



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ**  
**FACULDADE DE MEDICINA**  
**DEPARTAMENTO DE MEDICINA CLÍNICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTO SENSU* EM CIÊNCIAS MÉDICAS**

**LUÍZ HENRIQUE DE PAULA MELO**

**INFLUÊNCIA DA MECÂNICA E PADRÃO RESPIRATÓRIOS E DO TIPO  
DE VENTILADOR PULMONAR MECÂNICO NA ASSINCRONIA PACIENTE-  
VENTILADOR DURANTE A VENTILAÇÃO NÃO INVASIVA**

**FORTALEZA**

**2014**

**LUÍZ HENRIQUE DE PAULA MELO**

**INFLUÊNCIA DA MECÂNICA E PADRÃO RESPIRATÓRIOS E DO TIPO  
DE VENTILADOR PULMONAR MECÂNICO NA ASSINCRONIA PACIENTE-  
VENTILADOR DURANTE A VENTILAÇÃO NÃO INVASIVA**

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Ciências Médicas do Departamento de Medicina Clínica da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências Médicas.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Alcantara Holanda

**FORTALEZA**

**2014**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação  
Universidade Federal do Ceará  
Biblioteca de Ciências da Saúde

---

M485i	<p>Melo, Luiz Henrique de Paula. Influência da mecânica e padrão respiratórios e do tipo de ventilador pulmonar mecânico na assincronia paciente-ventilador durante a ventilação não invasiva/ Luiz Henrique de Paula Melo. – 2014. 85 f. : il.</p> <p>Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Ceará. Faculdade de Medicina. Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas, Fortaleza, 2014. Orientação: Prof. Dr. Marcelo Alcantara Holanda.</p> <p>1. Respiração Artificial. 2. Mecânica Respiratória. 3. Ventilação Não Invasiva. I. Título. CDD 615.8362</p>
-------	---

---

**LUÍZ HENRIQUE DE PAULA MELO**

**INFLUÊNCIA DA MECÂNICA E PADRÃO RESPIRATÓRIOS E DO TIPO  
DE VENTILADOR PULMONAR MECÂNICO NA ASSINCRONIA PACIENTE-  
VENTILADOR DURANTE A VENTILAÇÃO NÃO INVASIVA**

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Ciências Médicas do Departamento de Medicina Clínica da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Ciências Médicas.

Aprovada em: \_\_/\_\_/\_\_

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Marcelo Alcantara Holanda (Orientador)  
Universidade Federal do Ceará - UFC

---

Profa. Dra. Daniela Gardano Bucharles Mont'Alverne  
Universidade de Fortaleza - Unifor

---

Prof. Dr. Ronald Feitosa Pinheiro  
Universidade Federal do Ceará - UFC

---

Profa. Dra. Mirizana Alves de Almeida (Suplente)  
Centro Universitário Christus – Unichristus

*Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o  
que ensina.*

**Cora Coralina**

## AGRADECIMENTOS

A Deus, fonte de luz, sabedoria e amor, por ter me guiado e iluminado nesta caminhada.

Aos meus amados pais, Francisca Nellie de Paula Melo e Célio Lima de Melo pela vida, amor e empenho na minha formação educacional e pessoal, e por serem a grande inspiração para que eu continue seguindo a vida acadêmica.

À minha querida esposa Eve Mariana Coelho Nogueira Melo pelo amor, companheirismo e amizade que me deram forças para seguir em frente nos momentos mais difíceis. Sem você nada disso seria possível.

Aos meus irmãos, Ana Carolina de Paula Melo de Vasconcelos e Célio de Paula Melo pelo apoio, disponibilidade e carinho que me deram durante toda minha vida.

Aos meus sobrinhos Ana Luíza, Célio Neto e Mariana, fonte de amor e esperança em dias melhores.

À Helena Jucá pelo incentivo, apoio e carinho a mim dedicados.

Aos meus sogros Antônio Mário de Brito Nogueira e Conceição Rodrigues Coelho Nogueira pela atenção, confiança e apoio.

Aos meus cunhados Ricardo Diogo, Charlieny Silva, Mário Nogueira Júnior, Rafael Nogueira e Elisa Bezerra, pela amizade fraterna, compreensão e carinho, sempre presentes.

Ao Professor Dr. Marcelo Alcantara Holanda, orientador da dissertação, pela partilha do saber, por suas valiosas contribuições e pela ajuda nos momentos mais críticos. Agradeço ainda por acreditar no futuro desta pesquisa, contribuir para o meu crescimento profissional e por ser um exemplo a ser seguido.

À Coordenadora do curso de Pós-Graduação em Ciências Médicas, Dra. Geanne Matos de Andrade, o meu agradecimento pela oportunidade de fazer parte deste programa.

Aos inestimáveis amigos do Resplab, Renata dos Santos Vasconcelos, Liégina Silveira Marinho, Raquel Pinto Sales, Nathalia Parente de Sousa, vocês foram fundamentais para a realização deste trabalho, tornando nosso grupo mais unido e forte.

Aos mestres Andréa da Nóbrega Cirino Nogueira, Suzy Pontes Rego, Mirizana Alves de Almeida, Vasco Pinheiro Diógenes Bastos, Maria do Socorro Quintino Farias, Soraya Maria do Nascimento Rebouças Viana e Ricardo Coelho Reis pela formação, orientações e disponibilidade.

Às secretárias do departamento de Ciências Médicas, Ivone Mary Fontenele de Souza e Rita de Cássia de Almeida Antunes pela presteza, atenção e disponibilidade, sempre que necessitei.

A todos da Proel Hospitalar, em especial a Décio Pinheiro Filho, Décio Pinheiro Neto e Natália Matos Holanda.

## RESUMO

**Contextualização:** A sincronia paciente-ventilador ideal pode ser muito difícil de se alcançar, especialmente durante a ventilação não invasiva (VNI), devido a presença de vazamentos. Ventiladores de unidades de terapia intensiva (UTI) foram desenvolvidos para funcionarem sem vazamentos e podem sofrer interferências em sua presença, porém a geração mais moderna incorporou algoritmos (“modos VNI”) para compensar e lidar melhor com as fugas. O Auto-Trak<sup>®</sup> consiste em uma tecnologia capaz de ajustar automaticamente, ciclo a ciclo, os mecanismos de disparo e ciclagem durante o modo PSV. **Objetivo:** Determinar a influência do tipo de ventilador pulmonar, da mecânica e do padrão respiratórios sobre a assincronia paciente-ventilador durante a VNI, com e sem o uso de algoritmos para VNI e com e sem o sistema de disparo e ciclagem automáticos. **Método:** Trata-se de estudo experimental, de bancada utilizando o simulador pulmonar mecânico, ASL 5000<sup>®</sup>. Estudaram-se três perfis de mecânica respiratória: normal, obstrutivo e restritivo, com tempo inspiratório neural de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 segundos e intensidade máxima do esforço muscular (P<sub>mus</sub>) fixada em -7.5 cmH<sub>2</sub>O. Simulou-se VNI em cinco ventiladores de UTI e em quatro ventiladores específicos de VNI. O Auto-Trak<sup>®</sup> foi estudado quando disponível no ventilador. Os desfechos primários foram: assincronias respiratórias, tempo de retardo inspiratório e tempo de assincronia de ciclagem identificando, neste segundo caso, dois tipos possíveis, ciclagem tardia ou precoce. **Resultados:** O tempo de retardo inspiratório foi menor nos ventiladores específicos de VNI na maioria das situações. O tempo neural curto se associou à ciclagem tardia e o tempo neural longo à ciclagem precoce. Os ventiladores específicos de VNI ciclaram mais tardiamente que os de UTI no tempo neural de 0,5s e sobretudo no padrão obstrutivo, mas associaram-se a um tempo de assincronia de ciclagem menor quando o tempo neural foi mais longo (> 1,0s). Os algoritmos de VNI e o Auto-Trak<sup>®</sup> mantiveram um pouco mais estável a PEEP efetiva. **Conclusão:** A mecânica e o padrão respiratórios influenciam o grau de assincronia paciente-ventilador durante a VNI. Tempo neural é fator determinante de assincronias de disparo e ciclagem. O tipo de ventilador mecânico influencia, em intensidade variável, o grau de assincronia. Os algoritmos de VNI e o Auto-Trak<sup>®</sup> têm pouco impacto sobre o disparo e a ciclagem. **Palavras-chave:** Respiração Artificial. Mecânica Respiratória. Ventilação não invasiva.

## ABSTRACT

**Contextualization:** Ideal patient-ventilator synchrony can be very difficult to achieve, especially during NIV, due presence of. Intensive care unit (ICU) ventilators were designed to function without the presence of leaks and are likely to suffer interference in their presence during NIV, but the latest generation of ventilators incorporated NIV algorithms (“NIV modes”) to compensate e deal better with leaks. Auto-Trak<sup>®</sup> consists in a technology capable to automatically adjust, cycle by cycle, triggering and cycling mechanisms during PSV.

**Objectives:** Determine the influence of the type of pulmonary ventilator, respiratory mechanics and breathing pattern on patient-ventilator asynchrony during NIV, with and without the use of NIV algorithms, and with and without an automatic triggering and cycling system. **Methods:** Experimental bench study using the mechanic lung model, ASL 5000<sup>™</sup>. Three profiles of respiratory mechanics were studied: normal, obstructive and restrictive, with neural inspiratory time of 0.5, 1.0, 1.5 and 2.0 seconds and maximum intensity of muscle effort (P<sub>mus</sub>) fixed in -7.5 cmH<sub>2</sub>O. We simulated NIV in five ICU ventilators and in four noninvasive ventilators. Auto-Trak<sup>™</sup> was studied when available in the ventilator. Primary outcomes were: respiratory asynchronies, inspiratory delay time and cycling asynchrony time identifying, in the second case, two possible types, late or premature cycling. **Results:** Inspiratory delay time was shorter on dedicated NIV ventilators in most of situations. A short neural time was associated with late cycling and a long neural time with premature cycling. Dedicated NIV ventilators cycled later than the ICU ventilators, when the neural time was 0,5s and mostly in the obstructive pattern, but was associated with a shorter cycling asynchrony time when the neural time was longer (> 1,0s). NIV algorithms and Auto-Trak<sup>™</sup> had little impact on triggering and cycling, however remained slightly more stable the effective PEEP. **Conclusion:** Respiratory mechanics and breathing pattern influence the degree of patient-ventilator asynchrony during NIV. Neural time is a determinant factor of triggering and cycling asynchronies, associated to late cycling when short and to premature cycling when long. The type of mechanical ventilator influence, on varying intensity, the degree of asynchrony. NIV algoritms and Auto-Trak<sup>™</sup> have little impact on triggering and cycling.

**Keywords:** Artificial Respiration. Respiratory Mechanics. Noninvasive Ventilation.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Exemplo de aplicação de ventilação não invasiva.....	18
Figura 2 - Sinal da onda virtual do sistema Auto-Trak® .....	23
Figura 3 - Tipos de assincronia durante a VNI .....	26
Figura 4 - Esquema representativo do funcionamento do simulador ASL 5000® .....	31
Figura 5 - Perfil da P <sub>mus</sub> com as configurações do tempo inspiratório (0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 segundos) .....	32
Figura 6 - Montagem do experimento .....	33
Figura 7 - Detalhe da conexão do ventilador ao manequim através de uma máscara orofacial.....	34
Figura 8 - Desenho do estudo para os três perfis de mecânica respiratória .....	35
Figura 9 - Ciclos representativos das assincronias respiratórias .....	37
Figura 10 - Ciclos representativos dos desfechos do estudo de tempo de retardo inspiratório e de assincronia de ciclagem .....	38
Figura 11 - Exemplo de medida da auto-PEEP/PEEP total na curva de pressão alveolar do simulador ASL 5000® .....	39

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	40
Gráfico 2 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	41
Gráfico 3 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	41
Gráfico 4 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória no ventilador Esprit <sup>®</sup> .....	42
Gráfico 5 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit <sup>®</sup> .....	43
Gráfico 6 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit <sup>®</sup> .....	43
Gráfico 7 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados .....	44
Gráfico 8 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados .....	45
Gráfico 9 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados.....	46
Gráfico 10 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	47

Gráfico 11 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	48
Gráfico 12 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	48
Gráfico 13 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória no ventilador Esprit® .....	49
Gráfico 14 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® .....	50
Gráfico 15 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® .....	50
Gráfico 16 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados .....	51
Gráfico 17 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados .....	52
Gráfico 18 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados .....	52
Gráfico 19 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	54
Gráfico 20 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	54
Gráfico 21 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	55

Gráfico 22 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória no ventilador Esprit® .....	55
Gráfico 23 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® .....	56
Gráfico 24 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® .....	56
Gráfico 25 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória” nos grupos de ventiladores estudados .....	57
Gráfico 26 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória” nos grupos de ventiladores estudados .....	58
Gráfico 27 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil ostrutivo de mecânica respiratória” nos grupos de ventiladores estudados .....	58
Gráfico 28 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	59
Gráfico 29 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	60
Gráfico 30 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados .....	60
Gráfico 31 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória no ventilador Esprit® .....	61
Gráfico 32 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® .....	61

Gráfico 33 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® .....	62
Gráfico 34 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados .....	63
Gráfico 35 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados .....	63
Gráfico 36 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados .....	64

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Configuração dos parâmetros do ASL 5000 <sup>®</sup> de acordo com os perfis de mecânica respiratória estudados .....	32
Tabela 2 - Ajustes da sensibilidade e tempo de subida da pressão ( <i>rise time</i> ) nos ventiladores pulmonares de UTI .....	36
Tabela 3 - Ajustes da sensibilidade e tempo de subida da pressão ( <i>rise time</i> ) nos ventiladores pulmonares específicos para VNI .....	36
Tabela 4 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) no perfil normal nos ventiladores estudado para cada tempo neural do paciente .....	65
Tabela 5 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) no perfil restritivo nos ventiladores estudados para cada tempo neural do paciente .....	66
Tabela 6 - Auto-PEEP/PEEP total (cmH <sub>2</sub> O) no perfil obstrutivo nos ventiladores estudados para cada tempo neural do paciente .....	67
Tabela 7 - Incidência de esforço inefetivo e presença de auto disparo no perfil normal nos ventiladores estudados para cada tempo neural do paciente .....	68
Tabela 8 - Incidência de esforço inefetivo e presença de auto disparo no perfil restritivo nos ventiladores estudados para cada tempo neural do paciente ..	69
Tabela 9 - Incidência de esforço inefetivo e presença de auto disparo no perfil obstrutivo nos ventiladores estudados para cada tempo neural do paciente .	70

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

<b>et al</b>	(e outros)
□	(integral)
<b>cmH<sub>2</sub>O</b>	(centímetros de água)
<b>cmH<sub>2</sub>O/L/s</b>	(centímetros de água por litro por segundo)
<b>L/min</b>	(litros por minuto)
<b>ml/cmH<sub>2</sub>O</b>	(mililitro por centímetros de água)
<b>mm</b>	(milímetro)
<b>ms</b>	(milissegundos)
<b>s</b>	(segundos)
<b>AT</b>	Auto-Trak
<b>CPAP</b>	Pressão positiva contínua nas via aéreas
<b>Cst</b>	Complacência estática
<b>CT<sub>insp</sub></b>	Constante de tempo inspiratória
<b>DPOC</b>	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
<b>EP</b>	Elastância pulmonar
<b>EPAP</b>	Pressão expiratória positiva na via aérea
<b>FI<sub>O<sub>2</sub></sub></b>	Fração inspirada de oxigênio
<b>ICC</b>	Insuficiência cardíaca congestiva
<b>IPAP</b>	Pressão inspiratória positiva na via aérea
<b>IRpA</b>	Insuficiência Respiratória Aguda
<b>IRpC</b>	Insuficiência Respiratória Crônica
<b>PAV</b>	Pneumonia associada à ventilação
<b>PEEP</b>	Pressão positiva no final da expiração
<b>P<sub>mus</sub></b>	Pressão negativa criada pelos músculos respiratórios
<b>PSV</b>	Ventilação com pressão de suporte
<b>PVC</b>	Policloreto de vinila
<b>P<sub>va</sub></b>	Pressão das vias aéreas
<b>R<sub>insp</sub></b>	Resistência inspiratória
<b>R<sub>exp</sub></b>	Resistência expiratória
<b>RP</b>	Resistência pulmonar
<b>R<sub>pm</sub></b>	Respirações por minuto

<b>RPPI</b>	Respiração por pressão positiva intermitente
<b>Rva</b>	Resistência nas vias aéreas
<b>SARS</b>	Síndrome respiratória aguda grave
<b>SDRA</b>	Síndrome do desconforto respiratório agudo
<b>SET</b>	Limiar expiratório espontâneo
<b>S</b>	Espontâneo
<b>S/T</b>	Espontâneo temporizado
<b>UTI</b>	Unidade de Terapia Intensiva
<b>V'</b>	Fluxo
<b>VC</b>	Volume corrente
<b>VE</b>	Volume minuto
<b>VNI</b>	Ventilação não invasiva
<b>WOB</b>	Trabalho respiratório



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	18
<b>1.1</b>	<b>Ventilação não invasiva</b>	18
1.1.1	História da ventilação não invasiva	18
1.1.2	Indicações, contraindicações, complicações, vantagens e desvantagens da VNI	19
1.1.3	Efeitos fisiológicos da VNI	20
<b>1.2</b>	<b>Ventiladores mecânicos utilizados na VNI</b>	21
1.2.1	Ventiladores específicos de VNI	21
1.2.2	Ventiladores de UTI	21
<b>1.3</b>	<b>Auto-Trak®</b>	22
<b>1.4</b>	<b>Interação paciente-ventilador</b>	24
<b>1.5</b>	<b>Assincronia paciente-ventilador durante a VNI</b>	25
1.5.1	Tipos de assincronias na VNI	25
1.5.2	Prevalência e incidência da assincronia durante a VNI	26
<b>1.6</b>	<b>Estudos envolvendo VNI e assincronia paciente-ventilador</b>	27
<b>1.7</b>	<b>Hipóteses</b>	29
<b>1.8</b>	<b>Justificativa</b>	29
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS</b>	30
<b>2.1</b>	<b>Geral</b>	30
<b>2.2</b>	<b>Específicos</b>	30
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	31
<b>3.1</b>	<b>Configuração do “paciente” simulado: padrão ventilatório, de esforço muscular e de mecânica respiratória</b>	31
<b>3.2</b>	<b>Configurações dos ventiladores pulmonares</b>	33
<b>3.3</b>	<b>Análise e desfechos</b>	36
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b>	40
<b>4.1</b>	<b>Tempo de retardo inspiratório</b>	40
<b>4.2</b>	<b>Tempo de assincronia de ciclagem</b>	47
<b>4.3</b>	<b>Volume corrente (VC)</b>	53
<b>4.4</b>	<b>Auto-PEEP/PEEP Total</b>	59
<b>4.5</b>	<b>Auto-disparo/esforço inefetivo</b>	67
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	72

<b>5.1</b>	<b>Limitações do método .....</b>	<b>75</b>
<b>5.2</b>	<b>Implicações clínicas do estudo .....</b>	<b>76</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>77</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>78</b>
	<b>APÊNDICE A - Tabelas com os valores de assincronia de ciclagem para cada ventilador mecânico estudado nos perfis normal, restritivo e obstrutivo .....</b>	<b>83</b>

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Ventilação não invasiva

Denomina-se ventilação não invasiva (VNI) a administração de qualquer forma de suporte ventilatório utilizando-se de técnicas que não requerem uma via aérea artificial, como tubo endotraqueal, máscara laríngea ou traqueostomia (SCHETTINO *et al.*, 2000). A figura 1 exemplifica o uso da VNI.

Figura 1 - Exemplo de aplicação de ventilação não invasiva



Fonte: Respironics (2005).

### 1.1.1 História da ventilação não invasiva

Apesar da VNI ter sido utilizada pela primeira vez para tratar pacientes com insuficiência respiratória aguda (IRpA) na década de 1940, seu amplo uso como ferramenta de cuidados respiratórios foi disseminado mundialmente somente nos últimos 20 anos (NAVA, 2013).

Seu uso foi investigado inicialmente na década de 1940 no Hospital Bellevue, nos Estados Unidos, no qual os pesquisadores utilizaram um dispositivo para fornecer respiração por pressão positiva intermitente (RPPI) através de uma máscara de anestesia para tratar pacientes com pneumonia, edema pulmonar, quase afogamento, síndrome de Guillain-Barré e asma aguda grave (PIERSON, 2009).

No entanto esta abordagem ficou em segundo plano quando do surgimento e aperfeiçoamento da ventilação mecânica invasiva durante as duas décadas seguintes. Mesmo sendo utilizada amplamente em hospitais de cuidados agudos na década de 1970 na forma de

RPPI, a escassez de evidência científica fez com que seu uso subsequente diminuísse (PIERSON, 2009).

Apesar da tentativa de fornecer ventilação por longos períodos através da VNI ter sido feita na década de 1950, sua disseminação só ocorreu na década de 1980 com a utilização da pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) por meio de uma máscara nasal para o tratamento de pacientes com a síndrome de apneia obstrutiva do sono. O sucesso da utilização de CPAP nasal, a disponibilização de melhores interfaces para os pacientes, um aumento no interesse em diminuir as complicações associadas à ventilação mecânica invasiva, e a recusa de alguns pacientes de serem intubados, renovaram o interesse pelo uso da VNI no tratamento da IRpA, com relatos de sucesso ao evitar a intubação de pacientes com exacerbação de doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), insuficiência cardíaca congestiva (ICC) com edema agudo de pulmão e pneumonia (PIERSON, 2009).

No começo da década de 1990, o aumento do uso da VNI em unidades de terapia intensiva (UTIs) foi facilitado pela introdução de ventiladores do tipo binível, os quais possuíam mecanismos efetivos para compensação de fugas aéreas, em substituição aos modelos de *homecare*. A partir de 1995 houve um grande aumento nas publicações acerca do uso da VNI em várias formas de IRpA (PIERSON, 2009).

### 1.1.2 Indicações, contraindicações, complicações, vantagens e desvantagens da VNI

As indicações mais bem documentadas para o uso da VNI são a exacerbação da DPOC, a crise grave da asma, o edema pulmonar cardiogênico, a insuficiência respiratória aguda hipoxêmica, o pós-operatório de cirurgias abdominais e torácicas eletivas e como estratégia de desmame (III Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, 2007).

Dentre as aplicações não usuais, a literatura cita seu uso durante a realização de procedimentos como a broncoscopia, o ecocardiograma transesofágico e ainda, no trauma de tórax, nas pandemias como a síndrome respiratória aguda grave (SARS) e a Influenza H1N1 e em pacientes terminais que manifestam o desejo de não serem intubados (AMBROSINO; GUARRACINO, 2011).

As contraindicações se dividem em absolutas e relativas. As absolutas são necessidade de intubação de emergência e parada cardiorrespiratória. As relativas incluem incapacidade de cooperar, proteger as vias aéreas, ou presença de secreções abundantes, rebaixamento de nível de consciência (exceto acidose hipercápnica em DPOC), falências orgânicas não respiratórias (encefalopatia, arritmias malignas ou hemorragia digestivas graves

com instabilidade hemodinâmica), cirurgia facial ou neurológica, trauma ou deformidade facial, alto risco de aspiração, obstrução de vias aéreas superiores e anastomose recente de esôfago (Diretrizes Brasileiras de Ventilação Mecânica, 2013).

As complicações compreendem as lesões ou necrose de pele na face, distensão abdominal, possibilidade de aspiração de conteúdo gástrico, ressecamento nasal, oral e de conjuntiva (SARMENTO, 2007).

Dentre as vantagens podemos citar que a VNI diminui a necessidade de intubação, o risco de desenvolver pneumonia associada à ventilação (PAV), evita o trauma nas vias aéreas decorrente da intubação, possibilita o uso de menos sedação, preserva a fala, a deglutição e o mecanismo de tosse e permite um desmame mais fácil do suporte ventilatório (SCHÖNHOFER *et al.*, 2008).

### 1.1.3 Efeitos fisiológicos da VNI

A VNI reduz o esforço inspiratório em pacientes de diversas etiologias e gravidade de doença pulmonar, com redução de aproximadamente 60% do trabalho respiratório (WOB) e esforço do paciente (KALLET; DIAZ, 2009).

A pressão inspiratória positiva reduz o WOB através do fornecimento de uma maior proporção de pressão transpulmonar durante a inspiração (efeito “empurra-puxa”) (KALLET *et al.*, 2002). Em contrapartida, a aplicação de pressão positiva no final da expiração PEEP reduz o WOB por meio de dois mecanismos: primeiro, contrabalançando a PEEP intrínseca, reduzindo, assim, o limiar de carga para inspiração (SYDOW *et al.*, 1995); segundo, pelo aumento da complacência do sistema respiratório, diminuindo, assim, a carga elástica para inspiração (NAVA *et al.*, 1995).

A VNI causa mudanças no padrão respiratório, uma vez que aumenta o VC e diminui a frequência respiratória. Apesar dessa diminuição na frequência ela leva a um aumento do volume minuto (VE) (WY SOCKY; RICHARD; MESHAKA, 2002).

Como a maioria dos modos utilizados na VNI não permite alcançar uma ventilação passiva, a mecânica respiratória tem de ser medida de forma dinâmica. Desta forma, a VNI aumenta a complacência dinâmica em pacientes obstrutivos e restritivos (POGGI *et al.*, 2006) e diminui a resistência pulmonar (O’DONOGHUE *et al.*, 2002).

Em voluntários sadios (VALIPOUR *et al.*, 2005) e em pacientes com DPOC (DIAZ *et al.*, 1997), pressões acima de 15 cmH<sub>2</sub>O diminuem o débito cardíaco significativamente, o que não se observa em pacientes restritivos (KILGER *et al.*, 1999)

explicado, talvez, pela menor complacência pulmonar e consequente transmissão da pressão positiva para o espaço pleural.

## 1.2 Ventiladores mecânicos utilizados na VNI

Existem três classes de ventiladores que podem ser usados para administrar VNI: dispositivos especialmente desenvolvidos para esta tarefa (ventiladores específicos de VNI), ventiladores de *homecare* e ventiladores de UTI. O principal problema com o uso de ventiladores de *homecare* para VNI é que eles não foram feitos para compensar vazamentos, os quais podem levar a problemas de disparo. Portanto, os ventiladores específicos de VNI e os ventiladores de UTI são os tipos mais utilizados para ofertar VNI (CHATBURN, 2009).

### 1.2.1 Ventiladores específicos de VNI

Ventiladores específicos de VNI geram seu fluxo de ar através de uma turbina, eliminando a necessidade de uma fonte de ar comprimido. Estes tipicamente utilizam um circuito de ramo único com um orifício próximo ao paciente. O orifício fornece a resistência sobre a qual o ventilador gera o fluxo para produzir pressão, e serve como porta de exalação para o paciente. Estes ventiladores podem permitir a seleção do tipo de interface, com intuito de otimizar a interação interface-ventilador (HESS, 2011).

Tolerância ao vazamento, boa sincronia paciente-ventilador e preço competitivo são as principais vantagens desses ventiladores, quando comparados aos ventiladores de UTI. Entre as limitações estão a restrição de alguns modos ventilatórios, a limitação de alarmes e a dificuldade para o ajuste da fração inspirada de oxigênio ( $F_{iO_2}$ ), no entanto alguns modelos já apresentam esses requisitos (III CONSENSO BRASILEIRO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 2007; DIRETRIZES BRASILEIRAS DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 2013).

### 1.2.2 Ventiladores de UTI

Ventiladores de UTI funcionam com um circuito de ramo duplo, sendo um deles inspiratório e o outro expiratório, com uma válvula de exalação ativa. A maioria deles foram desenvolvidos inicialmente para funcionarem sem a presença de vazamentos, pelo menos em adultos, e são propensos a sofrer interferências na presença deles durante a VNI (VIGNAUX; TASSAUX; JOLLIET, 2007).

