

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA:
CIÊNCIAS MÉDICAS

**DOIS MODOS DE CICLAGEM EM PRESSÃO SUPORTE:
ESTUDO DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA, CONFORTO
VENTILATÓRIO E PADRÕES DE ASSINCRONIA**

Fabírcia Cristina Hoff

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA:
CIÊNCIAS MÉDICAS

**DOIS MODOS DE CICLAGEM EM PRESSÃO SUPORTE:
ESTUDO DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA, CONFORTO
VENTILATÓRIO E PADRÕES DE ASSINCRONIA**

Fabírcia Cristina Hoff

Orientador: Prof. Dr. Josué Almeida Victorino

*Dissertação de Mestrado apresentada
no Programa de Pós-Graduação em
Medicina: Ciências Médicas, para
obtenção do título de Mestre em
Medicina.*

2008

Agradecimentos

- Aos Drs. Josué Almeida Victorino e Marcelo Britto Passos Amato pela oportunidade, orientação, generosidade e pelas discussões científicas e filosóficas.
- Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas pela disponibilidade, contribuição e apoio logístico.
- À Laura dos Santos e Daniele Rossato, amigas especiais, pela paciência e companheirismo nos momentos de angústia e alegria; por estarem sempre por perto.
- Aos amigos Alessandra Lima, Carolina Berberian e Sandro Groisman pela compreensão e incentivo.
- A todos os fisioterapeutas, médicos, farmacêuticos, nutricionistas, enfermeiros, técnicos administrativos e de enfermagem dos serviços de terapia intensiva do HMD e HCPA, que de alguma forma colaboraram para a realização deste trabalho.
- Aos meus pais, Ivo e Maria Helena, e meu irmão, Maurício, pelo incentivo e formação do meu caráter.

Sumário

Lista de Abreviaturas	6
Lista de Figuras	11
Lista de Tabelas	12
Resumo	13
1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 ASPECTOS GERAIS.....	16
2.2 VENTILAÇÃO MECÂNICA INVASIVA.....	16
2.2.1 <i>Definição</i>	16
2.2.2 <i>Epidemiologia</i>	16
2.2.3 <i>Indicação, objetivos, complicações e desmame da ventilação mecânica</i>	17
2.2.4 <i>Princípios da ventilação mecânica</i>	17
2.2.5 <i>Modos ventilatórios convencionais</i>	19
2.3 VENTILAÇÃO COM PRESSÃO SUPORTE.....	20
2.3.1 <i>Definição</i>	21
2.3.2 <i>Fases da ventilação com pressão suporte</i>	21
2.3.2.1 <i>Fase de disparo</i>	21
2.3.2.2 <i>Fase inspiratória</i>	22
2.3.2.3 <i>Fase de ciclagem</i>	23
2.3.2.4 <i>Fase expiratória</i>	24
2.3.3 <i>Ajuste da ventilação com pressão suporte</i>	24
2.3.4 <i>Efeitos da ventilação com pressão suporte</i>	25
2.3.4.1 <i>Padrão ventilatório</i>	25
2.3.4.2 <i>Trabalho ventilatório</i>	26
2.3.4.3 <i>Conforto ventilatório</i>	27
2.3.5 <i>Medidas relacionadas à mecânica pulmonar</i>	28
2.3.6 <i>Desmame da ventilação com pressão suporte</i>	30

2.4 SINCRONIA PACIENTE-VENTILADOR EM PRESSÃO SUPORTE.....	31
2.4.1 Assincronia inspiratória.....	32
2.4.2 Assincronia expiratória.....	33
2.4.3 Padrões de assincronia paciente-ventilador.....	36
3 HIPÓTESE.....	39
4 OBJETIVOS.....	40
4.1 OBJETIVO GERAL.....	40
4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	40
5 REFERÊNCIAS DA REVISÃO DA LITERATURA.....	41
Paper: Two cycling off modes in pressure support: study of respiratory mechanics, breathing comfort and asynchrony patterns.....	49
ABSTRACT.....	50
INTRODUCTION.....	52
MATERIAL AND METHODS.....	54
Study population.....	54
Protocol.....	54
Study variables.....	56
Statistical analysis.....	61
RESULTS.....	61
DISCUSSION.....	67
CONCLUSION.....	72
REFERENCES.....	72
Considerações Finais.....	76
ANEXOS.....	77
ANEXO A – Termo de consentimento livre e esclarecido (Hospital Mãe de Deus).....	78
ANEXO B – Termo de consentimento livre e esclarecido (Hospital de Clínicas de Porto Alegre).....	80
ANEXO C – Ficha de acompanhamento.....	82

Lista de Abreviaturas

Abreviaturas da dissertação

ACV	- assisted-controlled ventilation (ventilação assisto-controlada)
auto-PEEP	- intrinsic positive end expiratory pressure (pressão positive expiratória final intrínseca)
cmH₂O	- centímetros de água
cmH₂O.s	- centímetros de água por segundo
cmH₂O//s	- centímetros de água por litro por segundo
CMV	- controlled-mechanical ventilation (ventilação mecânica controlada)
CPAP	- continuous positive airway pressure (pressão positiva contínua na via aérea)
DPOC	- doença pulmonar obstrutiva crônica
<i>f</i>	- frequência respiratória
FiO₂	- fração inspirada de oxigênio
I/E	- relação inspiração-expiração
IMV	- intermittent mandatory ventilation (ventilação mandatória intermitente)
IRpA	- insuficiência respiratória aguda
IRV	- inverse-ratio ventilation (ventilação com relação invertida)
J	- joule
J/l	- joule por litro
J/min	- joule por minuto
J/s	- joule por segundo
l/min	- litros por minuto
l/s	- litros por segundo

ml/kg	- mililitros por quilograma
mm	- milímetros
mrpm	- movimentos respiratórios por minuto
NAVA	- neurally adjusted ventilatory assisted (assistência ventilatória ajustada neuralmente)
NEEP	- negative end expiratory pressure (pressão negativa no final da expiração)
P0.1	- pressão de oclusão na via aérea no primeiro 0.1 segundo
Paw	- pressão na via aérea
PCV	- pressure-controlled ventilation (ventilação com pressão controlada)
PEEP	- positive end expiratory pressure (pressão positiva no final da expiração)
Pes	- pressão esofágica
PS	- nível de pressão suporte
PSmáx	- pressão suporte máxima
PSV	- pressure support ventilation (ventilação com pressão suporte)
PTP	- pressure-time product (produto pressão tempo)
SIMV	- synchronized intermittent mandatory ventilation (ventilação mandatória intermitente sincronizada)
Te	- tempo expiratório
Ti	- tempo inspiratório
Ti/Ttot	- relação tempo inspiratório-tempo respiratório total
UTI	- unidade de terapia intensiva
V'	- fluxo
Ve	- volume minuto
VMI	- ventilação mecânica invasiva
VMNI	- ventilação mecânica não-invasiva
V_T	- volume de ar corrente
WOB	- work of breathing (trabalho ventilatório)
ZEEP	- zero end expiratory pressure (pressão zero no final da expiração)

Nota: Várias siglas foram mantidas conforme a língua inglesa, por assim serem conhecidas universalmente.

Abreviaturas do artigo

ANOVA	- analysis of variance
APACHE II	- acute physiologic and chronic health evaluation ii score
A-T	- autotriggering
Auto	- automatic flow termination criterion ventilator
auto-PEEP	- intrinsic positive end expiratory pressure
BMI	- body mass index
breaths/min	- breaths per minute
cmH₂O	- centimeters of water
cmH₂O.s	- centimeters of water per second
COPD	- chronic obstructive pulmonary disease
D-I	- inspiratory delay time
D-T	- double-triggering
<i>f</i>	- respiratory rate
FiO₂	- inspiratory oxygen fraction
Fixed 5%	- fixed flow termination criterion ventilator
Hz	- hertz
ICU	- intensive care unit
IE_{expiratory}	- expiratory ineffective effort
IE_{inspiratory}	- inspiratory ineffective effort
IMV	- invasive mechanical ventilation
l/min	- liters per minute
min	- minutes
ml	- milliliters
ml/kg	- milliliters per kilogramme
ms	- milliseconds

P0.1	- airway occlusion pressure at 0.1 second
PaO₂/FiO₂	- partial pressure of arterial oxygen / inspiratory oxygen fraction ratio
Paw	- airway pressure
PEEP	- positive end expiratory pressure
PEEP_{adjusted}	- positive end expiratory pressure adjusted level
PEEP_{effective}	- positive end expiratory pressure measured
P-I	- inspiratory trigger pressure
P_{peak}	- peak airway pressure
PR	- pressurization rate
PS	- pressure support level
PS_{adjusted}	- pressure support adjusted level
PS_{effective}	- pressure support measured
PSV	- pressure support ventilation
PTP	- pressure-time product
PTP_{delivered-assistance300}	- inspiratory delivered assistance pressure-time product at 300 milliseconds
PTP_{delivered-assistance500}	- inspiratory delivered assistance pressure-time product at 500 milliseconds
PTP_{over-assistance}	- over assistance pressure-time product
PTP_{trigger}	- trigger pressure-time product
PTP_{under-assistance300}	- inspiratory under assistance pressure-time product at 300 milliseconds
PTP_{under-assistance500}	- inspiratory under assistance pressure-time product at 500 milliseconds
s	- seconds
SD	- standard deviation
TC	- termination criterion
Te	- expiratory time
Ti	- inspiratory time
Ti/T_{tot}	- inspiratory time / total respiratory time ratio
τ	- time constant

- V'_{ti}/V'_{peak}** - inspiratory flow at the end of inspiratory effort / peak inspiratory flow ratio
- VAS** - visual analogue scale
- V_e** - minute ventilation
- V_T** - tidal volume
- WOB** - work of breathing

Lista de Figuras

Figuras do artigo

Figure 1 – Distribution of the patients according to the randomized sequence.....	55
Figure 2 – Example of flow-volume plot.....	57
Figure 3 – Example of pressure-time tracing.....	58
Figure 4 – Visual analogue scale.....	59
Figure 5 – Examples of the asynchrony patterns.....	60
Figure 6 – Effective flow termination criteria of the study ventilators.....	62
Figure 7 – P0.1 according to the flow termination criteria.....	65
Figure 8 – Breathing comfort according to the flow termination criteria.....	66
Figure 9 – Comparison of the asynchrony events detected by two observers.....	66

Lista de Tabelas

Tabelas do artigo

Table 1 – Clinical and physiologic characteristics of the patients.....	62
Table 2 – Ventilatory support parameters and breathing pattern according to the flow termination criteria.....	63
Table 3 – Imposed work and ventilator assistance parameters according to the flow termination criteria.....	64
Table 4 – Asynchrony according to the flow termination criteria.....	67

Resumo

Durante a ventilação com pressão suporte (PSV), a transição da inspiração para a expiração, conhecida como ciclagem, geralmente, ocorre quando o fluxo diminui até um determinado percentual do pico de fluxo inspiratório (critério de término). Idealmente, a ciclagem do ventilador deve coincidir com o final da inspiração neural do paciente. Entretanto, uma prolongada ou prematura pressurização muitas vezes é observada, causando não apenas desconforto ao paciente, como também aumento do trabalho ventilatório.

Considerando que um único nível de critério de término não pode satisfazer todas as categorias de pacientes, um sistema de ciclagem automática em PSV foi proposto para melhorar a assincronia expiratória. Este algoritmo ajusta o critério de término a fluxo, ciclo a ciclo, a partir de medidas de constante de tempo e de picos de pressão na via aérea.

Em vista dos seus objetivos, o sistema de ciclagem automática tem se apresentado promissor e parece mais adequado em promover uma melhor sincronia paciente-ventilador. Porém, estudos que avaliam o efeito do critério de término automático em PSV quanto ao conforto dos pacientes e padrões de assincronia são necessários para que se obtenham respostas mais adequadas a esta hipótese.

1 INTRODUÇÃO

A ventilação mecânica invasiva (VMI) é um dos métodos terapêuticos que mais apresentou progresso nos últimos anos. O desenvolvimento tecnológico permitiu a criação de aparelhos microprocessados, novos modos ventilatórios e sofisticados sistemas de monitoração, possibilitando, assim, maior interação entre o paciente e o ventilador mecânico. Esta sincronia paciente-ventilador diminui a sobrecarga de trabalho imposta à musculatura respiratória e proporciona maior conforto ao paciente (1).

Um modo ventilatório muito utilizado nas unidades de terapia intensiva (UTI) é a ventilação com pressão suporte (PSV). Com ela o paciente tem controle da frequência respiratória e do tempo, volume e fluxo inspiratório. Devido a estas características, os pacientes se sentem mais confortáveis em PSV do que em outros modos convencionais de suporte ventilatório parcial (2, 3). Entretanto, pacientes em PSV também apresentam assincronia paciente-ventilador (4).

A importância de finalizar o fluxo inspiratório com o término da inspiração neural do paciente se tornou foco de atenção e, conseqüentemente, tem se realizado um maior número de estudos sobre mecanismos de assincronia expiratória em PSV (5-11). A assincronia expiratória não causa apenas desconforto para o paciente como também gera um aumento desnecessário do trabalho ventilatório (12), podendo levar à fadiga da musculatura respiratória e, com isso, dificultar o desmame da ventilação mecânica (13).

Para que o ventilador reconheça o momento em que o paciente finaliza sua ventilação espontânea convencionou-se interromper a pressão suporte (PS) assim que o fluxo inspiratório diminuísse até determinados níveis críticos (critério de término). Em alguns ventiladores a inspiração é finalizada quando o fluxo desacelera até atingir um valor preestabelecido e, em outros, quando o fluxo inspiratório é

inferior a uma porcentagem do pico de fluxo (geralmente 5% ou 25%) (14, 15). Na tentativa de melhorar a assincronia expiratória, certos ventiladores de última geração permitem a seleção do critério de término entre 5% e 80% do pico de fluxo (16, 17). Já em uma série de estudos, Yamada e Du (4, 6, 18) sugerem que o critério de término a fluxo não deve ser fixo e sim automático, variando ciclo a ciclo em sincronia com a inspiração neural do paciente. Esta proposta parece interessante uma vez que tornaria mais adequada a transição da inspiração para a expiração.

Vários padrões de assincronia podem ser facilmente identificados, nas diferentes fases do ciclo ventilatório, através da inspeção das curvas de fluxo e pressão do ventilador mecânico. Dentre eles, esforços inefetivos, duplo-disparo e auto-disparo são os eventos comumente observados. A identificação destes eventos pode ajudar a otimizar o ajuste da máquina e minimizar os desequilíbrios entre paciente e ventilador (19). Da mesma forma, a avaliação da sensação de conforto tem sido estudada em pacientes (20, 21) e em voluntários saudáveis em PSV (22, 23), porém, relacionada, principalmente, ao nível de assistência ventilatória.

Portanto, existe a necessidade de novos estudos com o intuito de adquirir maiores esclarecimentos a respeito do critério de término automático da PSV e de sua influência no conforto e na interação paciente-ventilador.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ASPECTOS GERAIS

A ventilação mecânica é um método de suporte ventilatório em que um aparelho movimentava ciclicamente certo volume de gás através do sistema respiratório. Os ventiladores mecânicos podem realizar esta função aplicando uma pressão positiva nas vias aéreas ou gerando uma pressão subatmosférica (negativa) ao redor do tórax. Este suporte ventilatório também pode ser realizado de forma invasiva (VMI) ou não-invasiva (VMNI), através de máscaras ou dispositivos semelhantes (24).

2.2 VENTILAÇÃO MECÂNICA INVASIVA

2.2.1 Definição

Para seu correto desempenho, a VMI é realizada por meio de uma via aérea artificial (tubos ou cânulas traqueais), tradicionalmente com a aplicação de pressão positiva (24).

2.2.2 Epidemiologia

Em um levantamento internacional, incluindo o Brasil, Esteban et al (25) observaram que a necessidade de VMI é responsável por 20-70% das admissões em unidades de terapia intensiva (UTIs). Esta variação reflete as diferenças das UTIs, das políticas de admissão e alta e do perfil dos pacientes (25). Porém, considerando aqueles que permanecem menos de 24 horas em ventilação mecânica, como os pacientes em pós-operatório, estes índices podem ser, realmente, bem significativos.

2.2.3 Indicação, objetivos, complicações e desmame da ventilação mecânica

A maior indicação da VMI é a insuficiência respiratória aguda (IRpA). Resumidamente, seu objetivo é garantir ventilação e oxigenação adequada ao paciente, melhorando a troca gasosa e diminuindo o trabalho ventilatório (26). Por outro lado, seu uso está associado a complicações como lesão pulmonar microscópica induzida pela ventilação artificial (27), barotrauma (28), pneumonia associada à ventilação mecânica, lesão de via aérea, fraqueza da musculatura respiratória e comprometimento gastrointestinal e cardiovascular (29). O suporte ventilatório prolongado eleva as possibilidades destas complicações, da mesma forma que a retirada prematura da VMI leva à reintubação, o que aumenta o risco de morbidade e mortalidade, bem como o tempo de permanência na UTI (30-32).

Para a maioria dos pacientes, a VMI é de curta duração e o retorno à ventilação espontânea não requer estratégias ou técnicas específicas (33). Contudo, cerca de 20% falham no teste de ventilação espontânea e necessitam de uma retirada gradual da VMI, período definido como desmame (34-36). O tempo consumido para o desmame é de aproximadamente 40% do total de permanência na VMI (37), podendo chegar a 60% nos casos de pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) (38).

2.2.4 Princípios da ventilação mecânica

A mecânica ventilatória está relacionada, especificamente, à pressão necessária para gerar um fluxo de ar na via aérea e aumentar o volume de gás nos pulmões, sendo isto determinado pelas propriedades elásticas e resistivas do sistema respiratório. Neste contexto, pressão, fluxo e volume são funções do tempo e chamados de variáveis, enquanto que elastância e resistência são parâmetros, e, por definição, constantes (39).

Ciclo ventilatório é o período do início do fluxo inspiratório de uma ventilação até o início do fluxo inspiratório da próxima ventilação (40). Didaticamente, um ciclo ventilatório, tanto mandatário como espontâneo, é dividido em 4 fases e está relacionado a 4 variáveis (40, 41):

a) Mudança da fase expiratória para fase inspiratória (variável de disparo)

O fluxo inspiratório será liberado pelo ventilador quando o limiar ajustado da variável de disparo for alcançado. Dependendo do modo ventilatório, o disparo pode ser realizado pelo tempo, volume, pressão, fluxo ou até mesmo uma combinação entre eles.

b) Fase inspiratória (variável de limite)

Período a partir do início do fluxo inspiratório até o início do fluxo expiratório. Ao final deste período, uma interrupção do fluxo pelo fechamento da válvula inspiratória, isto é, uma pausa inspiratória, pode ser utilizada para melhora das trocas gasosas ou para medidas de mecânica ventilatória. Durante esta fase, pressão, fluxo e volume aumentam seus valores em relação ao final da fase expiratória. Se uma, ou mais, destas variáveis for programada para não ultrapassar determinado valor, esta será a variável de limite.

c) Mudança da fase inspiratória para a fase expiratória (variável de ciclagem)

A fase inspiratória é encerrada pelo ventilador, quando o limiar ajustado da variável de ciclagem for alcançado. Da mesma forma que o disparo, dependendo do modo ventilatório, a ciclagem pode ser realizada pelo tempo, volume, pressão, fluxo ou uma combinação entre eles.

d) Fase expiratória (variável de linha de base)

Período a partir do início do fluxo expiratório até o início do fluxo inspiratório. Apesar da possibilidade técnica de controlar pressão, fluxo ou volume, o controle de pressão é usado em praticamente todos os ventiladores. A variável de linha de base é sempre ajustada em relação à pressão atmosférica e entre as modalidades estão a pressão zero no final da expiração (ZEEP), pressão negativa no final da expiração (NEEP) e a pressão positiva no final da expiração (PEEP) (16).

Os ventiladores podem ser classificados segundo as variáveis de controle. Estas identificam qual das variáveis do sistema respiratório está sendo controlada ou tem uma forma de onda em função do tempo definida, em determinada modalidade de ventilação. Vale ressaltar que qualquer ventilador pode controlar apenas uma

variável por vez. Entretanto, é possível que ele altere rapidamente de uma variável de controle para outra, não apenas de ventilação para ventilação como dentro da mesma inspiração (42).

