	0	0
CPAP+ATC	0	0	0	0
Tubo 8.5				
PTP_{Pprox > peep}				
ESP	115%	108%	106%	108%
CPAP	440%	330%	311%	344%
CPAP+ATC	276%	203%	269%	194%
PTP_{Pprox < peep}				
CPAP	0	0	0.004	0
CPAP+ATC	0.091	0.248	0	0.012
PTP_{Ptraq < peep}				
CPAP	0	0	0	0
CPAP+ATC	0	0	0	0

Produto Pressão – Tempo Expiratório em porcentagem do controle

Controle e demais valores estão expressos em cmH₂O.s

CPAP versus CPAP+ATC com tubo 7,5 e 8,5 nas situações de maior e menor esforço (E1 e E2) com resistência normal e alta. (PTP_{Pprox > peep} = área da pressão proximal > PEEP); (PTP_{Pprox < peep} = área da pressão proximal abaixo da PEEP); (PTP_{Ptraq < peep} = área da pressão traqueal abaixo da PEEP).

Tabela 12. Tempo de Disparo ($\Delta t_{\text{inicial}}$)

	Resistência Normal		Resistência Alta	
	E 1	E 2	E 1	E 2
Controle	46	51	56	46
Tubo 7.5				
ESP	45	45	15	40
CPAP	65	61	50	50
CPAPATC100	55	65	50	60
ATC100	60	60	60	55
PS5	65	55	65	55
PS5+ATC100	61	66	66	50
PS10	60	60	75	75
PS10+ATC100	70	60	60	65
PS15	65	65	60	55
PS20	65	56	65	60
Tubo 8.5				
ESP	56	61	61	46
CPAP	66	61	61	56
CPAPATC100	66	66	66	61
ATC100	51	56	73	66
PS5	56	51	61	61
PS5+ATC100	61	51	71	51
PS10	71	71	56	61
PS10+ATC100	66	56	66	56
PS15	56	61	66	50
PS20	61	51	61	71

Tempo de Disparo ($\Delta t_{\text{inicial}}$) em milissegundos (ms)

Tubos 7,5 e 8,5 nas situações de maior e menor esforço (E1 e E2) com resistência normal e alta.

Tabela 13. Tempo de ciclagem (Δt_{final})

	Resistência Normal		Resistência Alta	
	E 1	E 2	E 1	E 2
Controle	- 63	32	52	52
Tubo 7.5				
ESP	37	22	57	57
CPAP	17	62	62	67
CPAPATC100	- 73	- 13	57	62
ATC100	3	32	57	62
PS5	36	66	71	77
PS5+ATC100	- 27	- 17	62	77
PS10	72	71	86	87
PS10+ATC100	7	11	77	82
PS15	77	77	102	102
PS20	107	87	127	107
Tubo 8.5				
ESP	17	47	52	67
CPAP	- 17	47	52	67
CPAPATC100	- 82	- 12	57	62
ATC100	- 42	- 2	52	67
PS5	- 7	27	67	72
PS5+ATC100	- 47	- 57	67	72
PS10	32	58	82	83
PS10+ATC100	- 27	- 32	72	77
PS15	67	77	97	92
PS20	87	72	132	102

Tempo de ciclagem (Δt_{final}) em milissegundos (ms)

Tubos 7,5 e 8,5 nas situações de maior e menor esforço (E1 e E2) com resistência normal e alta.

Valores negativos indicam finalização prematura e valores positivos indicam atraso na finalização.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aslanian P, El Atrous S, Isabey D, Valente E, Corsi D, Harf A, Lemaire F, Brochard L. Effects of flow triggering on breathing effort during partial ventilatory support. **Am J Respir Crit Care Med** 157:135-43, 1998.

Banner MJ, Blanch PB, Gabrielli A. Tracheal pressure control provides automatic and variable inspiratory pressure assist to decrease the imposed resistive work of breathing. **Crit Care Med** 30:1106-11, 2002.

Bersten AD, Rutten AJ, Vedig AE, Skowronski GA. Additional work of breathing imposed by endotracheal tubes, breathing circuits, and intensive care ventilators. **Crit Care Med** 17:671-677, 1989.

Bland JM, Altman DG. Measurement error. **BMJ** 313:744, 1996.

Bolder PM, Healy TE, Bolder AR, Beatty PC, Kay B. The extra work of breathing through adult endotracheal tubes. **Anesth Analg** 65:853-9, 1986.

Bonmarchand G, Chevron V, Chopin C, Jussierand D, Girault C, Moritz F, Leroy J, Pasquis P. Increased initial flow rate reduces inspiratory work of breathing during pressure support ventilation in patients with exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease. **Intensive Care Med** 22:1147-54, 1996.