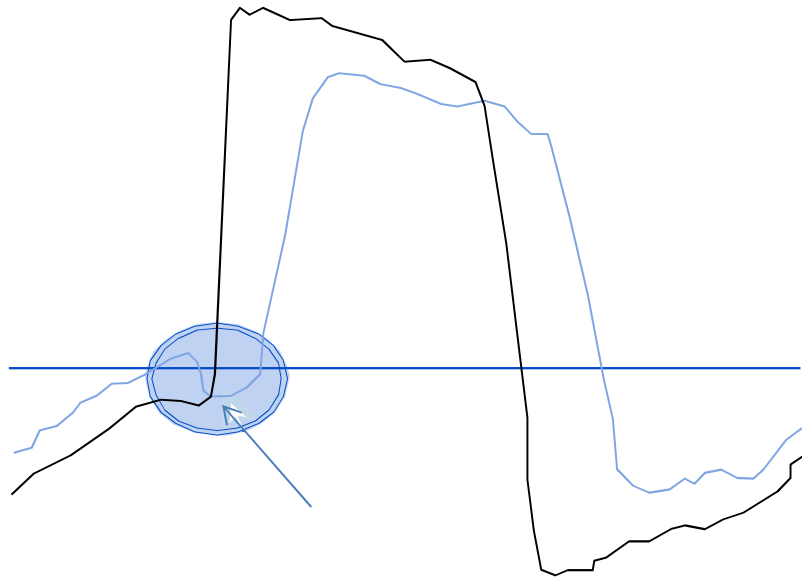
Para resolver esse problema, os fabricantes desenvolveram algoritmos para VNI (também chamados de “modos VNI”) na geração mais recente de ventiladores de UTI para compensar e lidar melhor com os vazamentos (CARTEAUX *et al.*, 2012). A operação do modo VNI da maioria dos ventiladores de UTI inclui o uso de um algoritmo de compensação automática de vazamentos e a desativação de falsos alarmes (HESS; BRANSON, 2012).

### 1.3 Auto-Trak<sup>®</sup>

O ajuste dos parâmetros de disparo e do limiar de ciclagem são, em geral, dependentes do operador do ventilador pulmonar, que deve optar pelos parâmetros que resultam em melhor sincronia e conforto ao paciente. Com o intuito de tornar este processo automático e permitir uso do modo PSV nas situações de escape aéreo quando se utiliza este modo de forma não invasiva, foi desenvolvido o sistema Auto-Trak<sup>®</sup> (AT) digital. Trata-se de uma tecnologia capaz de ajustar automaticamente, ciclo a ciclo, os mecanismos de disparo e ciclagem durante a PSV. A sua aplicação tem o objetivo de reduzir o esforço do paciente, melhorando o conforto e tornando a ventilação assistida o mais próximo possível da sua atividade neural. Para determinar os limites de sensibilidade de disparo e ciclagem para cada respiração, o Auto-Trak<sup>®</sup> aplica múltiplos algoritmos derivados das medidas de fluxo, volume e pressão durante o ciclo respiratório (RESPIRONICS, 2000; RESPIRONICS, 2005; VASCONCELOS *et al.*, 2013; VASCONCELOS, 2013).

Existem dois mecanismos de disparo no sistema Auto-Trak<sup>®</sup>, sendo o que for detectado primeiro pelo ventilador o que é utilizado. Há o critério de volume, pelo qual o disparo do ventilador ocorre quando o esforço inspiratório do paciente mobiliza pelo menos 6 mL de gás em direção à via aérea artificial. Outro critério é o de sinal da onda de fluxo virtual, que funciona tanto para o disparo quanto para a ciclagem do ventilador. Este é um sinal virtual gerado a partir da curva verdadeira de fluxo x tempo do ciclo respiratório anterior, exceto por divergir em 15 L/min e 300 ms atrasado em relação ao sinal real. Quando o paciente faz mudanças no seu esforço respiratório, isso provoca mudanças na curva de fluxo real, que ocorrem antes de serem reproduzidas na curva virtual. Isso faz com que os sinais, real e virtual, se cruzem. Quando o cruzamento é de baixo para cima (sinal real estando em baixo) dá-se o disparo e início da inspiração. Quando for de cima para baixo (sinal real acima) dá-se a ciclagem para a expiração (figura 2) (RESPIRONICS, 2005).

Figura 2 - Sinal da onda virtual do sistema Auto-Trak<sup>®</sup>.



Fonte: Respironics (2005).

A seta mostra o momento em que as curva de fluxo do paciente (curva em preto) e o sinal da onda virtual (curva em azul) se cruzam ocorrendo o disparo do ventilador.

Também existem mecanismos adicionais de ciclagem, são eles: o limiar espontâneo expiratório ou *spontaneous expiratory threshold* (SET), a inversão de fluxo, e o tempo inspiratório máximo. O SET é um método no qual se observa um sinal eletrônico na proporção do fluxo inspiratório do paciente, ciclo a ciclo. Quando os valores do SET e o fluxo do paciente são equivalentes, o sistema cicla. A inversão do fluxo é um algoritmo de ciclagem particularmente útil, especialmente em casos de vazamentos intensos, como durante a VNI. Ele ocorre quando há vazamentos súbitos e em seguida há aumento do fluxo outra vez (onda de fluxo em M). Quando o aumento do fluxo é detectado, a curva de fluxo já não é fisiológica, o fluxo é interrompido e ocorre a ciclagem para que um novo ciclo se inicie. O tempo inspiratório máximo é um algoritmo de segurança em que, sempre que a inspiração durar mais de 3 segundos o sistema cicla, evitando tempos inspiratórios muito prolongados (RESPIRONICS, 2000; RESPIRONICS, 2005; PRINIANAKIS; KONDILI; GEORGOPOULOS, 2003). Considerando todos os algoritmos o mais importante deles parece ser o do sinal da onda de fluxo virtual.



#### 1.4 Interação paciente-ventilador

A interação paciente-ventilador tem sido foco crescente de atenção de pesquisadores nos últimos 25 anos. Atualmente, há evidências convincentes de que a ventilação mecânica controlada ou passiva leva à disfunção muscular respiratória e atrofia, prolongando a necessidade de suporte ventilatório e predispondo a efeitos adversos aos pacientes. Desta forma se faz necessário otimizar a ventilação assistida, favorecendo a contração muscular fisiológica do paciente (TOBIN; JUBRAN; LAGHI, 2001; MACINTYRE, 2011; PIERSON, 2011).

Durante a ventilação mecânica assistida o sistema respiratório é afetado por duas bombas: o ventilador pulmonar mecânico (gerador da pressão de via aérea, Pva), controlado pelos profissionais de saúde; e a demanda respiratória do paciente (que gera a pressão muscular, Pmus), controlada pelo sistema neuromuscular do mesmo. A interação paciente-ventilador é uma expressão da função destas duas bombas, que devem estar em harmonia. Esta depende em grande parte de ajustes adequados dos modos ventilatórios, pois o sistema respiratório não é passivo, ao contrário, reage, às vezes com vigor e em contraponto à oferta de fluxo, volume e pressão do ventilador mecânico (JOLLIET; TASSAUX, 2006; PIERSON, 2011). Considerando que o objetivo do suporte ventilatório é fornecer algum grau de descanso para os músculos respiratórios (JOLLIET; TASSAUX, 2006), o efeito oposto pode ocorrer se o paciente e o ventilador travarem uma luta entre objetivos conflitantes em vez de compartilharem o trabalho respiratório, o que pode levar a uma falha da ventilação ou prolongar o seu uso (KONDILI; PRINIANAKIS; GEORGOPOULOS, 2003).

A assincronia paciente-ventilador pode ser definida como um desencontro entre os tempos inspiratório e expiratório do paciente e do ventilador pulmonar, sendo comum durante a ventilação assistida (THILLE *et al.*, 2006; KONDILI; PRINIANAKIS; GEORGOPOULOS, 2003; VIGANUX *et al.*, 2009; PIERSON, 2011).

A assincronia paciente-ventilador tem relação direta com o trabalho ventilatório (VITACCA *et al.*, 2004). Teoricamente o ventilador deve ciclar em sincronia com o ritmo respiratório do paciente. Tobin, Jubran e Laghi (2001) identificaram as quatro principais áreas de possíveis problemas na interação: o disparo do ventilador, a fase inspiratória após o disparo, a passagem da inspiração para expiração e o final da expiração.

Se os esforços do paciente não coincidirem com o início da liberação do fluxo do ventilador, o resultado será um aumento de carga para os músculos respiratórios, bem como do consumo de oxigênio, desconforto e agitação generalizada. Quando o tempo inspiratório

neural é maior que o tempo inspiratório do ventilador, pode ocorrer duplo-disparo no mesmo ciclo respiratório, visto que a demanda ventilatória do paciente não foi suprida. Se o tempo inspiratório neural é menor que o tempo inspiratório do ventilador, esforços inefetivos podem ser desenvolvidos, uma vez que o ventilador ainda está fornecendo fluxo de gás quando o paciente já está pronto para expirar. Tais fenômenos ocorrem com mais frequência em cenários clínicos em que há comprometimento da mecânica respiratória durante o suporte ventilatório. Para minimizar estes problemas, novos dispositivos para otimização do disparo e da ciclagem do ventilador têm sido desenvolvidos. São exemplos: sensibilidade para disparo a fluxo, ciclagem a fluxo ajustável durante a ventilação com pressão de suporte e algoritmos tipo “*shape signal*” (OAKES; SHORTALL, 2004).

### **1.5 Assincronia paciente-ventilador durante a VNI**

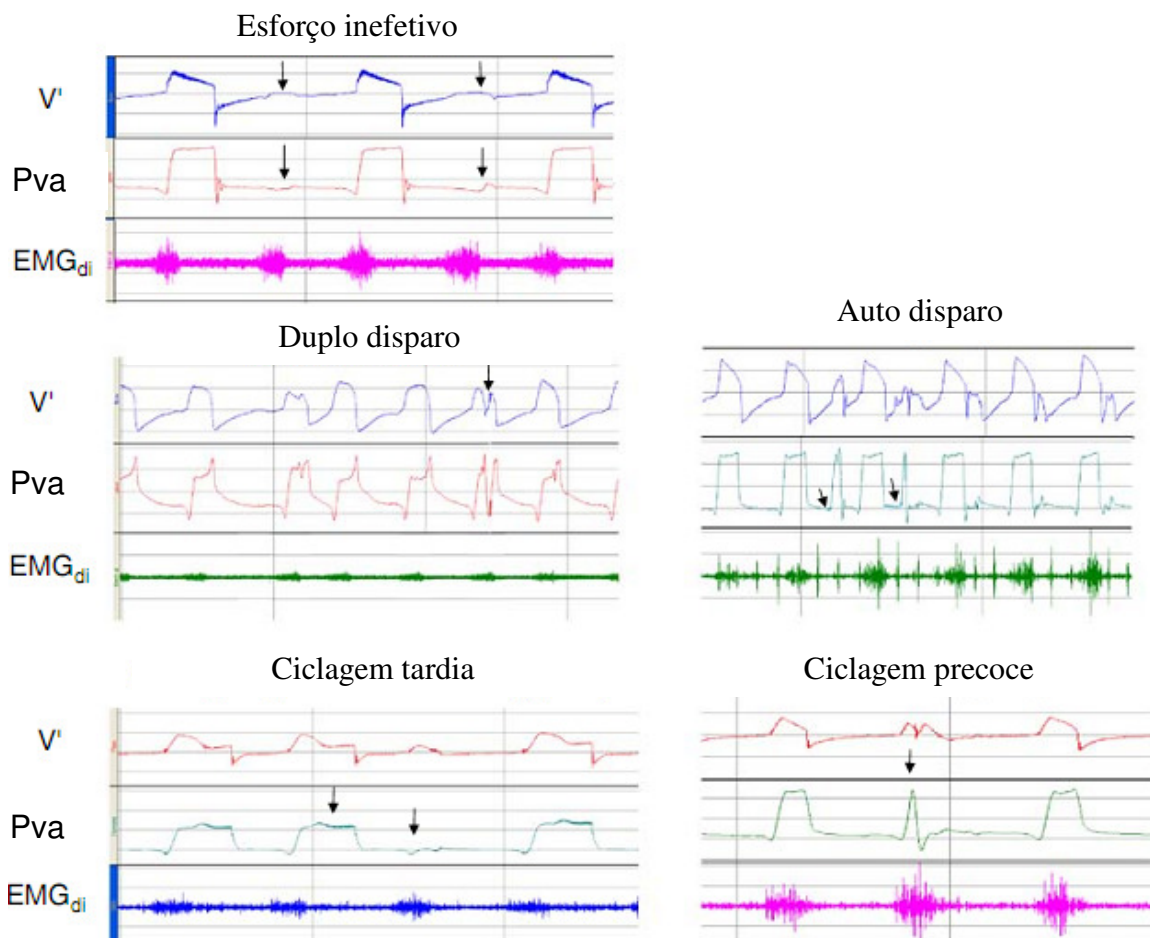
A sincronia paciente-ventilador ideal pode ser muito difícil de alcançar, especialmente durante a VNI, devido a inevitável presença de vazamentos na interface paciente-máscara que podem interferir em vários aspectos do funcionamento do ventilador (CALDERINI *et al.*, 1999; SCHETTINO *et al.*, 2001; PRINIANAKIS *et al.*, 2004). Esta interferência pode aumentar o risco de assincronia, que por sua vez leva a um aumento do trabalho respiratório e do desconforto do paciente (TOBIN; JUBRAN; LAGHI, 2001; KONDILI; PRINIANAKIS; GEORGOPOULOS, 2003).

#### **1.5.1 Tipos de assincronias na VNI**

As assincronias encontradas quando do uso da VNI são o esforço inefetivo, o duplo disparo, o auto-disparo, a ciclagem precoce e a ciclagem tardia.

O esforço inefetivo consiste numa queda súbita da onda de pressão igual ou maior 0,5 cm H<sub>2</sub>O simultaneamente à inversão da onda de fluxo; o duplo disparo é definido por dois ciclos separados por um período de tempo expiratório muito curto, sendo este menor que a metade do tempo inspiratório médio, com o primeiro ciclo disparado pelo paciente; o auto-disparo definido por um ciclo respiratório ofertado pelo ventilador mecânico sem que haja esforço do paciente; ciclagem precoce é definida pelo ciclo respiratório que tem um tempo inspiratório menor que a metade do tempo inspiratório médio do paciente e a ciclagem tardia definida pelo que tem tempo inspiratório maior do que o dobro do tempo inspiratório médio do paciente (figura 3) (THILLE *et al.*, 2006).

Figura 3 - Tipos de assincronias durante a VNI



Fonte: Vignaux *et al.* (2009).

V' = fluxo, Pva = pressão nas vias aéreas, EMGdi = eletromiografia do diafragma.

### 1.5.2 Prevalência e incidência da assincronia durante a VNI

Chao *et al.* (1997) detectaram que mais de 10% dos pacientes admitidos em um centro de desmame ventilatório exibiram assincronia durante a ventilação mecânica, enquanto que Vignaux *et al.* (2009) observaram uma prevalência entre 12 e 23% de variados eventos assincrônicos num grupo de pacientes com insuficiência respiratória aguda que receberam ventilação não invasiva. Neste mesmo estudo, 13% dos pacientes apresentaram a assincronia do tipo auto-disparo, 15% do tipo duplo disparo, 13% do tipo esforço inefetivo, 12% do tipo ciclagem precoce e 23% do tipo ciclagem tardia.

Carlucci *et al.* (2013) encontraram uma alta prevalência de assincronias em 58% dos pacientes com doença restritiva e obstrutiva durante o uso da VNI. As assincronias encontradas foram o duplo disparo, o auto-disparo e o esforço inefetivo, sendo este último a

mais comum (45% dos pacientes). Esta alta incidência de assincronia foi associada a pouca tolerância à VNI.

### **1.6 Estudos envolvendo VNI e assincronia paciente-ventilador**

Vignaux, Tassaux e Jolliet (2007) testaram, em um estudo de bancada, o desempenho dos algoritmos de VNI em oito ventiladores de UTI na ausência e na presença de vazamentos. O modelo experimental era composto de duas câmaras interligadas, sendo a primeira câmara conectada a um ventilador que era responsável pelo disparo da segunda câmara. O movimento da segunda câmara era reconhecido pelo ventilador em teste como um esforço inspiratório. Para simular a VNI, foi utilizada uma cabeça de policloreto de vinila (PVC) conectada ao ventilador testado através de uma máscara oronasal. Quando os modos de VNI não estavam ativos na presença de vazamentos houve maior assincronia de disparo e ciclagem, e houve queda dos níveis de PEEP. Os algoritmos de VNI conseguiram corrigir total ou parcialmente estas interferências. Contudo, o desempenho quanto ao disparo e pressurização só foram feitos na mecânica respiratória que simulava um paciente normal, não incluindo no estudo as mecânicas restritiva e obstrutiva.

Ferreira *et al.* (2009) avaliaram, em um estudo experimental de bancada, a capacidade de funcionamento de nove ventiladores de UTI, usando o modo VNI, em níveis variados de fugas em comparação com um ventilador específico de VNI. Foi simulado um paciente com DPOC usando o ASL 5000<sup>®</sup>. Apenas o ventilador específico de VNI e um dos ventiladores de UTI se adaptaram a todos os níveis de fuga sem a necessidade de ajustes.

Vignaux *et al.* (2010) realizaram um estudo multicêntrico no qual avaliaram o impacto dos algoritmos de VNI, disponíveis nos ventiladores de UTI, na incidência de assincronia paciente-ventilador em pacientes com IRpA utilizando VNI. Estes algoritmos diminuíram a incidência de assincronia causada pelos vazamentos, mas alguns deles geraram ciclagem precoce. No entanto, não foi avaliado se a mecânica e o padrão respiratórios do paciente tinham algum tipo de influência sobre as assincronias.

Carteux *et al.* (2012) realizaram um estudo de bancada e clínico comparando a assincronia paciente-ventilador durante a VNI em diferentes tipos de ventiladores mecânicos. Foram utilizados oito ventiladores de UTI e cinco ventiladores de transporte com e sem o uso do algoritmo de VNI, e seis ventiladores específicos para VNI no estudo de bancada. O protocolo de estudo envolveu o uso do simulador pulmonar ASL 5000<sup>®</sup> em três situações de vazamentos: ausência, vazamento contínuo (durante a inspiração e a expiração) e vazamento

somente inspiratório. Não houve uso de manequim ou cabeça nem máscara para simular a interface paciente-máscara durante a VNI. Os ventiladores específicos de VNI obtiveram uma melhor sincronia com o paciente quando comparados com os de UTI e de transporte, mesmo quando estes estavam com seu algoritmo de VNI acionado, e o uso deste algoritmo, mesmo que de forma discreta, melhorou a sincronização de disparo e ciclagem. Todavia, nem o impacto da mecânica respiratória nem do padrão respiratório foram avaliados, visto que só foi simulada a mecânica de um paciente obstrutivo, o tempo inspiratório neural foi fixado em 0,8s e a frequência respiratória em 15 rpm, esta última não refletindo a frequência respiratória de um paciente com insuficiência respiratória aguda utilizando VNI.

Oto *et al.* (2013) avaliaram, através de um estudo em modelo pulmonar mecânico, a capacidade de sete ventiladores de UTI e de um ventilador específico para VNI em prevenir assincronias de disparo e ciclagem causados por vazamentos durante a ventilação invasiva e não invasiva. Foram simulados pacientes com DPOC e síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA) no ASL 5000<sup>®</sup>, utilizando-se um manequim-cabeça e uma máscara oronasal para simular a interface paciente-máscara durante a VNI. Estabeleceram-se um nível de vazamento basal de 3-4 L/min e mais outros três níveis de vazamento (9-10, 26-27 e 35-36 L/min). Houve uma grande variação no desempenho dos ventiladores. Todos eles conseguiram sincronizar bem no nível basal de vazamento, alguns deles quando o nível de vazamento era baixo e apenas dois deles em todos os níveis de vazamentos. Este desempenho foi fortemente influenciado pela mecânica respiratória e pela PEEP ajustada. Novamente o impacto do padrão respiratório não foi avaliado, já que o tempo inspiratório foi fixado em 0,92s e a frequência respiratória em 15 rpm.

Carlucci *et al.* (2013) estudaram a possível associação entre assincronia e a mecânica respiratória durante a VNI. No estudo foram incluídos pacientes restritivos e obstrutivos com insuficiência respiratória crônica (IRpC). Apesar da incidência relativamente alta de assincronias, não houve correlação com a mecânica respiratória dos pacientes. Contudo, apenas um ventilador do tipo específico para VNI foi utilizado, não havendo conclusões acerca do uso de ventiladores de UTI no modo PSV com ou sem o uso algoritmos de VNI.

A maior parte dos estudos mostra que há uma melhor sincronia paciente-ventilador durante a VNI quando são utilizados os ventiladores específicos de VNI em comparação com os de UTI, e que a utilização dos modos ou algoritmos de VNI melhoram a sincronia quando utilizados nos ventiladores de UTI (VIGNAUX; TASSAUX; JOLLIET, 2007; VIGANUX *et al.*, 2010; CARTEUX *et al.*, 2012) . Porém não está claro se a mecânica

e o padrão respiratórios influenciam a sincronia paciente-ventilador, nem o quanto a variação destes fatores e do tipo de ventilador pulmonar, agem de modo combinado neste processo.

## 1.7 Hipóteses

As hipóteses deste estudo são:

1. A assincronia paciente-ventilador na VNI pode ser influenciada pelas características da mecânica respiratória e do padrão ventilatório do paciente.
2. O modo ou algoritmo de VNI pode reduzir, em um certo grau, a assincronia paciente-ventilador em diferentes tipos de mecânica respiratória e de padrão ventilatório nos ventiladores de UTI.
3. A assincronia paciente-ventilador na VNI pode ser atenuada pelo uso de ventiladores específicos para VNI, em comparação aos ventiladores de UTI.
4. O sistema de disparo e ciclagem automáticos, Auto-Trak<sup>®</sup>, pode reduzir a assincronia paciente-ventilador na VNI.

## 1.8 Justificativa

Caso a mecânica e o padrão respiratórios, bem como o tipo de ventilador mecânico influenciem de forma marcante o grau de assincronia durante a VNI, teremos uma melhor compreensão de como ocorre esta interação em cada tipo de paciente, e daremos mais atenção a que tipos de ajustes são mais adequados para cada um. Isto contribuiria para diminuição da assincronia paciente-ventilador, com impactos relevantes sobre o conforto e a tolerância dos pacientes à VNI, reduzindo as suas chances de falha, que segundo Thille *et al.*, (2013), ainda são consideravelmente elevadas (35 %).

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Geral**

Determinar a influência da mecânica e do padrão respiratórios sobre a assincronia paciente-ventilador durante a ventilação não invasiva.

### **2.2 Específicos**

Determinar a influência do tipo de ventilador pulmonar mecânico na assincronia paciente-ventilador durante a ventilação não invasiva

Comparar a assincronia paciente-ventilador nos modos PSV e VNI nos ventiladores de UTI

Determinar os efeitos do sistema de disparo e ciclagem automáticos, Auto-Trak<sup>®</sup>, sobre a assincronia paciente-ventilador durante a ventilação não invasiva

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

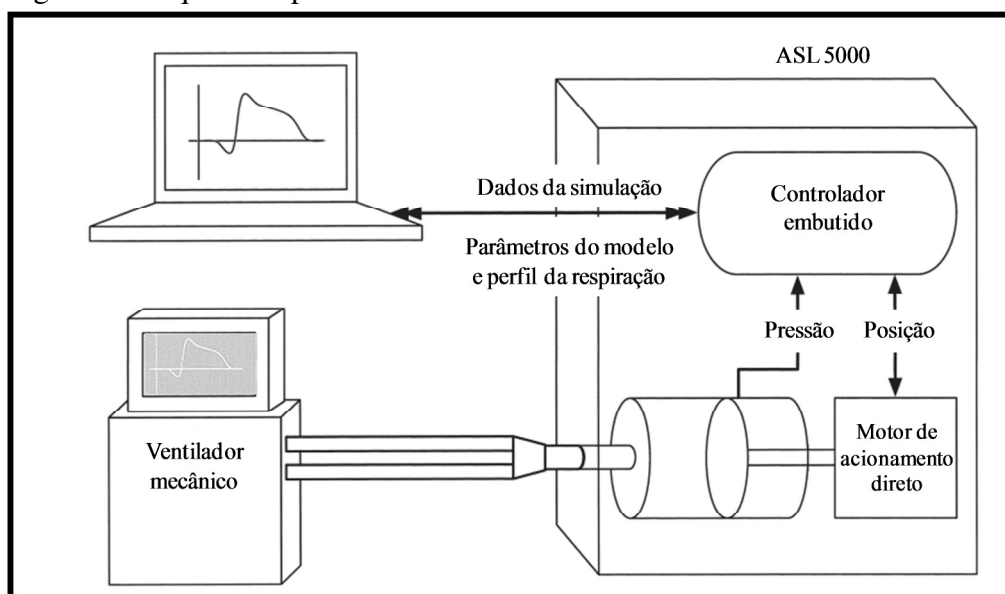
Trata-se de um estudo experimental de bancada (*bench study*), realizado no laboratório da respiração (RespLab) vinculado ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas e ao Departamento de Medicina Clínica da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará (UFC).

#### 3.1 Configuração do “paciente” simulado: padrão ventilatório, de esforço muscular e de mecânica respiratória

Para este estudo foi utilizado o simulador mecânico de respiração, o ASL 5000<sup>®</sup>. Trata-se de um simulador de pulmão computadorizado, que consiste de um pistão em movimento dentro de um cilindro complacente (IngMar Medical, Pittsburg, PA, EUA, 2006; FERREIRA *et al.*, 2009; VASCONCELOS, 2013). A complacência pulmonar, a resistência de vias aéreas, o perfil da pressão muscular inspiratória (pressão negativa criada pelos músculos respiratórios ou P<sub>mus</sub>) e o padrão ventilatório podem ser detalhadamente configurados pelo usuário (figura 4). O ASL 5000<sup>®</sup> utiliza a equação do movimento do gás para executar suas funções:

$$\text{Pressão vias aéreas} = P \text{ resistiva} + P \text{ elástica} - P_{\text{mus}}$$

Figura 4 - Esquema representativo do funcionamento do simulador ASL 5000<sup>®</sup>

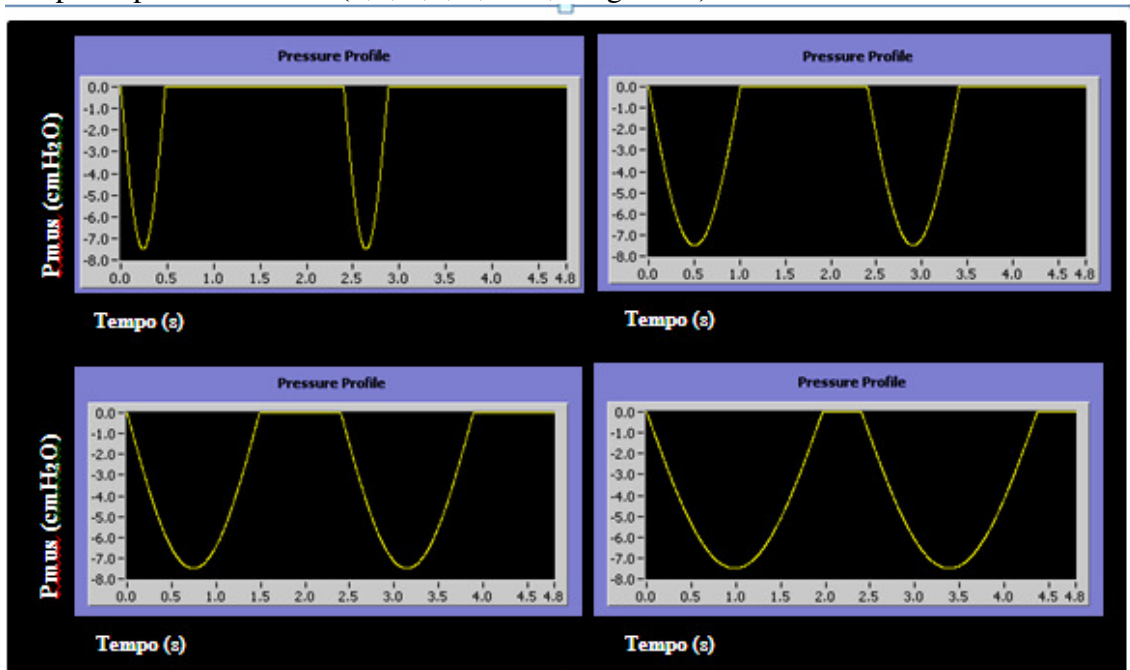


Fonte: Ingmar (2006).