2.2.5 Modos ventilatórios convencionais

As relações entre as possibilidades de tipos de ventilação e as variáveis de fase são referidas como modos ventilatórios (43). A definição dos mesmos é ainda confusa, pois, um modo pode ter nomenclaturas diferentes quando se compara ventiladores distintos. Por isso, nos últimos anos, alguns autores vêm tentando padronizar o sistema para classificação e descrição dos modos ventilatórios (40, 42, 43). Atualmente, existem muitos modos disponíveis nos ventiladores, com diferentes graus de sofisticação tecnológica, porém, os considerados convencionais ainda são os mais utilizados na rotina assistencial (25, 44).

a) Ventilação mecânica controlada e assisto-controlada

Durante a ventilação mecânica assisto-controlada (ACV), a fase inspiratória pode ser iniciada tanto pelo paciente como pelo ventilador, sendo que, geralmente, o ventilador libera o mesmo volume corrente, independente da demanda ventilatória do paciente. Em alguns equipamentos, a única diferença entre ACV e a ventilação mecânica controlada (CMV) é o ajuste da sensibilidade inspiratória (45).

b) Ventilação com pressão controlada

Na ventilação com pressão controlada (PCV) a inspiração é limitada a pressão, mas sua principal característica é a ciclagem a tempo. Ela pode ser utilizada tanto no modo assistido como no controlado e o volume corrente e o volume minuto são variáveis. A possibilidade de prolongar o tempo inspiratório permite inverter a relação inspiração-expiração (IRV), o que aumenta a relação tempo inspiratório pelo tempo total da ventilação (T_i/T_{tot}) (46, 47).

c) Ventilação mandatória intermitente e sincronizada

Na ventilação mandatória intermitente (IMV), o paciente tem a possibilidade de realizar ventilações espontâneas entre os ciclos programados do ventilador. Os

ciclos mandatórios podem ter volume ou pressão predefinidos, ou uma combinação dos dois. A principal diferença entre a IMV e a ventilação mandatória intermitente sincronizada (SIMV) é que durante a IMV os intervalos entre os ciclos do ventilador são regulares e com a SIMV os ciclos espontâneos são em resposta a um esforço do paciente (48, 49).

d) Ventilação com pressão positiva contínua nas vias aéreas

Durante a ventilação com pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP), o paciente ventila espontaneamente em um sistema pressurizado no nível da CPAP. Assim, para o sistema não despressurizar, a pressão ajustada deve gerar um fluxo inspiratório de, aproximadamente, quatro vezes o volume minuto do paciente. Um sistema de CPAP pode ser muito simples, uma vez que não exige um ventilador mecânico e sim, apenas um gerador de fluxo contínuo. Atualmente, a CPAP é mais utilizada através de máscaras, como modo de VMNI (50, 51).

e) Ventilação com pressão suporte

A ventilação com pressão suporte (PSV) consiste no oferecimento de níveis predeterminados e constantes de pressão positiva nas vias aéreas, aplicada apenas durante a fase inspiratória (52, 53). Este modo ventilatório pode ser combinado com outros, como na SIMV + PSV, e também é muito utilizado durante a VMNI (49, 51). Entretanto, sua aplicação como modo ventilatório isolado durante a VMI é que será discutida a seguir.

2.3 VENTILAÇÃO COM PRESSÃO SUPORTE

A PSV foi introduzida na prática clínica no início dos anos 80 (2) e, de acordo com Esteban et al (25), atualmente, é utilizada como modo isolado de ventilação em cerca de 15% dos pacientes em VMI e em torno de 36% dos que estão em desmame. Ela é considerada um modo ventilatório simples, entretanto, requer recursos muito sofisticados do ventilador mecânico e conhecimento técnico e clínico para ajuste de seus parâmetros (17).

2.3.1 Definição

A PSV é um modo de suporte ventilatório parcial que auxilia a ventilação espontânea do paciente por meio de uma pressão positiva predeterminada e constante, durante a inspiração (52, 53).

O nível de pressão suporte (PS) é mantido constante por auto-ajuste contínuo do fluxo, que desacelera à proporção que a pressão no parênquima pulmonar insuflado se eleva progressivamente. O final da inspiração ocorre quando o fluxo inspiratório, ao se reduzir, atinge um valor crítico, predefinido para cada ventilador. Nesse momento, o fluxo inspiratório é interrompido e a válvula expiratória se abre iniciando a expiração. A fase expiratória é livre de assistência (52, 53).

Desta forma, a PSV é um modo ventilatório disparado pelo paciente, limitado a pressão e, geralmente, ciclado a fluxo (54).

2.3.2 Fases da ventilação com pressão suporte

Nas fases da ventilação se encontram os princípios da PSV, porém algumas variações entre os ventiladores podem levar a diferenças no efeito deste modo ventilatório, mesmo com níveis de pressurização similares (54).

2.3.2.1 Fase de disparo

A utilização da PSV pressupõe que o paciente seja capaz de iniciar um esforço inspiratório e, assim, alcançar uma condição específica, determinada pela variável disparo (54). Usualmente, o disparo é a pressão ou fluxo (55).

O disparo a pressão é o mais simples e antigo modo de iniciar a ventilação. O paciente gera um esforço inspiratório suficiente para diminuir a pressão na via aérea (P_{aw}) até um nível de pressão predeterminado (sensibilidade a pressão). A sensibilidade a pressão ajustada, ou nível de disparo, é relativo à pressão de base, sendo um ajuste de -0,5 a -2 cmH_2O seguro e efetivo para a maioria dos pacientes (17). A habilidade para manter o nível de disparo constante, apesar das alterações na pressão de base, é referida como compensação da PEEP. Alguns equipamentos

mais simples não têm este recurso disponível e o nível de disparo ajustado é relativo à pressão atmosférica, sendo necessário um maior esforço do paciente para disparar o ventilador (16).

O disparo a fluxo foi introduzido no início da década de 80 e, hoje, está presente em todos os ventiladores microprocessados. Entretanto, o método de disparo varia entre os equipamentos. O disparo a fluxo ocorre quando o esforço do paciente gera uma mudança no fluxo no circuito do ventilador até um nível predefinido (sensibilidade a fluxo). Usualmente, esta sensibilidade é ajustada entre 1 – 5 l/min. Em alguns ventiladores, um fluxo constante e não ajustável (fluxo de base) é liberado no circuito durante a fase expiratória, a partir do qual uma mudança no fluxo (sensibilidade a fluxo) é detectada. Em outros equipamentos, os dois métodos podem estar associados, com a possibilidade de ajuste tanto do fluxo de base quanto da sensibilidade a fluxo (16). Por fim, ainda existem sistemas de disparo que utilizam a combinação de disparo a fluxo e a pressão (56-58).

Recentemente, dois novos modos, que utilizam pressão diafragmática (59) e atividade elétrica do diafragma (NAVA) (60), foram apresentados. Essas técnicas parecem promissoras, pois o disparo não seria afetado por dois dos mais comuns fatores de confusão, a auto-PEEP, isto é, a diferença positiva entre a pressão alveolar no final da expiração e a PEEP ajustada, e o escape aéreo (particularmente durante a VMNI). Entretanto, ainda são métodos em investigação e sua utilidade clínica deve ser determinada (1).

2.3.2.2 Fase inspiratória

Após o disparo, a Paw aumenta exponencialmente, com uma constante de tempo do ventilador, até o nível da PS, e se mantém até o término da inspiração (17). Durante esta fase, o fluxo inspiratório e o volume de ar corrente (V_T) são variáveis e dependem de fatores como o nível da PS, o esforço do paciente e a complacência e resistência do sistema respiratório (41). O V_T também pode ser afetado pela hiperinsuflação dinâmica, principalmente em pacientes com DPOC. Um aumento na auto-PEEP efetivamente diminui o gradiente de pressão na via aérea, reduzindo o V_T (17, 61).

A ventilação com pressão suporte diminui a sobrecarga da musculatura inspiratória, porém o nível adequado de PS varia muito entre os pacientes. Isto pode ser explicado pelas diferenças de mecânica e demanda ventilatória (62). O nível máximo de ajuste da PS pode ser de 30 a 60 cmH₂O, ou até maior em alguns ventiladores (54). Entretanto, o menor nível possível, que resulte em um padrão ventilatório confortável, deve ser utilizado (62).

Equipamentos mais modernos permitem o ajuste da constante de tempo do ventilador para a liberação do fluxo inspiratório, também chamada de velocidade de ascensão da PS. Em outras palavras, ela é o tempo necessário para o ventilador alcançar o nível da PS no início da inspiração. Teoricamente, pacientes com uma maior demanda ventilatória devem se beneficiar com uma rápida velocidade de ascensão da PS. No entanto, é importante ressaltar que a regulação deste comando não impõe um limite ou um valor predeterminado de fluxo, ele continua sendo livre (17).

2.3.2.3 Fase de ciclagem

Todos os ventiladores utilizados nas UTIs são construídos com algum critério particular de término da fase inspiratória. O método primário para os ventiladores encerrarem a inspiração durante a PSV é a ciclagem a fluxo (63).

Para que o ventilador mecânico reconheça o momento em que o paciente finaliza sua ventilação espontânea, desativando a musculatura inspiratória, convencionou-se interromper a PS assim que o fluxo inspiratório diminuísse até determinados níveis críticos (critério de término ou sensibilidade expiratória). O critério de término tem evoluído muito através das gerações de ventiladores (63). Nos mais antigos, a inspiração é finalizada quando o fluxo desacelera até atingir um valor preestabelecido. Este pode ser tanto um valor absoluto de fluxo (2 a 6 l/min) como uma porcentagem do pico de fluxo (geralmente 5% ou 25%) (14, 15). Os mais modernos permitem a seleção manual do critério de término entre 5% e 80% do pico de fluxo (16, 17). Recentemente foi disponibilizado um novo sistema de ciclagem, no qual o critério de término a fluxo não é fixo e sim automático, variando ciclo a ciclo (de 5% a 55% do pico de fluxo inspiratório) de acordo com mensurações da

mecânica ventilatória do paciente (4). Independente do critério de término a fluxo utilizado, o ventilador deve ciclar em conjunto com o término da inspiração neural do paciente (6).

Como mecanismo extra de proteção, a maioria dos ventiladores tem um sistema alternativo de ciclagem a pressão e a tempo. Assim, o fluxo inspiratório também pode ser finalizado quando a P_{aw} excede de 1,5 a 3 cmH_2O a PS ajustada ou quando o tempo inspiratório atinge um tempo máximo predefinido, maior que 2,5 segundos (64).

2.3.2.4 Fase expiratória

Na ventilação com pressão suporte, a fase expiratória é livre de assistência, porém um nível de PEEP pode ser aplicado (52, 53). Durante esta fase, a pressão na via aérea depende da resistência do circuito e do fluxo expiratório. Idealmente, a resistência expiratória deve ser zero e, assim, quando o ventilador cicla, a pressão deve diminuir imediatamente até o nível da PEEP, permanecendo neste nível até o final da expiração (15).

A duração da fase expiratória tem repercussões clínicas importantes. Um tempo expiratório curto cria um potencial para o aprisionamento de ar, o qual causa dificuldade no disparo do ciclo ventilatório seguinte. O paciente deve gerar um esforço maior para compensar a auto-PEEP e, assim, alcançar o nível de sensibilidade inspiratória ajustada. O tempo expiratório longo tem conseqüências menores, a menos que seja tão longo que cause hipoventilação (5, 65).

2.3.3 Ajuste da ventilação com pressão suporte

As opções de comandos na PSV variam muito, principalmente quando se compara ventiladores mais antigos com os de última geração. Tradicionalmente, o principal ajuste é o nível da PS, que junto com a sensibilidade de disparo (usualmente a pressão), estão presentes em todos os equipamentos. A possibilidade de seleção de disparo a fluxo, do nível desta sensibilidade ou ainda de um fluxo de base são recursos bem mais recentes. Da mesma forma, a escolha da velocidade

de ascensão da PS e do critério de término está disponível somente nos ventiladores mais modernos (16, 54).

Além dos ajustes característicos deste modo ventilatório, um nível de PEEP e uma fração inspirada de oxigênio (FiO_2), geralmente, são ofertados, e os alarmes de segurança ativados. Em caso de apnéia, alguns ventiladores permitem a seleção do tempo de apnéia para o alarme e ainda liberam uma ventilação de reserva, que às vezes pode ser predefinida (16, 54).

A frequência respiratória (f), volume corrente (V_T), volume minuto (V_e), relação inspiração-expiração (I/E), fluxo (V') e tempo inspiratório (T_i) são comandos, freqüentemente, inativados no modo PSV (16, 54).

2.3.4 Efeitos da ventilação com pressão suporte

Na ventilação com pressão suporte, parte do padrão ventilatório é controlada pelo paciente, sendo que um dos principais objetivos do seu uso é diminuir o trabalho da ventilação. Porém, para evitar a sobrecarga da musculatura respiratória e proporcionar maior conforto, o ventilador deve estar em sincronia com a atividade ventilatória do paciente (66).

2.3.4.1 Padrão ventilatório

Mudanças no nível da pressão suporte afetam de várias formas o padrão ventilatório. Um aumento na PS pode não alterar o V_T se ocorrer uma subsequente diminuição do esforço do paciente, o qual gera uma menor pressão da musculatura inspiratória (17). Entretanto, geralmente, um aumento nos níveis de PS vai resultar em aumento do V_T e diminuição da f , podendo não produzir alterações significativas no V_e (3, 66, 67, 68).

A influência da PS na relação tempo inspiratório pelo tempo total da ventilação (T_i/T_{tot}) também é variável, principalmente pelas possíveis diferenças do modo ventilatório entre os ventiladores, como o ajuste da velocidade de ascensão da PS. Porém, na maioria dos estudos tem-se observado uma diminuição da T_i/T_{tot} com o aumento da PS, como consequência da redução do tempo inspiratório (3, 68).

2.3.4.2 Trabalho ventilatório

Vários estudos demonstram que a PSV atua de forma importante na diminuição do esforço ventilatório, sendo que esta é proporcional ao nível de PS e está acompanhada de alterações do padrão ventilatório (2, 3, 21, 67-69).

Um dos efeitos da ventilação com pressão suporte é compensar parcial ou totalmente o trabalho adicional imposto pela via aérea artificial, válvulas de demanda e componentes do circuito do ventilador. O trabalho ventilatório aumenta, principalmente, em função do diâmetro do tubo endotraqueal (TET), acrescentando, no mínimo, uma resistência de 4 a 6 cmH₂O/l/s (70-72). Em um modelo pulmonar, Fiastro et al (72) demonstraram que o nível de PS necessário para compensar a resistência de um tubo endotraqueal de 8 mm de diâmetro varia de 5 a 15 cmH₂O, para um fluxo inspiratório entre 0,5 e 1 l/s. Da mesma forma, estudos clínicos mostram que para compensar este trabalho adicional o nível de PS pode variar de 3 a 14 cmH₂O entre os pacientes (32, 73).

Variando o ajuste da PS, também é possível graduar a intensidade do trabalho realizado pelo paciente, o que a torna um modo ventilatório bastante versátil e de ampla utilização. De um lado pode-se evitar a fadiga muscular, que seria decorrente de um trabalho excessivo, e de outro prevenir a atrofia muscular resultante de assistência ventilatória e sedação prolongadas (67).

O nível ideal de pressão suporte oferece ao paciente a possibilidade de realizar uma ventilação espontânea dentro dos limites fisiológicos e sem risco de fadiga, sendo o exame clínico o método mais apropriado para seu ajuste (54, 67, 74). Geralmente, a seleção de um nível de PS para uma f de até 25 a 30 mrpm e V_T entre 6 e 10 ml/kg, sem atividade da musculatura acessória da inspiração, é aceitável (62).

Porém, se a intenção da assistência ventilatória é proporcionar repouso muscular total ou quase total, pode-se fazê-lo usando níveis mais altos de PS, definidos como PS máxima (PS_{máx}) (75). MacIntyre e Leatherman (75) determinaram que o uso da PS_{máx}, em geral, resulta em um V_T de 10 a 12 ml/kg. Já níveis superiores à PS_{máx}, comprometem a função cardiovascular e levam à

hiperinsuflação, alcalose respiratória, depressão do estímulo respiratório e períodos de apnéia, dificultando o disparo da ventilação seguinte (54). Por outro lado, caso o objetivo seja promover condicionamento muscular deve-se utilizar níveis de PS que se situem abaixo da PSmáx. A atividade muscular respiratória, normalmente, se inicia com valores de PS abaixo de 85% da PSmáx, enquanto que níveis abaixo de 30% a 50% da mesma podem ser insuficientes para prevenir a fadiga muscular (75).

2.3.4.3 Conforto ventilatório

A dispnéia tem sido definida como um esforço ventilatório aumentado, desagradável e considerado inapropriado pelo paciente (21). Manning et al (76) escolheram o termo desconforto ventilatório para definir dispnéia em ventilação mecânica.

Durante a PSV, os pacientes estão acordados, ou parcialmente sedados, e, desta forma, sujeitos a todos os estímulos das unidades de terapia intensiva. Neste ambiente, o desconforto ventilatório pode ser confundido com ansiedade, medo ou *delírium*, resultando no uso desnecessário de sedação. Isto pode levar a um aumento do estresse por parte do paciente e a potenciais problemas psicológicos a longo prazo (22, 77). Além disso, proporciona uma interação inadequada entre o paciente e o ventilador, podendo retardar o processo de desmame da VMI (12).

A percepção de conforto ventilatório durante a ventilação mecânica ou desmame foi avaliada por alguns estudos. Twibell et al (78) e Knebel et al (79) analisaram o conforto ventilatório de pacientes durante o desmame da ventilação mecânica invasiva, em PSV e SIMV. Eles verificaram que não houve diferença na sensação de conforto entre os dois modos de desmame, em qualquer nível de suporte ventilatório. Já MacIntyre (2) observou que altos níveis de PS diminuem o trabalho ventilatório e melhoram o conforto, quando comparado com a SIMV. Este também verificou que a interação de vários fatores como tensão dos gases sanguíneos, relação tempo-tensão-comprimento da caixa torácica e da musculatura respiratória e atividade de receptores intrapulmonares provavelmente influenciam a sensação de conforto. Por sua vez, Vitacca et al (21) avaliaram o conforto ventilatório em 36 pacientes com diferentes níveis de PS. Os autores observaram

que o desconforto foi maior nos níveis extremos de suporte ventilatório, demonstrando que a relação entre níveis de assistência e o conforto pode ser descrita como uma parábola. Da mesma forma, Chiumello et al (20) observaram que o conforto ventilatório foi pior nas maiores e menores velocidades de ascensão da PS.

A sensação de conforto em diferentes modos ventilatórios também foi estudada em indivíduos voluntários e saudáveis, com o objetivo de evitar algumas influências que podem confundir a avaliação do conforto. Russel et al (22) verificaram que a PSV foi o modo mais confortável para os voluntários quando comparada com a SIMV. Em outro estudo, os autores observaram que indivíduos voluntários foram capazes de ajustar o seu próprio nível de PS e que, em um segundo momento de análise, este era correspondente a uma maior sensação de conforto (23).

A avaliação do conforto ventilatório torna-se difícil pois é uma sensação subjetiva e sua aparente severidade pode ou não estar relacionada com medidas fisiológicas (21). Geralmente, escalas numéricas ou com representações verbais ou gráficas (p.ex. Escala de BORG e uma variedade de escalas análoga visuais) são utilizadas na tentativa de quantificar o conforto. Entretanto, até o momento, não existe uma escala específica para avaliação do conforto ventilatório de pacientes em VMI e o que se observa é que cada autor utiliza uma modalidade diferente (20-23, 78-80).

2.3.5 Medidas relacionadas à mecânica pulmonar

A atividade da musculatura respiratória pode ser avaliada através de eletromiografia (52), pela determinação da pressão esofágica ou transdiafragmática (81, 82), pelo consumo de oxigênio durante a ventilação (83, 84) e, entre outros, pela variação do comando neural (85). Tais recursos ainda são de uso complexo à beira do leito, porém fornecem informações importantes relacionadas ao trabalho ventilatório do paciente, da mesma forma que ajudam a determinar se a assistência ventilatória é excessiva ou insuficiente (86).

O termo trabalho ventilatório é muitas vezes usado como sinônimo de esforço, porém ele é tecnicamente definido como uma variável mecânica e não biológica. Assim, no caso do sistema respiratório, trabalho (WOB) corresponde ao produto da pressão pelo deslocamento de volume (86). Durante a PSV, as mudanças no volume corrente são decorrentes da ação combinada das alterações das pressões na via aérea e na gerada pelos músculos respiratórios. Portanto, há uma distinção entre o WOB realizado pelo ventilador e o realizado pelo paciente. O WOB do ventilador pode ser avaliado por medidas a partir dos sinais da P_{aw} e do volume. Já o WOB ventilatório do paciente é calculado pelas medidas dos sinais da pressão esofágica (P_{es}) e do volume (87). O trabalho pode ser expresso em Joule (J), mas, geralmente, é apresentado por unidade de volume (J/l) ou de tempo (J/s ou J/min) (88).