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** 27:715-22, 1999.

Brochard L, Harf A, Lorino H, Lemaire F. Inspiratory pressure support prevents diaphragmatic fatigue during weaning from mechanical ventilation. **Am Rev Respir Dis** 139:513-21, 1989.

Brochard L, Rua F, Lorino H, Lemaire F, Harf A. Inspiratory pressure support compensates for the additional work of breathing caused by the endotracheal tube. **Anesthesiology** 75:739-45, 1991.

Calderini E, Confalonieri M, Puccio PG, Francavilla N, Stella L, Gregoretti C. Patient-ventilator asynchrony during noninvasive ventilation: the role of expiratory trigger. **Intensive Care Med** 25:662-7, 1999.

Chatmongkolchart S, Williams P, Hess DR, Kacmarek RM. Evaluation of Inspiratory Rise Time and Inspiration Termination Criteria in New-Generation Mechanical Ventilators: A Lung Model Study. **Respir Care** 46:666–677, 2001.

Cohen JD, Shapiro M, Grozovski E, Singer P. Automatic tube compensation-assisted respiratory rate to tidal volume ratio improves the prediction of weaning outcome. **Chest** 122:980-4, 2002.

Conti G, De Blasi RA, Lappa A, Ferreti A, Antonelli M, Bui M, Gasparetto A. Evaluation of respiratory system resistance in mechanically ventilated patients: the role of the endotracheal tube. **Intensive Care Med** 20:421-24, 1994.

Corne S, Gillespie D, Roberts D, Younes M. Effect of inspiratory flow rate on respiratory rate in intubated ventilated patients. **Am J Respir Crit Care Med** 156:304-8, 1997.

Deem S, Bishop MJ. Physiological Consequences of Intubation. In: Marini JJ, Slutsky AS, editors. **Physiological Basis of Ventilatory Support**. New York: Marcel Dekker, 1998.

Diehl JL, El Atrous S, Touchard D, Lemaire F, Brochard L. Changes in the work of breathing induced by tracheotomy in ventilator-dependent patients. **Am J Respir Crit Care Med** 159:383-8, 1999a.

Diehl JL, Isabey D, Desmarais G, Brochard L, Harf A, Lofaso F. Physiological effects of alveolar, tracheal, and "standard" pressure supports. **J Appl Physiol** 87:428-37, 1999b.

Drägerwerk AG. Evita 4. Instrucciones de uso. 1996.

Du HL, Amato MB, Yamada Y. Automation of expiratory trigger sensitivity in pressure support ventilation. **Respir Care Clin N Am** 7:503-17, 2001.

Du HL, Ohtsui M, Shigeta M, Chao DC, Sasaki K, Usuda Y, Yamada Y. Expiratory asynchrony in proportional assist ventilation. **Am J Respir Crit Care Med** 165:972-7, 2002.

Elsasser S, Guttman J, Stocker R, Mols G, Priebe HJ, Haberthur C. Accuracy of automatic tube compensation in new-generation mechanical ventilators. **Crit Care Med** 31:2619-26, 2003.

Epstein SK. Decision to extubate. **Intensive Care Med** 28:535-46, 2002.

Esteban A, Alia I, Ibanez J, Benito S, Tobin MJ. Modes of mechanical ventilation and weaning. A national survey of Spanish hospitals. The Spanish Lung Failure Collaborative Group. **Chest** 106:1188-93, 1994.

Esteban A, Anzueto A, Alia I, Gordo F, Apezteguia C, Palizas F, Cide D, Goldwasser R, Soto L, Bugedo G, Rodrigo C, Pimentel J, Raimondi G, Tobin MJ. How is mechanical ventilation employed in the intensive care unit? An international utilization review. **Am J Respir Crit Care Med** 161:1450-8, 2000.

Fabry B, Guttman J, Eberhard L, Bauer T, Haberthur C, Wolff G. An analysis of desynchronization between the spontaneously breathing patient and ventilator during inspiratory pressure support. **Chest** 107:1387-94, 1995.

Fabry B, Guttman J, Eberhard L, Wolff G. Automatic compensation of endotracheal tube resistance in spontaneously breathing patients. **Techn Health Care** 1:281-91, 1994.

Fabry B, Haberthur C, Zappe D, Guttman J, Kühlen R, Stocker R. Breathing pattern and additional work of breathing in spontaneously breathing patients with different ventilatory demands during inspiratory pressure support and automatic tube compensation. **Intensive Care Med** 23:545-52, 1997.

Fiastro JF, Habib MP, Shon BY, Campbell SC. Comparison of standard weaning parameters and the mechanical work of breathing in mechanically ventilated patients. **Chest** 94:232-8, 1988.