Foram estudados três perfis de mecânica respiratória: normal, obstrutivo e restritivo, nos quais a frequência respiratória foi ajustada em 25 rpm visando uma simulação realista do cenário clínico da IRpA. A Pmus foi configurada para atingir um tempo inspiratório de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 segundos, com o esforço muscular máximo fixado em -7,5 cmH<sub>2</sub>O, sendo este último considerado valor dentro de uma faixa fisiológica (figura 5).

Figura 5 - Perfil da pressão muscular inspiratória (Pmus) com as configurações do tempo inspiratório neural (0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 segundos).



Fonte: Própria.

Os perfis de mecânica respiratória estudados foram configurados de acordo com a tabela abaixo (tabela 1) (COSTA *et al.*, 2010; REGO *et al.*, 2012).

Tabela 1 - Configuração dos parâmetros do ASL 5000<sup>®</sup> de acordo com os perfis de mecânica respiratória estudados.

	Complacência (ml/cmH <sub>2</sub> O)	Resistência Insp (cm H <sub>2</sub> O/L/s)	Resistência Exp (cm H <sub>2</sub> O/L/s)	CT insp (s)	f (rpm)
Normal	60	3	3	0,18	25
Obstrutivo	80	10	20	0,8s	25
Restritivo	30	8	8	0,24	25

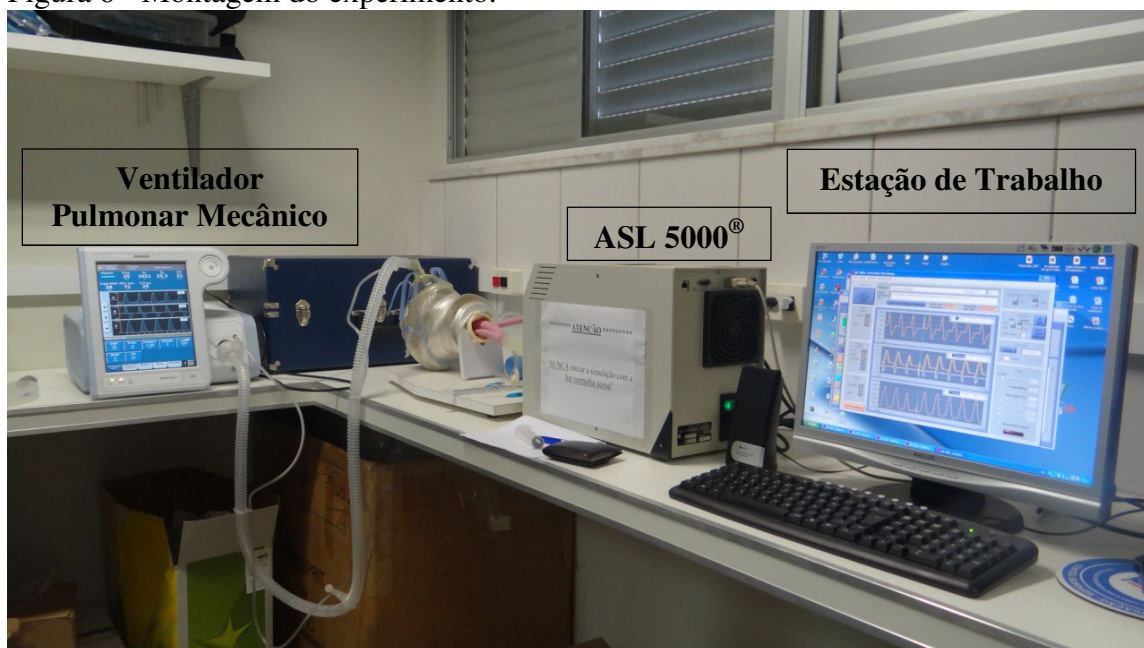
Fonte: Própria

### 3.2 Configurações dos ventiladores pulmonares

Um manequim para manejo de vias aéreas (Life/form, EUA) foi utilizado para simular a interface paciente-máscara. Uma máscara orofacial (Flexicare tamanho 5 adulto grande, Reino Unido) foi fixada ao manequim com sua fixação padrão. O ajuste da interface no manequim foi feito para tolerar-se um vazamento entre 7 a 10L/min.

O ASL5000<sup>®</sup> foi conectado a nove ventiladores, sendo cinco diferentes ventiladores pulmonares de UTI e quatro ventiladores pulmonares específicos para VNI simulando a aplicação de ventilação não invasiva (figuras 6 e 7). Os ventiladores pulmonares de UTI incluídos no estudo foram: DX-3012<sup>®</sup> (Dixtal Biomédica Ind. Com. Ltda., Brasil), IX-5<sup>®</sup> (Intermed Equipamento Médico Hospitalar Ltda., São Paulo, Brasil), Servo I<sup>®</sup> (Maquet, Solna, Suécia), Puritan Bennet PB840<sup>®</sup> (Covidien, EUA), Esprit V1000<sup>®</sup> (Philips Respironics, Murrysville, EUA) todos com circuito de ramo duplo fornecido pelo fabricante, sendo um ramo inspiratório e outro expiratório, conectados através de uma peça em “Y” à máscara orofacial. Os ventiladores pulmonares específicos para VNI incluídos no estudo foram: V60<sup>®</sup>, BiPAP Vision<sup>®</sup>, BiPAP A30<sup>®</sup>, Trilogy 100<sup>®</sup> (Philips Respironics, Murrysville, EUA) todos com circuito de ramo único e porta de expiração integrada ao circuito, fornecidos pelo fabricante, conectados à máscara orofacial. Nenhum sistema de umidificação externa foi utilizado.

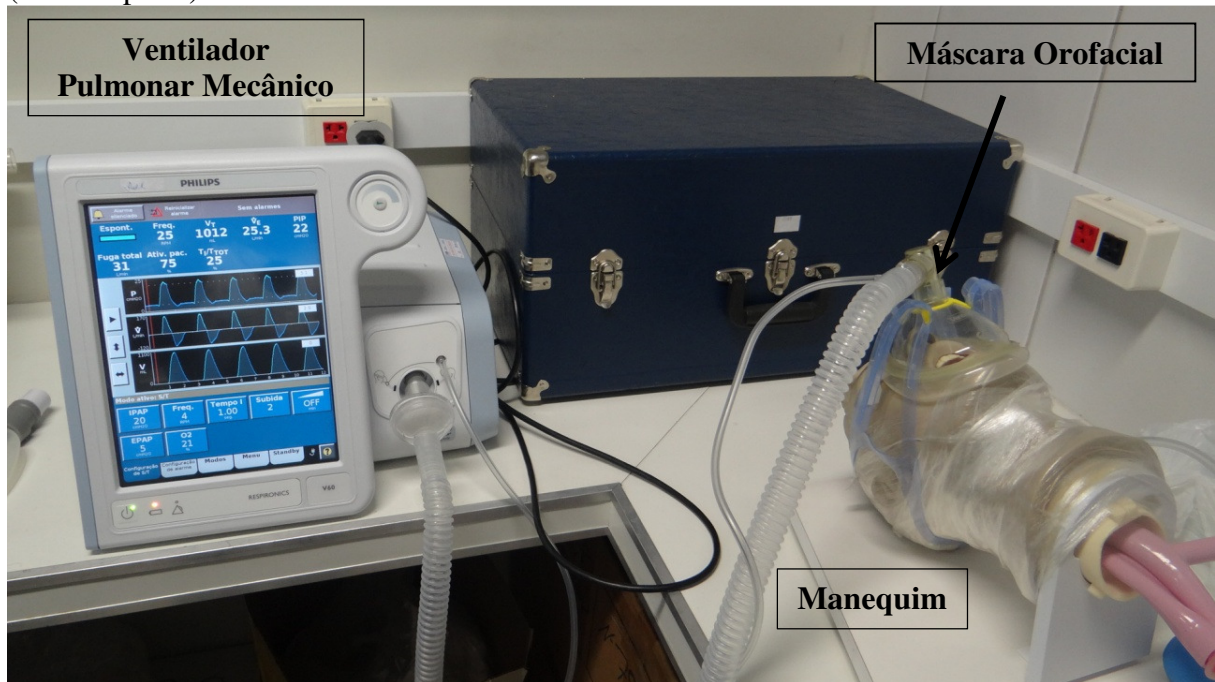
Figura 6 - Montagem do experimento.



Fonte: Própria.

ASL 5000<sup>®</sup> conectado ao ventilador mecânico através de um manequim e uma máscara orofacial.

Figura 7 - Detalhe da conexão do ventilador ao manequim através de uma máscara orofacial (seta em preto).



Fonte: Própria.

Os ventiladores pulmonares de UTI foram programados em dois modos. No modo pressão de suporte (PSV), com uma pressão de suporte de 15 cmH<sub>2</sub>O, uma PEEP de 5 cmH<sub>2</sub>O, disparo a pressão de -2 cmH<sub>2</sub>O, tempo de subida de 0,2s ou segunda opção de ajuste mais rápido, ciclagem a 25% do pico de fluxo inspiratório na simulação de modelos de paciente normal e restritivo, ciclagem a 40% do pico de fluxo inspiratório na simulação de paciente obstrutivo, todos em ar ambiente (GENTILE, 2011). Foi ajustado, também, o modo específico para ventilação não invasiva, que realiza a compensação das fugas de ar, com os mesmos parâmetros descritos.

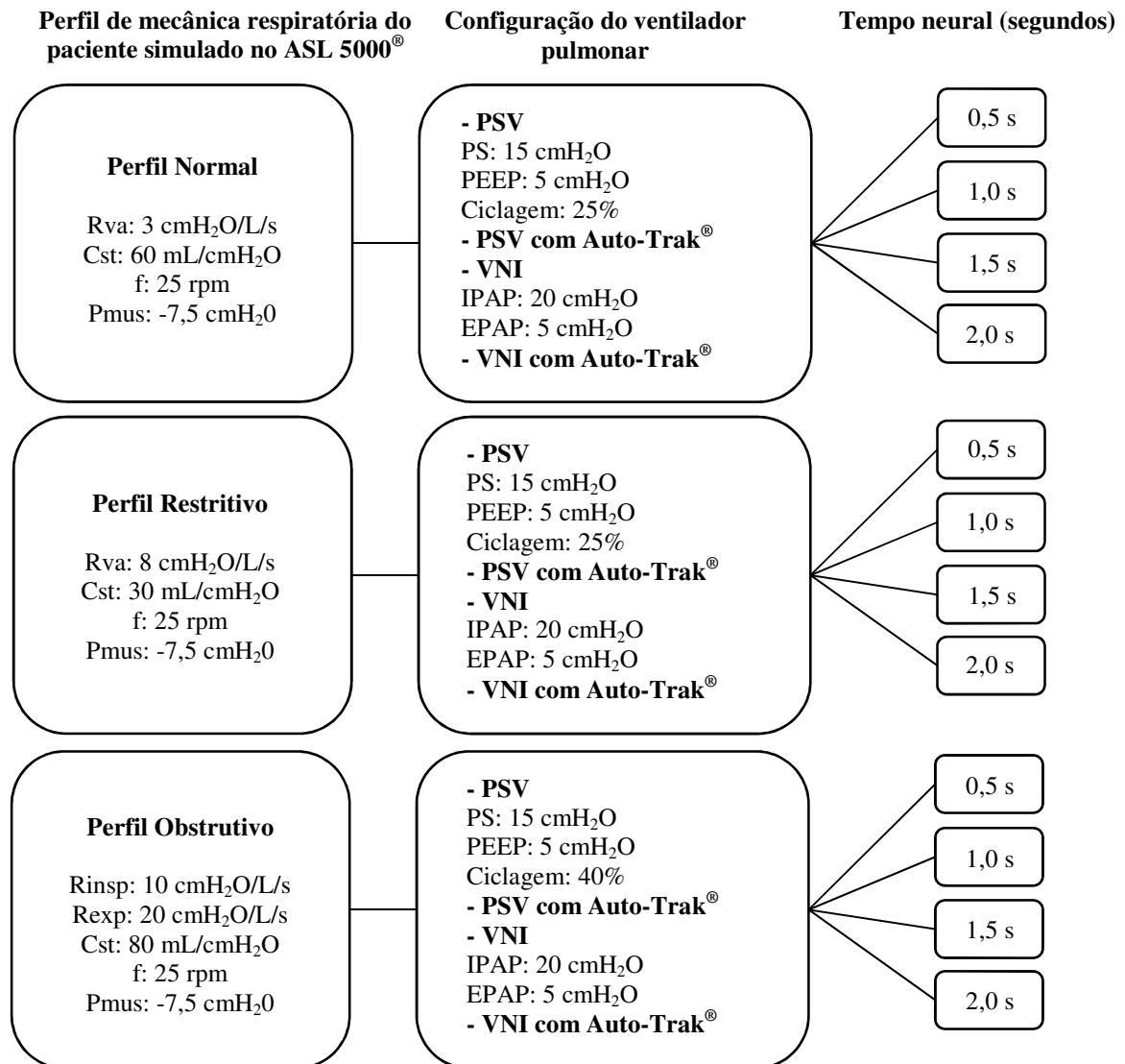
Nos ventiladores pulmonares específicos para VNI, utilizou-se o modo S (espontâneo), quando disponível, ou o modo S/T (espontâneo temporizado), quando o uso do primeiro não era possível. Ajustou-se uma pressão inspiratória positiva na via aérea (IPAP) de 20 cmH<sub>2</sub>O, uma pressão expiratória positiva na via aérea (EPAP) de 5 cmH<sub>2</sub>O, resultando numa pressão de suporte de 15 cmH<sub>2</sub>O e um tempo de subida de 0,2s. O disparo e a ciclagem nesses ventiladores são feitos de forma automática, de acordo com o algoritmo desenvolvido pelo fabricante.

Especificamente no ventilador Esprit V1000<sup>®</sup>, utilizou-se os modos PSV e VNI com e sem o sistema Auto-Trak<sup>®</sup>. Neste mesmo ventilador, o modo VNI foi ajustado com os mesmos parâmetros dos ventiladores pulmonares não invasivos. O ventilador Esprit V1000<sup>®</sup>

no modo VNI sem o uso do sistema Auto-Trak<sup>®</sup> só permite o ajuste da sensibilidade a fluxo, sendo esta ajustada em 3 L/min (THILLE *et al.*, 2006; TASSAUX *et al.*, 2005).

A figura 8 ilustra o desenho do estudo.

Figura 8 - Desenho do estudo para os três perfis de mecânica respiratória e respectivos ajustes do ventilador pulmonar mecânico.



Fonte: Adaptado de Vasconcelos (2013).

Os modos PSV e VNI com ajustes convencionais foram testados nos ventiladores de UTI, os modos PSV e VNI com Auto-Trak<sup>®</sup> foram testados somente no ventilador Esprit<sup>®</sup>.

O modo S ou S/T com Auto-Trak<sup>®</sup> foi utilizado nos ventiladores específicos para VNI.

As tabelas 2 e 3 mostram a configuração da sensibilidade e tempo de subida em todos os ventiladores estudados.

Tabela 2 - Ajustes da sensibilidade e tempo de subida da pressão (*rise time*) nos ventiladores pulmonares de UTI.

Ventilador pulmonar	Sensibilidade	Tempo de subida
Esprit <sup>®</sup>	-2 cmH <sub>2</sub> O	0,2 s
Esprit <sup>®</sup>	Auto-Trak <sup>®</sup>	0,2 s
DX 3012 <sup>®</sup>	-2 cmH <sub>2</sub> O	2 <sup>a</sup> opção do tempo de subida máximo
IX5 <sup>®</sup>	-2 cmH <sub>2</sub> O	95% sendo 100% tempo de subida máximo
Servo I <sup>®</sup>	-2 cmH <sub>2</sub> O	0,2 s
PB 840 <sup>®</sup>	-2 cmH <sub>2</sub> O	95% sendo 100% tempo de subida máximo

Fonte: Própria

Tabela 3 - Ajustes da sensibilidade e tempo de subida da pressão (*rise time*) nos ventiladores pulmonares específicos para VNI.

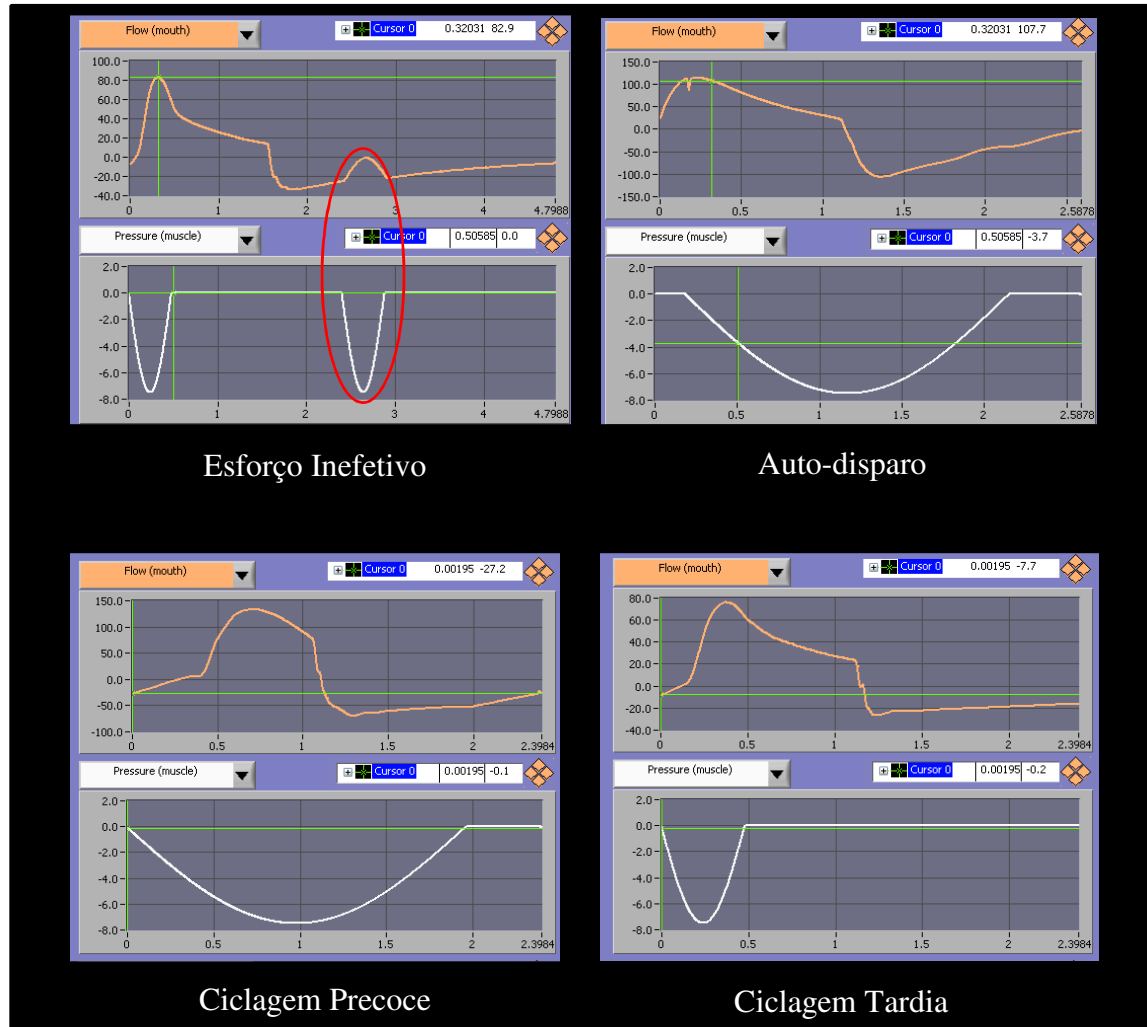
Ventilador pulmonar	Sensibilidade	Tempo de subida
V60 <sup>®</sup>	Auto-Trak <sup>®</sup>	2 <sup>a</sup> opção do tempo de subida máximo
Vision <sup>®</sup>	Auto-Trak <sup>®</sup>	0,2s
A30 <sup>®</sup>	Auto-Trak <sup>®</sup>	2 <sup>a</sup> opção do tempo de subida máximo
Trilogy 100 <sup>®</sup>	Auto-Trak <sup>®</sup>	2 <sup>a</sup> opção do tempo de subida máximo

Fonte: Própria

### 3.3 Análise e desfechos

Os desfechos primários avaliados foram: assincronias respiratórias (esforço inefetivo, auto-disparo, duplo-disparo, ciclagem precoce e ciclagem tardia), tempo de retardo inspiratório, tempo de assincronia de ciclagem (figuras 9 e 10).

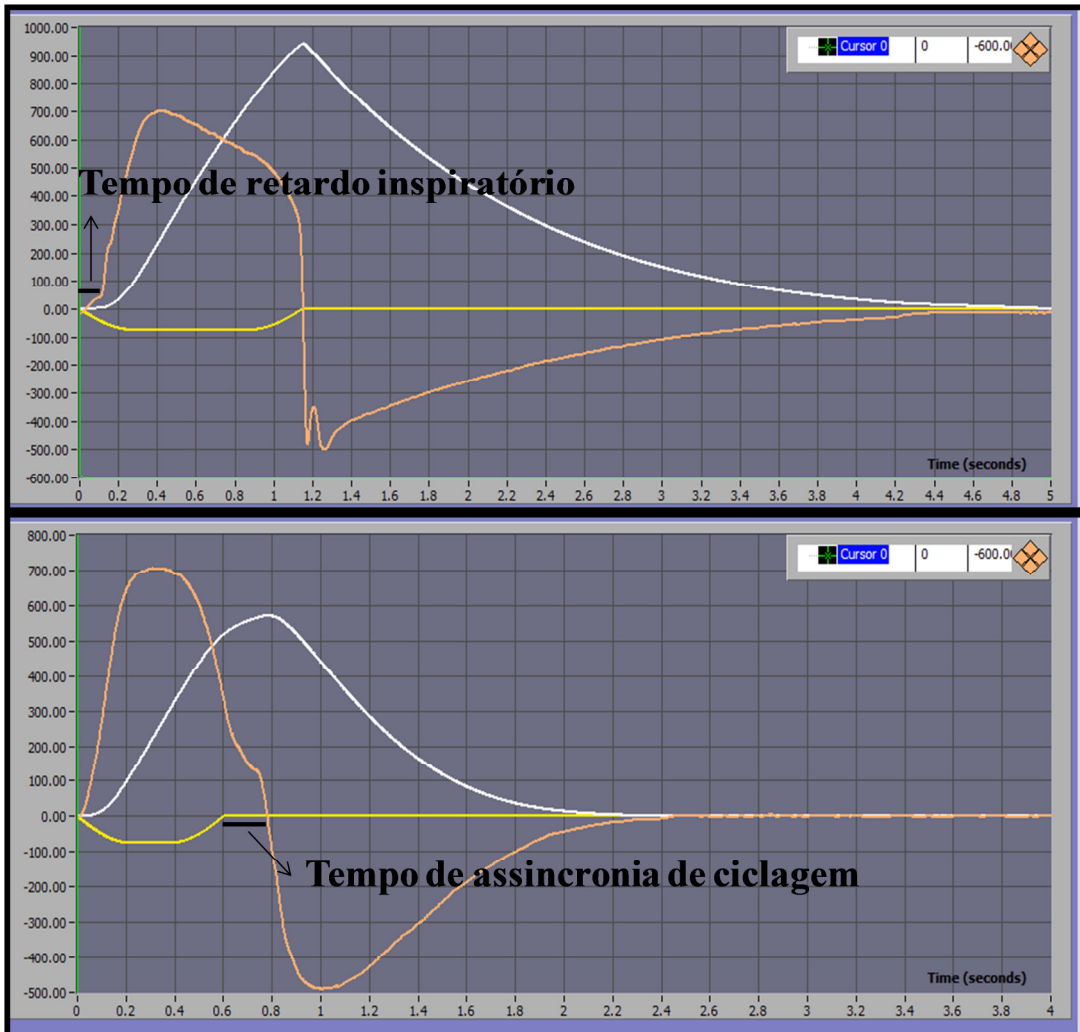
Figura 9 - Ciclos respiratórios representativos destacando-se as assincronias de esforço inefetivo, duplo disparo, auto-disparo, ciclagem precoce e ciclagem tardia.



Fonte: Ingmar Medical (2006). A curva laranja corresponde à curva de fluxo e a curva branca à P<sub>mus</sub>.

O tempo de retardo inspiratório foi definido como a diferença de tempo entre o início do esforço muscular (deflexão negativa da P<sub>mus</sub>) até o início do fornecimento efetivo do fluxo inspiratório (deflexão positiva da curva de fluxo levando à pressurização da via aérea). O tempo de assincronia de ciclagem foi definido como a diferença entre o momento da ciclagem do ventilador (tempo mecânico) e o término do esforço muscular, ou seja, momento em que a P<sub>mus</sub> retornou a linha de base (fim do tempo neural inspiratório) (THILLE *et al.*, 2009; COSTA *et al.*, 2010; VASCONCELOS, 2013).

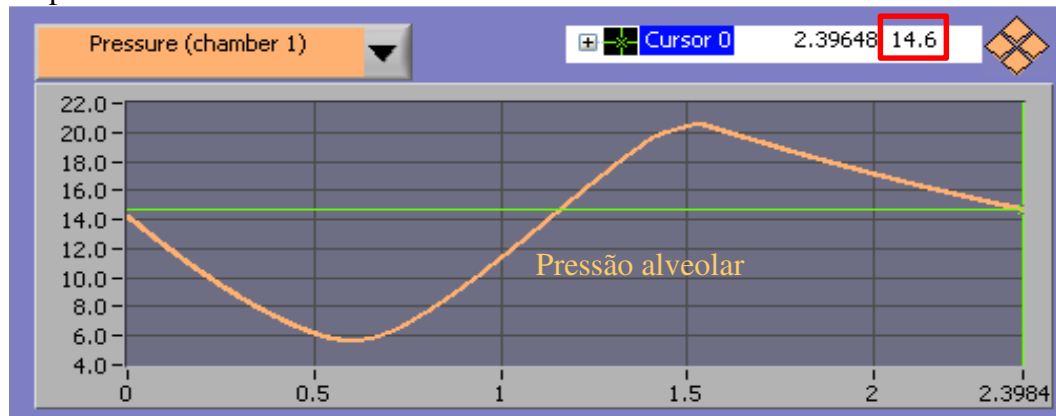
Figura 10 - Ciclos respiratórios representativos destacando-se os desfechos primários do estudo, os tempos de retardo inspiratório e de assincronia de ciclagem.



Fonte: Ingmar Medical (2006). Os valores de fluxo (curva laranja) e Pmus (curva amarela) correspondem aos valores da barra vertical dividido por 10, e o volume corrente (curva branca) corresponde ao valor absoluto da barra vertical.