Outro índice utilizado para quantificar gasto energético da musculatura respiratória é o produto pressão-tempo (PTP). A medida do PTP leva em consideração apenas a pressão aplicada e a duração desta aplicação, independente da mudança de volume gerada (86). Sendo assim, o PTP avalia a produção mecânica mesmo em situações em que o WOB é zero, como na contração isométrica (87). De maneira similar ao WOB, a medida do PTP pode ser realizada a partir do sinal da P_{es} pelo tempo (PTP do paciente) ou do sinal da P_{aw} pelo tempo (PTP do ventilador), e, usualmente, é expressa em $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}$ (86).

A pressão de oclusão na via aérea no primeiro 0.1 segundo ($P_{0.1}$) fornece informações sobre a atividade da musculatura inspiratória e está diretamente relacionada com o estímulo neural da respiração (89). A sua mensuração é, originalmente, descrita através da manobra de oclusão realizada diretamente na abertura da via aérea no final da expiração. Contudo, com um tempo necessário para abertura da válvula de demanda inspiratória do ventilador mecânico em torno de 100 milissegundos, é possível calcular a $P_{0.1}$ a partir do traçado da P_{aw} , desde que o disparo da ventilação seja a pressão (90). Apesar de representar valores de pressão negativa, sua unidade é expressa como um número positivo em cmH_2O (86).

Como já demonstrado por alguns estudos, o aumento dos níveis de PS gera uma diminuição da P0.1, do WOB e do PTP, revelando, assim, uma boa correlação entre as três medidas como estimativas do esforço ventilatório (66-68, 85, 89).

2.3.6 Desmame da ventilação com pressão suporte

O desmame da ventilação mecânica constitui a situação em que a PSV é mais utilizada nas UTIs (25), visto que esta possibilita maior sincronia entre o ventilador mecânico e a demanda ventilatória do paciente, além de promover um condicionamento muscular mais gradual (91).

Durante o desmame, os valores de PS são reduzidos gradualmente, de acordo com a tolerância do paciente, até atingir níveis suficientes apenas para vencer a resistência do circuito do ventilador (91). Dois estudos multicêntricos, prospectivos e randomizados compararam diferentes métodos de desmame: PSV, tubo T e IMV (34, 35).

No estudo de Brochard et al (34), a PSV foi superior em relação ao tubo T e IMV, com um maior índice de sucesso ao final de 21 dias e uma menor duração do tempo de desmame. Já Esteban et al (35), utilizando metodologia semelhante, demonstraram que o desmame com a IMV teve a pior performance, enquanto o uso de tubo T, com uma ou múltiplas tentativas por dia, foi superior à PSV, abreviando o desmame. Os resultados diferentes nos dois estudos refletem os diversos critérios para a progressão do desmame de cada um deles. Em relação à PSV, Brochard et al (34) toleraram uma $f \leq 35$ mrpm e o paciente era extubado com uma PS de 8 cmH₂O. Já Esteban et al (35) não toleraram uma $f \geq 25$ mrpm e somente extubavam o paciente com PS de 5 cmH₂O, o que poderia explicar o desmame mais prolongado com PSV neste último estudo. Por outro lado, com relação ao uso de tubo T, Brochard et al (34) avaliaram até três períodos de 2 horas em tubo T antes de extubar o paciente, enquanto Esteban et al (35) o faziam sempre que o paciente tolerasse tubo T por 2 horas, o que pode ter acelerado o processo. Enfim, ao invés de divergentes, os dois trabalhos podem ser analisados como complementares. Ambos demonstraram que o desmame com IMV, sem PS, foi o pior dos métodos e que o ritmo ou o tempo de desmame é determinado mais pela maneira como

diferentes técnicas (tubo T ou PSV) são empregadas do que pela técnica em si. Em dois estudos mais recentes, Esteban et al, ao compararem 2 horas de tubo T ou de PSV, demonstraram que ambas as técnicas são eficazes no processo de desmame (32), e quando compararam 30 e 120 minutos em tubo T, também verificaram que não houve diferença no sucesso da descontinuação da VMI (36). O desmame com PSV pode ser particularmente útil em pacientes cardiopatas e coronariopatas que não toleram sobrecarga hemodinâmica aguda, geralmente associada à respiração em tubo T (35).

2.4 SINCRONIA PACIENTE-VENTILADOR EM VENTILAÇÃO COM PRESSÃO SUPORTE

Segundo Kondili et al (12), durante a ventilação mecânica, o sistema respiratório é afetado por duas bombas: o paciente, que tem sua ventilação controlada pelo sistema neuromuscular e influenciada pelas características mecânicas dos pulmões e do tórax, e o ventilador, o qual é controlado pelos ajustes do ventilador e pela função das válvulas de fluxo. Qualquer fator que afete a harmonia entre estas duas bombas causará assincronia paciente-ventilador. Assim, o resultado será desconforto para o paciente, aumento do trabalho ventilatório, podendo levar a um retardo no processo de desmame da ventilação mecânica, e conseqüentemente, a um aumento da morbidade de pacientes já criticamente doentes (12).

Os pacientes em PSV têm controle sobre a freqüência respiratória e o tempo inspiratório, apresentando, portanto, maior conforto com PSV quando comparado a outras modalidades convencionais de suporte ventilatório parcial (p.ex. SIMV) (2, 3). No entanto, pacientes sob PSV também podem desenvolver assincronia paciente-ventilador (4). Esta pode estar relacionada à fase de disparo (assincronia inspiratória) (92), bem como à de ciclagem do ventilador (assincronia expiratória) (63), porém muitas vezes não é reconhecida e, conseqüentemente, tratada de forma inapropriada. Assim, novos recursos têm sido propostos com o objetivo de melhorar a interação paciente-ventilador através da identificação e da modulação da função de disparo e das variáveis que controlam a liberação de fluxo e a ciclagem do ventilador (93).

2.4.1 Assincronia inspiratória

Durante a ventilação com pressão suporte, o esforço necessário para disparar o ventilador pode representar de 10% a 30% do esforço ventilatório total do paciente (58). Então, para um completo equilíbrio, o ventilador deve estar em sincronia com o início e o término do esforço inspiratório, bem como responder prontamente à demanda de fluxo do paciente (92).

Sassoon et al (55) descreveram o processo de disparo em duas fases: fase pré-disparo e fase pós-disparo. A fase pré-disparo ocorre entre o esforço do paciente e a resposta do ventilador, sendo este retardo, normalmente, menor que 150 milissegundos. O tempo de retardo inspiratório é influenciado pela sensibilidade ajustada e pelo desempenho dos transdutores de pressão e de fluxo. Nos ventiladores microprocessados, este tempo é menor que 110 – 120 milissegundos em sistemas de disparo a pressão, e em torno de 100 milissegundos nos de disparo a fluxo (92). A fase pós-disparo inicia quando o ventilador responde ao esforço do paciente com a liberação de fluxo no circuito. Esta fase depende do desempenho do sistema de válvulas, da demanda ventilatória do paciente, da complacência e resistência do sistema respiratório, da velocidade de ascensão da PS e do ajuste do nível de PS. Idealmente, o ventilador deve disparar com o mínimo tempo de retardo, isto é, com uma fase pré-disparo curta. Da mesma forma, a fase pós-disparo deve ser curta e o nível de PS ajustado deve ser rapidamente atingido, possibilitando, assim, maior sincronia paciente-ventilador (55).

Alguns estudos têm comparado os diferentes modos de disparo (56-58). Com antigas gerações de ventiladores, um achado comum era a superioridade do disparo a fluxo em relação à pressão (94). Aslanian et al (58) observaram que o tempo necessário para disparar o ventilador foi 43% menor com o disparo a fluxo do que com a pressão, mas também sugeriram que tal benefício era muito pequeno para afetar desfechos clínicos. Já Goulet et al (56) e Tutuncu et al (57), registraram respostas similares dos pacientes com disparo a fluxo e a pressão, durante a PSV. Atualmente, a melhora dos transdutores de pressão, dos ventiladores microprocessados, reduziu qualquer diferença entre os sistemas de disparo a fluxo e a pressão (12).

O ajuste da velocidade de ascensão da PS permite a modificação das características da oferta de fluxo, adaptando-a à demanda do paciente. A princípio, pacientes com demanda ventilatória aumentada se beneficiam de respostas de fluxo mais rápidas. Em contrapartida, pacientes com menor demanda podem sentir-se mais confortáveis com fluxos iniciais mais lentos. Além disso, respostas muito rápidas podem gerar excesso de pressões sobre o platô inspiratório levando à dissincronia ou mesmo ao término precoce da inspiração (17). Chiumello et al (20) avaliaram os efeitos de diferentes velocidades de ascensão da PS no padrão ventilatório, trabalho ventilatório, troca gasosa e conforto de pacientes com lesão pulmonar aguda. Eles observaram que uma velocidade mais lenta de fluxo resultou em um VT menor e em uma f e WOB maiores. O conforto ventilatório foi pior com as velocidades mais rápida e mais lenta testadas. Da mesma forma Bonmarchand et al, em dois estudos distintos (95, 96), observaram que o WOB foi menor com uma velocidade de ascensão da PS mais rápida, tanto em pacientes com DPOC, como com doença pulmonar restritiva. Já Branson et al (97) demonstraram que a seleção individual da velocidade de ascensão da PS foi necessária, para otimizar o efeito da PSV, de acordo com a demanda inspiratória de cada paciente.

2.4.2 Assincronia expiratória

Em circunstâncias ideais, o final da inspiração mecânica deve coincidir com o final da inspiração neural (98). Sendo assim, o paciente passaria por uma transição razoavelmente sincronizada da inspiração para a expiração em PSV. Contudo, isto raramente acontece, e o término do fluxo do ventilador acaba ocorrendo antes ou depois de terminar o esforço inspiratório do paciente (63). Esta assincronia expiratória é observada, principalmente, em ventiladores cujo critério de ciclagem é fixo, resultando em término retardado ou prematuro da inspiração (5, 6, 74).

Quando o fluxo do ventilador cessa após o fim do esforço inspiratório do paciente (término retardado), este recruta os músculos expiratórios, gerando um fluxo contrário ao do ventilador, o que resulta em um aumento da Paw e do trabalho expiratório (63, 99). Em algumas circunstâncias, o relaxamento da musculatura inspiratória também pode causar um aumento da Paw , porém, neste caso, sem associação com retardo de término ou aumento do esforço ventilatório (99, 100). O

término retardado, usualmente, ocorre com níveis altos de PS, constantes de tempo do sistema respiratório longas e fluxos baixos (15).

Por outro lado, quando o término do fluxo do ventilador ocorre antes do final do esforço inspiratório (término prematuro), o trabalho muscular inspiratório permanece ao longo da fase expiratória, resultando, portanto, em trabalho muscular inspiratório ineficiente (63). O término prematuro é causado por baixos níveis de PS, constantes de tempo curtas e fluxos altos (15).

Alguns estudos registraram a assincronia expiratória em PSV em pacientes com obstrução ao fluxo aéreo. Nesta situação, o fluxo inspiratório diminui lentamente e o critério de término pode não ser alcançado no final da inspiração neural, estimulando a exalação ativa e a ciclagem a pressão (5, 74). Parthasarathy et al (5) observaram que a continuação da inspiração mecânica através da expiração neural estava associada à falha do disparo da ventilação seguinte. Chiumello et al (11) avaliaram o efeito de diferentes critérios de ciclagem e PEEP durante a PSV e verificaram que um critério de término maior, resultou em uma redução no tempo de retardo de ciclagem do ventilador, da hiperinsuflação dinâmica, do V_T , T_i e PTP. Da mesma forma, Tassaux et al (10) verificaram que o ajuste de um maior critério de ciclagem em pacientes com doença obstrutiva melhorou a sincronia paciente-ventilador e reduziu o esforço inspiratório.

Outros estudos avaliaram o critério de término em pacientes com doença pulmonar restritiva. Tokioka et al (7) observaram que altos níveis de critério de ciclagem resultavam em diminuição do V_T e aumento da f e do WOB. Já Chiumello et al (8) avaliaram diferentes associações de critérios de término e velocidades de ascensão da PS. Eles verificaram que uma maior velocidade de entrega de fluxo reduziu o WOB, e que um critério de término menor reduziu a f , aumentou o V_T , porém não alterou o WOB. Para melhorar a sincronia, os autores sugeriram que o ajuste do critério de ciclagem seja individualizado para cada paciente, com base nas mudanças do padrão ventilatório.

A assincronia expiratória durante a PSV é afetada por muitos fatores, entre os quais a magnitude do esforço inspiratório do paciente, o nível e a velocidade de

ascensão da PS, as constantes de tempo do sistema respiratório (complacência e resistência) e o tempo inspiratório neural do paciente. Assim, o ajuste do critério de término deveria ser constantemente alterado em função das mudanças de qualquer um destes fatores, o que, na prática clínica, é impossível (98).

Yamada e Du, em uma série de estudos (4, 6, 18), identificaram esta dificuldade e propuseram uma solução em potencial, a partir de um modelo matemático. Este modelo revelou que a sincronia expiratória é controlada pela relação das constantes de tempo do sistema respiratório com o tempo inspiratório do paciente, bem como pela relação do nível de PS com a pressão da musculatura inspiratória. Também demonstrou que o ajuste do critério de término pode ser selecionado com base nas constantes de tempo, mas, principalmente, que ele pode ser reajustado com base nas mudanças das mesmas. Finalmente, o modelo indicou que o critério de ciclagem pode ser automaticamente ajustado porque as constantes de tempo podem ser automaticamente mensuradas em ventilação mecânica (6).

O sistema de controle automático do critério de término da PS utiliza as medidas das constantes de tempo (complacência e resistência) do sistema respiratório para a ciclagem do ventilador. A constante de tempo é calculada a partir da curva fluxo-volume expiratório e determina um intervalo de critério de término, dentro do qual um valor será selecionado. Em pacientes com constantes de tempo mais longas, como na DPOC, um alto nível de critério de ciclagem será necessário. Por outro lado, um baixo nível de critério de término será selecionado para pacientes com constantes de tempo mais curtas, como na lesão pulmonar aguda e fibrose pulmonar. Para reduzir o erro e garantir uma melhor sincronia, o controle da pressão supra-platô também foi integrado ao sistema, pois, qualquer retardo do término da inspiração causará um aumento da P_{aw} . Isto ocorre em função da força de recolhimento do sistema respiratório ou pela ativação da musculatura expiratória (4). Assim, se a P_{aw} subir acima de 0,8 cmH_2O do nível de PS ajustado nos últimos 80 milissegundos da inspiração, indicando assincronia de ciclagem, o critério de término é aumentado em 5% (diminuindo o tempo inspiratório). Se o aumento da P_{aw} nos últimos 80 milissegundos for menor do que 0,2 cmH_2O , o critério de ciclagem diminui em 5% (aumentando o tempo inspiratório). Além disso, se o tempo total da inspiração for menor do que 300 milissegundos, o critério de término diminui em 5% (1). Portanto, quanto mais longa a constante de tempo e maior a pressão supra-

platô, maior será o nível do critério de término selecionado para a próxima ventilação, dentro de um intervalo de 10% a 55% do pico de fluxo inspiratório. Este algoritmo de ciclagem está disponível no ventilador Newport E500 (Newport Medical Instruments Inc., Newport Beach, EUA) (4).

Du et al (4) validaram este sistema de controle automático do critério de término (modelo matemático) em um modelo pulmonar, avaliando a assincronia expiratória no Newport E500, através da comparação com um ventilador que apresenta critério de ciclagem fixo da PS. O Servo 300 (Siemens-Elma, Solna, Suécia) foi escolhido, pois, além de possuir um critério de ciclagem fixo (5% do pico de fluxo inspiratório), apresenta um critério de ciclagem a pressão muito alto (+20 cmH₂O sobre o nível de PS ajustado), o qual dificilmente é alcançado, possibilitando a avaliação apenas dos efeitos do critério a fluxo. Em todas as condições testadas, o Newport E500 finalizou o fluxo inspiratório em menos de 0.1 segundo do término do esforço inspiratório do paciente, enquanto que o Servo 300 retardou a ciclagem sempre em mais do que 0.1 segundo (4).

Posteriormente, Tassaux et al (9) validaram o modelo matemático em 20 pacientes em PSV. Eles verificaram uma correlação significativa entre os valores de critério de término a fluxo predito pelo modelo matemático e os mensurados nos pacientes, reforçando a possibilidade de aplicação deste modelo para melhorar o ajuste do critério de ciclagem e, conseqüentemente, a sincronia paciente-ventilador.

2.4.3 Padrões de assincronia paciente-ventilador

Apesar de certo retardo para o disparo do ventilador ser comum e o término prematuro, ou retardado, da inspiração ser muitas vezes inevitável em PSV, outros padrões de assincronia podem ser mais facilmente detectados e corrigidos com o auxílio de monitoração gráfica (15). Mesmo que a pressão esofágica ou atividade elétrica do diafragma tenham uma maior acurácia na detecção destes eventos, a própria inserção de um cateter esofágico ou o uso de eletrodos podem alterar a interação paciente-ventilador. Assim, a inspeção visual das curvas do ventilador permite a análise dos padrões mais facilmente identificados sem um método

invasivo. Entre os mais freqüentes padrões de assincronia paciente-ventilador estão o auto-disparo, o esforço inefetivo e o duplo-disparo (19).

Idealmente, o disparo do ventilador deve ser resultado da contração da musculatura inspiratória. Porém, em algumas situações, o fluxo inspiratório é liberado pelo ventilador mesmo sem esforço do paciente (12). O auto-disparo está associado à baixa freqüência respiratória, a uma menor demanda por fluxo e à ausência de auto-PEEP. Estes fatores podem manter um fluxo zero no final da expiração por alguns segundos antes da próxima inspiração, tornando o sistema vulnerável ao auto-disparo. Então, qualquer fator que gere distorção na pressão de via aérea, como ruídos, escapes ou água no circuito, poderá causar este padrão de assincronia (15). Imanaka et al (101) também observaram que oscilações cardiogênicas, freqüentemente, causam auto-disparo em pacientes em pós-operatório de cirurgia cardíaca. Os mesmos autores verificaram que a diminuição do nível de disparo a fluxo de 2 para 1 l/min aumentou a freqüência deste evento de 15% para 22% (101). Assim, o ajuste do ventilador deve ser o mais sensível possível, porém não associado com auto-disparo, e a inspeção das curvas de pressão e fluxo pode auxiliar na detecção do mesmo. A ausência de uma queda de pressão inicial abaixo do nível da PEEP ou o disparo ocorrendo sincronicamente com oscilações cardíacas podem ser indicativas de auto-disparo. Já com o sistema de disparo a fluxo a identificação se torna um pouco mais difícil (93).

Outro evento muito comum é o esforço inefetivo (102). Este ocorre quando o esforço do paciente falha em disparar o ventilador, podendo ser identificado por uma queda abrupta na Paw simultânea a uma diminuição de fluxo durante o período expiratório, que não foi seguida por um ciclo assistido (19). Esforços inefetivos também podem ocorrer durante a fase inspiratória, porém relacionados a um aumento de fluxo (19, 102). Este tipo de padrão de assincronia está associado a fatores como alto nível de assistência, retardo na abertura da válvula expiratória do ventilador, fraqueza da musculatura inspiratória, menor demanda ventilatória, mas, principalmente, hiperinsuflação dinâmica (93). Na presença de limitação ao fluxo aéreo o esforço do paciente deve primeiro gerar uma pressão muscular equivalente à auto-PEEP, para depois diminuir a pressão de via aérea abaixo da PEEP externa e somente, então, disparar o ventilador. Chao et al (103) observaram que esforços

inefetivos ocorrem comumente em pacientes em ventilação mecânica prolongada, principalmente nos que têm DPOC. Além disso, os autores mostraram que o ajuste da sensibilidade de disparo ou a mudança do disparo a pressão para fluxo raramente afetou o grau de assincronia. Já o aumento da PEEP externa melhorou a habilidade do paciente em disparar o ventilador, porém não eliminou os esforços inefetivos. Entretanto, a diminuição do nível de PS, com conseqüente redução do volume corrente, eliminou definitivamente o número de eventos. Fabry et al (104) também verificaram esforços inefetivos em 9 entre 11 pacientes em processo de desmame da VMI com PSV, sendo que em 5, menos de 50% dos esforços inspiratórios tiveram resposta do ventilador. Por sua vez, Vitacca et al (21) observaram que não houve uma associação entre DPOC e alto risco de esforços inefetivos quando comparado com outros diagnósticos, mas a chance de apresentar este padrão diminui linearmente com a redução da PS.