Fujino Y, Uchiyama A, Mashimo T, Nishimura M. Spontaneously breathing lung model comparison of work of breathing between automatic tube compensation and pressure support. **Respir Care** 48:38-45, 2003.

Goulet R, Hess D, Kacmarek RM. Pressure vs flow triggering during pressure support ventilation. **Chest** 111:1649-53, 1997.

Guttmann J, Bernhard H, Mols G, Benzing A, Hofmann P, Haberthur C, Zappe D, Fabry B, Geiger K. Respiratory comfort of automatic tube compensation and inspiratory pressure support in conscious humans. **Intensive Care Med** 23:1119-24, 1997.

Guttmann J, Eberhard L, Fabry B, Bertschmann W, Wolff G. Continuous calculation of intratracheal pressure in tracheally intubated patients. **Anesthesiology** 79:503-13, 1993.

Guttmann J, Haberthur C, Mols G. Automatic tube compensation. **Respir Care Clin N Am** 7:475-501, 2001.

Guttmann J, Haberthur C, Mols G, Lichtwarck-Aschoff M. Automatic tube compensation (ATC). **Minerva Anesthesiol** 68:369-77, 2002.

Haberthur C, Elsasser S, Eberhard L, Stocker R, Guttmann J. Total versus tube-related additional work of breathing in ventilator-dependent patients [In Process Citation]. **Acta Anaesthesiol Scand** 44:749-57, 2000.

Haberthur C, Fabry B, Stocker R, Ritz R, Guttmann J. Additional inspiratory work of breathing imposed by tracheostomy tubes and non-ideal ventilator properties in critically ill patients. **Intensive Care Med** 25:514-9, 1999.

Haberthur C, Mols G, Elsasser S, Bingisser R, Stocker R, Guttmann J. Extubation after breathing trials with automatic tube compensation, T-tube, or pressure support ventilation. **Acta Anaesthesiol Scand** 46:973-9, 2002.

Jubran A, Tobin MJ. Pathophysiologic basis of acute respiratory distress in patients who fail a trial of weaning from mechanical ventilation. **Am J Respir Crit Care Med** 155:906-15, 1997.

Jubran A, Van de Graaff WB, Tobin MJ. Variability of patient-ventilator interaction with pressure support ventilation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. **Am J Respir Crit Care Med** 152:129-36, 1995.

Karason S, Sondergaard S, Lundin S, Wiklund J, Stenqvist O. Direct tracheal airway pressure measurements are essential for safe and accurate dynamic monitoring of respiratory mechanics. A laboratory study. **Acta Anaesthesiol Scand** 45:173-9, 2001.

Kuhlen R, Guttman J, Nibbe L, Max M, Reyle-Hahn S, Rossaint R, Falke K. Proportional pressure support and automatic tube compensation: new options for assisted spontaneous breathing. **Acta Anaesthesiol Scand Suppl** 111:155-9, 1997.

Kuhlen R, Max M, Dembinski R, Terbeck S, Jurgens E, Rossaint R. Breathing pattern and workload during automatic tube compensation, pressure support and T-piece trials in weaning patients. **Eur J Anaesthesiol** 20:10-6, 2003.

Kuhlen R, Rossaint R. Electronic extubation is it worth trying? **Intensive Care Med** 23:1105-7, 1997.

Laghi F, Cattapan SE, Jubran A, Parthasarathy S, Warshawsky P, Choi YS, Tobin MJ. Is weaning failure caused by low-frequency fatigue of the diaphragm? **Am J Respir Crit Care Med** 167:120-7, 2003.

Laghi F, Tobin MJ. Disorders of the respiratory muscles. **Am J Respir Crit Care Med** 168:10-48, 2003.

Leung P, Jubran A, Tobin MJ. Comparison of assisted ventilator modes on triggering, patient effort, and dyspnea. **Am J Respir Crit Care Med** 155:1940-8, 1997.

Lofaso F, Aslanian P, Richard JC, Isabey D, Hang T, Corrigan E, Harf A, Brochard L. Expiratory valves used for home devices: experimental and clinical comparison. **Eur Respir J** 11:1382-8, 1998.

MacIntyre N, 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** 97:1463-6, 1990.

Maeda Y, Fujino Y, Uchiyama A, Taenaka N, Mashimo T, Nishimura M. Does the tube-compensation function of two modern mechanical ventilators provide effective work of breathing relief? **Crit Care** 7:R92-7, 2003.

Manning HL, Molinary EJ, Leiter JC. Effect of inspiratory flow rate on respiratory sensation and pattern of breathing. **Am J Respir Crit Care Med** 151:751-7, 1995.