Os desfechos secundários foram à presença e a intensidade da auto-PEEP e o volume corrente (VC). A auto-PEEP foi mensurada através da inspeção da curva de pressão alveolar do ASL 5000<sup>®</sup> no final da expiração, a qual chamamos de PEEP total, uma vez que não foi possível medir a PEEP pelo método da pausa expiratória (figura 11).

Figura 11 - Exemplo de medida (em destaque) da auto-PEEP e PEEP total na curva de pressão alveolar do simulador ASL 5000®.



Fonte: Ingmar Medical (2006).  
Em vermelho o valor da PEEP total.

Estes desfechos foram comparados entre os grupos de ventiladores, ou seja, o grupo dos ventiladores específicos para VNI, o dos ventiladores de UTI com o modo ou algoritmo de VNI em uso e o dos ventiladores de UTI no modo PSV para cada tipo de mecânica e padrão respiratórios simulados.

Após a estabilização dos cenários de cada experimento, 10 ciclos representativos de cada simulação foram coletados para análise *off-line* realizada através do *software* ASL 5000® (Labview; National Instruments; Austin, TX, EUA). Os resultados foram apresentados como média. Considerando-se a estabilidade do modelo mecânico e sua variabilidade mínima, quase desprezível, optou-se pela comparação nominal entre os valores obtidos sem a realização de testes estatísticos comparativos (FERREIRA *et al.*, 2009; VASCONCELOS, 2013). Diferenças consideradas com potencial de serem clinicamente relevantes foram destacadas.

Os resultados foram agrupados conforme as categorias de ventiladores: ventilador de VNI, ventilador de UTI modo VNI, ventilador de UTI modo PSV e apresentados como mediana e percentis 25% e 75%.

O efeito do sistema auto-Trak® foi analisado especificamente no ventilador Esprit® comparando-se os resultados com e sem o mesmo nos modos VNI e PSV.



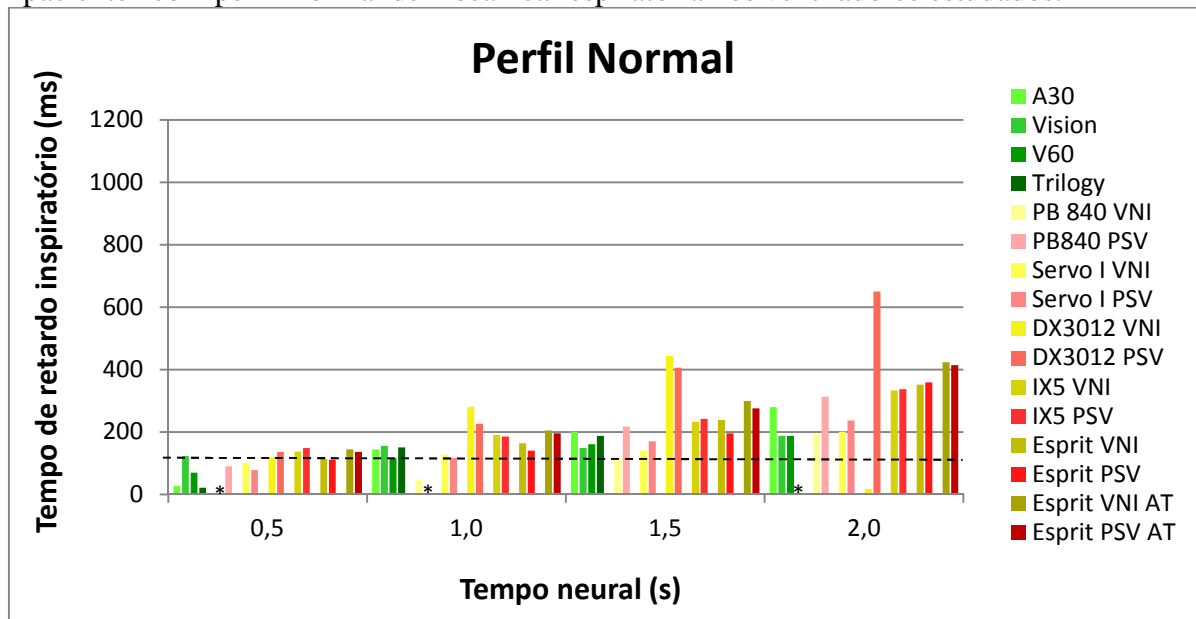
## 4 RESULTADOS

Foram realizados dezesseis ensaios experimentais de simulação com registro completo sendo selecionados 10 ciclos ventilatórios de cada cenário. Não houve dificuldades para obtenção de dados em nenhum dos ensaios. O modelo de simulação gerou um vazamento de 7 a 10 L/min considerando-se todos os ensaios experimentais realizados.

### 4.1 Tempo de retardo inspiratório

Os gráficos de 1 a 3 apresentam os valores de retardo inspiratório para cada ventilador mecânico em cada tempo inspiratório neural, nas configurações de paciente normal, restritivo e obstrutivo, respectivamente.

Gráfico 1 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos ventiladores estudados.

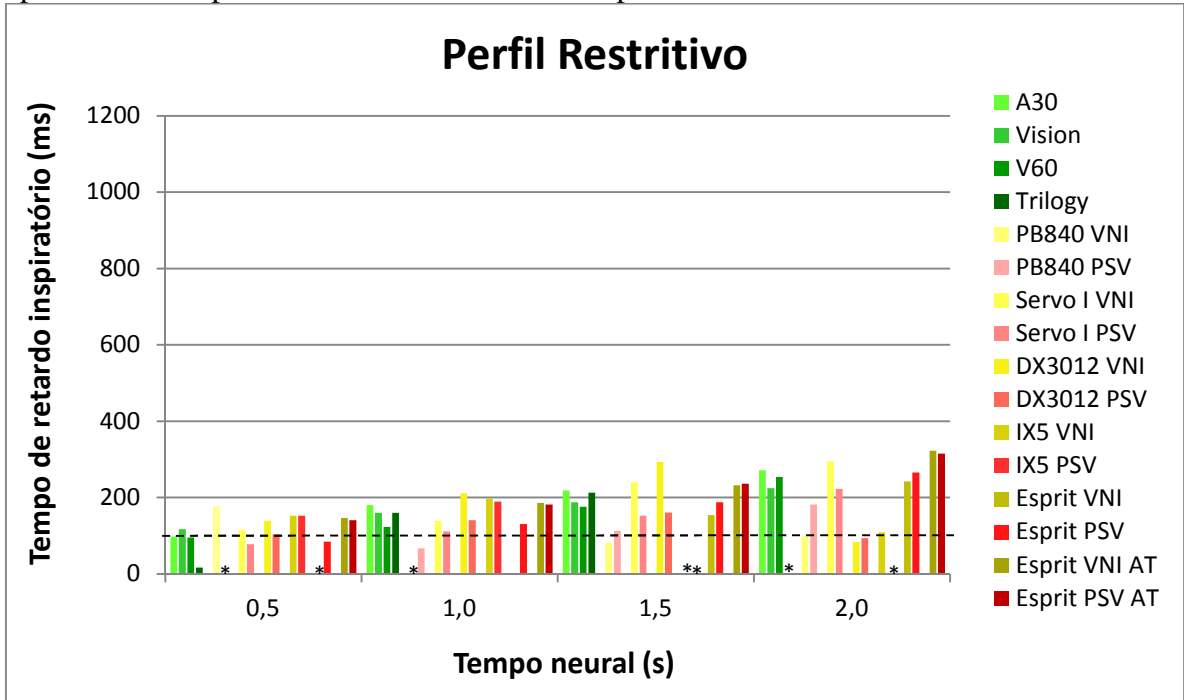


Fonte: Própria.

A linha tracejada marca o limiar de 100ms, considerado valor clinicamente significativo.

\*Não foi possível avaliar parâmetro devido à presença de auto-disparo.

Gráfico 2 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados.

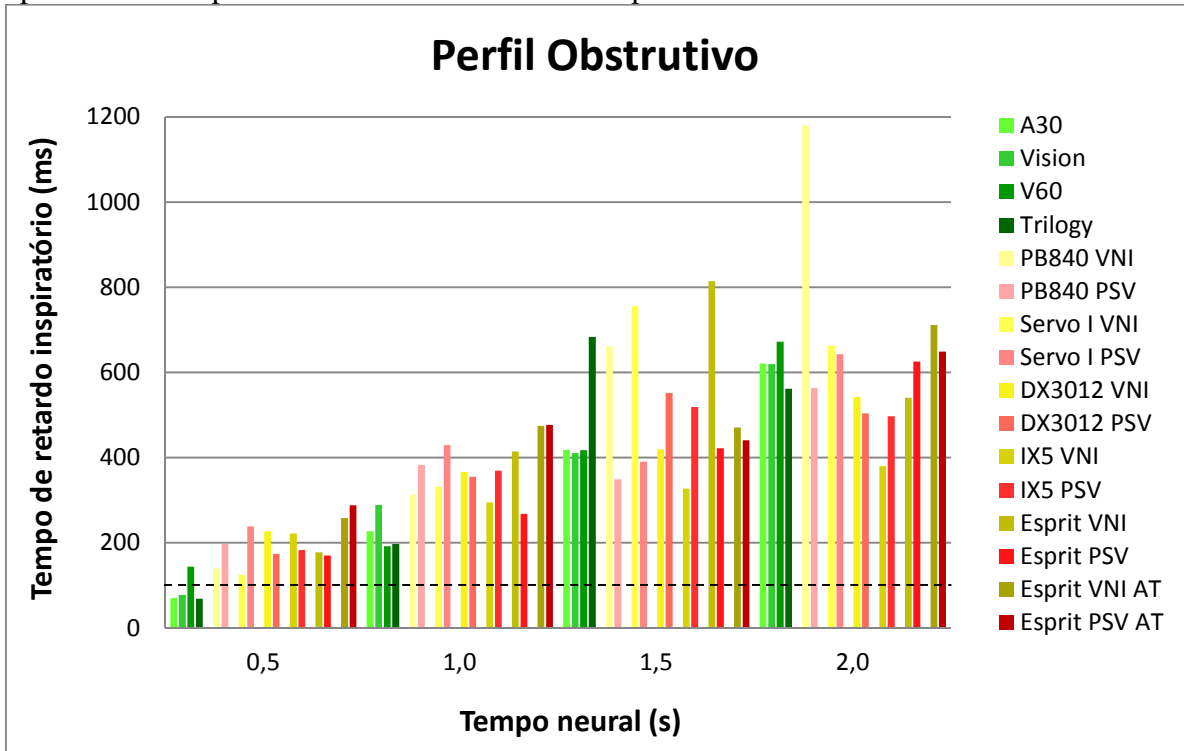


Fonte: Própria.

A linha tracejada marca o limiar de 100ms, considerado valor clinicamente significativo.

\*Não foi possível avaliar parâmetro devido à presença de auto-disparo.

Gráfico 3 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados.



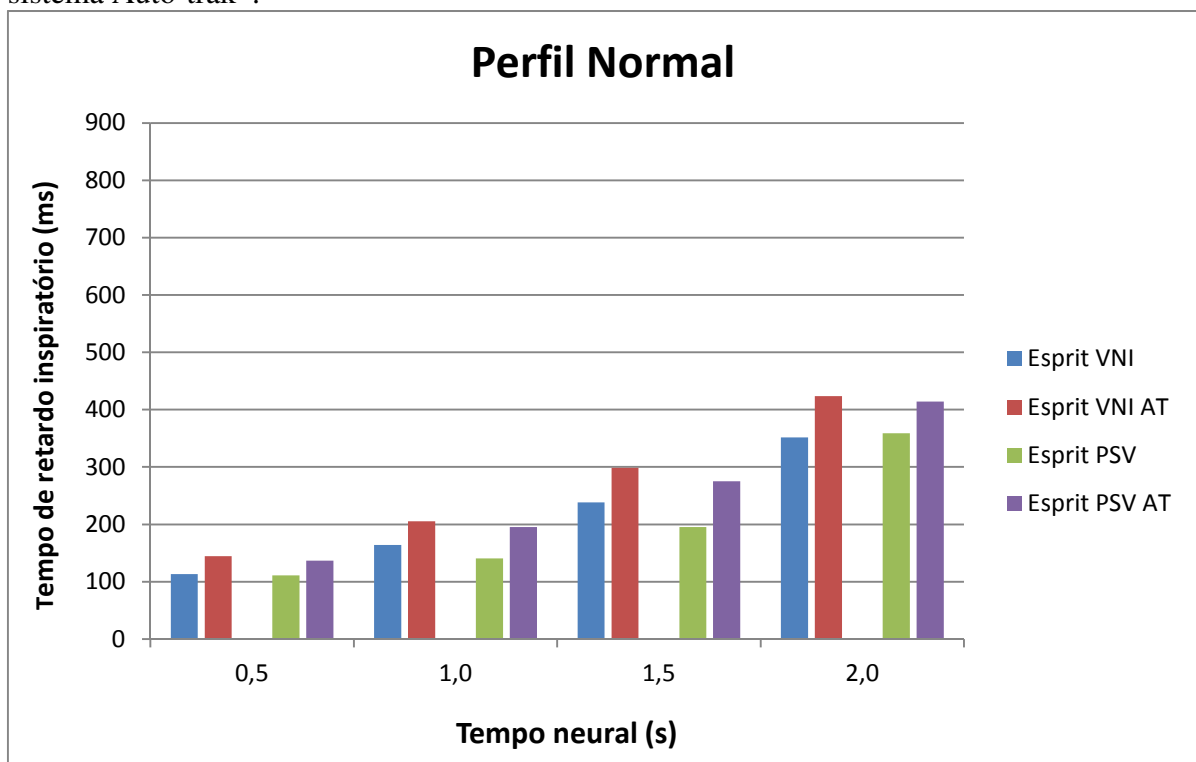
Fonte: Própria.

A linha tracejada marca o limiar de 100ms, considerado valor clinicamente significativo.

O tempo de retardo inspiratório foi menor no perfil restritivo (média de 165 ms) quando comparado aos perfis normal e obstrutivo (médias de 199 ms e 409 ms, respectivamente), sendo mais prolongado no perfil obstrutivo no tempo inspiratório neural de 2,0s (média de 623 ms).

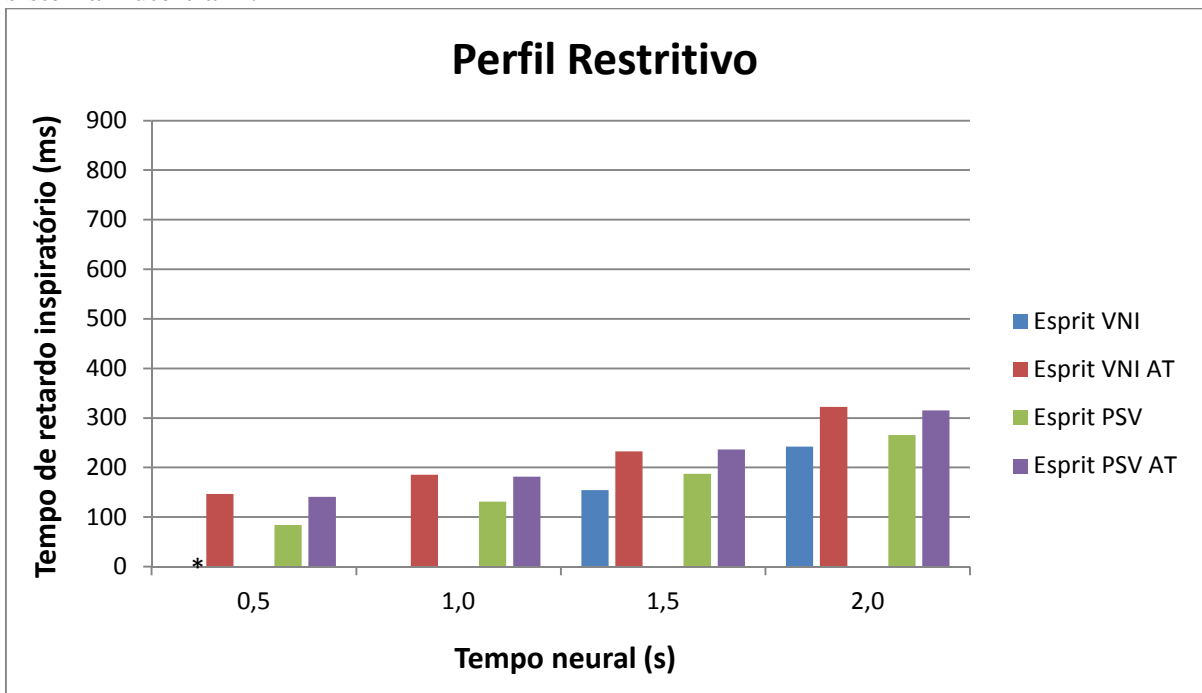
Os gráficos 4 a 6 apresentam os valores de retardo inspiratório para o ventilador Esprit<sup>®</sup>.

Gráfico 4 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória no ventilador Esprit<sup>®</sup> sem e com o sistema Auto-trak<sup>®</sup>.



Fonte: Própria.

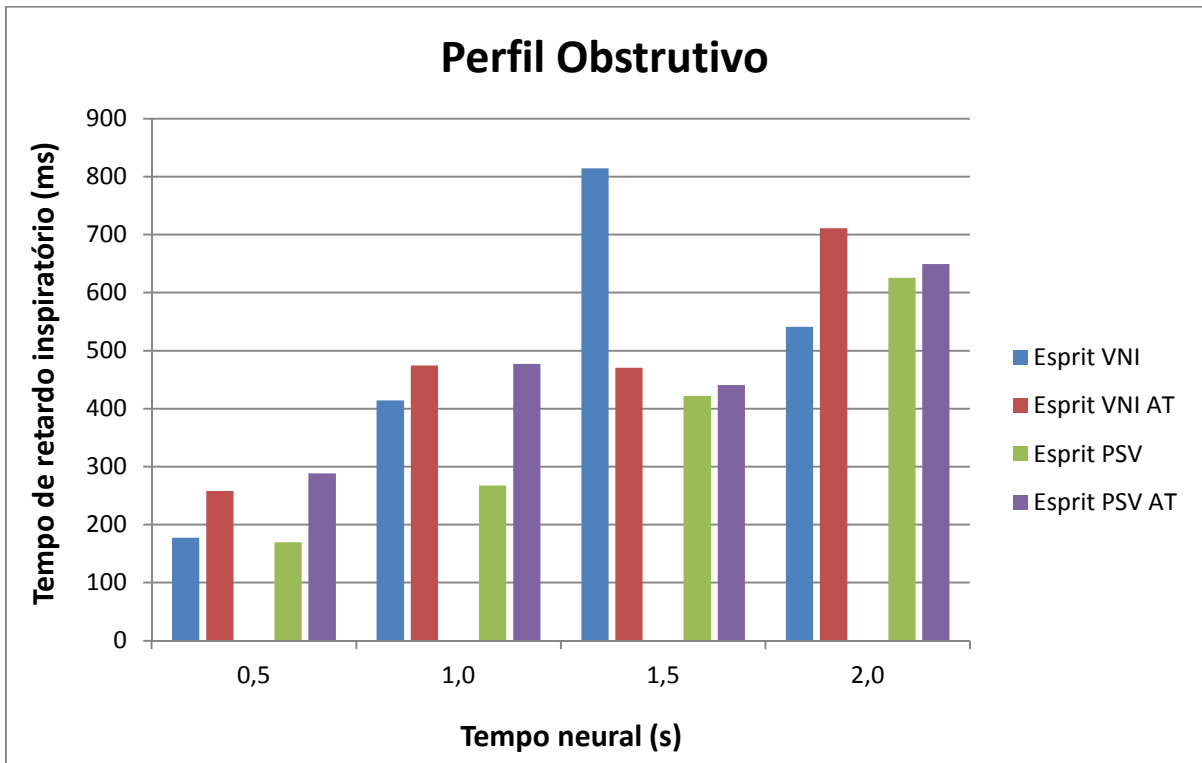
Gráfico 5 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® sem e com o sistema Auto-trak®.



Fonte: Própria.

\*Não foi possível avaliar parâmetro devido à presença de auto-disparo.

Gráfico 6 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® sem e com o sistema Auto-trak®.

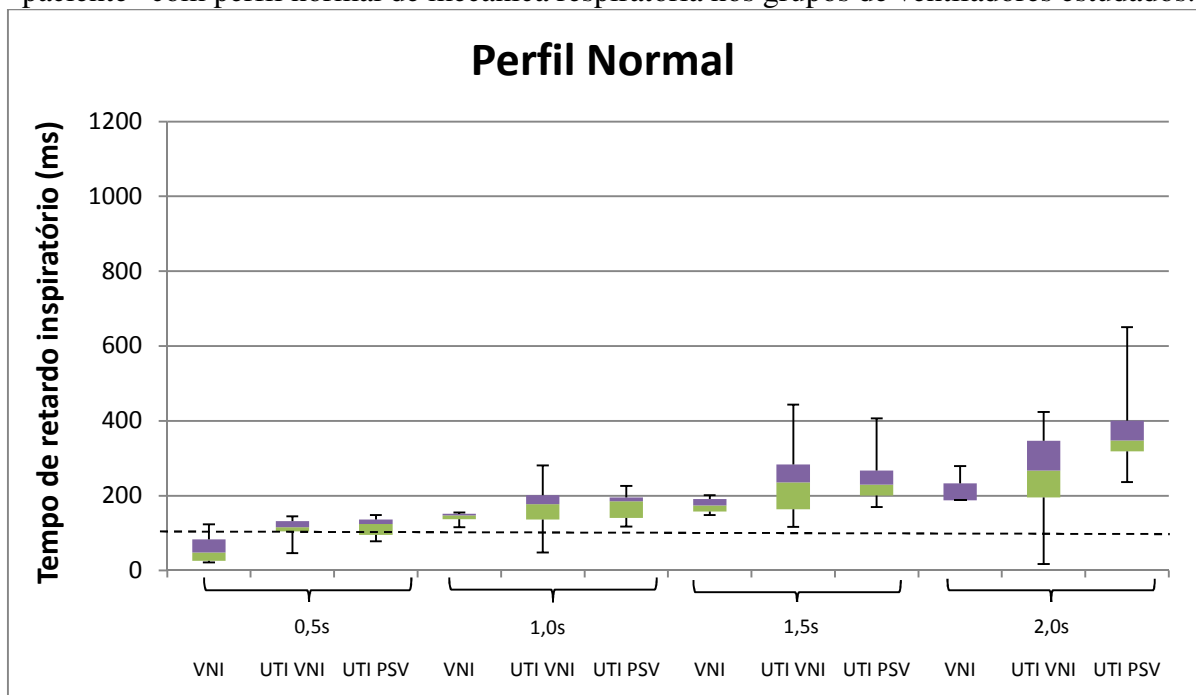


Fonte: Própria.

O sistema Auto-Trak<sup>®</sup> não reduziu o tempo de disparo no ventilador Esprit<sup>®</sup>. Por outro lado, o mesmo aumentou-o nos perfis normal, restritivo e obstrutivo em todos os tempos neurais, exceto no perfil obstrutivo no tempo neural de 1,5s no modo VNI.

Os gráficos de 7 a 9 apresentam os valores de retardo inspiratório para cada grupo de ventilador mecânico em cada tempo inspiratório neural, nas configurações de paciente normal, restritivo e obstrutivo, respectivamente.

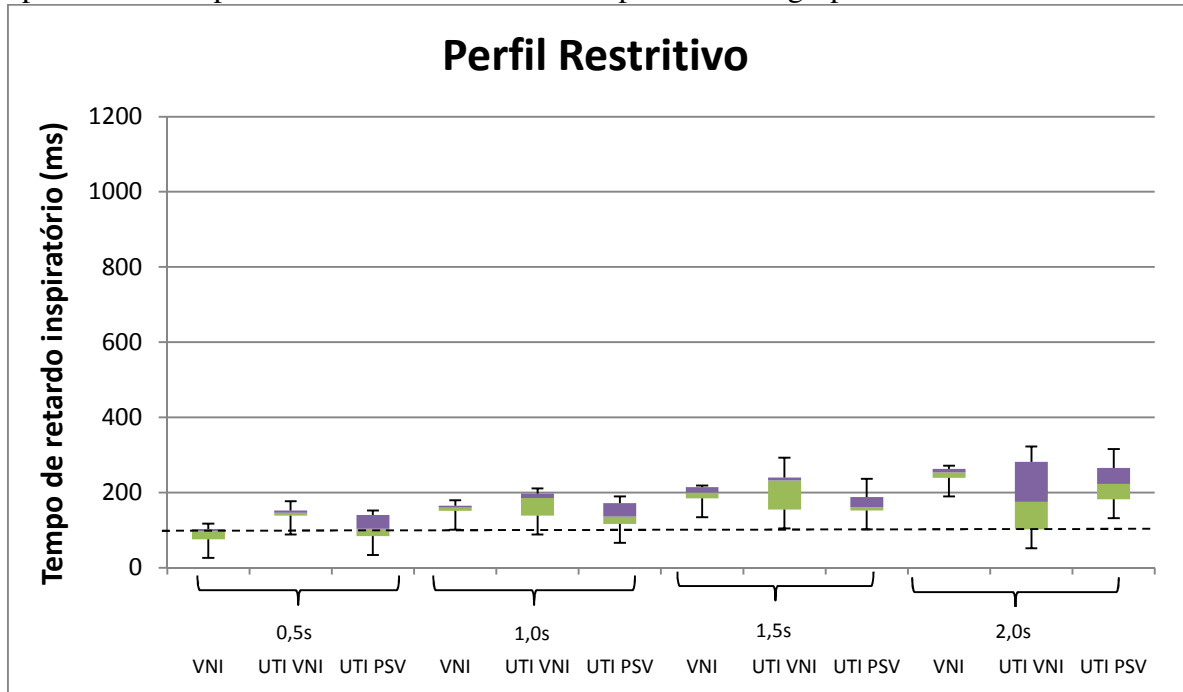
Gráfico 7 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados.



Fonte: Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV. A linha tracejada marca o limiar de 100ms, considerado valor clinicamente significativo.

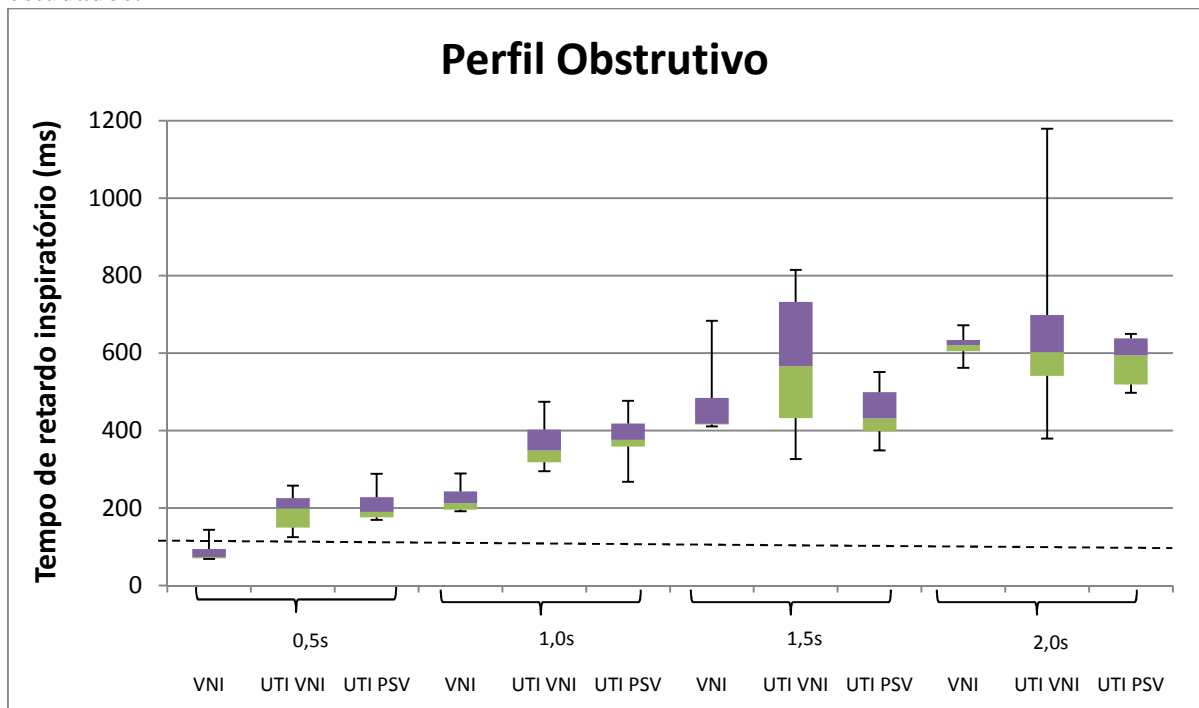
Gráfico 8 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados



Fonte: Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV. A linha tracejada marca o limiar de 100ms, considerado valor clinicamente significativo.