Por fim, duplo-disparo ocorre quando o esforço ventilatório persiste após a ciclagem do ventilador. Este pode ser identificado pela análise da curva de pressão, em que dois ciclos ventilatórios são separados por um tempo expiratório muito curto. O duplo-disparo é resultado de uma condição em que o fluxo ou volume liberado pelo ventilador é insuficiente para satisfazer a demanda ventilatória do paciente. Algumas situações que geram duplo-disparo, como suspiros ou tosse, são consideradas normais, enquanto que ajustes inadequados da PSV, levando a fluxo e volume inapropriadamente baixos, remetem risco e requerem imediata intervenção (41). Thille et al (19) avaliaram a incidência de padrões de assincronia em dois modos ventilatórios. Os autores observaram que auto-disparo contribuiu com menos de 1% do total de eventos e o duplo-disparo ocorreu mais em ventilação mecânica assisto-controlada do que em PSV. Por outro lado, esforços inefetivos, inspiratórios e expiratórios, foram similares nos dois modos ventilatórios.

A identificação destes padrões de assincronia pode levar a uma intervenção precoce e ajustes mais apropriados do ventilador mecânico, resultando, em um melhor conforto ventilatório para o paciente (105).

3 HIPÓTESE

O modo de ciclagem automática da ventilação com pressão suporte promove maior sincronia paciente-ventilador quando comparado ao modo de ciclagem fixa.

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GERAL

Comparar dois diferentes modos de ciclagem em ventilação com pressão suporte, um fixo e outro automático, a partir de dois modelos de ventilador mecânico.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar o comportamento de variáveis de mecânica respiratória nos dois diferentes modos de ciclagem.
- Avaliar o conforto ventilatório do paciente nos dois diferentes modos de ciclagem.
- Identificar padrões de assincronia nos dois diferentes modos de ciclagem.

5 REFERÊNCIAS DA REVISÃO DA LITERATURA

1. Branson R. Understanding and implementing advances in ventilator capabilities. *Curr Opin Crit Care* 2004; 10: 23-32.
2. MacIntyre NR. Respiratory function during pressure support ventilation. *Chest* 1986; 89: 677-683.
3. Tokioka H, Saito S, Kosaka F. Comparison of pressure support ventilation and assist control ventilation in patients with acute respiratory failure. *Intensive Care Med* 1989; 15: 364-367.
4. Du HL, Amato MBP, Yamada Y. Automation of expiratory trigger sensitivity in pressure support ventilation. *Respir Care Clin N Am* 2001; 7: 503-517.
5. Parthasarathy S, Jubran A, Tobin MJ. Cycling of inspiratory and expiratory muscle groups with the ventilator in airflow limitation. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 158: 1471-1478.
6. Yamada Y, Du HL. Analysis of the mechanisms of expiratory asynchrony in pressure support ventilation: a mathematical approach. *J Appl Physiol* 2000; 88: 2143-2150.
7. Tokioka H, Tanaka T, Ishizu T et al. The effect of breath termination criterion on breathing patterns and the work of breathing during pressure support ventilation. *Anesth Analg* 2001; 92: 161-165.
8. Chiumello D, Pelosi P, Taccone P et al. Effect of different inspiratory rise time and cycling off criteria during pressure support ventilation in patients recovering from acute lung injury. *Crit Care Med* 2003; 31: 2604-2610.
9. Tassaux D, Michotte JB, Gainnier M et al. Expiratory trigger setting in pressure support ventilation: from mathematical model to bedside. *Crit Care Med* 2004; 32: 1844-1850.
10. Tassaux D, Gainnier M, Battisti A et al. Impact of expiratory trigger setting on delayed cycling and inspiratory muscle workload. *Am J Respir Crit Care Med* 2005; 172: 1283-1289.
11. Chiumello D, Polli F, Tallarini F et al. Effect of different cycling off criteria and positive end-expiratory pressure during pressure support ventilation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Crit Care Med* 2007; 35: 2547-2552.
12. Kondili E, Prinianakis G, Georgopoulos D. Patient-ventilator interaction. *Br J Anaesth* 2003; 91: 106-119.

13. Younes M, Brochard L, Grasso S et al. A method for monitoring and improving patient: ventilator interaction. *Intensive Care Med* 2007; 33: 1337-1346.
14. Tobin MJ, Jubran A, Laghi F. Patient-ventilator interaction. *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 163: 1059-1063.
15. Georgopoulos D, Prinianakis G, Kondili E. Bedside waveforms interpretation as a tool to identify patient-ventilator asynchronies. *Intensive Care Med* 2006; 32: 34-47.
16. Branson RD. Functional principles of positive pressure ventilators: implications for patient-ventilator interaction. *Respir Care Clin N Am* 2005; 11: 119-145.
17. Hess DR. Ventilator waveforms and the physiology of pressure support ventilation. *Respir Care* 2005; 50: 166-183.
18. Yamada Y, Du HL. Effects of different pressure support termination on patient-ventilator synchrony. *Respir Care* 1998; 43: 1048-1057.
19. Thille AW, Rodriguez P, Cabello B et al. Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. *Intensive Care Med* 2006; 32: 1515-1522.
20. Chiumello D, Pelosi P, Croci M et al. The effects of pressurization rate on breathing pattern, work of breathing, gas exchange and patient comfort in pressure support ventilation. *Eur Respir J* 2001; 18: 107-114.
21. Vitacca M, Bianchi L, Zanotti E et al. Assessment of physiologic variables and subjective comfort under different levels of pressure support ventilation. *Chest* 2004; 126: 851-859.
22. Russel WC, Greer R. The comfort of breathing: a study with volunteers assessing the influence of various modes of assisted ventilation. *Crit Care Med* 2000; 28: 3645-3648.
23. Mols G, Vetter T, Haberthür C et al. Breathing pattern and perception at different levels of volume assist and pressure support in volunteers. *Crit Care Med* 2001; 29: 982-988.
24. Farias AMC, Guanaes A. Introdução à Ventilação Mecânica. In: Menna Barreto SS, Vieira SRR, Pinheiro CT. *Rotinas em Terapia Intensiva*. Porto Alegre: Artmed, 2001; p. 139-56.
25. Esteban A, Anzueto A, Alia I et al. How is mechanical ventilation employed in the Intensive Care Unit? An international utilization review. *Am J Respir Crit Care Med* 2000; 161: 1450-1458.
26. Slutsky AS. Mechanical Ventilation. American College of Chest Physicians Consensus Conference. *Chest* 1993; 104: 1833-59.
27. Dreyfuss D, Saumon G. Should the lung be rested or recruited? The charybdis and scylla of ventilator management. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 149: 1066-1068.

28. Amato MBP, Barbas CSV, Medeiros DM et al. Effect of a protective-ventilation strategy on mortality in the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med* 1998; 338: 347-354.
29. Epstein SK. Controversies in weaning from mechanical ventilation. *Journal Int Care Med* 2001; 16: 270-286.
30. Torres A, Gatel J, Aznar E. Re-intubation increases the risk of nosocomial pneumonia in patients needing mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 152: 137-141.
31. Epstein S, Ciubotaru R, Wong J. Effect of failed extubation on the outcome of mechanical ventilation. *Chest* 1997; 112: 186-192.
32. Esteban A, Alia I, Gordo F et al. Extubation outcome after spontaneous breathing trials with T-tube or pressure support ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1997; 156: 459-465.
33. Ely E, Baker A, Dunagan D. Effect on the duration of mechanical ventilation of identifying patients of breathing spontaneously. *N Engl J Med* 1996; 335: 1864-1869.
34. Brochard L, Rauss A, Benito S et al. Comparison of three methods of gradual withdrawal from ventilatory support during weaning from mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 150: 896-903.
35. Esteban A, Frutos F, Tobin MJ et al. A comparison of four methods of weaning patients from mechanical ventilation. *N Engl J Med* 1995; 332: 345-350.
36. Esteban A, Alia I, Tobin M et al. Effect of spontaneous breathing trial duration on outcome of attempts to discontinue mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1999; 159: 512-518.
37. Esteban A, Alia I, Ibanez J et al. Modes of mechanical ventilation and weaning: a national survey of Spanish hospitals. The Spanish Lung Failure Collaborative Group. *Chest* 1994; 106: 1188-1193.
38. Nevis M, Epstein S. Predictors of outcome for patients with COPD requiring invasive mechanical ventilation. *Chest* 2001; 119: 1840-1849.
39. Chatburn R. Classification of mechanical ventilators. In: Tobin MJ. *Principles and practice of mechanical ventilation*. New York: McGraw-Hill 2006; p. 37-52.
40. Chatburn R. Classification of ventilator modes: update and proposal for implementation. *Respir Care* 2007; 52: 301-323.
41. Nilsestuen J and Hargett K. Using ventilator graphics to identify patient-ventilator asynchrony. *Respir Care* 2005; 50: 202-234.
42. Chatburn RL, Primiano FP Jr. A new system for understanding modes of mechanical ventilation. *Respir Care* 2001; 46: 604-621.

43. Branson RD, Chatburn RL. Technical description and classification of modes of ventilator operation. *Respir Care* 1992; 37:1026-1044.
44. Kacmarek RM, Chipman D. Basic principles of ventilator machinery. In: Tobin MJ. *Principles and practice of mechanical ventilation*. New York: McGraw-Hill 2006; p. 53-95.
45. Mancebo J. Assist-control ventilation. In: Tobin MJ. *Principles and practice of mechanical ventilation*. New York: McGraw-Hill 2006; p. 183-200.
46. Kacmarek R, Hess D. Pressure-controlled inverse ratio ventilation: Panacea or auto-PEEP? *Respir Care* 1990; 35: 945-9458.
47. Amato MBP, Marini JJ. Pressure-controlled and inverse-ratio ventilation. In: Tobin MJ. *Principles and practice of mechanical ventilation*. New York: McGraw-Hill 2006; p. 251-272.
48. Sassoan CSH, Del Rosario N, Fei R et al. Influence of pressure and flow-triggered synchronous intermittent mandatory ventilation on inspiratory muscle work. *Crit Care Med* 1994; 22: 1933-1941.
49. Sassoan CSH. Intermittent mandatory ventilation. In: Tobin MJ. *Principles and practice of mechanical ventilation*. New York: McGraw-Hill 2006; p. 201-220.
50. Kacmarek RM, Goulet RL. PEEP devices. *Anesth Clin N Am* 1987; 5: 757-775.
51. American Thoracic Society, European Respiratory Society, European Society of Intensive Care, Société de Réanimation de Langue Française. International Consensus Conference in Intensive Care Medicine: Noninvasive Positive Pressure Ventilation in Acute Respiratory Failure. *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 163:283-291.
52. Brochard L, Pluskwa F, Lemaire F. Improved efficacy of spontaneous breathing with inspiratory pressure support. *Am Rev Respir Dis* 1987; 136: 411-415.
53. Aslanian P, Brochard LJ. Partial ventilatory support. In: Marini JJ, Slutsky AS. *Physiological basis of ventilatory support*. New York: Marcel Dekker 1998; p. 817-846.
54. Brochard L, Lellouche F. Pressure-support ventilation. In: Tobin MJ. *Principles and practice of mechanical ventilation*. New York: McGraw-Hill 2006; 221-250.
55. Sassoan CSH, Gruer SE. Characteristics of the ventilator pressure and flow-trigger variables. *Intensive Care Med* 1995; 21: 159-168.
56. Goulet R, Hess D, Kacmarek RM. Pressure vs. flow triggering during pressure support ventilation. *Chest* 1997; 111: 1649-1653.

57. Tutuncu AS, Cakar N, Camci E et al. Comparison of pressure and flow triggered pressure support ventilation on weaning parameters in patients recovering from acute respiratory failure. *Crit Care Med* 1997; 25: 756-760.
58. Aslanian P, El Atrous S, Isabey D et al. Effects of flow triggering on breathing effort during partial ventilatory support. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 157: 135-143.
59. Sharshar T, Desmarais G, Louis B et al. Transdiaphragmatic pressure control of airway pressure support in healthy subjects. *Am J Respir Crit Care Med* 2003; 168: 760-769.
60. Sinderby C, Navalesi P, Beck J et al. Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure. *Nat Med* 1999; 5: 1433-1436.
61. Marini JJ. Dynamic hyperinflation. In: Marini JJ, Slutsky AS. *Physiological basis of ventilatory support*. New York: Marcel Dekker 1998; p. 453-490.
62. Bonetto C, Caló MN, Delgado MO et al. Modes of pressure delivery and patient-ventilator interaction. *Respir Care Clin N Am* 2005; 11: 247-263.
63. Du HL, Yamada Y. Expiratory asynchrony. *Respir Care Clin N Am* 2005; 11: 265-280.
64. Kacmarek RM. Patient-ventilator interactions. *Curr Opin Crit Care* 2000; 6: 30-37.
65. Leung P, Jubran A, Tobin MJ. Comparison of assisted ventilator modes on triggering, patient effort and dyspnea. *Am J Respir Crit Care Med* 1997; 155: 1940-1948.
66. Aliverti A, Carlesso E, Dellaca R et al. Chest wall mechanics during pressure support ventilation. *Critical Care* 2006; 10: 54-63.
67. Brochard L, Harf A, Lorino H et al. Inspiratory pressure support prevents diaphragmatic fatigue during weaning from mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis* 1989; 139: 513-521.
68. Van de Graaff WB, Gordey K, Dornseif SE et al. Pressure support. Changes in ventilatory pattern and components of the work of breathing. *Chest* 1991; 100: 1082-1089.
69. Passam F, Hoing S, Prinianakis G et al. Effect of different levels of pressure support and proportional assist ventilation on breathing pattern, work of breathing and gas exchange in mechanically ventilated hypercapnic COPD patients with acute respiratory failure. *Respiration* 2003; 70: 355-361.
70. Bersten AD, Rutten AJ, Vedig AE et al. Additional work of breathing imposed by endotracheal tubes, breathing circuits and intensive care ventilators. *Crit Care Med* 1989; 17: 671-676.

71. Beydon L, Chassé M, Harf A et al. Inspiratory work of breathing during spontaneous ventilation using demand valves and continuous flow systems. *Am Rev Respir Dis* 1988; 138:300-304.
72. Fiastro JF, Habib MP, Quan SF. Pressure support compensation for inspiratory work due to endotracheal tubes and demand continuous positive airway pressure. *Chest* 1988; 93: 499-505.
73. Nathan SD, Ishaaya AM, Koerner SK et al. Prediction of minimal pressure support during weaning from mechanical ventilation. *Chest* 1993; 103: 1215-1219.
74. 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* 1995; 152: 129-136.
75. MacIntyre NR, Leatherman NE. Ventilatory muscle load and the frequency-tidal volume pattern during inspiratory pressure-assisted (pressure-supported) ventilation. *Am Rev Respir Dis* 1990; 141: 327-331.
76. Manning HL, Molinary EJ, Leiter JC. Effect of inspiratory flow rate on respiratory sensation and pattern of breathing. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 151: 751-757.
77. Vovk A, Binks AP. Raising end-expiratory volume relieves air hunger in mechanically ventilated healthy adults. *J Appl Physiol* 2007; 103:779-786.
78. Twibell, R, Siela D, Mohmoodi M. Subjective perceptions and physiological variables during weaning from mechanical ventilation. *Am J Crit Care* 2003; 12: 101-112.
79. Knebel AR, Janson-Bjerklie SL, Malley JD et al. Comparison of breathing comfort during weaning with two ventilatory modes. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 149: 14-18.
80. Muza SR, Silverman MT, Gilmore GC et al. Comparison of scales used to quantitate the sense of effort to breathe in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1990; 141: 909-913.
81. Iotti G, Braschi A, Brunner J et al. Noninvasive evaluation of instantaneous total mechanical activity of the respiratory muscles during pressure support ventilation. *Chest* 1995; 108: 208-215.
82. Beck J, Gottfried S, Navalesi P et al. Electrical activity of the diaphragm during pressure support ventilation in acute respiratory failure. *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 164: 419-424.
83. Shikora AS, MacDonald GF, Bristian BR et al. Could the oxygen cost of breathing be used to optimize the application of pressure support ventilation? *J Trauma* 1992; 33: 521-527.

84. Viale JP, Annat GJ, Bouffard YM et al. Oxygen cost of breathing in postoperative patients, pressure support ventilation vs continuous positive airway pressure. *Chest* 1988; 93: 506-509.
85. Alberti A, Gallo F, Fongaro A, Valenti S et al. PO.1 is a useful parameter in setting the level of pressure support ventilation. *Intensive Care Med* 1995; 21: 547-553.
86. Laghi F. Assessment of respiratory output in mechanically ventilated patients. *Respir Care Clin N Am* 2005; 11:173-199.
87. Kacmarek RM. Ventilatory muscle function. *Semin Cardiothorac Vasc Anesth* 2002; 6: 189-201.
88. Cabello B, Mancebo J. Work of breathing. In: Pinski MR, Brochard L, Mancebo J. *Applied physiology in intensive care medicine*. Berlin: Springer 2006; p. 11-14.
89. Iotti GA, Brunner JX, Braschi A et al. Closed-loop control of airway occlusion pressure at 0.1 second ($P_{sub\ 0.1}$) applied to pressure support ventilation: Algorithm and application in intubated patients. *Crit Care Med* 1996; 24: 771-779.
90. Palo A, Olivei M, Iotti G et al. Continuous measurement of $P_{sub\ 0.1}$ during mechanical ventilation. Validations and clinical applications. *Acta Anaesth Italica* 1992; 43: 382-392.
91. Hess D. Ventilator modes used in weaning. *Chest* 2001; 120: 474-476.
92. Racca F, Squadrone V, Ranieri M. Patient-ventilator interaction during the triggering phase. *Respir Care Clin N Am* 2005; 11: 225-245.
93. Kondili E, Xirouchaki N, Georgopoulos D. Modulation and treatment of patient-ventilator dyssynchrony. *Curr Opin Crit Care* 2007; 13: 84-89.
94. Branson RD, Campbell RS. Triggering the ventilator. *Curr Opin Crit Care* 1998; 4: 48-58.
95. Bonmarchand G, Chevron V, Chopin C et al. Increased initial flow rate reduces inspiratory work of breathing during pressure support ventilation in patients with exacerbation of chronic obstructive lung disease. *Intensive Care Med* 1996; 22: 1147-1154.
96. Bonmarchand G, Chevron V, Menard JF et al. Effects of pressure ramp slope values on the work of breathing during pressure support ventilation in restrictive patients. *Crit Care Med* 1999; 27: 715-722.
97. Branson RD, Campbell RS, Davis K et al. Altering flow rate during maximum pressure support ventilation (PSV max): effects on cardiorespiratory function. *Respir Care* 1990; 35: 1056-1064.

98. Prinianakis G, Kondili E, Georgopoulos D. Patient-ventilator interaction: an overview. *Respir Care Clin N Am* 2005; 11: 201-224.
99. Prinianakis G, Plataki M, Kondili E et al. Effects of relaxation of inspiratory muscles on ventilator pressure during pressure support. *Intensive Care Med* 2008; 34: 70-74.
100. Younes M. Why does airway pressure rise sometimes near the end of inflation during pressure support? *Intensive Care Med* 2008; 34: 1-3.
101. Imanaka H, Nishimura M, Takeuchi M et al. Autotriggering caused by cardiogenic oscillation during flow-triggered mechanical ventilation. *Crit Care Med* 2000; 28: 402-407.
102. Chen CW, Lin WC, Hsu CH et al. Detecting ineffective triggering in the expiratory phase in mechanically ventilated patients based on airway flow and pressure deflection: feasibility of using a computer algorithm. *Crit Care Med* 2008; 36: 455-461.
103. Chao DC, Scheinhorn DJ, Stearn-Hassenpflug M. Patient-ventilator trigger asynchrony in prolonged mechanical ventilation. *Chest* 1997; 112: 1592-1599.
104. Fabry B, Guttmann J, Eberhard L et al. A analysis of desynchronization between the spontaneous breathing and ventilator during inspiratory pressure support. *Chest* 1995; 107: 1387-1394.
105. Dhand R. Ventilator graphics and respiratory mechanics in the patients with obstructive lung disease. *Respir Care* 2005; 50: 246-259.