Marini JJ. Airway resistance - an old friend re-visited. **Intensive Care Med** 20:401-402, 1994.

Martinez A, Seymour C, Nam M. Minute ventilation recovery time: a predictor of extubation outcome. **Chest** 123:1214-21, 2003.

Mols G, Rohr E, Benzing A, Haberthur C, Geiger K, Guttman J. Breathing pattern associated with respiratory comfort during automatic tube compensation and pressure support ventilation in normal subjects. **Acta Anaesthesiol Scand** 44:223-30, 2000.

Oczenski W, Kepka A, Krenn H, Fitzgerald RD, Schwarz S, Hormann C. Automatic tube compensation in patients after cardiac surgery: effects on oxygen consumption and breathing pattern. **Crit Care Med** 30:1467-71, 2002.

Parthasarathy S, Jubran A, and Tobin M. Assessment of neural inspiratory time in ventilator -supported patients. **Am J Respir Crit Care Med** 162:546-552, 2000.

Parthasarathy S, Jubran A, Tobin MJ. Cycling of inspiratory and expiratory muscle groups with the ventilator in airflow limitation [published erratum appears in Am J Respir Crit Care Med 1999 Mar;159(3):1023]. **Am J Respir Crit Care Med** 158:1471-8, 1998.

Pompilio CE. **Estudo do Padrão Respiratório de Voluntários Sob Ventilação com Pressão de Suporte. Influência das rampas de pressurização.** São Paulo, 2000. Tese (Doutorado) - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

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

Rothaar RC, Epstein SK. Extubation failure: magnitude of the problem, impact on outcomes, and prevention. **Curr Opin Crit Care** 9:59-66, 2003.

Sasaki C, Hoshi K, Wagatsuma T, Ejima Y, Hasegawa R, Matsukawa S. Comparison between tube compensation and pressure support ventilation techniques on respiratory mechanics. **Anaesth Intensive Care** 31:371-5, 2003.

Sassoon CS, Foster GT. Patient-ventilator asynchrony. **Curr Opin Crit Care** 7:28-33, 2001.

Schettino GPP, Tucci MR. Interação Paciente-Ventilador. **Clínicas Brasileiras de Medicina Intensiva** 9:205-226, 2000.

Sinderby C, Navalesi P, Beck Jea. Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure. **Nature Med** 5:1433–1436, 1999.

Singer P, Coben J, Abraham A, Grozovski E. Automatic Tube Compensation combined with Pressure Support Ventilation-improved Breathing pattern and less work. **Indian Journal of Critical Care Medicine** 5, 2001.

Stocker R, Fabry B, Eberhard L, Haberthur C. Support of spontaneous breathing in the intubated patient: automatic tube compensation (ATC) and proportional assist ventilation (PAV). **Acta Anaesthesiol Scand Suppl** 111:123-8, 1997.

Straus C, Louis B, Isabey D, Lemaire F, Harf A, Brochard L. Contribution of the endotracheal tube and the upper airway to breathing workload. **Am J Respir Crit Care Med** 157:23-30, 1998.

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

Tobin MJ, Fahey PJ. Management of the patient who is "fighting the ventilator". In: Tobin MJ, editor. **Principles and Practice of Mechanical Ventilation**. New York: McGraw-Hill, 1994. p. 1149-1162.

Tobin MJ, Jubran A, Laghi F. Patient-ventilator interaction. **Am J Respir Crit Care Med** 163:1059-63, 2001.

Tobin MJ, Van de Graaf WB. Monitoring of Lung Mechanics and Work of Breathing. In: Tobin MJ, editor. **Principles and Practice of Mechanical Ventilation**. New York, McGraw-Hill, 1994. p. 967-1003.

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** 92:161-5, 2001.

Viale JP, Duperret S, Mahul P, Delafosse B, Delpuech C, Weismann D, Annat G. Time course evolution of ventilatory responses to inspiratory unloading in patients. **Am J Respir Crit Care Med** 157:428-34, 1998.

Wrigge H, Zinserling J, Hering R, Schwalfenberg N, Stuber F, von Spiegel T, Schroeder S, Hedenstierna G, Putensen C. Cardiorespiratory effects of automatic tube compensation during airway pressure release ventilation in patients with acute lung injury. **Anesthesiology** 95:382-9, 2001.

Wright PE, Marini JJ, Bernard GR. In vitro versus in vivo comparison of endotracheal tube airflow resistance. **Am Rev Respir Dis** 140:10-6, 1989.

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

Yamada Y, Du HL. Analysis of the mechanisms of expiratory asynchrony in pressure support ventilation: a mathematical approach. **J Appl Physiol** 88:2143-50, 2000.