Gráfico 9 - Tempo de retardo inspiratório (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados.



Fonte: Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV. A linha tracejada marca o limiar de 100ms, considerado valor clinicamente significativo.

O tempo de retardo inspiratório foi superior no perfil obstrutivo do que nos perfis normal e restritivo. O tempo neural mais longo se associou a aumento do tempo de retardo inspiratório em todos os perfis de mecânica. Entre os grupos de ventiladores o tempo de retardo foi menor nos ventiladores específicos de VNI nos perfis normal e obstrutivo, exceto no tempo neural de 2,0s no perfil obstrutivo em que o menor retardo foi encontrado nos ventiladores de UTI no modo PSV. Já no perfil restritivo, o tempo de retardo inspiratório foi menor nos ventiladores específicos de VNI no tempo neural de 0,5s, sendo menor nos ventiladores de UTI no modo PSV nos tempos neurais de 1,0s e 1,5s, e menor nos ventiladores de UTI como o modo ou algoritmo de VNI no tempo neural de 2,0s.

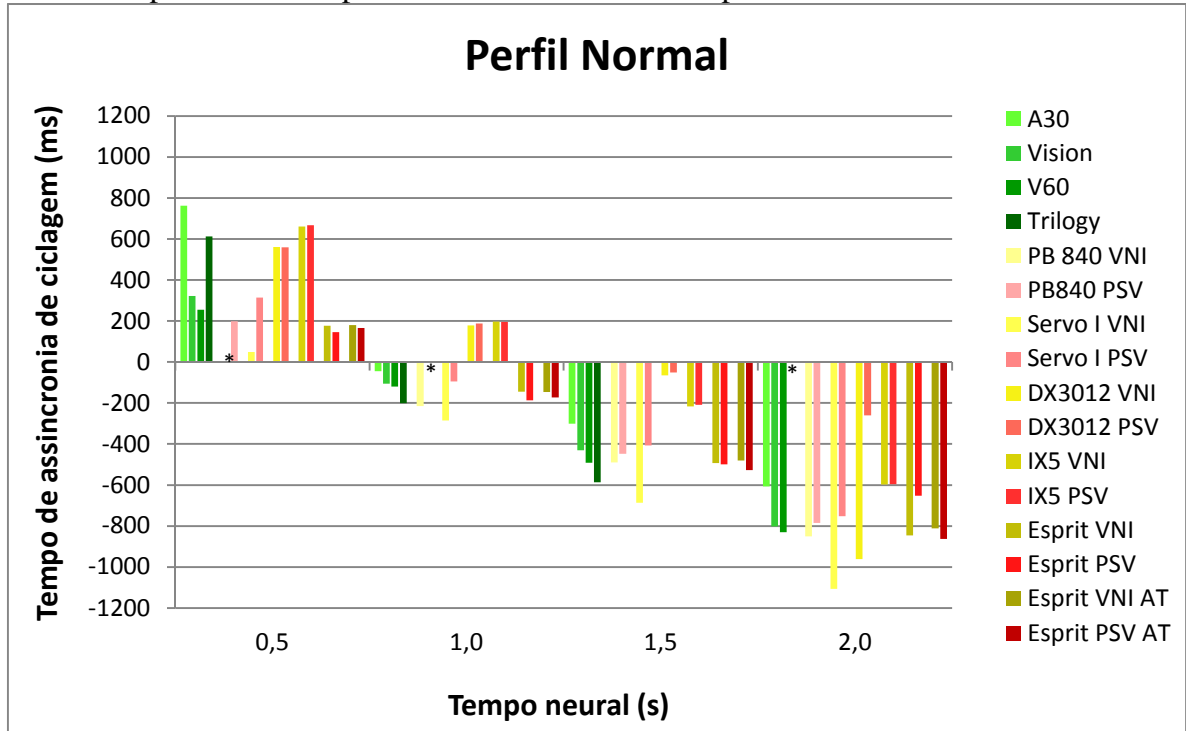
Entre os ventiladores de UTI, no perfil normal, o tempo de retardo inspiratório foi menor quando o modo ou algoritmo de VNI estava acionado. No perfil restritivo, foi menor no modo PSV, com exceção do tempo neural de 2,0s. Já no perfil obstrutivo, houve equilíbrio entre os modos nos tempos neurais de 0,5s e 2,0s (diferença menor que 10 ms), o modo ou algoritmo de VNI obteve o menor retardo no tempo neural de 1,0s e o modo PSV no tempo neural de 1,5s.

## 4.2 Tempo de assincronia de ciclagem

Os gráficos de 10 a 12 apresentam os valores de assincronia de ciclagem para cada ventilador mecânico em cada tempo inspiratório neural, nas configurações de paciente normal, restritivo e obstrutivo, respectivamente.

As tabelas com os valores de assincronia de ciclagem para cada ventilador mecânico estudado nos perfis normal, restritivo e obstrutivo, encontram-se no apêndice A.

Gráfico 10 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos ventiladores estudados.



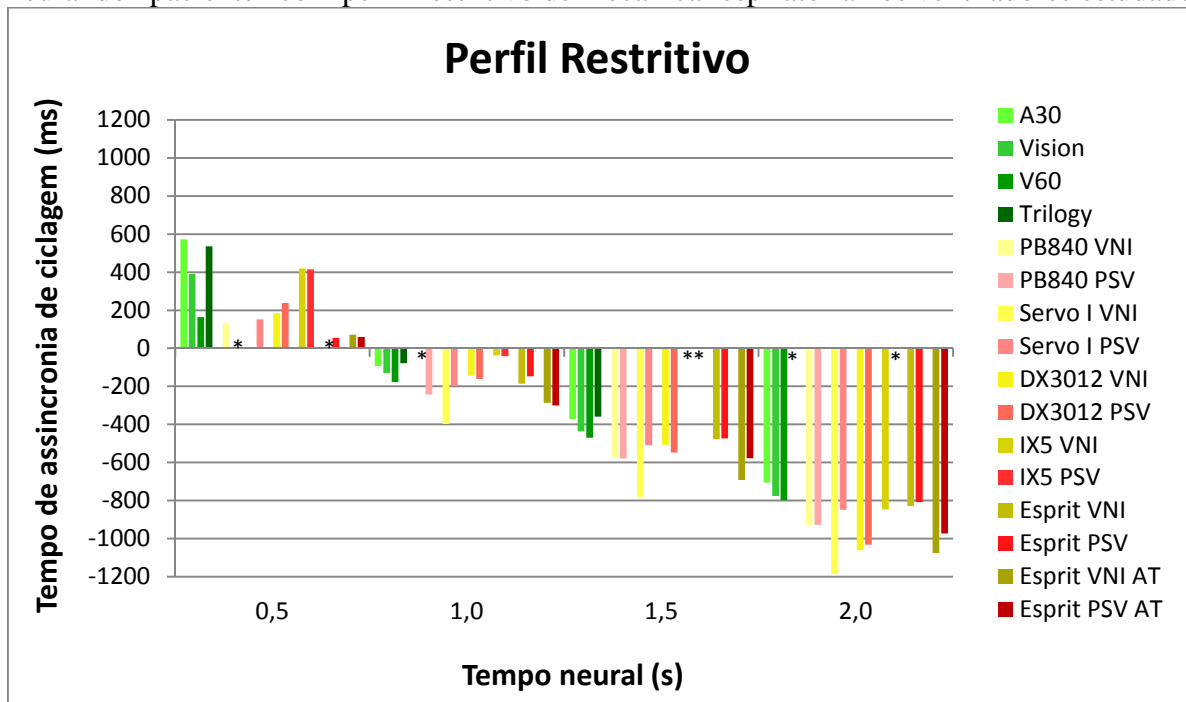
Fonte: Própria.

Valores acima de zero = ciclagem tardia. Valores abaixo de zero = ciclagem precoce.

\*Não foi possível avaliar parâmetro devido à presença de auto-disparo.



Gráfico 11 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados.

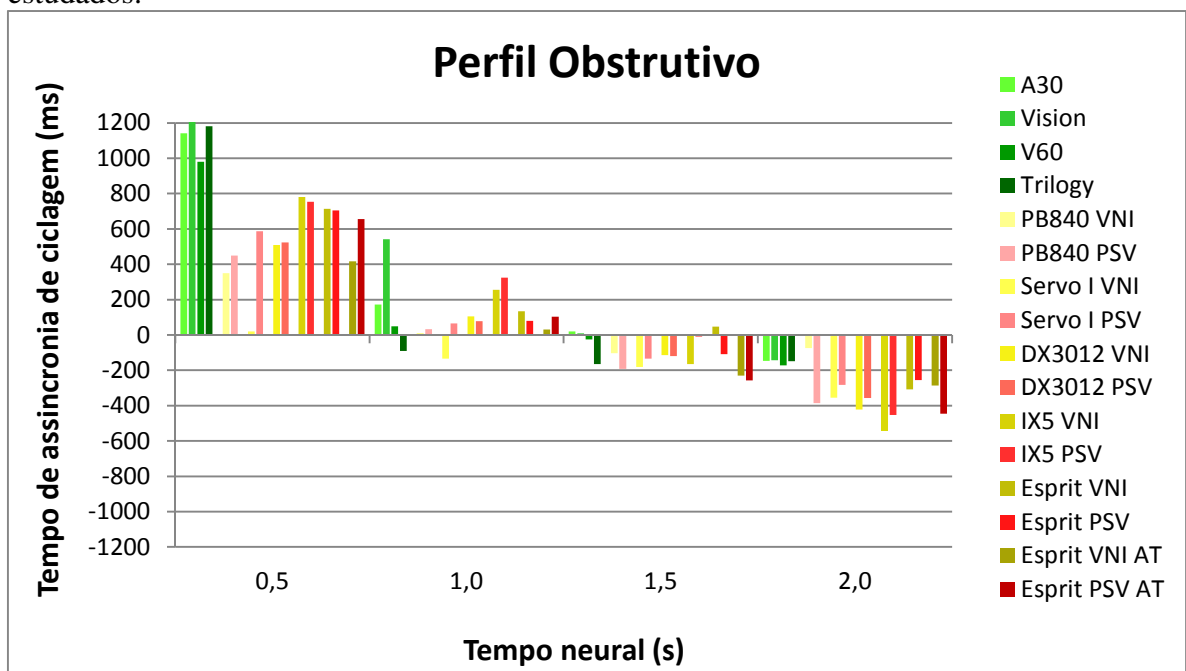


Fonte: Própria.

Valores acima de zero = ciclagem tardia. Valores abaixo de zero = ciclagem precoce.

\*Não foi possível avaliar parâmetro devido à presença de auto-disparo.

Gráfico 12 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados.



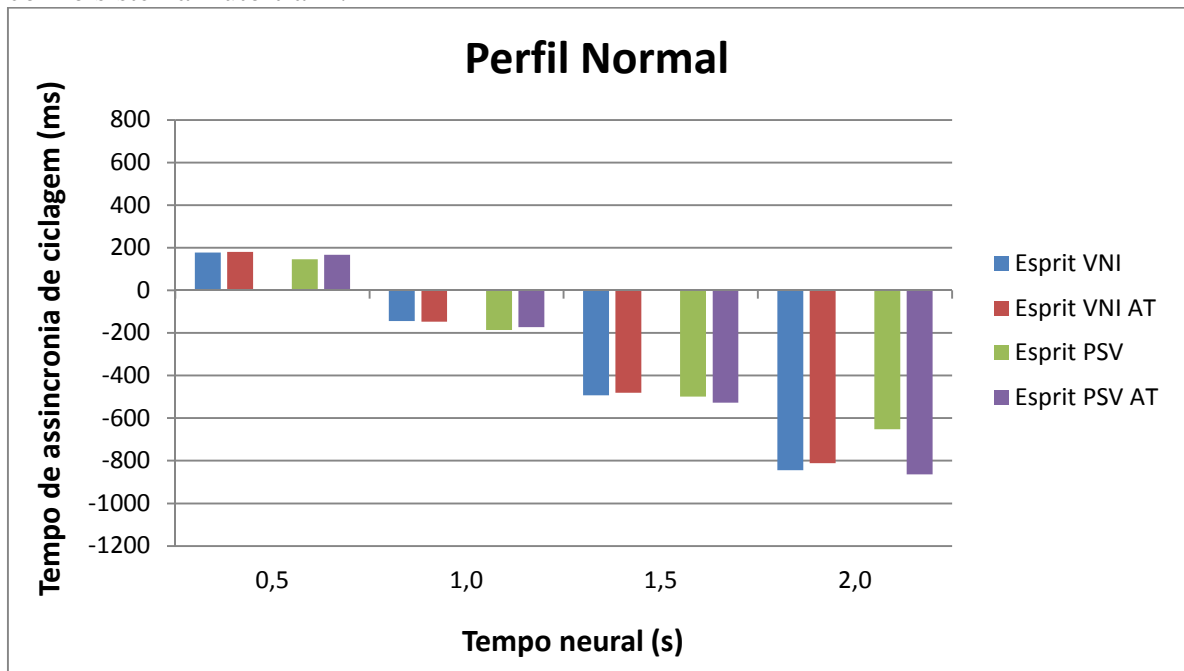
Fonte: Própria.

Valores acima de zero = ciclagem tardia. Valores abaixo de zero = ciclagem precoce.

Os três perfis de mecânica tenderam a ciclar tardiamente no tempo neural de 0,5s, sobretudo o obstrutivo. Os perfis normal e restritivo ciclaram mais precocemente nos tempos neurais subsequentes que o perfil obstrutivo.

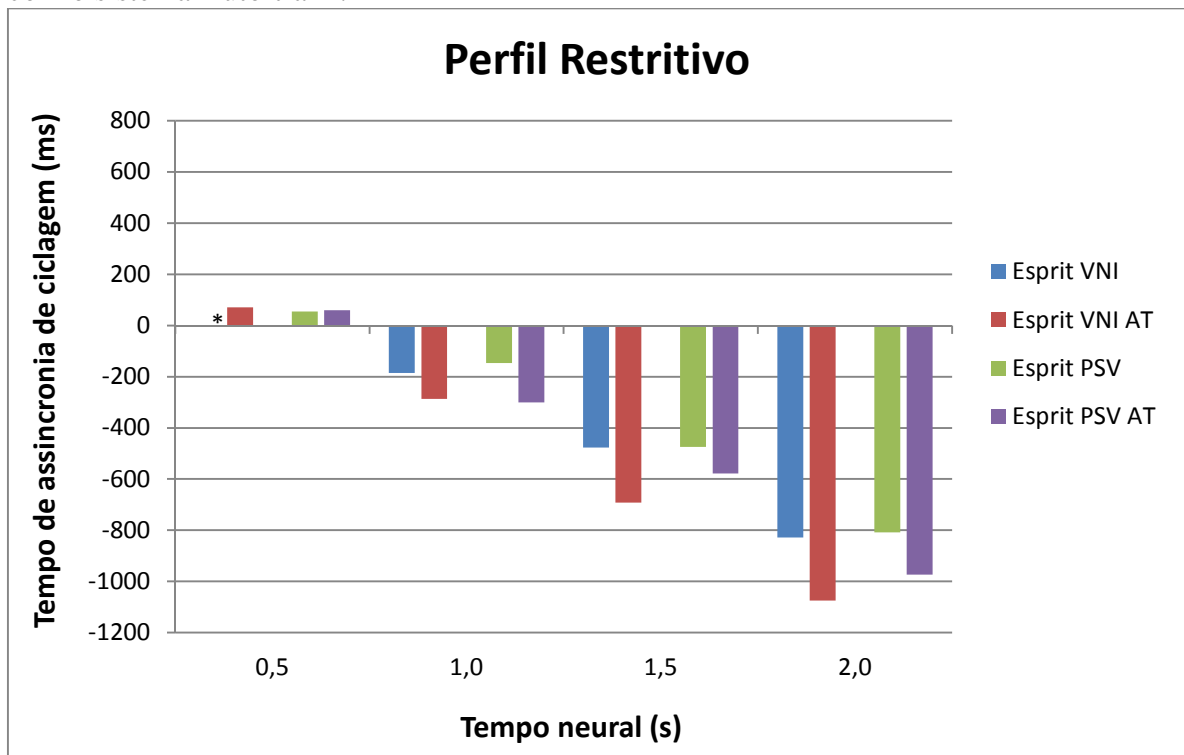
Os gráficos 13 a 15 apresentam os valores de tempo de assincronia de ciclagem para o ventilador Esprit<sup>®</sup>.

Gráfico 13 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória no ventilador Esprit<sup>®</sup> sem e com o sistema Auto-trak<sup>®</sup>.



Fonte: Própria.

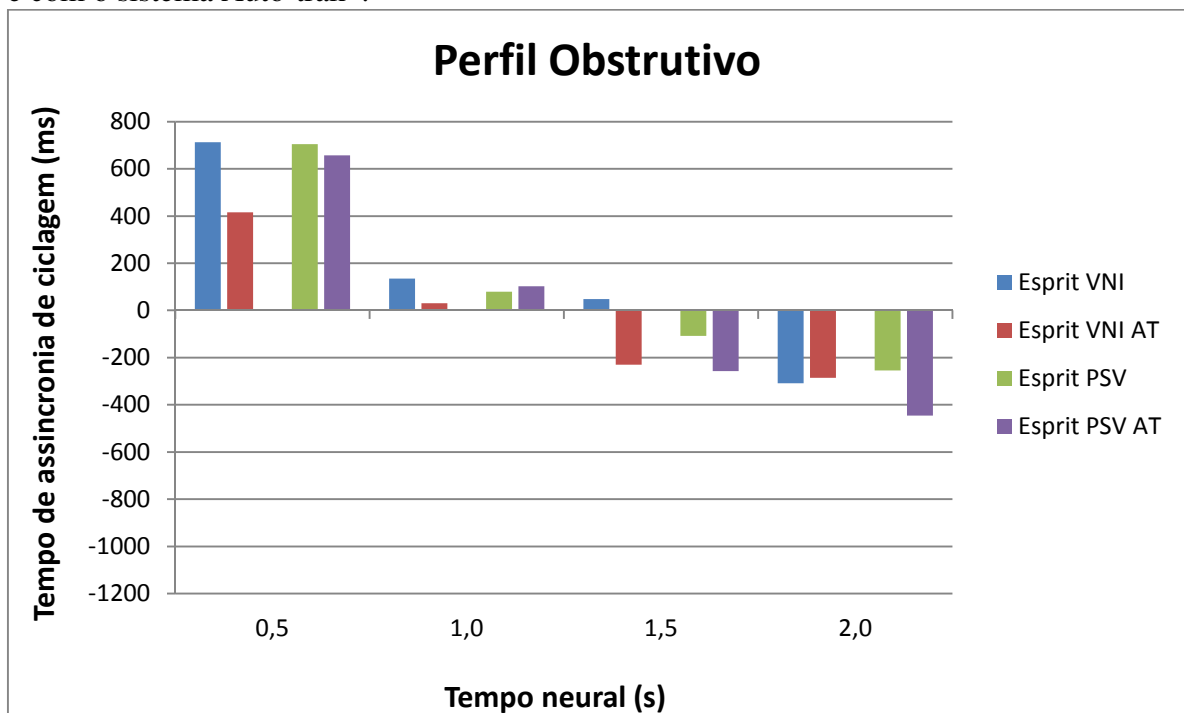
Gráfico 14 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® sem e com o sistema Auto-trak®.



Fonte: Própria.

\*Não foi possível avaliar parâmetro devido à presença de auto-disparo.

Gráfico 15 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® sem e com o sistema Auto-trak®.

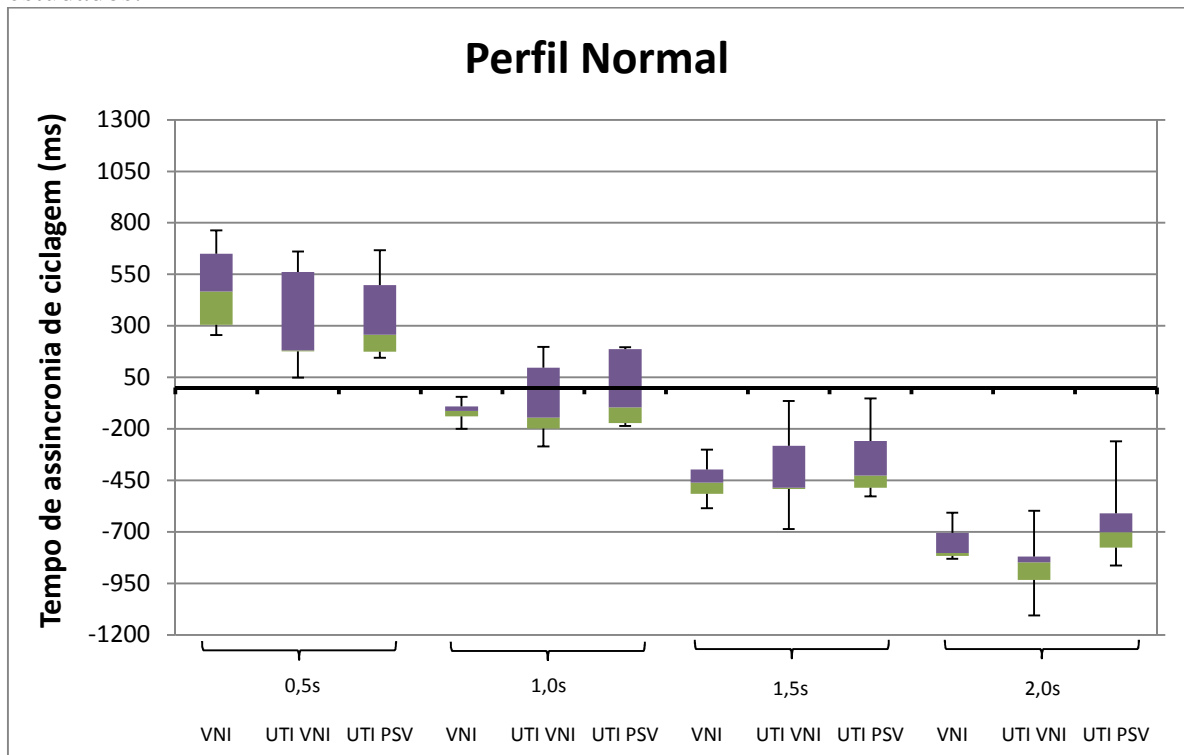


Fonte: Própria.

Na maioria das simulações do perfil normal, o sistema Auto-Trak<sup>®</sup> não reduziu o tempo de assincronia de ciclagem no ventilador Esprit<sup>®</sup>, aumentando-o na maioria dos tempos neurais, muito embora a diferença, em geral, não ultrapassasse 15ms. No perfil restritivo, não houve redução do tempo de assincronia de ciclagem com o uso do sistema Auto-Trak<sup>®</sup>, e sim aumento em todas as simulações. Nesse mesmo perfil no tempo neural de 0,5s no modo VNI, o uso do sistema Auto-Trak<sup>®</sup> corrigiu a assincronia de auto-disparo. No perfil obstrutivo, o uso do sistema Auto-Trak<sup>®</sup> diminuiu o tempo de assincronia de ciclagem nos tempos neurais de 0,5s e 1,0s, e aumentou nos tempos neurais de 1,5s e 2,0s.

Os gráficos de 16 a 18 apresentam os valores de assincronia de ciclagem para cada grupo de ventilador mecânico em cada tempo inspiratório neural, nas configurações de paciente normal, restritivo e obstrutivo, respectivamente.

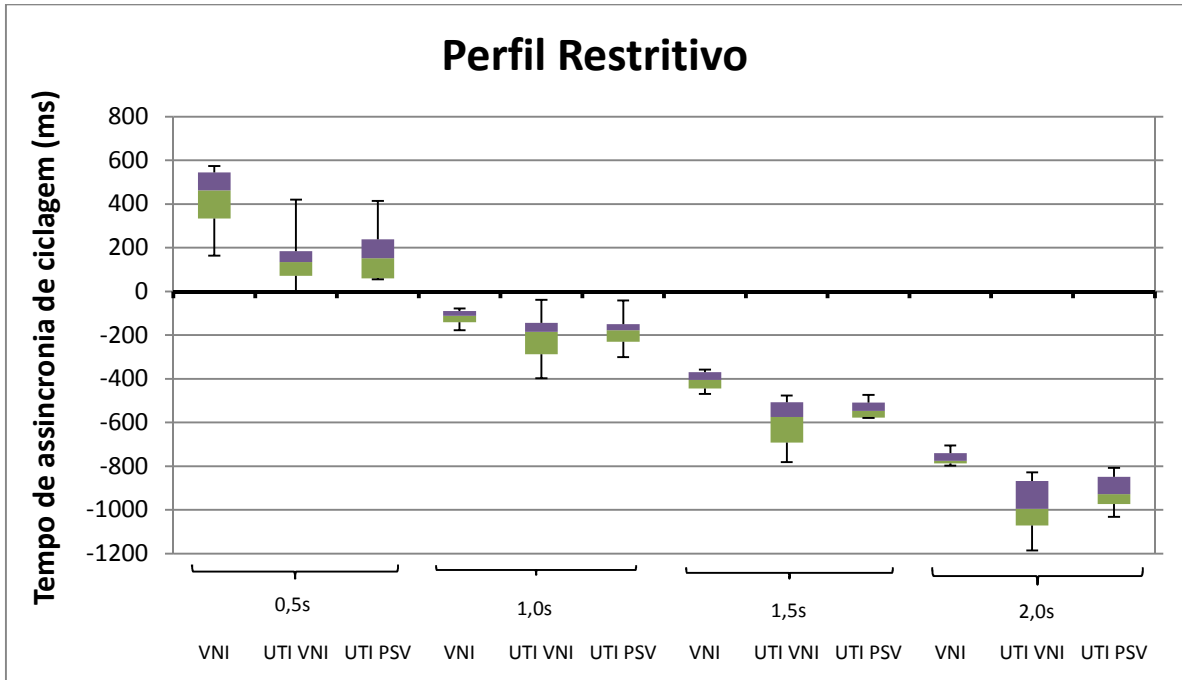
Gráfico 16 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados.



Fonte: Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV. A linha escura marca o valor zero.