**TWO CYCLING OFF MODES IN PRESSURE SUPPORT: STUDY OF
RESPIRATORY MECHANICS, BREATHING COMFORT AND
ASYNCHRONY PATTERNS**

Fabília Cristina Hoff

Josué Almeida Victorino

Laura Jurema dos Santos

Marcelo Britto Passos Amato

Hospital Mãe de Deus
Hospital de Clínicas de Porto Alegre
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

Correspondence to:

Fabília Cristina Hoff

Centro de Tratamento Intensivo
Hospital Mãe de Deus
Rua José de Alencar, 286.
Porto Alegre, RS – Brasil – 90480-800.
Fone: (51) 81180690
e-mail: fabriciahoff@hotmail.com

TWO CYCLING OFF MODES IN PRESSURE SUPPORT: STUDY OF RESPIRATORY MECHANICS, BREATHING COMFORT AND ASYNCHRONY PATTERNS

ABSTRACT

Introduction: During pressure support ventilation (PSV), the ventilator cycles into expiration when inspiratory flow decreases to a given percentage of peak inspiratory flow (termination criterion). This can be manually adjusted in modern ventilators, but it's usually fixed (5% or 25% of inspiratory peak flow). Improper choice of this termination criterion (TC) can promote patient-ventilator asynchrony and discomfort to patients under invasive mechanical ventilation (IMV). A closed loop system for TC automatically adjust during PSV was recently described.

Objective: To compare two different cycling off modes of PSV, a fixed and other automatic, about ventilatory mechanic variables, breathing comfort and asynchrony patterns in patients under IMV.

Material and Methods: This study was a randomized crossover clinical trial. From January 2005 to October 2006, a heterogeneous group of patients on PSV for more than 24 hours, age < 18 years and with ability to answer to a symptom visual analogue scale (VAS) were evaluated. Exclusion criteria were hemodynamic instability and bronchopleural fistula. Each patient was ventilated with two different TC ventilators, a fixed (5% of peak-flow) and other automatic, according a randomized sequence (Fixed 5% / Automatic / Fixed 5% or Automatic / Fixed 5% / Automatic). A total of nine record phases of five minutes from each patient (three in each ventilator) were realized to obtain the ventilatory mechanic variables and asynchrony patterns. The breathing comfort was evaluated after each recorded period by the VAS. To statistical analysis were applied ANOVA, Mann-Whitney U test, regression linear and Spearman correlation coefficient.

Results: 16 patients were analyzed, 8 in each randomized sequence. The effective flow termination criterion of the fixed TC ventilator was significantly lower than that with automatic TC [12% (6 – 23) versus 31% (23 – 39); $p = 0$] and the time

constant was more prolonged (1.7 ± 0.8 s versus 1.5 ± 0.5 s; $p = 0.01$). The highest TC (automatic TC) resulted in a lower V_T (518 ± 102 ml versus 484 ± 88 ml; $p = 0$), T_i (1.3 ± 0.3 s versus 1 ± 0.3 s; $p = 0$) and T_e (2.2 ± 0.9 s versus 1.7 ± 0.8 s; $p = 0$) and a higher f (19 ± 6 breaths/min versus 24 ± 8 breaths/min; $p = 0$) and V_e (9 ± 2 l/min versus 11 ± 3 l/min; $p = 0$). It also resulted in a lower $P_{0.1}$ (2.4 ± 1 cmH₂O versus 1.8 ± 0.9 cmH₂O; $p = 0$), as well as a lower PTP at all tested conditions ($p < 0.001$). The higher comfort was found in the highest TC (4.5 ± 1.2 versus 3.7 ± 1.3 ; $p = 0$) and the asynchrony events showed no significant differences between both modes.

Conclusions: The automatic TC provides an improvement in the patient-ventilator synchrony in patients under IMV when compared with the fixed TC. The mechanical variables alterations caused by automatic TC resulted in a lower patient effort and a higher breathing comfort. No differences were observed as at the numbers of asynchrony patterns.

Keywords: Pressure support ventilation, cycling off criteria, expiratory trigger, patient-ventilator interaction, ineffective triggering, patient comfort.

INTRODUCTION

The pressure support ventilation (PSV) is a patient-triggered, pressure-limited and, normally, flow-cycled ventilatory mode (1). It provides an improved comfort to the patient when compared to other conventional partial ventilatory support modes (2, 3). However, patients under PSV often experience patient-ventilator asynchrony, that may be related with the onset of the inspiratory effort (inspiratory asynchrony) (4), as well as the onset of exhalation (expiratory asynchrony) (5).

The importance of terminating the ventilator flow in conjunction with the end of the patient's neural inspiration became the center of attention and, consequently, there are a large number of studies being accomplished about the expiratory asynchrony mechanisms in PSV (6-12). Expiratory asynchrony not only causes discomfort to the patient but also creates an unnecessary increase of work of breathing (WOB) (13), that could take to respiratory musculature fatigue and, therefore, might difficult the weaning of the mechanical ventilation (14, 15).

In order that the mechanical ventilator recognizes the moment that the patient finishes his spontaneous ventilation, deactivating the inspiratory musculature, it was conventionalized to interrupt the pressure support (PS) as soon as the inspiratory flow decreased up to certain critical levels (cycling off or termination criterion). In some ventilators the inspiration terminates when the flow decayed to a preselected fixed absolute flow, in others, when decayed to a preselected fixed rate based on the peak inspiratory flow (usually 5% or 25%) (16, 17). In the attempt to improve the expiratory synchrony, some modern ventilators allow a selection of termination criterion (TC) between 5% and 80% of the peak inspiratory flow (18, 19). Two previous studies, in patients with acute lung injury, evaluated the effects of different fixed TC and showed that highest values of termination criteria caused a reduction in the tidal volume (V_T), with an increase in respiratory rate (f) and WOB (8, 9). Likewise, but in chronic obstructive pulmonary disease (COPD) patients, two other studies found out that a high value of TC also reduced the V_T and the f , but, conversely to nonobstructive patients, it reduced the WOB (11, 12).

The expiratory asynchrony during the PSV is affected by many factors, such as the magnitude of the patient effort, the set PS level and pressurization rate (PR), the time constant (respiratory compliance and airway resistance) and the patient neural inspiratory time. Thus, the TC setting should be constantly altered to accommodate ever-changing in these factors, which is, in the clinical practice, impossible (20).

Yamada and Du (7, 21,22) identified the problem of expiratory asynchrony and proposed a potential solution. They suggested that the termination criterion selection should not be fixed but automatic, varying breath-to-breath, on the basis of the measured respiratory time constant and supra-plateau pressure of the previous breaths (22). The authors tested this closed loop system in a pulmonary model (22) and, posteriori, Tassaux et al (10) validated the system in 20 intubated patients undergoing PSV.

Several patterns of asynchrony exist and can be easily detected noninvasively by inspection of the ventilator flow and airway pressure waveforms. Among these, the events commonly observed are the ineffective efforts, double-triggering and autotriggering (23). The identification of these patterns may help optimize ventilator settings and minimize patient-ventilator mismatches. The evaluation of the breathing comfort sensation also have been studied in patients (24, 25) and in healthy volunteers in PSV (26, 27), however, related, mainly, with the ventilatory assistance level. At the moment, to our knowledge, there is no published study that evaluated the effects of the different flow termination criteria during PSV in the breathing comfort sensation and in the incidence of the asynchrony patterns in patients under invasive mechanical ventilation (IMV).

The aim of the present study was to compare two different cycling off modes in PSV, a fixed and other automatic, about ventilatory mechanic variables, breathing comfort and patient-ventilator asynchrony patterns.

The preliminary results of this study were presented in abstract form at the annual meeting of the American Thoracic Society in May 2007 (28).

MATERIAL AND METHODS

This study is classified as a randomized crossover clinical trial.

Study Population

The study was realized in the intensive care unit (ICU) of the Hospital Mãe de Deus (HMD) and Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), between January, 2005 and October, 2006. The protocol was accepted by the Ethics Committee of the Research and Graduate Studies of the each hospital and all patients, or next-of-kin, gave their written informed consent.

A heterogeneous group of patients under PSV for more than 24 hours, age > 18 years and with ability to answer to a symptom visual analogue scale (VAS) were consecutive enrolled in the study. Exclusion criteria were hemodynamic instability (use of vasoactive drugs that dopamine, dobutamine or norepinephrine) and bronchopleural fistula.

Protocol

The protocol consisted of three steps of comparison between two ventilators. The ventilators were: Servo 300 (Siemens-Elcoma, Solna, Sweden) with fixed flow termination criterion (5% of peak inspiratory flow) and Newport E500 (Newport Medical Instruments, Newport Beach, EUA) with automatic flow termination criterion. Each patient remained three hours in the protocol, one hour in each ventilator, according to a randomized sequence (Fixed 5% / Automatic / Fixed 5% or Automatic / Fixed 5% / Automatic) (Figure 1). The transition among the ventilators was realized through a three-way flow directional valve (Three-Way T-Shape TM, Hans Rudolph Incorporation, Kansas City, EUA), without the necessity of disconnection of them.

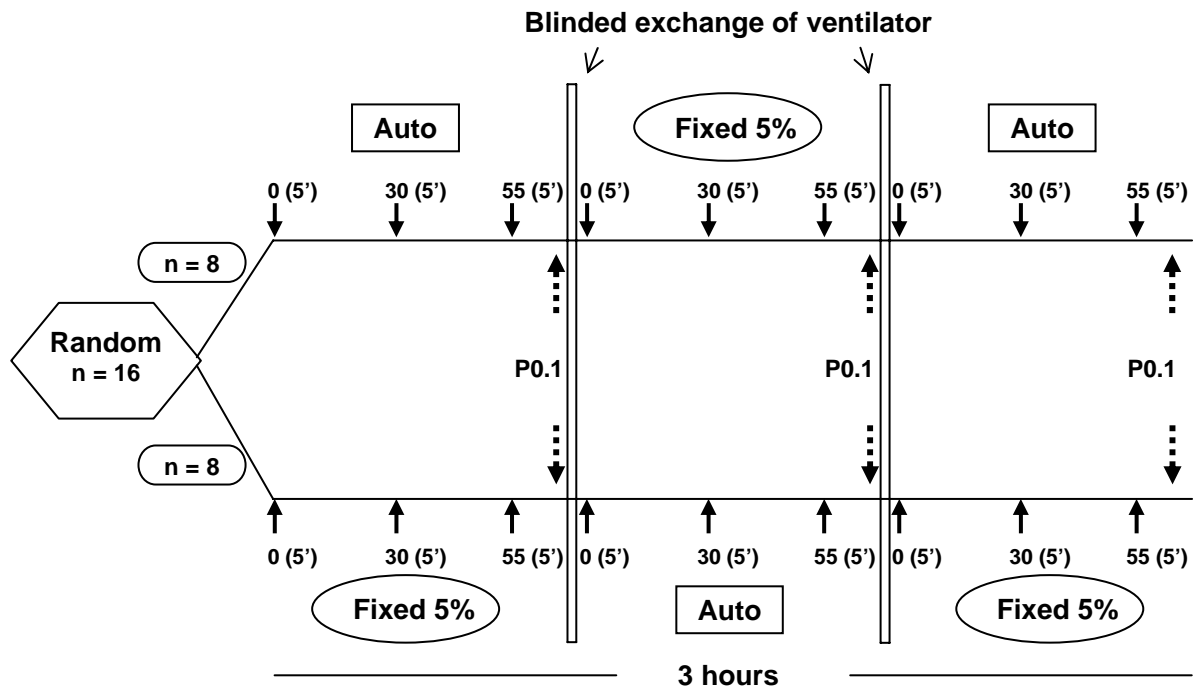


Figure 1 – Distribution of the patients according to the randomized sequence

Two groups of 8 patients. Each patient undergoes 3 hours in the protocol, 1 hour in each ventilator. The study variables values were measured during 9 recorded phases of 5 minutes (solid arrows). P0.1 assessment was realized in the last minute of the last recorded phase of each ventilator (dotted arrows). Auto = automatic flow termination criterion ventilator; Fixed 5% = fixed flow termination criterion ventilator; P0.1 = airway occlusion pressure at 0.1 second.

The PS level was determined by clinical staff to partially unload the respiratory muscle without respiratory distress based on observation of the patient's breathing pattern. The PS, the positive end expiratory pressure (PEEP), the inspiratory oxygen fraction (FiO_2) and the pressure trigger sensitivity levels were unchanged on two ventilators, on three protocol steps. Others settings of the PSV, and available on two ventilators, were standardized to all patients. These were studied in a semi-recumbent position, with the upper half of the bed tilted to 45° and the tracheal suctioning was applied before protocol initiation.

Study variables

Patients' demographic, anthropometric and clinical data were obtained from each hospital's register (Table 1).

The study variables were detected noninvasively using only airway pressure (P_{aw}) and flow signals, obtained with a pressure differential pneumotachometer (CO₂SMO Plus; Novamatrix Medical Systems, Wallingford, EUA) located at the distal end of the ventilator circuit (29, 30). To signals register, three record phases of five minutes were realized in each study step: time = 0' (0-5 min), t = 30' (30-35 min) and t = 55' (55-60 min). Data were digitalized at 100 Hz and recorded on a personal computer for subsequent analysis (LabVIEW 7.1, National Instruments Corporation, Austin, EUA). A total of nine record phases of five minutes from each patient were analyzed (Figure 1). The variables values were obtained by mean calculated over one hundred ventilatory cycles from each recorded phase. The following measurements were done.

Ventilatory parameters. The PS ($PS_{adjusted}$, cmH₂O) and PEEP ($PEEP_{adjusted}$, cmH₂O) adjusted level were registered and the effective PS ($PS_{effective}$, cmH₂O) and PEEP ($PEEP_{effective}$, cmH₂O) were measured. Peak airway pressure (P_{peak} , cmH₂O) was defined as the maximum supra $PS_{effective}$ value during the inspiration. The effective flow termination criterion (TC) was determined by the ratio of inspiratory flow at the end of inspiratory effort and peak inspiratory flow (V'_{ti}/V'_{peak} , %) (7, 10).

Breathing pattern. The tidal volume (V_T , ml) was obtained by mathematical integration of the flow signal and the respiratory rate (f , breaths/min), minute ventilation (V_e , l/min), inspiratory time (T_i , s), expiratory time (T_e , s) and duty cycle (T_i/T_{tot}) were calculated. V_e was defined as the product of V_T and f . T_i was the time from the onset inspiration effort to the point of zero flow between inspiration and expiration and T_e was the difference between the total respiratory time and T_i . T_i/T_{tot} was defined as the T_i / total respiratory time ratio. The time constant (τ , s) was defined by measuring the slope (of 25% to 75%) of the expiratory limb of the flow-volume plot (Figure 2) (31).

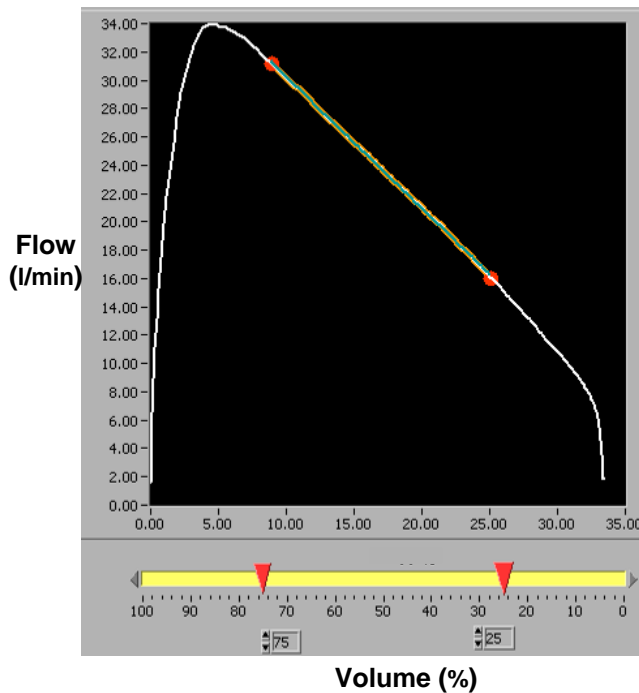


Figure 2 – Example of flow-volume plot

The time constant was measured of 25% to 75% of the expiratory limb of the flow-volume plot.

Respiratory effort. The ventilator pressure-time product (PTP) was measured as the area under the pressure-time curve. The pressure-time product required to ventilator trigger ($PTP_{trigger}$, $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}$) was defined as the computing area during which P_{aw} remains below PEEP. It was also expressed in percentage ($PTP_{trigger}$, %) of the ideal pressure-time curve (32). The time it took the ventilator from the onset of inspiration effort to increase airway pressure above PEEP was registered as the inspiratory delay time (D-I, s). Inspiratory trigger pressure (P-I, cmH_2O) was the difference between PEEP and the maximum subbaseline pressure established during triggering of inspiration (33, 34). The inspiratory delivered assistance pressure-time products at 300 ms ($PTP_{delivered-assistance300}$) and 500 ms ($PTP_{delivered-assistance500}$) after the onset of inspiratory effort were determined by area under the pressure-time curve at these time points. These two variables evaluate the ability for the ventilator to pressurize the airways and maintain pressurization during the inspiratory phase (32). The inspiratory under assistance pressure-time product at 300 ms ($PTP_{under-assistance300}$) and 500 ms ($PTP_{under-assistance500}$) were measured too. The $PTP_{delivered}$ and $PTP_{under-assistance}$ values were given as a percentage (%) of the ideal pressure-time curve. The over assistance pressure-time product ($PTP_{over-assistance}$, $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}$) was defined as the

computing area during which P_{aw} remains above the $PS_{effective}$. The perfect ideal area of PS comprises the area of pressure-time curve with 100% of delivered assistance without trigger, under and over assistance area. The figure 3 is an example of recording of pressure-time tracing, in that were represented these variables.

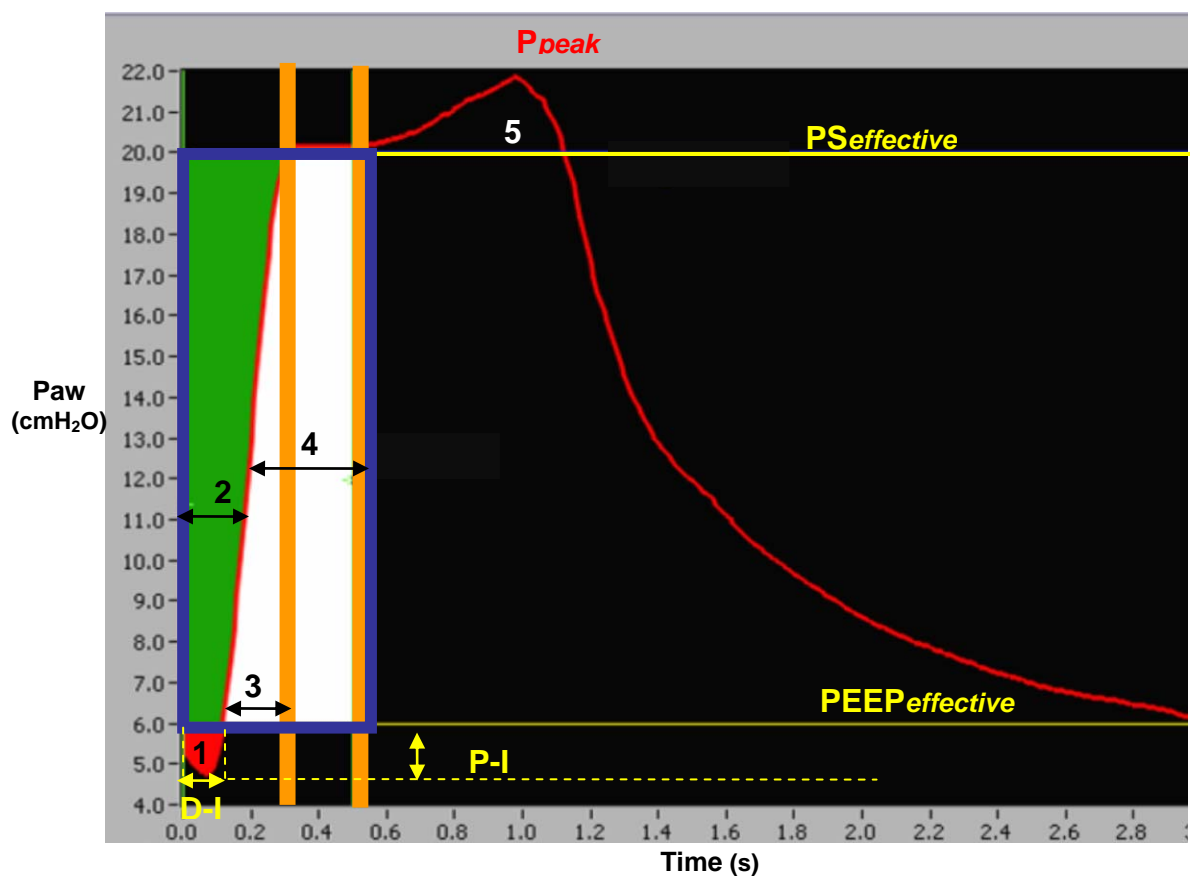


Figure 3 – Example of pressure-time tracing

Blue thick square = ideal pressure-time curve at 500 ms; Area 1 = $PTP_{trigger}$ (trigger pressure-time product); Area 2 = $PTP_{under-assistance}$ (under-assistance pressure-time product); Area 3 = $PTP_{delivered-assistance300}$ (delivered-assistance pressure-time product at 300 ms); Area 4 = $PTP_{delivered-assistance500}$ (delivered-assistance pressure-time product at 500 ms); Area 5 = $PTP_{over-assistance}$ (over-assistance pressure-time product); P_{peak} = peak of inspiratory pressure; $PS_{effective}$ = pressure support measured level; $PEEP_{effective}$ = positive end expiratory pressure measured level; $D-I$ = inspiratory delay time; $P-I$ = inspiratory trigger pressure. Areas 1, 2, 3 and 4 are expressed as a percentage of ideal pressure-time curve.