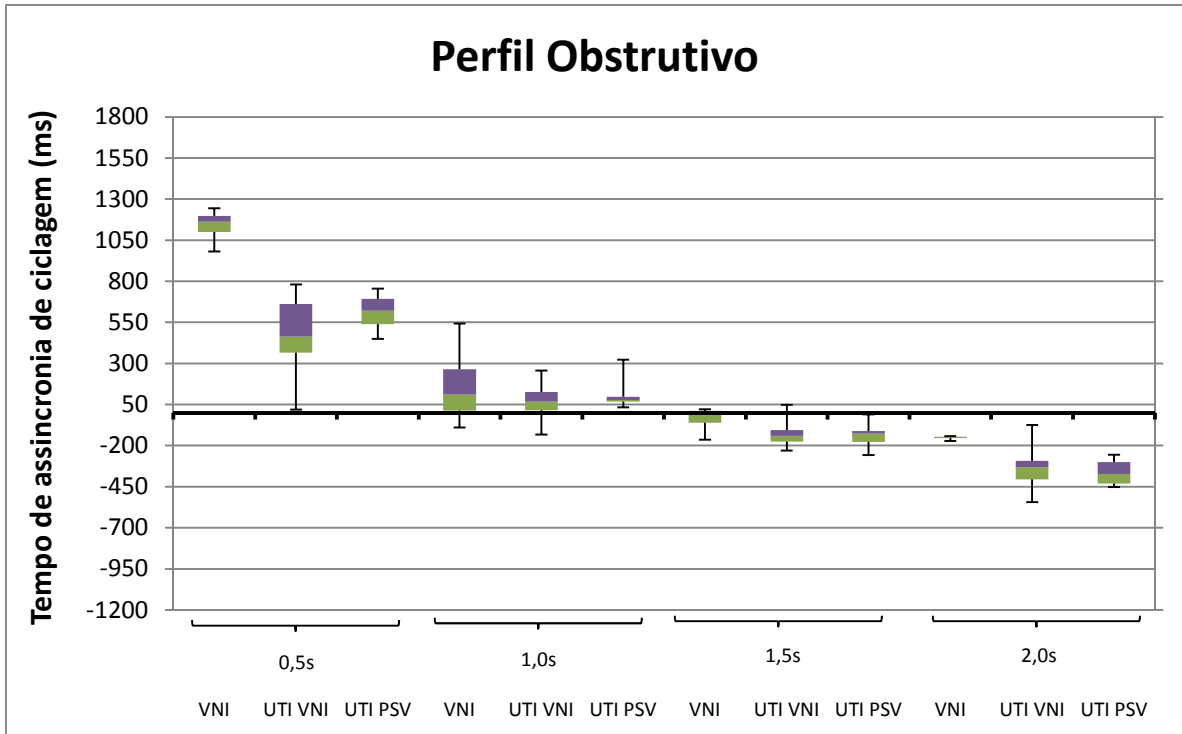
Gráfico 17 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados.



Fonte: Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV. A linha escura marca o valor zero.

Gráfico 18 - Tempo de assincronia de ciclagem (ms) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos grupos de ventiladores estudados.



Fonte: Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV. A linha escura marca o valor zero.

Nos perfis normal e restritivo, os ventiladores ciclaram tardiamente no tempo neural de 0,5s e ciclaram precocemente nos demais tempos neurais. Já no perfil obstrutivo, a ciclagem foi tardia nos tempos neurais de 0,5s e 1,0s, e precoce nos tempos neurais de 1,5s e 2,0s.

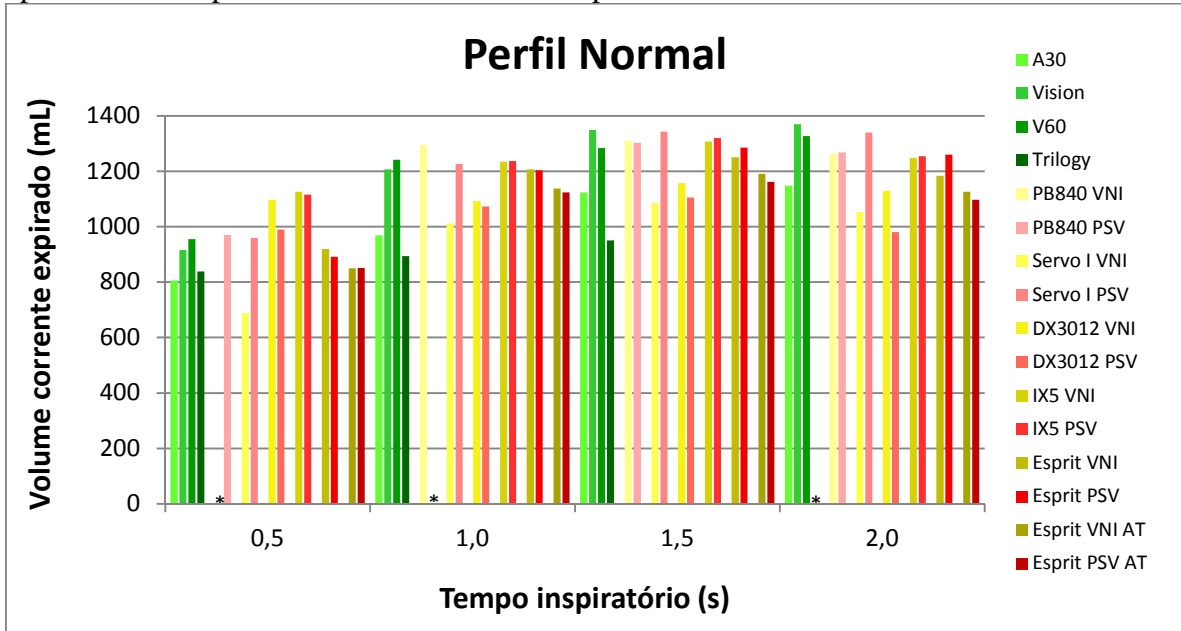
No perfil normal, os ventiladores de UTI no modo PSV tiveram o menor tempo de assincronia de ciclagem, exceto no tempo neural de 0,5s em que foi menor nos ventiladores de UTI quando acionado o modo ou algoritmo de VNI. No perfil restritivo, os ventiladores específicos de VNI tiveram menor tempo de assincronia de ciclagem, exceto no tempo neural de 0,5s, em que foi menor nos ventiladores de UTI quando acionado o modo ou algoritmo de VNI. Já no perfil obstrutivo, o tempo de assincronia de ciclagem foi menor nos ventiladores de UTI com modo ou algoritmo de VNI acionado nos tempos de neurais de 0,5s e 1,0s, e menor nos ventiladores específicos de VNI nos tempos neurais de 1,5s e 2,0s.

Entre os ventiladores de UTI, no perfil normal e no perfil restritivo, houve menor tempo de assincronia de ciclagem nos ventiladores de UTI no modo PSV, exceto no tempo neural de 0,5s em que foi menor quando acionado o modo ou algoritmo de VNI. No perfil restritivo no tempo neural de 1,0s a diferença foi menor que 15ms. Já no perfil obstrutivo, houve menor tempo de assincronia de ciclagem nos ventiladores de UTI quando acionado o modo ou algoritmo de VNI, exceto no tempo neural de 1,5s em que foi menor no modo PSV. Nos tempos neurais de 1,0s e 1,5s no perfil obstrutivo a diferença foi menor que 15ms.

#### **4.3 Volume corrente (VC)**

Os gráficos 19, 20 e 21 mostram os volumes correntes (ml) nos perfis de mecânica respiratória estudados em cada ventilador.

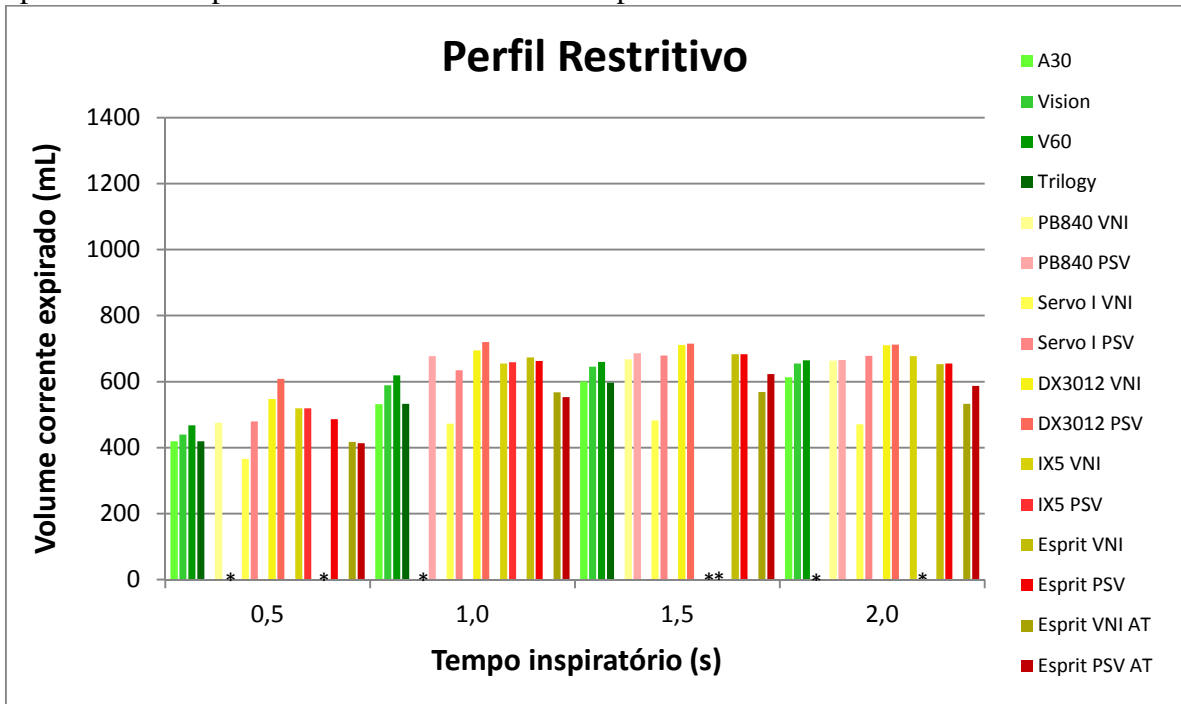
Gráfico 19 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos ventiladores estudados.



Fonte: Própria.

\*Não foi possível avaliar parâmetro devido à presença de auto-disparo.

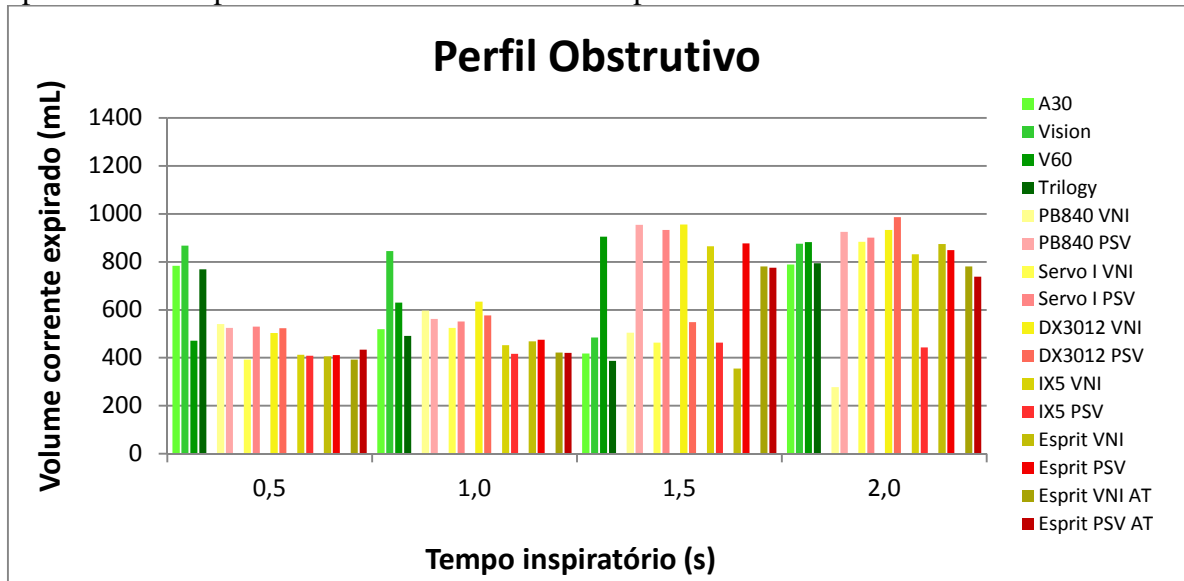
Gráfico 20 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados



Fonte: Própria.

\*Não foi possível avaliar parâmetro devido à presença de auto-disparo.

Gráfico 21 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados.

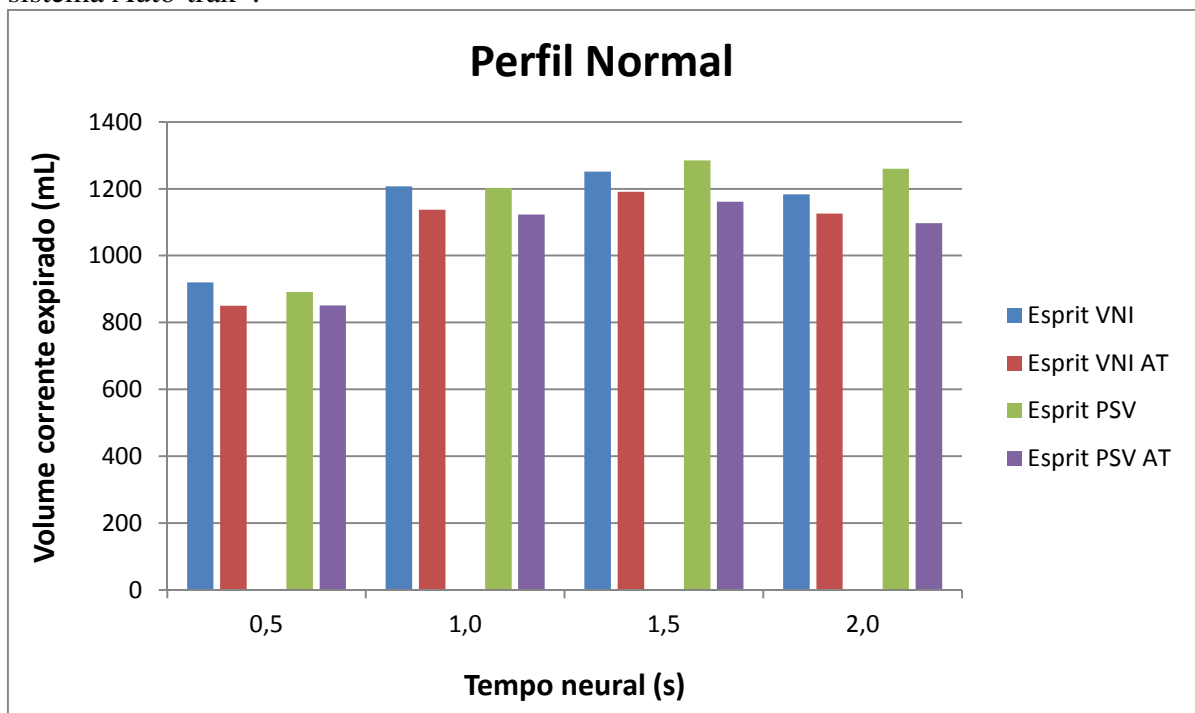


Fonte: Própria

Observou-se um maior VC no perfil normal (média = 1126 mL) quando comparado aos perfis obstrutivo (média = 631 mL) e restritivo, sendo este último associado aos menores VCs (média = 592 mL).

Os gráficos 22 a 24 apresentam os valores de volume corrente para o ventilador Esprit®.

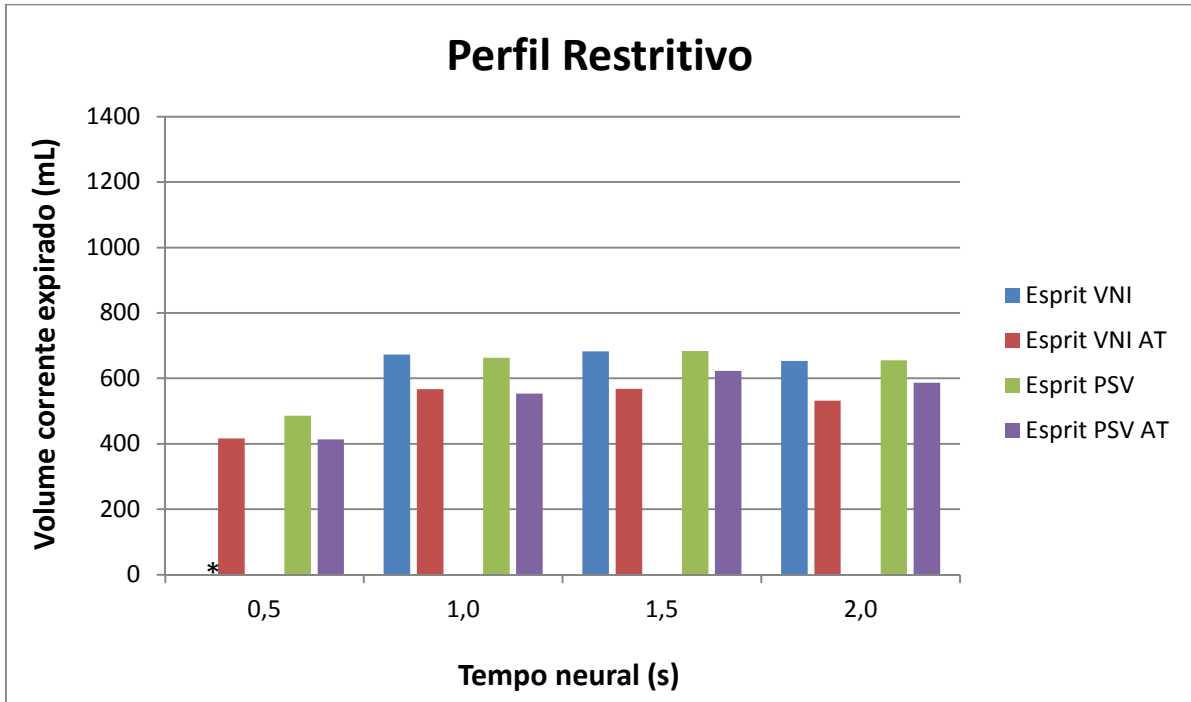
Gráfico 22 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória no ventilador Esprit® sem e com o sistema Auto-trak®.



Fonte: Própria.



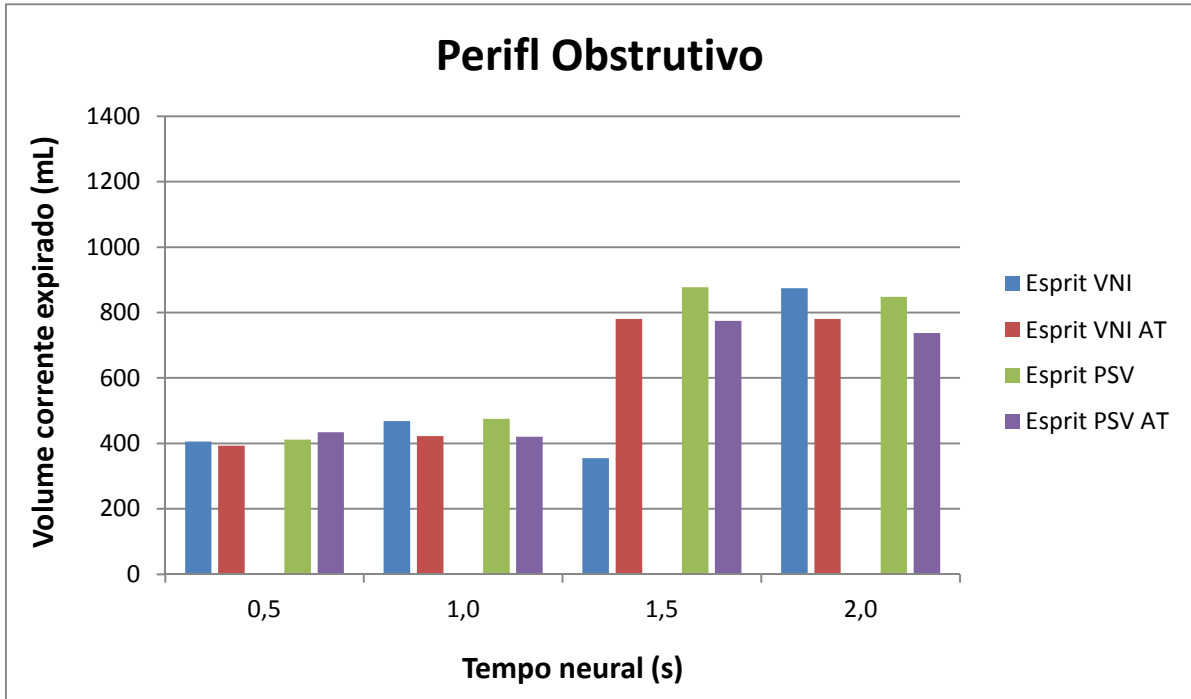
Gráfico 23 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® sem e com o sistema Auto-trak®.



Fonte: Própria.

\*Não foi possível avaliar parâmetro devido à presença de auto-disparo.

Gráfico 24 - Volumes correntes (mL) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit® sem e com o sistema Auto-trak®.

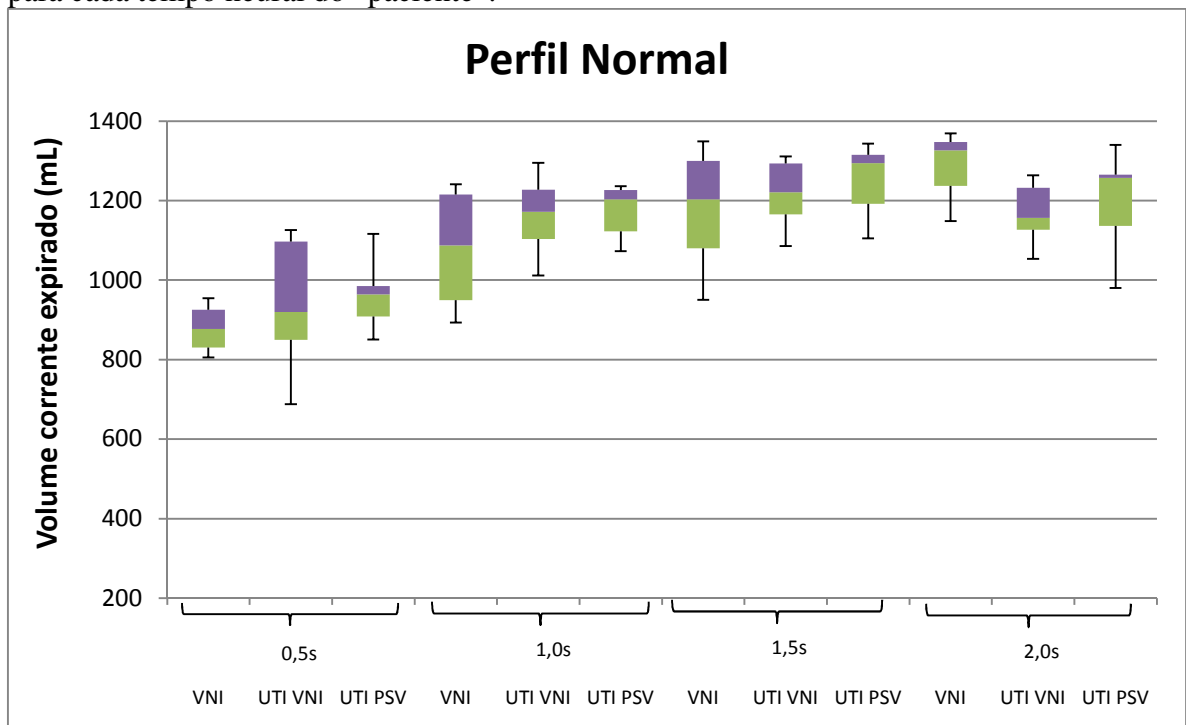


Fonte: Própria.

O uso do sistema Auto-Trak<sup>®</sup> no ventilador Esprit<sup>®</sup> foi associado à oferta de menores volumes correntes quando comparado com a sua não utilização (médias de 1067 mL e 1150 mL, respectivamente).

Os gráficos 25, 26 e 27 mostram os volumes correntes (mL) nos perfis de mecânica respiratória estudados em cada grupo de ventiladores.

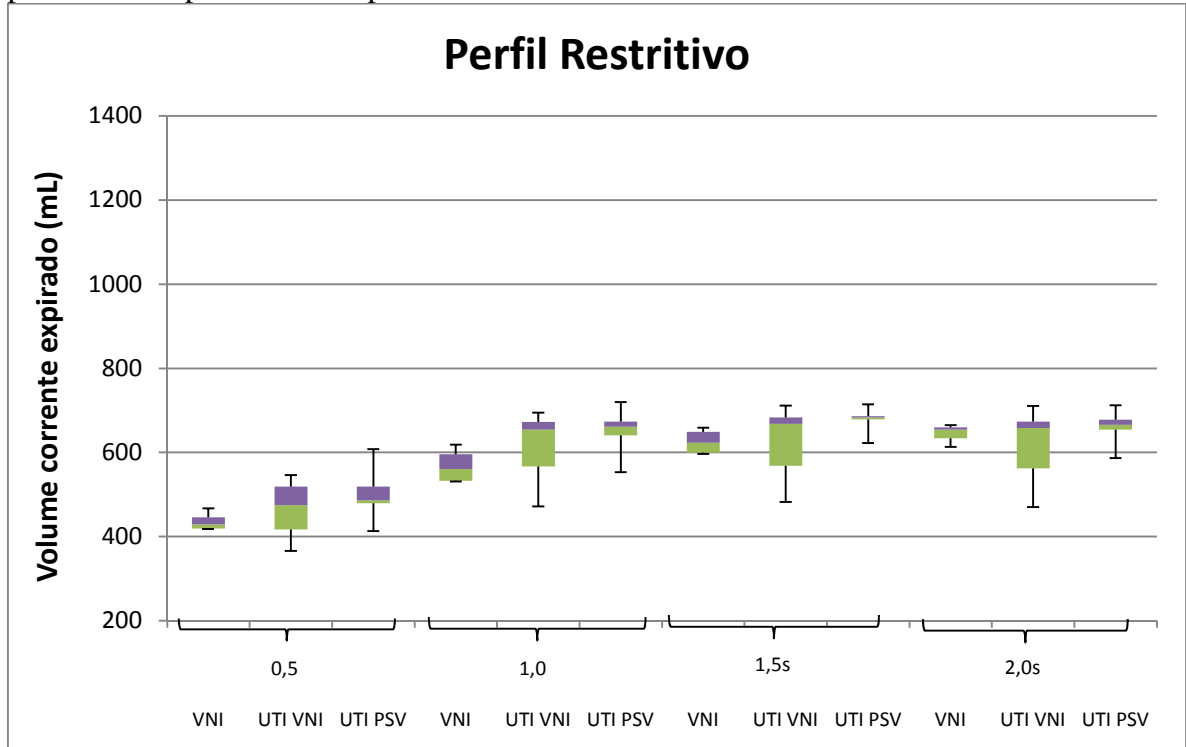
Gráfico 25 - Volume corrente (mL) no perfil normal nos grupos de ventiladores estudados para cada tempo neural do “paciente”.



Fonte: Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV.

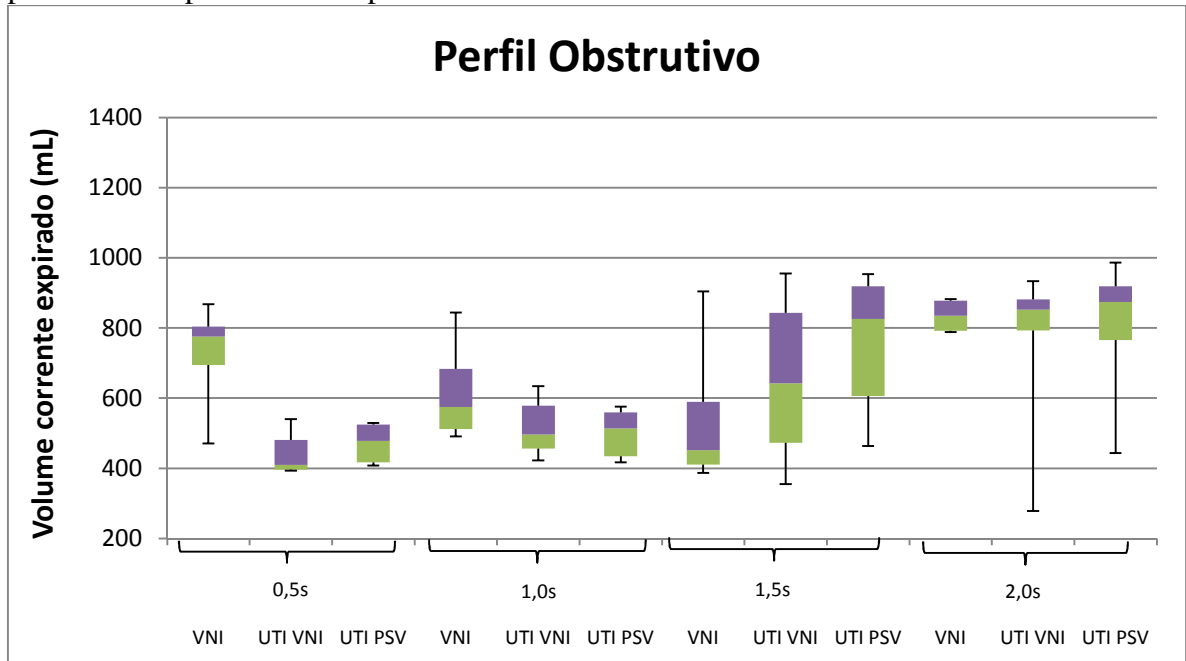
Gráfico 26 - Volume corrente (mL) no perfil restritivo nos grupos de ventiladores estudados para cada tempo neural do “paciente”.



Fonte: Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV.

Gráfico 27 - Volume corrente (mL) no perfil obstrutivo nos grupos de ventiladores estudados para cada tempo neural do “paciente”.



Fonte Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV.

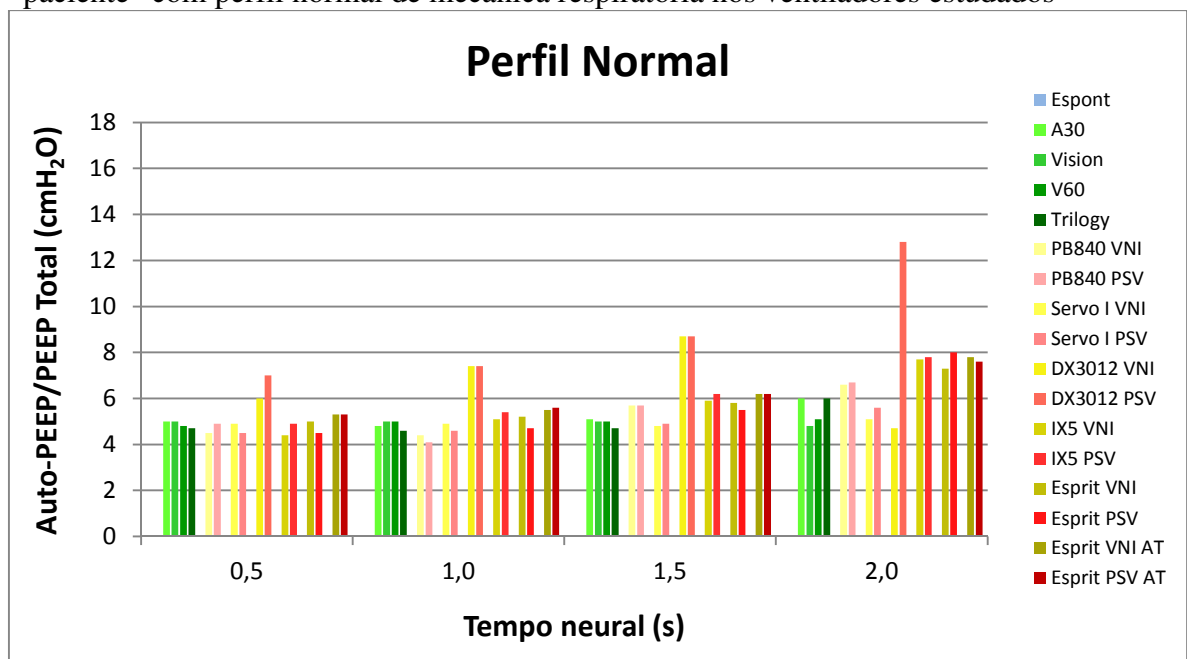
No perfil normal, os ventiladores específicos de VNI forneceram os menores volumes correntes, exceto no tempo neural de 2,0s em que forneceram os maiores. Neste mesmo perfil e tempo neural o menor VC foi ofertado pelos ventiladores de UTI quando utilizado o modo ou algoritmo de VNI. No perfil restritivo, os ventiladores específicos de VNI forneceram os menores volumes correntes, embora no tempo neural de 2,0s a diferença entre a mediana do VC nos grupos de ventiladores fosse menor que 12 mL. No perfil obstrutivo, os ventiladores de UTI com modo ou algoritmo de VNI acionados forneceram os menores volumes correntes nos tempos neurais de 0,5s e 1,0s, e os ventiladores específicos de VNI nos tempos neurais de 1,5s e 2,0s, embora no tempo neural de 2,0s a diferença entre a mediana do VC nos grupos de ventiladores fosse menor que 40 mL.

Entre os ventiladores de UTI, o uso do modo ou algoritmo de VNI foi associado ao fornecimento de menores VCs quando comparados com o modo PSV.

#### 4.4 Auto-Peep e Peep Total

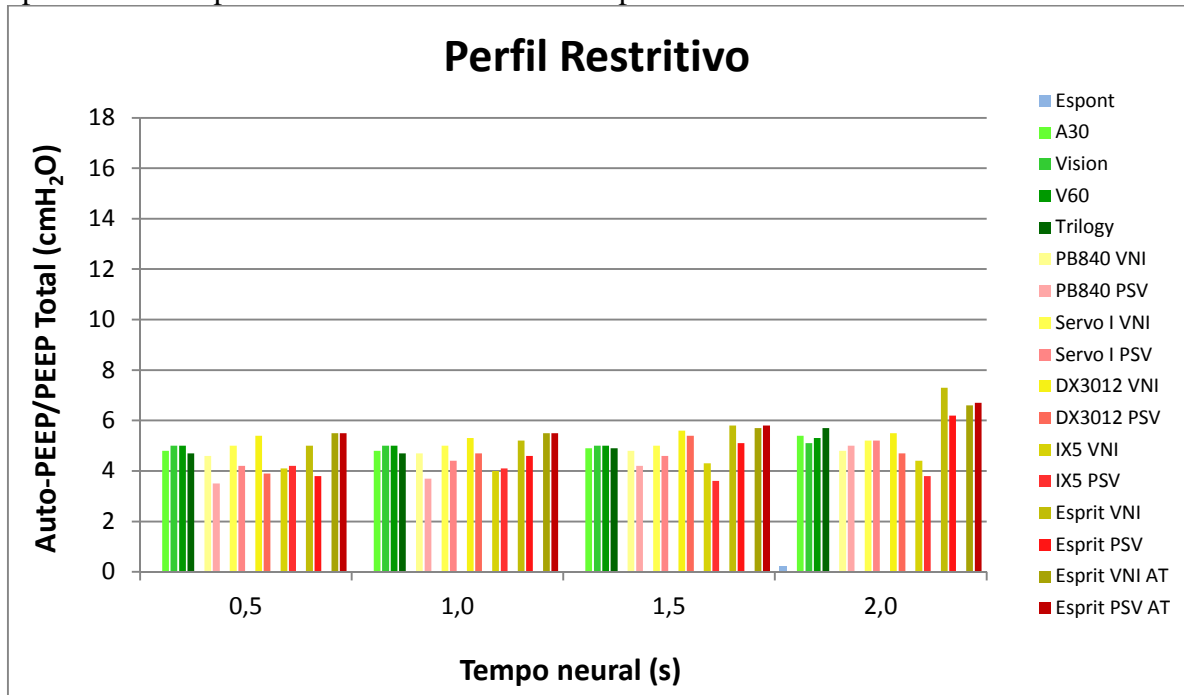
Os gráficos de 28 a 30 apresentam os valores de auto-PEEP e PEEP total na respiração espontânea e para cada ventilador mecânico em cada tempo inspiratório neural, nas configurações de paciente normal, restritivo e obstrutivo, respectivamente.

Gráfico 28 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória nos ventiladores estudados



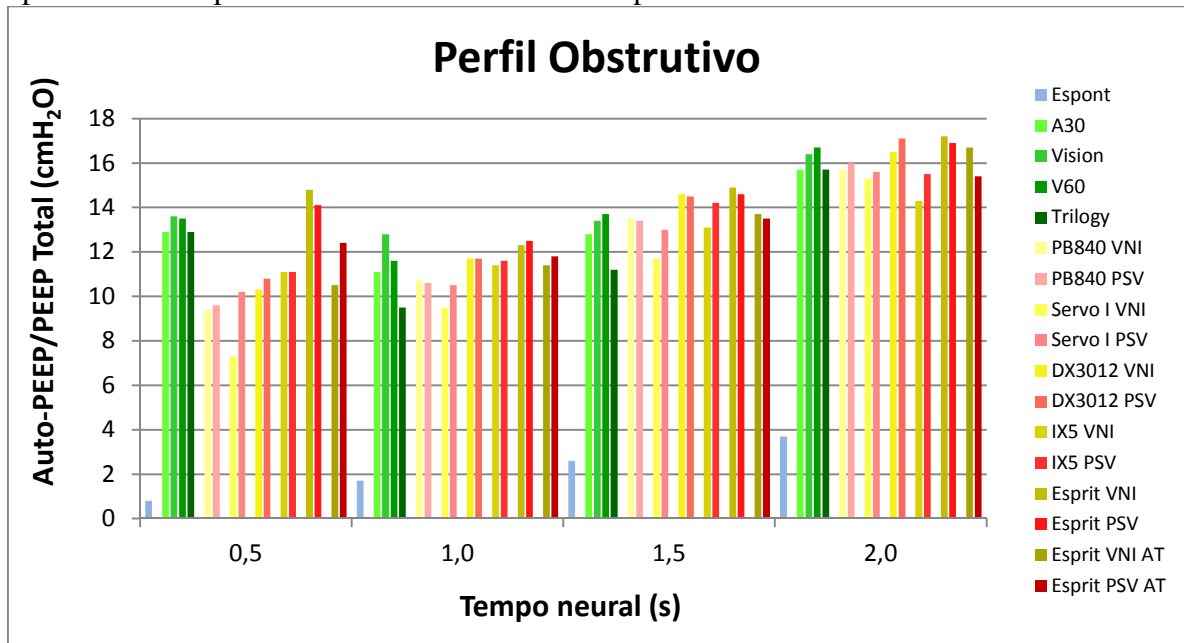
Fonte: Própria.

Gráfico 29 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados.



Fonte: Própria.

Gráfico 30 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória nos ventiladores estudados.

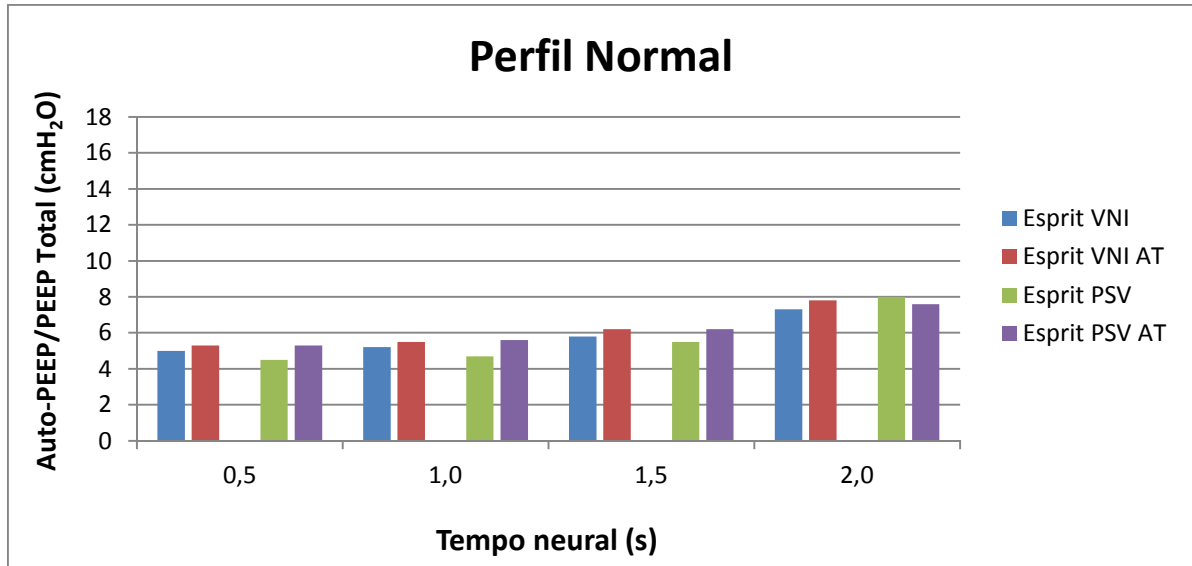


Fonte: Própria.

Na ventilação espontânea antes da conexão aos ventiladores mecânicos, não houve auto-PEEP nos perfis normal e restritivo, ocorrendo apenas no perfil obstrutivo, no qual quanto maior o tempo neural, maior a auto-PEEP.

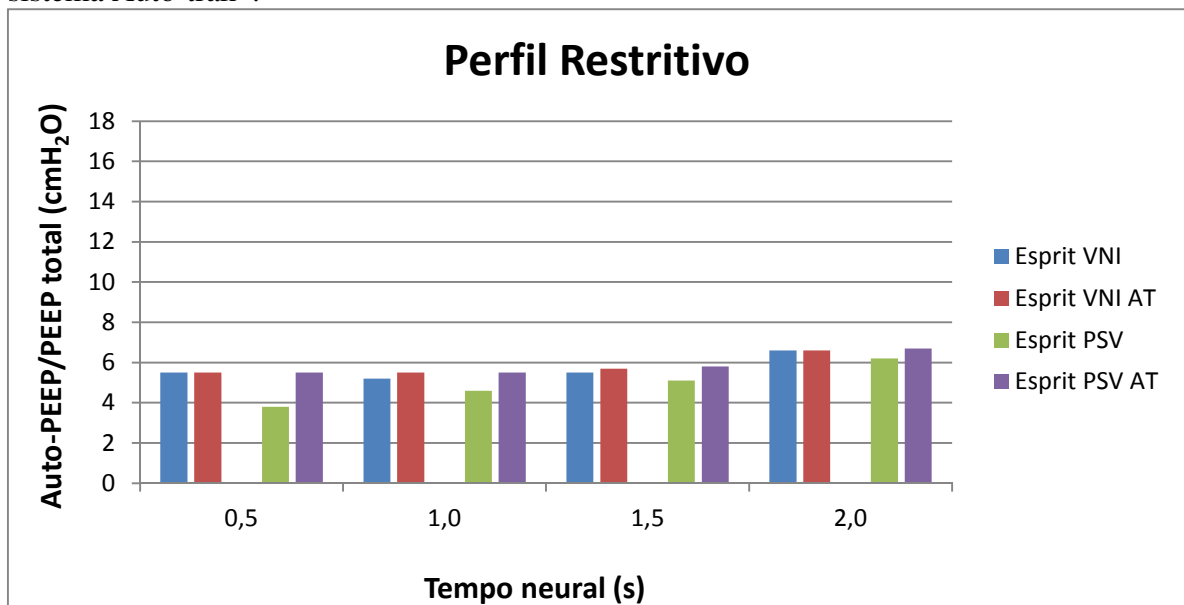
Os gráficos 31 a 33 apresentam os valores de auto-PEEP e PEEP total para o ventilador Esprit<sup>®</sup>.

Gráfico 31 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil normal de mecânica respiratória no ventilador Esprit<sup>®</sup> sem e com o sistema Auto-trak<sup>®</sup>.



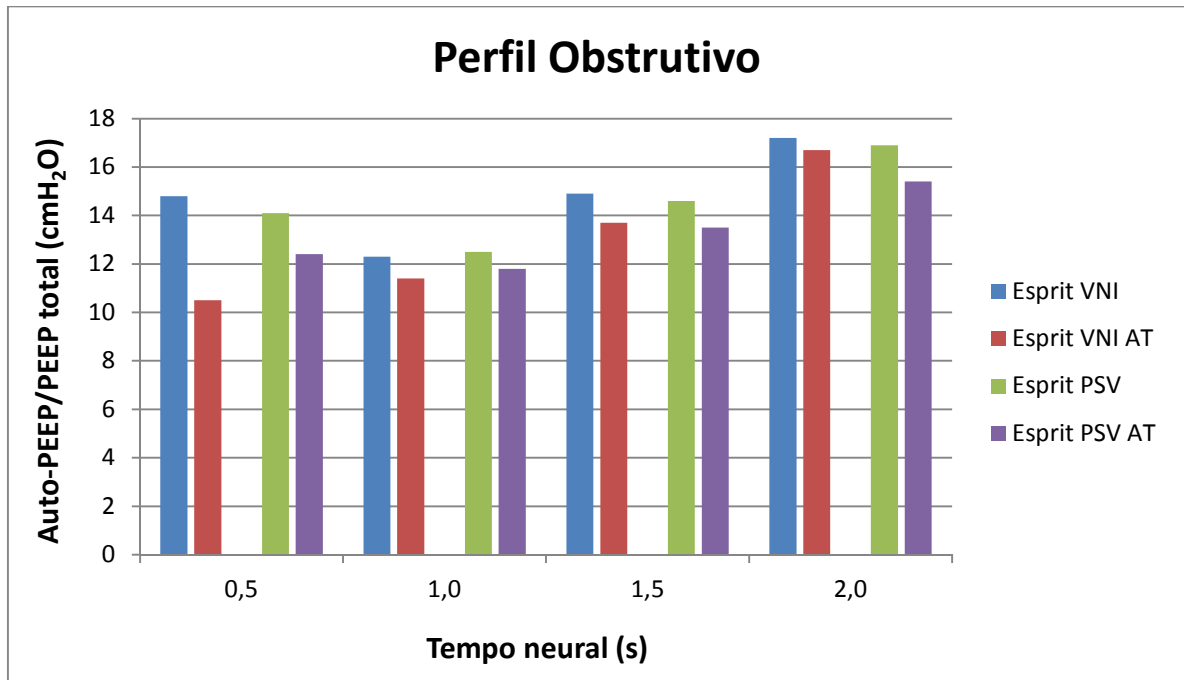
Fonte: Própria.

Gráfico 32 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil restritivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit<sup>®</sup> sem e com o sistema Auto-trak<sup>®</sup>.



Fonte: Própria.

Gráfico 33 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) de acordo com o tempo inspiratório neural do “paciente” com perfil obstrutivo de mecânica respiratória no ventilador Esprit<sup>®</sup> sem e com o sistema Auto-trak<sup>®</sup>.

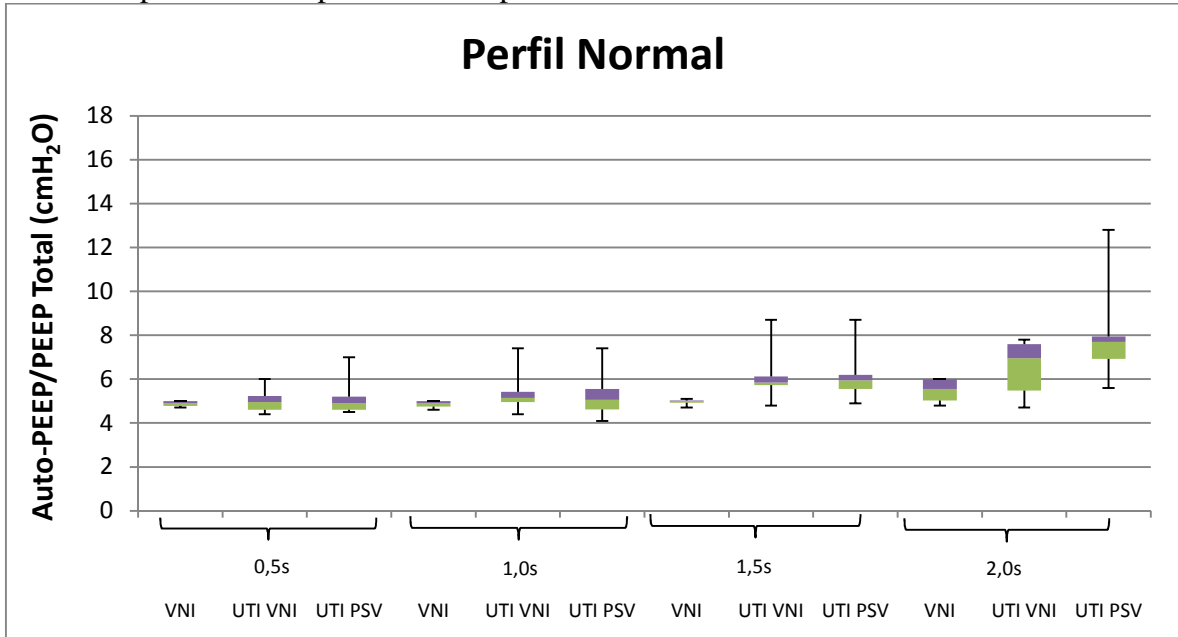


Fonte: Própria.

Nos perfis normal e restritivo, o uso do sistema Auto-Trak<sup>®</sup> no ventilador Esprit<sup>®</sup> foi associado à oferta de maiores valores de auto-PEEP/PEEP total quando comparado com a sua não utilização. Já no perfil obstrutivo, o uso do sistema Auto-Trak<sup>®</sup> no ventilador Esprit<sup>®</sup> foi associado à oferta de menores valores quando comparado com a sua não utilização.

Os gráficos 34, 35 e 36 mostram os valores de auto-PEEP e PEEP (cmH<sub>2</sub>O) total nos perfis de mecânica respiratória estudados em cada grupo de ventiladores.

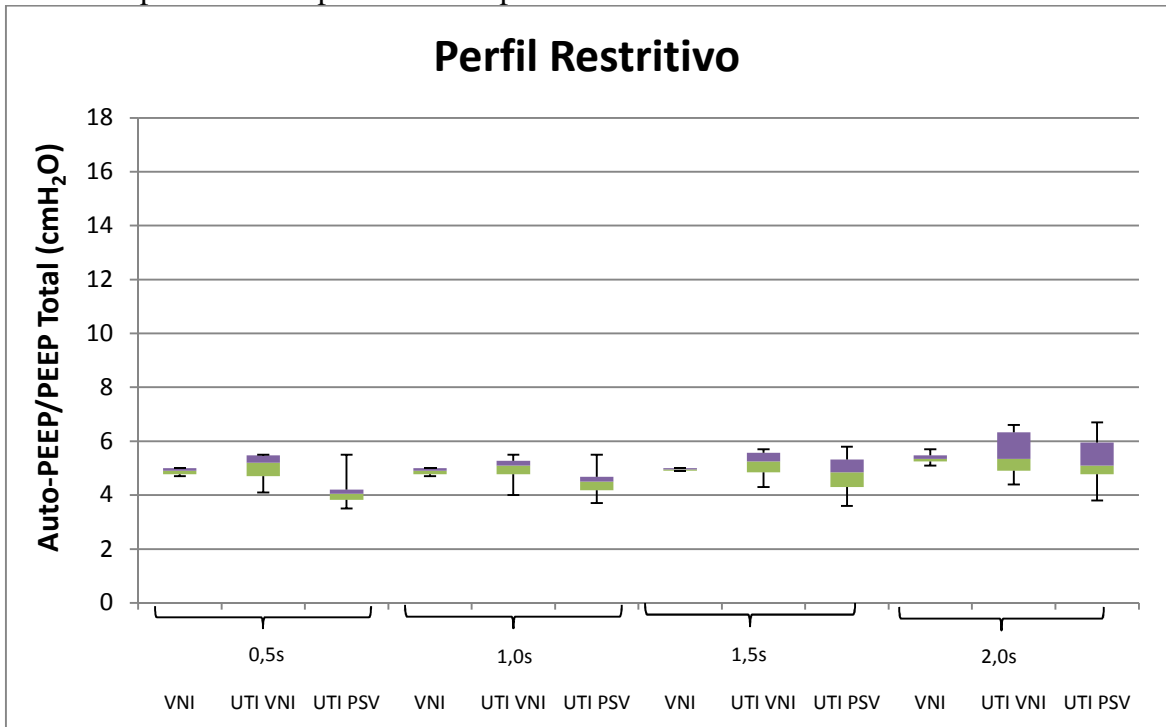
Gráfico 34 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) no perfil normal nos grupos de ventiladores estudados para cada tempo neural do “paciente”.



Fonte: Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV.

Gráfico 35 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) no perfil restritivo nos grupos de ventiladores estudados para cada tempo neural do “paciente”.

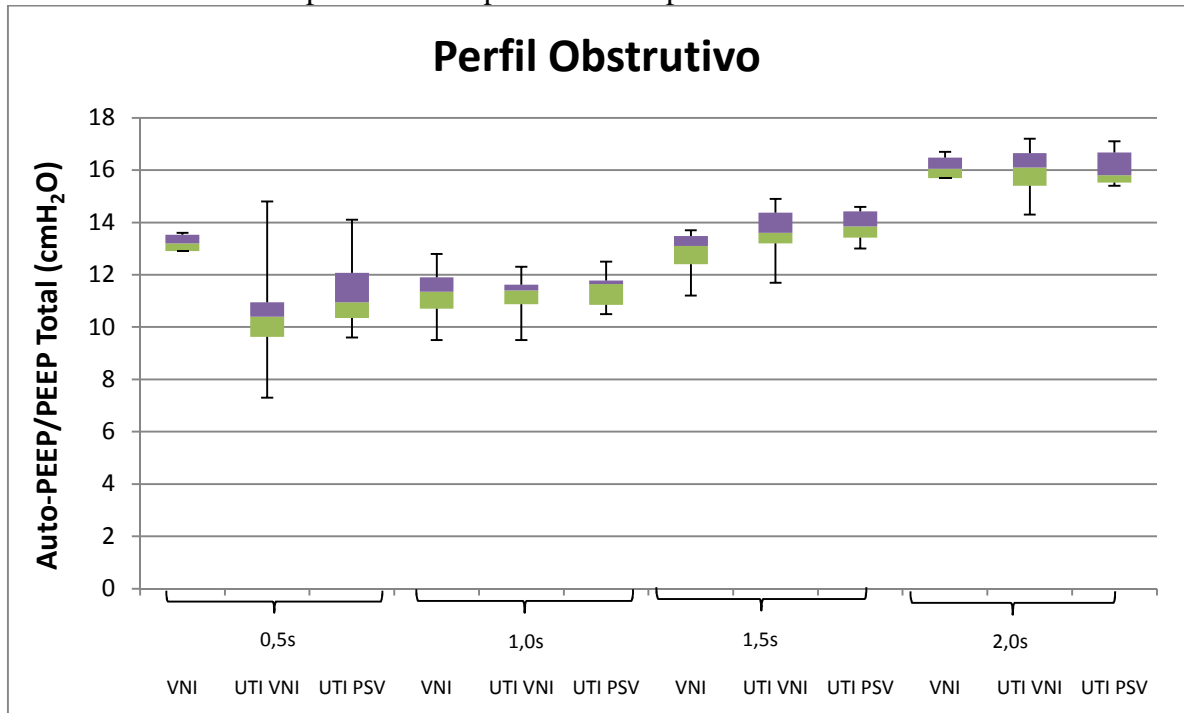


Fonte: Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV.