In the last minute of the last recorded phase of each ventilator, a sudden decrease of 2 cmH₂O in the trigger sensitivity was performed to measurement of the airway occlusion pressure at 0.1 second (P0.1) (35).

Breathing comfort. The patient's breathing comfort was evaluated by means of a modified visual analogue scale (VAS) (24, 25), consisted of two sides (Figure 4). After each recorded phase, the patients drew a vertical mark in the VAS in response to the question done by a clinical staff fellow not involved in the study: How is your level of breathing comfort in this moment? The side showed to the patients, consisted of a horizontal color scale, from white (best comfort) to red (worst comfort). The other side consisted of a correspondent number scale labeled 0 to 10 (0 to 3 = best comfort; 3.1 to 5 = good comfort; 5.1 to 8 = bad comfort; 8.1 to 10 = worst comfort). The patients were carefully instructed on the appropriate use of the scale before the protocol began.

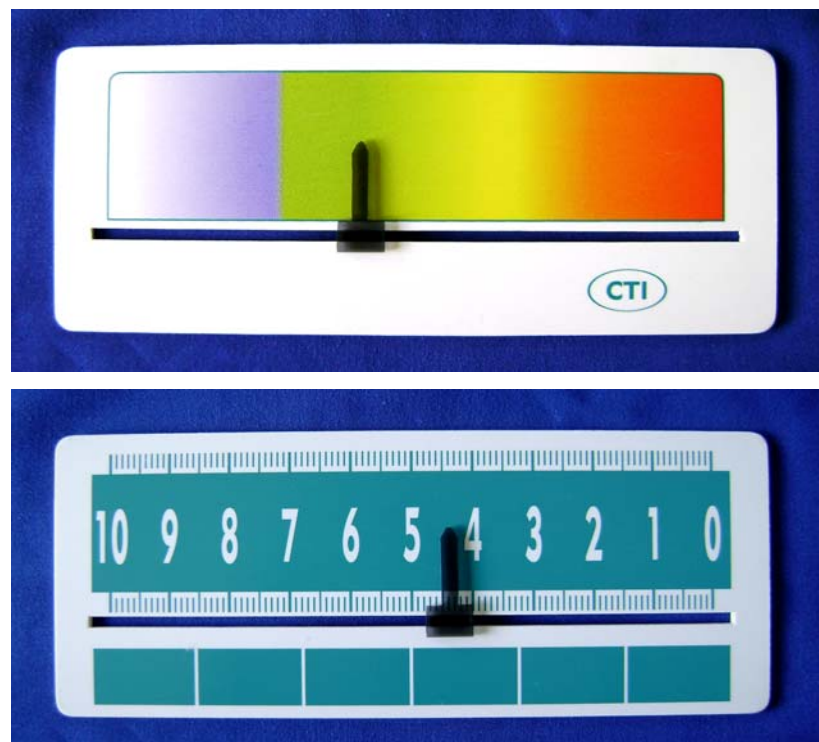


Figure 4 – Visual analogue scale

The patient drew a vertical black mark in the horizontal color scale (upper figure), from white (best comfort) to red (worst comfort). The other side (lower figure) consisted of a correspondent number scale labeled 0 to 10 (0 to 3 = best comfort; 3.1 to 5 = good comfort; 5.1 to 8 = bad comfort; 8.1 to 10 = worst comfort).

Asynchrony patterns. Asynchrony events detection was realized by visual inspection of the flow and airway pressure signals recordings. Two blinded observers performed an independent analysis of these files (23). The number of the events was standardized by dividing this value by the f of the same record phase, expressed as percentage of asynchrony per minute (number of asynchrony / total f x 100) (23, 25). The patterns investigated were ineffective efforts, double-triggering and autotriggering (Figure 5).

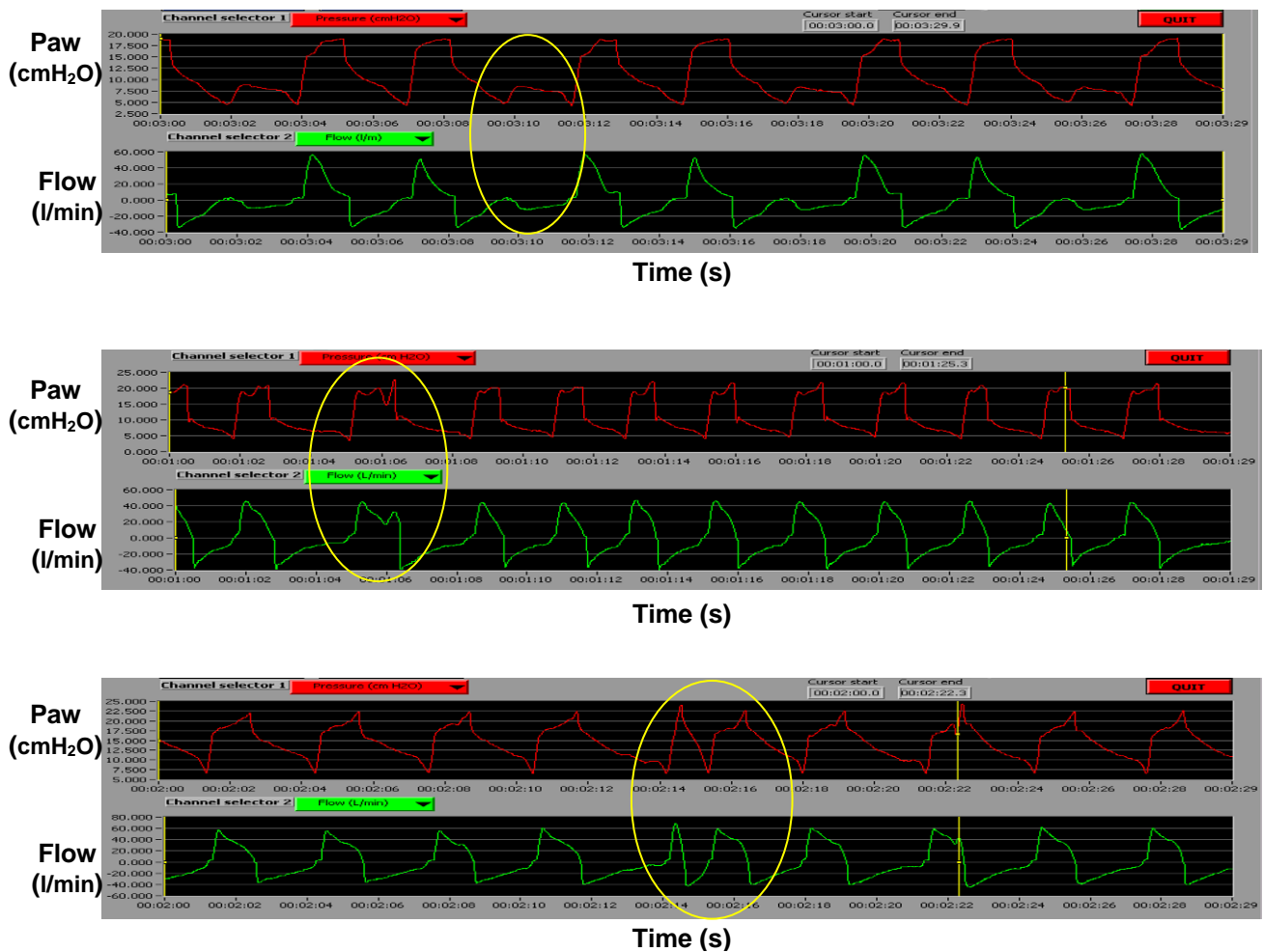


Figure 5 – Examples of the asynchrony patterns

The figures show the airway pressure-time and flow-time tracings. The upper figure is showing expiratory ineffective effort (*IE_{expiratory}*). Airway pressure drop simultaneous to a flow decrease during the expiratory period and not followed by a ventilator cycle (yellow circle). The middle figure is showing inspiratory ineffective effort (*IE_{inspiratory}*). Airway pressure drop simultaneous to a flow increase during the inspiratory period (yellow circle). The lower figure is showing double-triggering (*D-T*). Two consecutive ventilator cycles separated by an expiratory time less than one half the mean inspiratory time (yellow circle). Yellow line correspondent to a cursor.

The expiratory ineffective effort ($IE_{\text{expiratory}}$) was defined as an abrupt airway pressure drop (≥ 0.5 cmH₂O) simultaneous to a flow decrease and not followed by an assisted cycle during the expiratory period. Ineffective efforts in the inspiratory phase ($IE_{\text{inspiratory}}$) were identified too, but related to a flow increase. Double-triggering (D-T) was defined as two cycles separated by a very short expiratory time less than one-half the mean inspiratory time. Autotriggering (A-T) was defined as a cycle delivered by the ventilator without a prior airway pressure decrease (23).

Statistical Analysis

The results are expressed as mean \pm standard deviation (SD) for continuous variables, as medians (25-75 interquartile range) for non-parametric variables and proportions for categoric variables. For continuous variables comparisons was used analysis of variance (ANOVA) for repeated measures, considering the following factors: the ventilator, the sequence, pre-post ventilator order, time of measurement and each patient. For non-parametric variables comparisons, Mann-Whitney U test was used. Regression linear was performed to verify the associations between the study variables and the highest comfort and the minor asynchronies number. The correlation between the numbers of asynchrony events detected by the two observers was analyzed with Spearman correlation coefficient. The significance level was established as $p < 0.05$. Microsoft Excel 2003 software (Microsoft Corporation, Redmond, EUA) was used to store data and the statistical analysis was performed using the Statistical Package for Social Science (SPSS 15.0, Chicago, EUA).

RESULTS

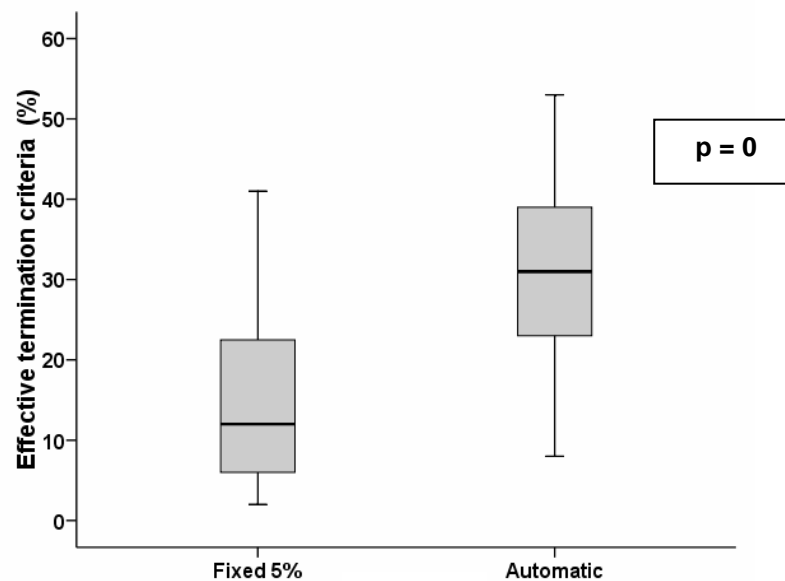
Sixteen patients were included in the study, eight in each randomized sequence (Figure 1). Then, a total of the 144 recorded phases were analyzed. The clinical and physiologic characteristics of these patients are summarized in the table 1.

Table 1 – Clinical and physiologic characteristics of the patients

	TOTAL n = 16
Age, years	68 (50 – 74)
Male sex	9 (56%)
APACHE II score in admission	16 (12 – 19)
BMI, kg/m ²	27 (26 – 30)
COPD	7 (44%)
PaO ₂ /FiO ₂ , mmHg	265 (192 – 351)
Use of corticosteroids and/or paralytics agents	14 (88 %)
Duration of ventilatory support before study, days	4 (2 – 7)
Duration of ventilatory support, days	5 (2 – 24)
Tracheostomy	2 (13 %)
Mortality	1 (6 %)

APACHE II = Acute Physiologic and Chronic Health Evaluation II; BMI = body mass index; COPD = Chronic Obstructive Pulmonary Disease; PaO₂/FiO₂ = partial pressure of arterial oxygen / inspiratory oxygen fraction ratio. Corticosteroids (i.e. hydrocortisone, methylprednisolone or prednisone); Paralytics agents (i.e. pancuronium). Values in median (25 – 75 interquartile range) or n (%).

As expected, the effective flow termination criterion of the fixed TC ventilator was significantly lower than that with automatic criterion [12% (6 – 23) versus 31% (23 – 39); $p = 0$] (Figure 6).

**Figure 6 – Effective flow termination criteria of the study ventilators**

Fixed 5% = fixed flow termination criterion ventilator; Automatic = automatic flow termination criterion ventilator. Effective flow termination criterion (TC) was higher in the automatic TC ventilator [12% (6 – 23) versus 31% (23 – 39); $p = 0$]. Values in median (25 – 75 interquartile range). p Value = comparisons between ventilators by Mann-Whitney U test.

Regarding the ventilatory support parameters (Table 2), the $PS_{adjusted}$ was similar in the two cycling off modes, but the $PS_{effective}$ (12.6 ± 4.7 cmH₂O versus 10.6 ± 3.9 cmH₂O; $p = 0$) and the P_{peak} (20 ± 6 cmH₂O versus 19 ± 6 cmH₂O; $p = 0$) were lower in the automatic TC. Otherwise, the $PEEP_{adjusted}$ (6.3 ± 1.7 cmH₂O versus 6.5 ± 2.1 cmH₂O; $p = 0$) and the $PEEP_{effective}$ (6.2 ± 1.8 cmH₂O versus 6.8 ± 2 cmH₂O; $p = 0$) were higher in the automatic TC. The breathing pattern was significantly modified with the changes of the TC (Table 2). Compared with the fixed TC, the automatic had a lower V_T (518 ± 102 ml versus 484 ± 88 ml; $p = 0$), T_i (1.3 ± 0.3 s versus 1 ± 0.3 s; $p = 0$) and T_e (2.2 ± 0.9 s versus 1.7 ± 0.8 s; $p = 0$) and a higher f (19 ± 6 breaths/min versus 24 ± 8 breaths/min; $p = 0$) and V_e (9 ± 2 l/min versus 11 ± 3 l/min; $p = 0$). T_i/T_{tot} did not show statistical significance. The mean of the time constants were prolonged in both cycling off modes, but in the fixed TC was higher (1.7 ± 0.8 s versus 1.5 ± 0.5 s; $p = 0.01$).

Table 2 – Ventilatory support parameters and breathing pattern according to the flow termination criteria

	Fixed 5%	Automatic	pValue
$PS_{adjusted}$, cmH ₂ O	12.5 ± 3.2	12.5 ± 3.9	0.9
$PS_{effective}$, cmH ₂ O	12.6 ± 4.7	10.6 ± 3.9	0
$PEEP_{adjusted}$, cmH ₂ O	6.3 ± 1.7	6.5 ± 2.1	0
$PEEP_{effective}$, cmH ₂ O	6.2 ± 1.8	6.8 ± 2	0
P_{peak} , cmH ₂ O	20 ± 6	19 ± 6	0
f , breaths/min	19 ± 6	24 ± 8	0
V_T , ml	518 ± 102	484 ± 88	0
V_e , l/min	9 ± 2	11 ± 3	0
T_i , s	1.3 ± 0.3	1 ± 0.3	0
T_e , s	2.2 ± 0.9	1.7 ± 0.8	0
T_i/T_{tot}	0.4 ± 0.06	0.4 ± 0.05	0.7
τ , s	1.7 ± 0.8	1.5 ± 0.5	0.01

Fixed 5% = fixed flow termination criterion ventilator; Automatic = automatic flow termination criterion ventilator; $PS_{adjusted}$ = pressure support adjusted level, $PS_{effective}$ = pressure support measured level; $PEEP_{adjusted}$ = positive end expiratory pressure adjusted level; $PEEP_{effective}$ = positive end expiratory pressure measured level; P_{peak} = peak airway pressure; f = respiratory rate; V_T = tidal volume; V_e = minute ventilation; T_i = inspiratory time; T_e = expiratory time; T_i/T_{tot} = inspiratory time/total respiratory time ratio, τ = time constant. Values in mean \pm SD. pValues, comparisons between ventilators by ANOVA.

As shown in the table 3, the imposed work was higher and the ventilator assistance was lower in the fixed TC at all tested variables. The both $PTP_{trigger}$ (in $cmH_2O.s$ and in %) were higher in the fixed TC [0.16 $cmH_2O.s$ (0.04 – 0.23) versus 0.008 $cmH_2O.s$ (0 – 0.33); $p = 0$ and 1% (0 – 2) versus 0; $p = 0$, respectively]. The inspiratory trigger pressure and the inspiratory delay time also were higher in the fixed TC [-1.16 cmH_2O (-1.88 – -0.66) versus -0.35 cmH_2O (-0.51 – -0.14); $p = 0$ and 0.19 s (0.14 – 0.29) versus 0.08 s (0.04 – 0.13); $p = 0$, respectively]. The ventilator's assistance in the first 300 and 500 ms was lower in the fixed TC. The $PTP_{delivered-assistance300}$ reached 12% (0 – 21) of the ideal inspiratory area in the fixed TC versus 26% (12 – 37; $p = 0$) in the automatic and the $PTP_{delivered-assistance500}$ reached 33% (17 – 50) in the fixed TC versus 46% (33 – 54; $p = 0.001$) in the automatic. Therefore, the no assistance areas were higher in the fixed TC. The $PTP_{under-assistance300}$ and 500 were $88 \pm 11\%$ versus $74 \pm 16\%$; $p = 0$ and $67 \pm 19\%$ versus $56 \pm 16\%$; $p = 0$, respectively. Likewise, the $PTP_{over-assistance}$ was higher in the fixed TC [0.52 cmH_2O (0.01 – 1.86) versus 0 cmH_2O (0 – 0.02); $p = 0$].

Table 3 – Imposed work and ventilator assistance parameters according to the flow termination criteria

	Fixed 5%	Automatic	pValue
Pressure-time product			
$PTP_{trigger}$, $cmH_2O.s$	0.16 (0.04 – 0.23)	0.008 (0 – 0.33)	0
$PTP_{trigger}$, %	1 (0 – 2)	0	0
$PTP_{under-assistance300}$, %	88 ± 11	74 ± 16	0
$PTP_{delivered-assistance300}$, %	12 (0 – 21)	26 (12 – 37)	0
$PTP_{under-assistance500}$, %	67 ± 19	56 ± 16	0
$PTP_{delivered-assistance500}$, %	33 (17 – 50)	46 (33 – 54)	0.001
$PTP_{over-assistance}$, $cmH_2O.s$	0.52 (0.01 – 1.86)	0 (0 – 0.02)	0
P-I, cmH_2O	-1.16 (-1.88 – -0.66)	-0.35 (-0.51 – -0.14)	0
D-I, s	0.19 (0.14 – 0.29)	0.08 (0.04 – 0.13)	0
PO.1, cmH_2O	2.4 ± 1	1.8 ± 0.9	0

Fixed 5% = fixed flow termination criterion ventilator; Automatic = automatic flow termination criterion ventilator; $PTP_{trigger}$ ($cmH_2O.s$ and %) = trigger pressure-time product ; $PTP_{under-assistance300}$ = under-assistance pressure-time product at 300 milliseconds; $PTP_{delivered-assistance300}$ = delivered-assistance pressure-time product at 300 milliseconds; $PTP_{under-assistance500}$ = under-assistance pressure-time product at 500 milliseconds; $PTP_{delivered-assistance500}$ = delivered-assistance pressure-time product at 500 milliseconds; $PTP_{over-assistance}$ = over-assistance pressure-time product; P-I = inspiratory trigger pressure; D-I = inspiratory delay time; PO.1 = airway occlusion pressure at 0.1 second. Values in median (25 – 75 interquartile range) or mean \pm SD. pValues, comparisons between ventilators by Mann-Whitney U test or ANOVA

The P0.1 was higher in the fixed TC (2.4 ± 1 cmH₂O versus 1.8 ± 0.9 cmH₂O; $p = 0$), as shown in the figure 7 (P0.1).

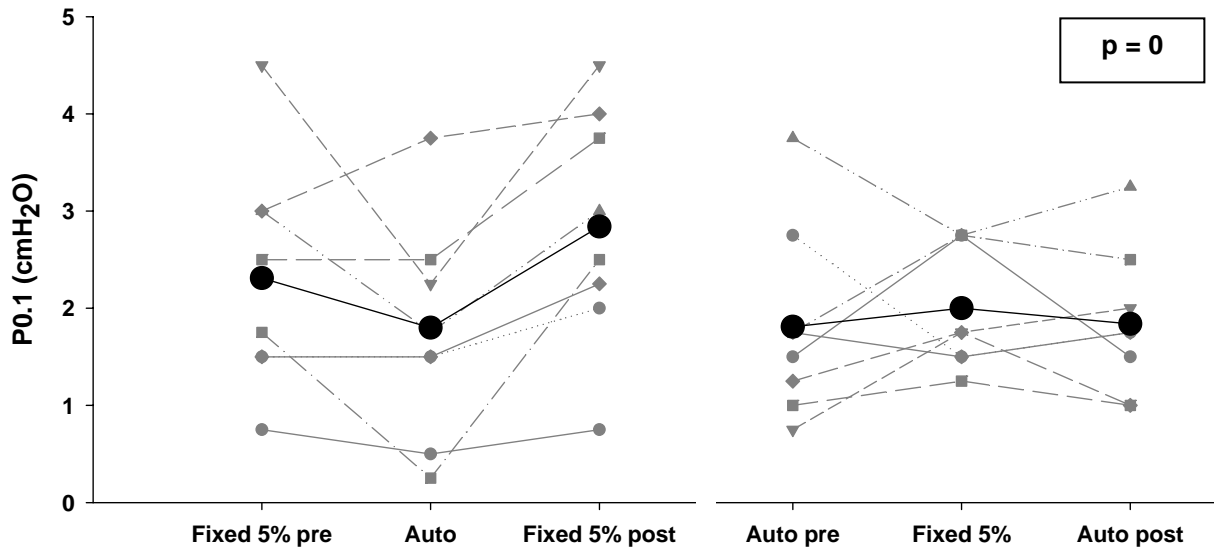


Figure 7 – P0.1 according to the flow termination criteria

P0.1 = airway occlusion pressure at 0.1 second; Left figure = Fixed 5% / Auto / Fixed 5% ventilator sequence; Right figure = Auto / Fixed 5% / Auto ventilator sequence; Fixed 5% = fixed flow termination criterion ventilator; Auto = automatic flow termination criterion ventilator; pre and post = sequence order of the ventilators. The P0.1 was lower in the automatic flow termination criterion (2.4 ± 1 cmH₂O versus 1.8 ± 0.9 cmH₂O; $p = 0$). Values in mean \pm SD. pValues, comparisons between ventilators by ANOVA.

The means of the patients' ventilatory comfort were found in the good range of the VAS, but the comfort was higher in the automatic TC ventilator (4.5 ± 1.2 versus 3.7 ± 1.3 ; $p = 0$) (Figure 8). A significant relationship was found between the higher comfort and higher f ($p = 0.003$) and V_e (0.04) and lower V_T ($p = 0.001$), T_i ($p = 0.001$) and T_e ($p = 0$). Moreover, the worst comfort was associated with the lower $PS_{adjusted}$ ($p = 0.001$) and $PEEP_{adjusted}$ ($p = 0.001$) and higher P_{peak} ($p = 0.005$) and P0.1 ($p = 0$).

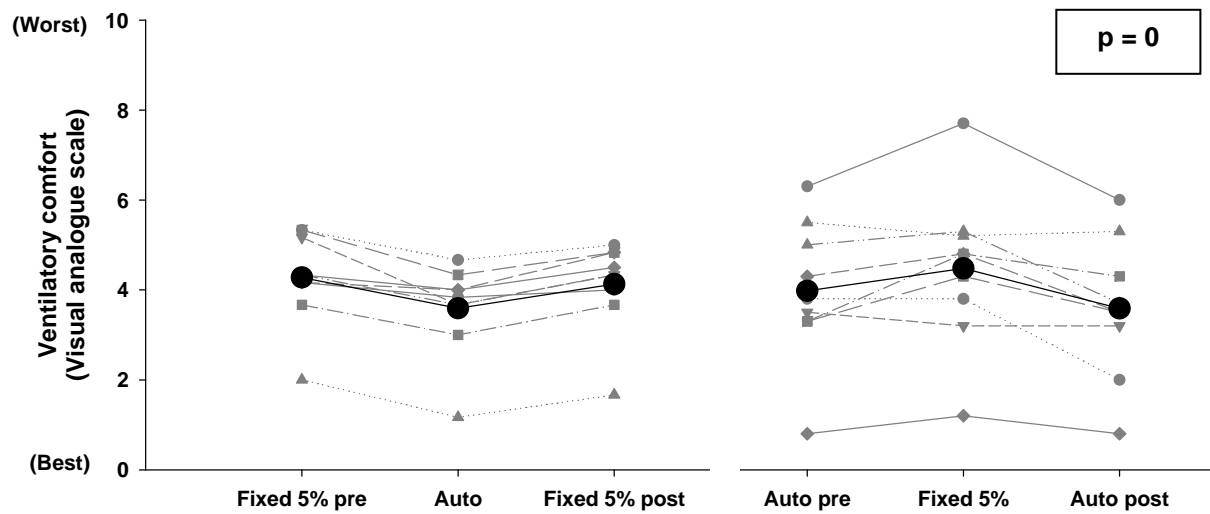


Figure 8 – Breathing comfort according to the flow termination criteria

Left figure = Fixed 5% / Auto / Fixed 5% ventilator sequence; Right figure = Auto / Fixed 5% / Auto ventilator sequence; Fixed 5% = fixed flow termination criterion ventilator; Auto = automatic flow termination criterion ventilator; pre and post = sequence order of the ventilators. The ventilatory comfort was higher in the automatic flow termination criterion (4.5 ± 1.2 versus 3.7 ± 1.3 ; $p = 0$). Values in mean \pm SD. pValues, comparisons between ventilators by ANOVA.

Regarding the number of asynchrony events detected, there was statistically significant correlation between the two blinded observers [4.5 (1 – 12.8) versus 5 (1 – 12), $r_s = 0.92$; $p = 0$], indicating good reproducibility of the method (Figure 9).

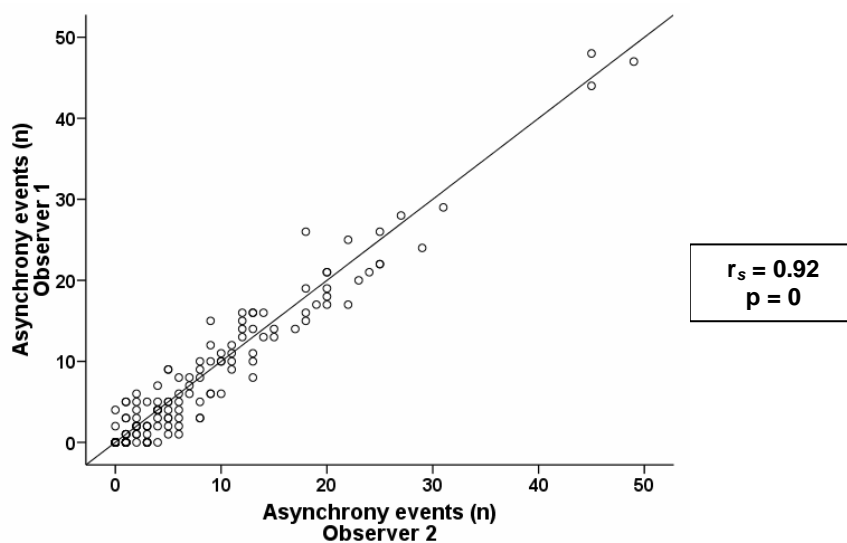


Figure 9 – Comparison of the asynchrony events detected by two observers

The numbers of asynchrony events detected by two blinded observers were closely correlated. Observer 1: median 4.5 (1 – 12.8). Observer 2: median 5 (1 – 12). Values in median (25 – 75 interquartil range). pValue = correlation between observers by Spearman's correlation coefficient.

During the period of analysis, 1211 events of patient-ventilator asynchrony were observed, in that which 862 (71%) were $IE_{\text{expiratory}}$, 285 (24%) $IE_{\text{inspiratory}}$ and 64 (5%) D-T. Autotriggering wasn't observed. As shown in table 4, the asynchrony events were identified during both TC, but no significant differences were observed. Interestingly, no significant relationship was found between a higher asynchrony index and the worst ventilatory comfort ($p = 0.2$). However, factors associated with a high asynchrony index were male sex ($p = 0.002$), presence of chronic obstructive pulmonary disease (COPD) ($p = 0.002$), advanced age ($p = 0.002$) and higher severity of illness as assessed using the Acute Physiologic and Chronic Health Evaluation II (APACHE II) score at admission ($p = 0.002$). Likewise, a significant relationship was observed between a high asynchrony index and a lower f ($p = 0.009$) and V_e ($p = 0.003$) and the higher $P_{0.1}$ ($p = 0.001$).

Table 4 – Asynchrony patterns according to the flow termination criteria

	Fixed 5%	Automatic	pValue
Asynchrony events, n	5 (1 – 11)	6 (2 – 13)	0.3
$IE_{\text{expiratory}}$, n	2 (0.3 – 6)	4 (1 – 9)	0.07
$IE_{\text{inspiratory}}$, n	1 (0 – 3)	1 (0 – 2)	0.6
D-T, n	0 (0 – 1)	0	0.4
Asynchrony index, %	5 (1 – 12)	5 (1 – 11)	0.9

$IE_{\text{expiratory}}$ = expiratory ineffective efforts; $IE_{\text{inspiratory}}$ = inspiratory ineffective efforts, D-T = double-triggering; Asynchrony index = number of asynchrony events/respiratory rate x 100. Values in median (25 – 75 interquartile range), comparisons between ventilators by Mann-Whitney U test.

DISCUSSION

The main results of this study showed that the termination criterion was significantly higher in the automatic TC ventilator and it was related to a breathing pattern change, a lower $P_{0.1}$ and a higher breathing comfort of the patient, but, it wasn't related to the numbers of asynchrony patterns.

Ideally, during PSV, the mechanical inspiration end should coincide with the end of patient's inspiratory effort. However, there isn't any automatic linkage between the end of patient's effort and the end of ventilator cycle and, moreover, situations of patient-ventilator asynchrony are often observed. When the ventilator flow is terminated before the end of the patient's neural inspiration (i.e., premature termination), this reactivates the inspiratory musculature resulting in an ineffective muscular work (8). On the other side, when the ventilator finishes the inspiration after the end of the patient's neural inspiration (i.e., delayed termination), the patient recruits the expiratory muscles against the ventilator flow, inducing to an active exhalation (6, 36). In this study, the effective flow termination criterion of the fixed TC ventilator was significantly lower than that the automatic, but what really called our attention was the large variability of the fixed TC (2 – 53%). The time constants of the two groups were prolonged, showing an obstructive characteristic in mean both groups. As the fixed TC time constant was longest, the inspiratory flow decreased more slowly and a lower flow TC (5% of the peak inspiratory flow) couldn't be reached in the end of neural inspiration. The increase in the elastic recoil pressure, caused by the activation of the expiratory musculature, probably, obligates the patient to "force" the ventilator cycling off by the pressure termination criterion and terminate the inspiration (6, 36-38). In the automatic TC this wasn't necessary because the ventilator algorithm measured the time constant and selected readily a higher TC. This difference in the cycling off criterion seemed like reflecting directly in the breathing pattern, increasing the effort and worsening the comfort of the patients.

Tokioka et al (8) evaluated the effect of five TC levels (1%, 5%, 20%, 35% and 45% of the peak inspiratory flow) on breathing pattern and WOB in eight patients with acute respiratory distress syndrome or acute lung injury, during PSV. These authors observed a lower V_T and T_i and a higher f in highest TC, yet with none alteration of the V_e , marked decrease of the T_i/T_{tot} associated to the decrease of the T_i , and a significantly increase of the WOB. In a similar population, Chiumello et al (9) evaluated the effects of two TC (5% and 40%) and two PS levels (5 and 15 cmH₂O) in 10 patients, and also verified that a high TC value caused a reduction in the V_T and T_i , with an increase in the f and in the WOB. Otherwise, Tassaux et al (11) studied 4 TC levels (10%, 25%, 50% and 70%) in 10 patients with severe COPD in PSV. The TC 70% level resulted in a reduction of the V_T , increase of the f , and,

conversely of nonobstructive patients, a decrease of the ventilatory effort (PTP with transdiaphragmatic pressure measuring). Recently, Chiumello et al (12) also evaluated the effect of different TC levels (5% and 40%) in 13 patients with COPD and, once more, they observed a reduction of T_i and V_T , however without changes of the f in the highest TC, beyond of a WOB decreased. Our findings are in line with all these previous studies, because the highest TC (automatic TC) resulted in a lower V_T and T_i and a higher f . As predicted, a higher TC lead to a decrease in the duration of inspiration and the earlier interruption of pressurization lead to a reduction of V_T . On the other side, the shortening the ventilator inflation time can increase the respiratory rate (39, 40). We also verified a higher V_e associated to a higher TC, probably due to a f quite higher in this group. Unlike of the previous studies, in which the modification of TC did not have significant effect on the expiratory time (11, 12), we found a higher T_e in the lowest TC (fixed TC). We can hypothesize that it occurred because this group had a prolonged time constant and for whom a longer time was necessary for inspiratory flow to decay to the threshold value (9). Our findings also showed the same T_i/T_{tot} in both cycling off criteria, reaffirming the importance of evaluate the T_e in this population of obstructing patients.

The P0.1 is a ventilatory drive index suggested as an alternative estimate of the patient inspiratory effort and, actually, is relatively easy to perform at the bedside (9, 41, 42). In our study, the P0.1 was higher in the fixed TC, pointing the idea that the cycling off criterion highly affected the central ventilatory drive.

Even with the PS measured being quite lower than the PS adjusted level, the delivered assistance by the automatic TC ventilator, in the 300 as well as in the 500 ms, was significantly higher than the fixed TC ventilator. All the same, in relation of triggering phase, there was also a lower patient effort, pointing out a lower $PTP_{trigger}$ and P0.1, and a shorter time delay with the automatic TC ventilator. The capacity of this ventilator to close the inspiratory flow acceleration, impelling the system to generate high pressure, confirmed by a lower P_{peak} and $PTP_{over-assistance}$, as well as very fast response to a patient's lower effort, evidenced the best performance when compared to the fixed TC ventilator. This analysis showed other differences between the ventilators, in addition to the expected difference of the two cycling off modes. However, the distinct performance from both ventilators seemed not had been perceived by the patients because not only the comfort sensation but the asynchrony

patterns didn't have significant relationship with these imposed work and ventilator assistance variables. Our hypothesis is that the automatic TC carried a lower P0.1 and it resulted to a higher breathing comfort.

The comfort is difficult to evaluate because it is a subjective sensation, and various scaling systems have been proposed to quantify it. Both BORG category scale and a variety of visual analogue scale are utilized to measure breathing discomfort, during the exercise or not, on healthy individuals or with COPD, in noninvasive or invasive mechanical ventilation, in the ward or ICU. (9, 25-27, 43, 44). Nevertheless, we still don't know a specific scale that could reach this aim in ICU patients under IMV. Therefore, we applied a modified VAS that showed a horizontal color scale and on the other side a correspondent number scale labeled 0 to 10. The color scale was utilized in the attempt to avoid the carry-over effect, once that we presented the scale 9 times to the patients and they could be fixed in a number or a category to emit your answer. As mentioned above, the comfort was statistically higher in the automatic TC when compared to the fixed TC. The third and aggregating hypothesis for this comfort result is the potential occurrence of auto-PEEP in the fixed TC. In this case, the external PEEP, lower in this group, probably doesn't counterbalanced the auto-PEEP, illustrating that in patients with longer time constant (airflow limitation), the coexistence of auto-PEEP and active expiration results in a higher patient effort and lower breathing comfort (12). However, we humbly postulate that, despite encountering a statistical meaning to the comfort between the different cycling off criteria, this difference might not have a clinical significance. A hypothesis for this small difference is that on the one hand, we observed a lower comfort linked with an increased central ventilatory drive in the fixed TC group. On the other hand, the highest tidal volume in the fixed TC group could be relieved, at least part of it, the overall comfort (45), counterbalancing, thus, the breathing comfort sensation between the two groups. Additionally, the concept of breathing discomfort is considerably broad because is very sensible and little specific, to the extent can mean several different ventilatory sensations as dyspnea, short of breath, starved for air, breathing required work and effort, urge to breathe, air hunger, breathlessness and even fear and anxiety, what could have influenced or confused patient's answers (9, 25, 45, 46).

In our study, the synchrony patterns were identified in both cycling off criteria and ineffective efforts were the most frequent. These can occur either in the inspiratory or expiratory phase and are associated, mainly, with intrinsic PEEP and higher assistance level (23, 25, 47, 48). They are frequently observed in the COPD, although also experienced in patients without this disease (23, 48). The double-triggering occurs when the inspiratory effort persists after the ventilator has cycled off and is associated with a short inspiratory time (8, 23). Our results, according to previous studies, showed that a higher asynchrony index was associated with COPD, however, wasn't associated with higher assistance levels. All the same, a higher asynchrony index was related to with a higher P0.1, but, interestingly, there wasn't any type of association with breathing comfort. Vitacca et al (25) also, didn't find any correlation between comfort and ineffective efforts but, different from us, they didn't find any relation between comfort e P0. 1, suggesting that comfort could be evaluate as an independent variable.

Potential limitations were observed in this study. Because one of the aims of this study was to evaluate the breathing comfort of the patients we didn't utilize the esophageal pressure to patient effort measurement (49), nor to asynchrony patterns detection (23). All the same, don't performed end-expiratory occlusion maneuvers classic to measure P0.1 (41). These methods, despite providing a higher accuracy in their measures, not only would resound negatively on our evaluation, because of its insertion of an esophageal catheter, but also the implementation of an occlusion maneuver, may alter patient-ventilator interactions. So, we choose noninvasive measuring and, this way, we could compare, appropriately, with the clinical practice.

Although no significant effect of automatic TC was observed in terms of reducing the number of asynchrony patterns, clear signs (lower patient effort and higher breathing comfort) of improved patient-ventilator synchrony were documented. These results should encourage further studies aimed at exploring whether such effects can favorably influence patient weaning and other outcomes.

In summary, the most important results of this study showed that the automatic TC caused alterations on the breathing pattern that resulted in a lower patient effort and a higher breathing comfort, however, without influence on the asynchrony patterns.

CONCLUSION

The automatic flow termination criterion provides an improvement in the patient-ventilator synchrony when compared with the fixed termination criterion. The mechanical variables alterations caused by automatic TC resulted in a lower patient effort and a higher breathing comfort. However, no differences were observed about the numbers of asynchrony patterns.

REFERENCES

1. Brochard L, Lellouche F. Pressure-support ventilation. In: Tobin MJ. Principles and practice of mechanical ventilation. New York: McGraw-Hill 2006; 221-250.
2. MacIntyre NR. Respiratory function during pressure support ventilation. *Chest* 1986; 89: 677-683.
3. Tokioka H, Saito S, Kosaka F. Comparison of pressure support ventilation and assist control ventilation in patients with acute respiratory failure. *Intensive Care Med* 1989; 15: 364-367.
4. Racca F, Squadrone V, Ranieri M. Patient-ventilator interaction during the triggering phase. *Respir Care Clin N Am* 2005; 11: 225-245.
5. Du HL, Yamada Y. Expiratory asynchrony. *Respir Care Clin N Am* 2005; 11: 265-280.
6. Parthasarathy S, Jubran A, Tobin MJ. Cycling of inspiratory and expiratory muscle groups with the ventilator in airflow limitation. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 158: 1471-1478.
7. Yamada Y, Du HL. Analysis of the mechanisms of expiratory asynchrony in pressure support ventilation: a mathematical approach. *J Appl Physiol* 2000; 88: 2143-2150.
8. Tokioka H, Tanaka T, Ishizu T et al. The effect of breath termination criterion on breathing patterns and the work of breathing during pressure support ventilation. *Anesth Analg* 2001; 92: 161-165.
9. Chiumello D, Pelosi P, Taccone P et al. Effect of different inspiratory rise time and cycling off criteria during pressure support ventilation in patients recovering from acute lung injury. *Crit Care Med* 2003; 31: 2604-2610.
10. Tassaux D, Michotte JB, Gainnier M et al. Expiratory trigger setting in pressure support ventilation: from mathematical model to bedside. *Crit Care Med* 2004; 32: 1844-1850.

11. Tassaux D, Gainnier M, Battisti A et al. Impact of expiratory trigger setting on delayed cycling and inspiratory muscle workload. *Am J Respir Crit Care Med* 2005; 172: 1283-1289.
12. Chiumello D, Polli F, Tallarini F et al. Effect of different cycling off criteria and positive end-expiratory pressure during pressure support ventilation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Crit Care Med* 2007; 35: 2547-2552.
13. Kondili E, Prinianakis G, Georgopoulos D. Patient-ventilator interaction. *Br J Anaesth* 2003; 91: 106-119.
14. Aliverti A, Carlesso E, Dellaca R et al. Chest wall mechanics during pressure support ventilation. *Critical Care* 2006; 10: 54-63.
15. Younes M, Brochard L, Grasso S et al. A method for monitoring and improving patient: ventilator interaction. *Intensive Care Med* 2007; 33: 1337-1346.
16. Tobin MJ, Jubran A, Laghi F. Patient-ventilator interaction. *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 163: 1059-1063.
17. Georgopoulos D, Prinianakis G, Kondili E. Bedside waveforms interpretation as a tool to identify patient-ventilator asynchronies. *Intensive Care Med* 2006; 32: 34-47.
18. Branson RD. Functional principles of positive pressure ventilators: implications for patient-ventilator interaction. *Respir Care Clin N Am* 2005; 11: 119-145.
19. Hess DR. Ventilator waveforms and the physiology of pressure support ventilation. *Respir Care* 2005; 50: 166-183.
20. Prinianakis G, Kondili E, Georgopoulos D. Patient-ventilator interaction: an overview. *Respir Care Clin N Am* 2005; 11: 201-224.
21. Yamada Y, Du HL. Effects of different pressure support termination on patient-ventilator synchrony. *Respir Care* 1998; 43: 1048-1057.
22. Du HL, Amato MBP, Yamada Y. Automation of expiratory trigger sensitivity in pressure support ventilation. *Respir Care Clin N Am* 2001; 7: 503-517.
23. Thille AW, Rodriguez P, Cabello B et al. Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. *Intensive Care Med* 2006; 32: 1515-1522.
24. Chiumello D, Pelosi P, Croci M et al. The effects of pressurization rate on breathing pattern, work of breathing, gas exchange and patient comfort in pressure support ventilation. *Eur Respir J* 2001; 18: 107-114
25. Vitacca M, Bianchi L, Zanotti E et al. Assessment of physiologic variables and subjective comfort under different levels of pressure support ventilation. *Chest* 2004; 126: 851-859.

26. Russel WC, Greer R. The comfort of breathing: a study with volunteers assessing the influence of various modes of assisted ventilation. *Crit Care Med* 2000; 28: 3645-3648.
27. Mols G, Vetter T, Haberthür C et al. Breathing pattern and perception at different levels of volume assist and pressure support in volunteers. *Crit Care Med* 2001, 29: 982-988.
28. Hoff FC, Victorino JA, Amato MBP. Expiratory asynchrony during pressure support ventilation (PSV): consequences for patient comfort [abstract]. *Am J Respir Crit Care Med* 2007; 175: A788.
29. Victorino JA, Borges JB, Okamoto VN et al. Imbalances in regional lung ventilation: a validation study on electrical impedance tomography. *Am J Respir Crit Care Med* 2004; 169: 791-800.
30. Al-Majed SI, Thompson JE, Watson KF et al. Effect of lung compliance and endotracheal tube leakage on measurement of tidal volume. *Critical Care* 2004; 8: 398-402.
31. Loring SH. Mechanics of the lungs and chest wall. In: Marini JJ, Slutsky AS. *Physiological basis of ventilatory support*. New York: Marcel Dekker 1998; p. 177-208.
32. Tassaux D, Strasser S, Fonseca S et al. Comparative bench study of triggering, pressurization, and cycling between the home ventilator VPAP II and three ICU ventilators. *Intensive Care Med* 2002; 28: 1254-1261.
33. Bunburaphong T, Imanaka H, Nishimura M et al. Performance characteristics of bilevel pressure ventilators: a lung model study. *Chest* 1997; 111: 1050-1060.
34. Takeuchi M, Williams P, Hess D et al. Continuous positive airway pressure in new-generation mechanical ventilators. *Anesthesiology* 2002; 96: 162-172.
35. Palo A, Olivei M, Iotti G et al. Continuous measurement of P sub 0.1 during mechanical ventilation. Validations and clinical applications. *Acta Anaesth Italica* 1992; 43: 382-392.
36. 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* 1995; 152: 129-136.
37. Prinianakis G, Plataki M, Kondili E et al. Effects of relaxation of inspiratory muscles on ventilator pressure during pressure support. *Intensive Care Med* 2008; 34: 70-74.
38. Younes M. Why does airway pressure rise sometimes near the end of inflation during pressure support? *Intensive Care Med* 2008; 34: 1-3.

39. Laghi F, Karamchandani K, Tobin MJ. Influence of ventilator settings in determining respiratory frequency during mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1999; 160: 1766-1770.
40. Laghi F, Segal J, Choe WK et al. Effect of imposed inflation time on respiratory frequency and hyperinflation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 163: 1365-1370.
41. Alberti A, Gallo F, Fongaro A, Valenti S et al. PO.1 is a useful parameter in setting the level of pressure support ventilation. *Intensive Care Med* 1995; 21: 547-553.
42. Iotti GA, Brunner JX, Braschi A et al. Closed-loop control of airway occlusion pressure at 0.1 second ($P_{sub 0.1}$) applied to pressure support ventilation: Algorithm and application in intubated patients. *Crit Care Med* 1996; 24: 771-779.
43. Muza SR, Silverman MT, Gilmore GC et al. Comparison of scales used to quantitate the sense of effort to breathe in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1990; 141: 909-913.
44. Knebel AR, Janson-Bjerklie SL, Malley JD et al. Comparison of breathing comfort during weaning with two ventilatory modes. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 149: 14-18.
45. Vovk A, Binks AP. Raising end-expiratory volume relieves air hunger in mechanically ventilated healthy adults. *J Appl Physiol* 2007; 103:779-786.
46. Manning HI, Molinary EJ, Leiter JC. Effect of inspiratory flow rate on respiratory sensation and pattern of breathing. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 151: 751-757.
47. Chen CW, Lin WC, Hsu CH et al. Detecting ineffective triggering in the expiratory phase in mechanically ventilated patients based on airway flow and pressure deflection: feasibility of using a computer algorithm. *Crit Care Med* 2008; 36: 455-461.
48. Chao DC, Scheinhorn DJ, Stearn-Hassenpflug M. Patient-ventilator trigger asynchrony in prolonged mechanical ventilation. *Chest* 1997; 112: 1592-1599.
49. Cabello B, Mancebo J. Work of breathing. In: Pinski MR, Brochard L, Mancebo J. *Applied physiology in intensive care medicine*. Berlin: Springer 2006; p. 11-14.

Considerações finais

Por muitos anos, a ventilação mecânica invasiva foi vista primariamente como um instrumento com o qual poderíamos compensar a insuficiência respiratória aguda do paciente, proporcionando uma adequada troca gasosa. Para tanto, e algumas vezes sem necessidade, o paciente era mantido sob sedação pesada, devido à dificuldade de se adaptar aos ajustes do ventilador, o que, possivelmente, acarretava um retardo em seu processo de desmame. Atualmente, com um melhor entendimento da fisiopatologia das doenças cárdio-pulmonares e com o avanço da monitoração e de outros recursos do ventilador mecânico, se tem maiores condições para entender os mecanismos de assincronia paciente-ventilador, bem como ferramentas para minimizá-los.

Devido suas características, a PSV é um modo ventilatório que proporciona uma boa interação entre o paciente e o ventilador, porém, situações de assincronia, principalmente na fase ciclagem, têm sido identificadas e relacionadas a um maior desconforto para o paciente. Neste contexto, o sistema de ciclagem automática aparece como uma alternativa interessante na tentativa de melhorar os desequilíbrios na transição entre a inspiração e expiração. Entretanto, nenhum estudo forneceu, até o momento, maiores informações quanto aos efeitos do critério de término automático da PSV em pacientes em VMI.

O nosso estudo teve como objetivo comparar dois modos de ciclagem em PS, um fixo e outro automático, e avaliar quais os efeitos destes na mecânica respiratória, conforto ventilatório do paciente e nos padrões de assincronia.

Apesar de não identificarmos diferença significativa entre os números de padrões de assincronia nos dois modos de ciclagem, nossos resultados demonstraram que o critério de término automático resultou em um menor esforço para o paciente e em um maior conforto ventilatório. Assim, novos estudos devem ser realizados para verificar qual a repercussão destes efeitos no desmame da VMI e em outros desfechos do paciente.

ANEXOS

ANEXO A – Termo de consentimento livre e esclarecido
Hospital Mãe de Deus

TÍTULO DO PROJETO: Ventilação Mecânica com Pressão Suporte: Estudo da Assincronia Expiratória

OBJETIVOS: O objetivo desta pesquisa é estudar um novo método de retirada do respirador (aparelho que dá o ar para o paciente quando este está entubado no CTI). Este método pretende ocasionar a saída do aparelho com mais conforto para o paciente. Também nos permitirá estudar os pulmões e a maneira como o ar entra e sai dentro do tórax, com o uso de dois respiradores diferentes.

PROCEDIMENTOS: O conforto será avaliado através da leitura de uma escala visual de 1 a 10, onde o paciente assinala que número é o de mais conforto (quanto mais próximo de 10). O projeto prevê a colocação do paciente em dois respiradores alternadamente, para assim poder compará-los, num total de 3 horas de estudo. Nossa intenção é trocar de aparelho sem ter que retirar o paciente ou o aparelho do lugar. Isto se faz apenas trocando uma torneirinha adaptada ao tubo do paciente. O tempo que o paciente precisa ficar no ventilador artificial poderá ser modificado por causa da pesquisa, para menos, se o conforto for melhorado, ou para mais devido ao fato do paciente ter que ficar 3 horas no estudo. Quem participará da pesquisa: Todos os pacientes que estiverem internados no centro de tratamento intensivo (CTI) do Hospital Mãe de Deus de Porto Alegre, em ventilação mecânica por mais de 24 horas, que concordarem em participar do estudo.

RISCOS: A troca do aparelho oferece o risco de no momento exato da troca, com duração de até 60 segundos, o paciente poder ter que experimentar um tipo diferente de fluxo de ar, devido ao modo de operação do novo aparelho ser de outro tipo. No entanto os níveis de oxigenação serão exatamente os mesmos, sem prejuízo para a troca gasosa.

BENEFÍCIOS: Um potencial benefício pode ser o fato de, após avaliado os níveis de conforto e a medida de resistência à entrada de ar, o paciente passará a receber o ar do aparelho com estes novos parâmetros. Note-se que estes testes não são realizados de rotina. Um benefício adicional decorre do fato do paciente poder ficar com um aparelho que oferece muitos outros tipos de monitoração, como por exemplo, a visualização gráfica de como é feita a entrega de gases para o paciente.

É garantida a liberdade de retirada do consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem prejuízo à continuidade de seu tratamento na instituição.

Também lhe é garantido o direito de ser mantido atualizado sobre os resultados parciais da pesquisa, quando em estudos abertos, ou de resultados que sejam do conhecimento dos pesquisadores.

As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros pacientes, não sendo divulgado a identificação de nenhum dos pacientes. Da mesma forma, os dados e o material coletado serão utilizados pelo pesquisador somente para esta pesquisa.

Não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não há compensação financeira relacionada a sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

Em caso de dano pessoal, diretamente causado pelos procedimentos ou tratamentos propostos neste estudo (nexo causal comprovado), o participante tem direito a tratamento médico na instituição, bem como às indenizações legalmente estabelecidas.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas:

Pesquisador responsável: Josué Almeida Victorino Cargo/Função: Médico
 Unidade: CTI adulto do Hospital Mãe de Deus
 Rua José de Alencar, 286 Porto Alegre-RS
 Fone: 98062799

Pesquisador: Fabrícia Cristina Hoff Cargo/Função: Fisioterapeuta
 Unidade: CTI adulto do Hospital Mãe de Deus
 Rua José de Alencar, 286 Porto Alegre-RS
 Fone: 81180690

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA – CEP
 Hospital Mãe de Deus

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo “Ventilação Mecânica em Pressão Suporte: Estudo da Assincronia Expiratória”.

Eu discuti com o Dr. Josué Almeida Victorino sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste serviço.

_____Assinatura do paciente/Representante legal
 Data ___/___/___

_____Assinatura da Testemunha
 Data ___/___/___

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

_____Assinatura do responsável pelo estudo
 Data ___/___/___

ANEXO B – Termo de consentimento livre e esclarecido
Hospital de Clínicas de Porto Alegre

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL:

1. NOME DO PACIENTE:

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M F

DATA NASCIMENTO:/...../.....

ENDEREÇO Nº APTO:

BAIRRO: CIDADE:

CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)

2. RESPONSÁVEL LEGAL

NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)

DOCUMENTO DE IDENTIDADE :.....SEXO: M F

DATA NASCIMENTO.:/...../.....

ENDEREÇO: Nº..... APTO:

BAIRRO: CIDADE:

CEP: TELEFONE: DDD (.....).....

II - TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA:

VENTILAÇÃO MECÂNICA COM PRESSÃO SUPORTE: ESTUDO DA ASSINCRONIA EXPIRATÓRIA
PESQUISADOR: JOSUÉ ALMEIDA VICTORINO.
CARGO/FUNÇÃO: MÉDICO CRM Nº ..16418.....
UNIDADE: CTI Adulto

III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, CONSIGNANDO:

Estamos fazendo uma pesquisa para estudar um novo método de retirada do respirador (o aparelho que dá o ar para o paciente quando este está entubado no CTI). Este método pretende ocasionar a saída do aparelho com mais conforto para o paciente. Também nos permitirá estudar os pulmões e a maneira como o ar entra e sai dentro do tórax, com o uso de dois respiradores diferentes.

O conforto será avaliado através da leitura de uma escala visual de 1 a 10, onde o paciente assinala que número é o de mais conforto (quanto mais próximo de 10). O projeto prevê a colocação do paciente em dois respiradores alternadamente, para assim poder compará-los, num total de 3 horas de estudo. Nossa intenção é trocar de aparelho sem ter que retirar o paciente ou o aparelho do lugar. Isto se faz apenas trocando uma torneirinha adaptada ao tubo do paciente. O tempo que o paciente precisa ficar no ventilador artificial poderá ser modificado por causa da pesquisa, para menos, se o conforto for melhorado, ou para mais devido ao fato do paciente ter que ficar 3 horas no estudo. Quem participará da pesquisa: Todos os pacientes que estiverem internados na UTI - Unidade de Terapia Intensiva do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, em ventilação mecânica por mais de 48 horas, que concordarem em participar do estudo.

A troca do aparelho oferece o risco de no momento exato da troca, com duração de até 60 segundos, o paciente poder ter que experimentar um tipo diferente de fluxo de ar, devido ao modo de operação do novo aparelho ser de outro tipo. No entanto os níveis de oxigenação serão exatamente os mesmos, sem prejuízo para a troca gasosa. Um potencial benefício pode ser o fato de, após avaliado os níveis de conforto e a medida de resistência à entrada de ar, o paciente passará a receber o ar do aparelho com estes novos parâmetros. Note-se que estes testes não são realizados de rotina.

Um benefício adicional decorre do fato do paciente poder ficar com um aparelho que oferece muitos outros tipos de monitorização, como por exemplo, a visualização gráfica de como é feita a entrega de gases para o paciente.

APÓS TER LIDO ATENTAMENTE AS EXPLICAÇÕES ACIMA , CONCORDO EM PARTICIPAR DO ESTUDO.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas.
2. Liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência.
3. Salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS:

Josué Almeida Victorino. Fone celular: 98062799; fone comercial: 32302676

VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa

Porto Alegre, de de 2005.

Assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável legal

Assinatura do pesquisador

ANEXO C – Ficha de acompanhamento

Data: ___/___/___

Nome: _____

Idade: _____ Sexo: ()F ()M Cor: _____ APACHE II: _____

Peso: _____ Altura: _____ TET: _____

Nº Prontuário: _____ RG: _____

DI hospitalar: ___/___/___ DI UTI: ___/___/___ DA UTI: ___/___/___

Médico/EquipeAssistente: _____

Patologias/Lista de Problemas:

DPOC: () Sim () Não

PAV: () Sim () Não

Asma: () Sim () Não

PNM comun.: () Sim () Não

ICC: () Sim () Não

Outros: _____

Tempo de VM pré-protocolo: _____

Tempo de VM total: _____

Desmame: () PS () Ayre

Tempo: _____

Fármacos: () Fentanil Dose: _____

() Morfina Dose: _____

() Pancurônio Dose: _____

() Codeína Dose: _____

() Hidrocortisona Dose: _____

() Prednisona Dose: _____

() Metilprednisona Dose: _____

() Insulina Dose: _____

() Gentamicina Dose: _____

() Amicacina Dose: _____

Gasometria: pH: _____ PaCO₂: _____ PaO₂/FiO₂: _____

Aspiração pré-protocolo: () Sim () Não

Secreção: () pequena () moderada () grande

Randomização: () Siemens, Newport, Siemens () Newport, Siemens, Newport

Intercorrência: () Sim () Não Qual: _____

Motivo da saída do protocolo: _____

Siemens: P_{insp}: ____ PEEP: ____ Sens: ____ FiO₂: ____ VT: ____ f: ____ FC: ____ TA: ____ SatO₂: ____
Tempo (min):

0-5 _____ Escala: _____

5-15 _____

15-30 _____

30-35 _____ Escala: _____

35-45 _____

45-55 _____

55-60 _____ Escala: _____

Newport: P_{insp}: ____ PEEP: ____ Sens: ____ FiO₂: ____ VT: ____ f: ____ FC: ____ TA: ____ SatO₂: ____
Tempo (min):

0-5 _____ Escala: _____

5-15 _____

15-30 _____

30-35 _____ Escala: _____

35-45 _____

45-55 _____

55-60 _____ Escala: _____

Siemens: P_{insp}: ____ PEEP: ____ Sens: ____ FiO₂: ____ VT: ____ f: ____ FC: ____ TA: ____ SatO₂: ____
Tempo (min):

0-5 _____ Escala: _____

5-15 _____

15-30 _____

30-35 _____ Escala: _____

35-45 _____

45-55 _____

55-60 _____ Escala: _____

Newport: P_{insp}: ____ PEEP: ____ Sens: ____ FiO₂: ____ VT: ____ f: ____ FC: ____ TA: ____ SatO₂: ____
Tempo (min):

0-5 _____ Escala: _____

5-15 _____

5-30 _____

30-35 _____ Escala: _____

35-45 _____

45-55 _____

55-60 _____ Escala: _____

H698d **Hoff, Fabrícia Cristina**

Dois modos de ciclagem em pressão suporte : estudo da mecânica respiratória, conforto ventilatório e padrões de assincronia / Fabrícia Cristina Hoff ; orient. Josué Almeida Victorino. – 2008.

83 f.; il. color.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Faculdade de Medicina. Programa de Pós-Graduação em Medicina: Ciências Médicas, Porto Alegre, BR-RS, 2008.

1. Mecânica respiratória 2. Respiração 3. Volume de ventilação pulmonar 4. Ventilação pulmonar I. Victorino, Josué Almeida II. Título.

NLM: WF 102

Catálogo Biblioteca FAMED/HCPA