Gráfico 36 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) no perfil obstrutivo nos grupos de ventiladores estudados para cada tempo neural do “paciente”.



Fonte: Própria.

VNI = ventilador específico para VNI, UTI VNI = ventilador de UTI com acionamento do modo ou algoritmo de VNI, UTI PSV = ventilador de UTI no modo PSV.

No perfil normal, não houve diferença significativa entre os grupos de ventiladores quanto aos valores de auto-PEEP e PEEP total nos tempos neurais de 0,5s e 1,0s, sendo estes valores menores nos ventiladores específicos de VNI nos tempos neurais de 1,5s e 2,0s. No perfil restritivo, não houve diferença significativa entre os grupos de ventiladores quanto aos valores de auto-PEEP e PEEP total nos tempos neurais de 1,5s e 2,0s. No mesmo perfil, nos tempos neurais de 0,5s e 1,0s, não houve diferença significativa entre os ventiladores específicos de VNI e os ventiladores de UTI com o modo ou algoritmo de VNI acionados, já os ventiladores de UTI no modo PSV tiveram os menores valores de auto-PEEP e PEEP total, sendo que estes valores eram menores que os 5,0 cmH<sub>2</sub>O de PEEP programados (respectivamente 4,1 e 4,5 cmH<sub>2</sub>O).

Entre os ventiladores de UTI, no perfil normal, não houve diferença nos valores de auto-PEEP e PEEP total, exceto no tempo neural de 2,0s, em que foram menores quando da utilização do modo ou algoritmo de VNI. No perfil restritivo, estes valores foram menores no modo PSV. No perfil obstrutivo, os valores foram menores quando foi utilizado o modo ou algoritmo de VNI.

As tabelas 4, 5 e 6 mostram os valores de auto-PEEP e PEEP total na respiração espontânea (sem ventilação mecânica) e em cada ventilador mecânico estudado nos perfis normal, restritivo e obstrutivo, respectivamente.

Tabela 4 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) no perfil normal nos ventiladores estudados para cada tempo neural do paciente.

<b>Perfil Normal</b>						
<b>VNI</b>						
<b>Ti (s)</b>	<b>Espont</b>	<b>A30</b>	<b>Vision</b>	<b>V60</b>	<b>Trilogy</b>	
0,5	0,0	5,0	5,0	4,8	4,7	
1,0	0,0	4,8	5,0	5,0	4,6	
1,5	0,0	5,1	4,8	5,0	4,7	
2,0	0,0	6,0	5,0	5,1	6,0	
<b>UTI VNI</b>						
<b>Ti (s)</b>	<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	4,5	4,9	6,0	4,4	5,0	5,3
1,0	4,4	4,9	7,4	5,1	5,2	5,5
1,5	5,7	4,8	8,7	5,9	5,8	6,2
2,0	6,6	5,1	4,7	7,7	7,3	7,8
<b>UTI PSV</b>						
<b>Ti (s)</b>	<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	4,9	4,5	7,0	4,9	4,5	5,3
1,0	4,1	4,6	7,4	5,4	4,7	5,6
1,5	5,7	4,9	8,7	6,2	5,5	6,2
2,0	6,7	5,6	12,8	7,8	8,0	7,6

Fonte: Própria.

Verde = auto-PEEP e PEEP total < 8 cmH<sub>2</sub>O

Laranja = 8 cmH<sub>2</sub>O ≤ auto-PEEP e PEEP total < 10 cmH<sub>2</sub>O

Vermelho = auto-PEEP e PEEP total ≥ 10 cmH<sub>2</sub>O

Tabela 5 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) no perfil restritivo nos ventiladores estudados para cada tempo neural do paciente.

<b>Perfil Restritivo</b>						
<b>VNI</b>						
<b>Ti (s)</b>	<b>Espont</b>	<b>A30</b>	<b>Vision</b>	<b>V60</b>	<b>Trilogy</b>	
0,5	0,0	4,8	5,0	5,0	4,7	
1,0	0,0	4,8	5,0	5,0	4,7	
1,5	0,0	4,9	5,0	5,0	4,9	
2,0	0,2	5,4	5,1	5,3	5,7	
<b>UTI VNI</b>						
<b>Ti (s)</b>	<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	4,6	5,0	5,4	4,1	5,5	5,5
1,0	4,7	5,0	5,3	4,0	5,2	5,5
1,5	4,8	5,0	5,6	4,3	5,5	5,7
2,0	4,8	5,2	5,5	4,4	6,6	6,6
<b>UTI PSV</b>						
<b>Ti (s)</b>	<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	3,5	4,2	3,9	4,2	3,8	5,5
1,0	3,7	4,4	4,7	4,1	4,6	5,5
1,5	4,2	4,6	5,4	3,6	5,1	5,8
2,0	5,0	5,2	4,7	3,8	6,2	6,7

Fonte: Própria.

Verde = auto-PEEP e PEEP total < 8 cmH<sub>2</sub>O

Laranja = 8 cmH<sub>2</sub>O ≤ auto-PEEP e PEEP total < 10 cmH<sub>2</sub>O

Vermelho = auto-PEEP e PEEP total ≥ 10 cmH<sub>2</sub>O

Tabela 6 - Auto-PEEP e PEEP total (cmH<sub>2</sub>O) no perfil obstrutivo nos ventiladores estudados para cada tempo neural do paciente.

<b>Perfil Obstrutivo</b>						
<b>VNI</b>						
Ti (s)	Espont	A30	Vision	V60	Trilogy	
0,5	<b>0,8</b>	<b>12,9</b>	<b>13,6</b>	<b>13,5</b>	<b>12,9</b>	
1,0	<b>1,7</b>	<b>11,1</b>	<b>12,8</b>	<b>11,6</b>	<b>9,5</b>	
1,5	<b>2,6</b>	<b>12,8</b>	<b>13,4</b>	<b>13,7</b>	<b>11,2</b>	
2,0	<b>3,7</b>	<b>15,7</b>	<b>16,4</b>	<b>16,7</b>	<b>15,7</b>	
<b>UTI VNI</b>						
Ti (s)	PB840	Servo I	DX3012	IX5	Esprit	Esprit AT
0,5	<b>9,4</b>	<b>7,3</b>	<b>10,3</b>	<b>11,1</b>	<b>14,8</b>	<b>10,5</b>
1,0	<b>10,7</b>	<b>9,5</b>	<b>11,7</b>	<b>11,4</b>	<b>12,3</b>	<b>11,4</b>
1,5	<b>13,5</b>	<b>11,7</b>	<b>14,6</b>	<b>13,1</b>	<b>14,9</b>	<b>13,7</b>
2,0	<b>15,7</b>	<b>15,3</b>	<b>16,5</b>	<b>14,3</b>	<b>17,2</b>	<b>16,7</b>
<b>UTI PSV</b>						
Ti (s)	PB840	Servo I	DX3012	IX5	Esprit	Esprit AT
0,5	<b>9,6</b>	<b>10,2</b>	<b>10,8</b>	<b>11,1</b>	<b>14,1</b>	<b>12,4</b>
1,0	<b>10,6</b>	<b>10,5</b>	<b>11,7</b>	<b>11,6</b>	<b>12,5</b>	<b>11,8</b>
1,5	<b>13,4</b>	<b>13,0</b>	<b>14,5</b>	<b>14,2</b>	<b>14,6</b>	<b>13,5</b>
2,0	<b>16,0</b>	<b>15,6</b>	<b>17,1</b>	<b>15,5</b>	<b>16,9</b>	<b>15,4</b>

Fonte: Própria.

Verde = auto-PEEP e PEEP total < 8 cmH<sub>2</sub>O

Laranja = 8 cmH<sub>2</sub>O < auto-PEEP e PEEP total < 10 cmH<sub>2</sub>O

Vermelho = auto-PEEP e PEEP total ≥ 10 cmH<sub>2</sub>O

#### 4.5 Auto-disparo/esforço inefetivo

As tabelas 7, 8 e 9 mostram a incidência de esforço inefetivo e a presença de auto-disparo, os dois tipos de assincronias mais encontrados nas simulações nos perfis normal, restritivo e obstrutivo, respectivamente.

Tabela 7 - Incidência de esforço inefetivo (% dos ciclos) e presença de auto-disparo no perfil normal nos ventiladores estudados para cada tempo neural do paciente.

<b>Perfil Normal</b>							
<b>VNI</b>							
<b>Ti (s)</b>		<b>A30</b>	<b>Vision</b>	<b>V60</b>	<b>Trilogy</b>		
0,5	<b>AD</b>	-	-	-	-		
	<b>EI</b>	-	-	-	-		
1,0	<b>AD</b>	-	-	-	-		
	<b>EI</b>	-	-	-	-		
1,5	<b>AD</b>	-	-	-	-		
	<b>EI</b>	-	-	-	-		
2,0	<b>AD</b>	-	-	+	+		
	<b>EI</b>	-	-	3	-		

<b>UTI VNI</b>							
<b>Ti (s)</b>		<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	3	-	-	-
1,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-
1,5	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-
2,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-

<b>UTI PSV</b>							
<b>Ti (s)</b>		<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-
1,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-
1,5	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-
2,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-

Fonte: Própria.

AD = auto-disparo

EI = esforço inefetivo

+ = presença

- = ausência

Tabela 8 - Incidência de esforço inefetivo (% dos ciclos) e presença de auto-disparo no perfil restritivo nos ventiladores estudados para cada tempo neural do paciente.

<b>Perfil Restritivo</b>							
<b>VNI</b>							
<b>Ti (s)</b>		<b>A30</b>	<b>Vision</b>	<b>V60</b>	<b>Trilogy</b>		
0,5	<b>AD</b>	-	-	-	-		
	<b>EI</b>	-	-	-	-		
1,0	<b>AD</b>	-	-	-	-		
	<b>EI</b>	-	-	-	-		
1,5	<b>AD</b>	-	-	-	-		
	<b>EI</b>	-	-	-	-		
2,0	<b>AD</b>	-	-	-	+		
	<b>EI</b>	-	-	-	-		
<b>UTI VNI</b>							
<b>Ti (s)</b>		<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	<b>AD</b>	+	-	-	-	+	-
	<b>EI</b>	30	-	-	-	-	-
1,0	<b>AD</b>	+	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-
1,5	<b>AD</b>	+	-	-	+	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-
2,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-
<b>UTI PSV</b>							
<b>Ti (s)</b>		<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	<b>AD</b>	+	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	3	-	-	-
1,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-
1,5	<b>AD</b>	-	-	-	+	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-
2,0	<b>AD</b>	-	-	-	+	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	-	-	-

Fonte: Própria.

AD = auto-disparo

EI = esforço inefetivo

+ = presença

- = ausência

Tabela 9 - Incidência de esforço inefetivo (% dos ciclos) e presença de auto-disparo no perfil obstrutivo nos ventiladores estudados para cada tempo neural do paciente.

<b>Perfil Obstrutivo</b>						
<b>VNI</b>						
<b>Ti (s)</b>		<b>A30</b>	<b>Vision</b>	<b>V60</b>	<b>Trilogy</b>	
0,5	<b>AD</b>	-	-	-	-	
	<b>EI</b>	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>10</b>	<b>50</b>	
1,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	
	<b>EI</b>	-	<b>53</b>	-	-	
1,5	<b>AD</b>	-	-	-	-	
	<b>EI</b>	<b>50</b>	<b>57</b>	<b>50</b>	<b>10</b>	
2,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	
	<b>EI</b>	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>47</b>	<b>40</b>	

<b>UTI VNI</b>							
<b>Ti (s)</b>		<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	<b>10</b>	<b>23</b>	<b>23</b>	-
1,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	<b>27</b>	<b>50</b>	-	-
1,5	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	<b>33</b>	<b>43</b>	<b>60</b>	-	<b>50</b>
2,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	<b>50</b>	<b>47</b>	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>50</b>

<b>UTI PSV</b>							
<b>Ti (s)</b>		<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	<b>3</b>	<b>23</b>	<b>33</b>	<b>13</b>
1,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	-	-	-	<b>53</b>	<b>27</b>	<b>10</b>
1,5	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>3</b>	<b>10</b>	<b>37</b>	<b>40</b>
2,0	<b>AD</b>	-	-	-	-	-	-
	<b>EI</b>	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>13</b>	<b>50</b>	<b>50</b>

Fonte: Própria.

AD = auto-disparo

EI = esforço inefetivo

+ = presença

- = ausência

No perfil normal houve esforço inefetivo e auto-disparo apenas em duas simulações, com incidência de esforço inefetivo menor que 10%.

No perfil restritivo houve maior presença de auto-disparo quando comparado com perfil normal, estando presente em nove simulações. Houve esforço inefetivo em duas simulações, com incidência menor que 10%.

O perfil obstrutivo apresentou a maior incidência de esforços inefetivos, sobretudo nos tempos neurais mais longos. O tempo neural de 1,0s foi associado às menores incidências. Não houve presença de auto-disparo neste perfil de simulação.

O uso do modo ou algoritmo de VNI foi associado a uma maior presença de assincronia de auto-disparo no perfil restritivo, porém diminuiu a incidência de esforço inefetivo em parte das simulações do perfil obstrutivo.

O uso do sistema Auto-Trak<sup>®</sup> no ventilador Esprit<sup>®</sup> corrigiu a assincronia de auto-disparo no perfil restritivo. No perfil obstrutivo, seu uso diminuiu a incidência de esforço inefetivo nos tempos neurais de 0,5s e 1,0s e aumentou ou manteve nos tempos neurais de 1,5s e 2,0s.



## 5 DISCUSSÃO

Diante da complexidade de se estudar a fisiopatologia da assincronia paciente-ventilador, o presente estudo utiliza um modelo de bancada experimental, original, que agrega variações combinadas de tempo neural e de mecânica respiratória que até então não haviam sido estudadas na literatura. Diante das dificuldades de se realizar estudos à beira do leito, o simulador de pulmão, ASL 5000<sup>®</sup>, permite executá-los com uma simulação bastante realista, apresentando boa reprodutibilidade e confiabilidade, com risco zero para os pacientes.

A mecânica e o padrão respiratórios influenciam o grau de assincronia paciente-ventilador durante a VNI. O tempo neural é um fator determinante de assincronias de disparo e ciclagem. Um tempo neural curto se associa a ciclagem tardia e quando longo, se associa a ciclagem precoce, independente do tipo de ventilador usado. Para um mesmo tempo neural, a mecânica respiratória modifica a intensidade de assincronia. O perfil obstrutivo gera um tempo de retardo inspiratório maior (média de 409 ms) e tende a ciclar tardiamente quando o tempo neural é curto (0,5s). Já o perfil restritivo gera um menor tempo de retardo inspiratório (média de 165 ms) e tende a ciclar mais precocemente nos tempos neurais mais longos (> 1,0s). Quanto aos efeitos do padrão respiratório sobre pacientes em VNI, não encontramos na literatura estudos de bancada que tenham avaliado, de forma sistemática, este importante aspecto da interação paciente-ventilador. Em todos os estudos o tempo neural era o mesmo para todas as simulações, geralmente em torno de 1,0s (FERREIRA *et al.*, 2009; BOREL *et al.*, 2009; CARTEUX *et al.*, 2012; OTO *et al.*, 2013).

O maior tempo de retardo inspiratório no perfil obstrutivo pode ser explicado pela presença de uma auto-PEEP ou PEEP total maior, dificultando o mecanismo de disparo, uma vez que a P<sub>mus</sub> terá que vencer, além da sensibilidade programada no ventilador, este valor a mais de pressão. No tempo neural de 0,5s, o perfil obstrutivo cicla mais tardiamente provavelmente devido à maior constante de tempo inspiratório deste tipo de mecânica (0,8s), fazendo com que o fluxo desacelere mais lentamente, prolongando o tempo inspiratório mecânico. Além disso, a ciclagem fluxo, mesmo otimizada para 40% de pico máximo, neste perfil ainda é insuficiente para promover uma boa sincronia de ciclagem.

Borel *et al.* (2009) realizaram um estudo de bancada com quatro ventiladores específicos de VNI, simulando pacientes com mecânica normal, restritiva e obstrutiva no simulador pulmonar ASL 5000<sup>®</sup> durante a VNI. O tempo neural foi fixado em 1,0s. O retardo de disparo foi menor no paciente obstrutivo, quando comparado ao normal e ao restritivo. O perfil obstrutivo foi associado à ciclagem precoce e o restritivo à ciclagem tardia. Os

resultados do presente trabalho são conflitantes com estes. A explicação para tal pode decorrer de Borel *et al.* (2009) terem simulado um perfil obstrutivo com uma Cst de 20 mL/cmH<sub>2</sub>O, na verdade uma complacência muito reduzida em comparação a que foi usada no presente estudo (80 mL/cmH<sub>2</sub>O).

Battisti *et al.* (2005) conduziram um estudo comparativo entre dez ventiladores específicos de VNI, com simulações de pacientes normal, restritivo e obstrutivo na presença de vazamentos que simulavam o uso de VNI. As características de ciclagem variaram entre os ventiladores, mas em geral foram associados à ciclagem tardia sob condições obstrutivas e à ciclagem precoce sob condições restritivas. Nossos resultados corroboram estes achados.

Em um estudo clínico, Carlucci *et al.* (2013) avaliaram a possível associação entre assincronia e a mecânica respiratória durante a VNI. Apesar de terem sido estudados pacientes restritivos e obstrutivos, havia uma variabilidade de mecânica entre eles, e não foi avaliada a influência do padrão respiratório. Apenas um tipo de ventilador, o do tipo específico para VNI, foi utilizado. Não houve correlação entre a mecânica respiratória e as assincronias encontradas nos pacientes, não diferindo entre os pacientes obstrutivos e restritivos.

Nossos resultados apontam que o tipo de ventilador mecânico influencia, em intensidade variável, o grau de assincronia.

O tempo de retardo inspiratório foi menor nos ventiladores específicos de VNI na maioria das situações. Este fato pode ser explicado pelo tipo de circuito utilizado por estes ventiladores, que trabalha com um fluxo contínuo, detectando de forma mais rápida qualquer mudança nesse parâmetro compatível com o disparo. Isso tanto é verdade que o auto-disparo é um fenômeno comum durante o uso da VNI (VIGNAUX *et al.*, 2009).

Os ventiladores específicos de VNI ciclaram mais tardiamente do que os de UTI, quando o tempo neural foi de 0,5s e, sobretudo, no padrão obstrutivo. Nesta situação os mecanismos de ciclagem automáticos dos ventiladores específicos de VNI não se adaptaram tão bem ao cenário simulado. A possibilidade de mudar manualmente o critério de ciclagem a fluxo, no caso 40% do pico, usado nos ventiladores de UTI, foi superior. Por outro lado, têm um tempo de assincronia de ciclagem menor quando o tempo neural é mais longo (> 1,0s), em que os mecanismos de ciclagem automáticos, como o sinal da onda de fluxo (*shape signal*) parecem ser mais vantajosos.

Estudos mostram que um tempo de retardo inspiratório com valor não superior a 100-120 ms dificilmente gera efeitos clínicos importantes (KONDILI; XIROUCHAKI; GEORGOPOULOS, 2007; VIGNAUX; TASSAUX; JOLLIET, 2007).

Em um estudo de bancada e clínico, Carteux *et al.* (2012) compararam a assincronia paciente-ventilador durante a VNI em diferentes tipos de ventiladores mecânicos. No estudo de bancada foram usados ventiladores específicos de VNI, ventiladores de UTI e de transporte com e sem modo de VNI acionado. O simulador pulmonar ASL 5000<sup>®</sup> foi usado para reproduzir um paciente obstrutivo leve em três situações de vazamentos: ausência, contínuo (durante a inspiração e a expiração) e somente inspiratório. Houve uma melhor sincronia nos ventiladores específicos de VNI quando comparados com os de UTI e de transporte, mesmo quando estes estavam com seu algoritmo de VNI acionado.

No presente estudo, os ventiladores de UTI, os modos ou algoritmos de VNI tiveram pouco impacto sobre o tempo de retardo inspiratório e o tempo de assincronia de ciclagem, no entanto mantiveram um pouco mais estável a PEEP efetiva. Essa manutenção da PEEP foi consequência da compensação de vazamentos, disponível nos algoritmos de VNI.

No estudo de Carteux *et al.* (2012) o uso dos algoritmos de VNI, mesmo que de forma discreta, melhorou a sincronização de disparo e ciclagem.

Vignaux *et al.* (2010), em um estudo clínico multicêntrico, avaliaram o impacto dos algoritmos de VNI, disponíveis nos ventiladores de UTI, na incidência de assincronias em pacientes utilizando VNI para IRpA. O uso dos algoritmos diminuiu o tempo de assincronia de ciclagem significativamente, em que esta foi menos tardia. Porém, o tempo inspiratório dos pacientes era em torno de 0,8s, não havendo comparação com outros tempos neurais.

Vignaux, Tassaux e Jolliet (2007) testaram, em um estudo de bancada, o desempenho dos algoritmos de VNI em oito ventiladores de UTI na ausência e na presença de vazamentos. Quando os modos de VNI não estavam ativos na presença de vazamentos houve redução significativa dos níveis de PEEP. Ou seja, os algoritmos de VNI conseguiram compensar os vazamentos e manter a PEEP mais próxima ao programado.

Neste estudo, o sistema Auto-Trak<sup>®</sup> não atenuou o grau de assincronia de disparo e de ciclagem, porém inibiu o auto-disparo, manteve um pouco mais estável a PEEP efetiva e no padrão obstrutivo gerou menos auto-PEEP.

Ferreira *et al.* (2009) avaliaram, em um estudo experimental de bancada usando o ASL 5000<sup>®</sup> para simular um paciente obstrutivo, a capacidade de funcionamento de nove ventiladores de UTI, usando o modo VNI, em níveis variados de fugas em comparação com um ventilador específico de VNI. No estudo foi utilizado o ventilador Esprit<sup>®</sup> com e sem o uso do Auto-Trak<sup>®</sup>, e seu uso foi associado a um retardo maior de tempo de disparo e de ciclagem. Nossos resultados são semelhantes ao desta pesquisa.

Vasconcelos *et al.* (2013) realizaram um estudo em voluntários e de bancada, no nosso laboratório, comparando a sincronia paciente-ventilador com e sem o uso do Auto-Trak<sup>®</sup>, usando o ventilador Esprit<sup>®</sup>. No estudo de bancada foram simulados pacientes com perfis normal, restritivo e obstrutivo de mecânica no ASL 5000<sup>®</sup>. O uso do Auto-Trak<sup>®</sup> foi associado a um maior retardo de disparo no perfil obstrutivo e no perfil restritivo houve maior assincronia de ciclagem, sendo esta mais precoce. Nossos resultados são semelhantes ao desta pesquisa.

Vasconcelos (2013) estudou a influência da mecânica respiratória sobre a assincronia paciente-ventilador durante na ventilação com pressão de suporte (PSV), com e sem o uso do sistema Auto-Trak<sup>®</sup> e na ventilação proporcional assistida. Três perfis de mecânica respiratória foram simulados (normal, restritiva e obstrutiva) em quatro tempos neurais (0,5, 1,0, 1,5 e 2,0s) no ASL 5000<sup>®</sup>, em desenho similar ao presente trabalho. Cinco ventiladores de UTI e um específico de VNI foram conectados ao ASL 5000<sup>®</sup> através de um tubo orotraqueal simulando ventilação invasiva. Utilizou-se o Auto-Trak<sup>®</sup> no ventilador Trilogy<sup>®</sup> (específico para VNI) e no Esprit<sup>®</sup> (ventilador de UTI). O uso do Auto-Trak<sup>®</sup> inibiu o auto-disparo no ventilador específico para VNI e obteve resultados semelhantes de tempo de retardo inspiratório e assincronia de ciclagem quando se comparou seu uso ou não nos dois ventiladores.

Em resumo, o sistema Auto-Trak<sup>®</sup> tem pouco impacto na assincronia paciente-ventilador, mas oferece a vantagem de facilitar a operação dos ventiladores por prescindir de ajustes de sensibilidade e ciclagem por parte do operador ou usuário do ventilador.

### **5.1 Limitações do método**

Esse estudo possui algumas limitações. Foi utilizado um modelo mecânico de sistema respiratório e os resultados precisam ser confirmados em pacientes reais. Outras limitações do estudo são: o perfil de esforço muscular do paciente ( $P_{mus}$ ) utilizado no estudo com variação da duração mas não da intensidade do mesmo; o sistema de disparo, ou seja, a sensibilidade utilizada foi a pressão e não a fluxo, no entanto este foi utilizado para evitar a ocorrência de assincronia do tipo auto-disparo e, o tempo de pressurização (*rise time*) não foi modificado uma vez que esta configuração influencia a sincronia paciente-ventilador. Além disso, o vazamento medido no modelo foi variável, entre 8 a 10 L/min.

## 5.2 Implicações clínicas do estudo

A implicação prática deste estudo é a de reforçar a importância da mecânica e do padrão respiratórios, bem como do tipo de ventilador sobre a assincronia paciente-ventilador durante a VNI. A utilização de ventiladores específicos para VNI é uma boa alternativa para este fim, uma vez que estão associados a menor assincronia de disparo e de ciclagem na maior parte dos cenários simulados. O uso do algoritmo ou modo de VNI nos ventiladores de UTI e do sistema Auto-Trak<sup>®</sup>, quando disponível, podem ser vantajosos, pois ao compensarem os vazamentos mantêm a PEEP efetiva mais estável, e nas simulações de pacientes obstrutivos geram menos auto-PEEP. Por outro lado, os resultados sugerem que os ventiladores específicos de VNI poderiam disponibilizar alternativas de ciclagem, como o ajuste do percentual de fluxo, à semelhança dos ventiladores de UTI, que poderiam ser usados nos casos em que a ciclagem seja muito tardia, quando, por exemplo, o tempo neural for curto em paciente com DPOC grave. A ciclagem a tempo pode também ser uma boa opção, visto que o grau de assincronia diminui quando o tempo neural encontra-se ao redor de 1,0s, sugerindo que um ajuste para ciclagem em torno deste valor “redondo” possa ser fácil e útil na beira do leito.

## 6 CONCLUSÕES

A mecânica e o padrão respiratórios influenciam o grau de assincronia paciente-ventilador durante a VNI, na qual o tempo neural é fator determinante de assincronias de disparo e ciclagem, se associando à ciclagem tardia quando curto, e à ciclagem precoce quando longo. Esse grau de assincronia é menor quando o tempo neural é de 1,0s.

Para um mesmo tempo neural, a mecânica respiratória modifica a intensidade de assincronia. O perfil obstrutivo gera um tempo de retardo inspiratório maior, cicla mais tardiamente quando o tempo neural é curto. Já o perfil restritivo gera um menor tempo de retardo inspiratório e cicla mais precocemente nos tempos neurais mais longos (> 1,0s).

O tipo de ventilador mecânico influencia, em intensidade variável, o grau de assincronia.

O ventilador específico de VNI cicla mais tardiamente do que o de UTI, quando o tempo neural é mais curto e, sobretudo, no padrão obstrutivo; e tem um tempo de assincronia de ciclagem menor quando o tempo neural é mais longo. Na maioria das situações associa-se a um menor tempo de retardo inspiratório.

O modo ou algoritmo de VNI nos ventiladores de UTI e o sistema Auto-Trak<sup>®</sup> no ventilador Esprit<sup>®</sup> têm pouco impacto sobre o disparo e a ciclagem, no entanto podem reduzir os fenômenos e auto-disparo, mantém um pouco mais estável a PEEP e, no padrão obstrutivo, geram uma PEEP intrínseca ou PEEP total menor.

## REFERÊNCIAS

- AMBROSINO, N.; GUARRACINO, F. Unusual applications of noninvasive ventilation. **European Respiratory Journal**, v. 38, n. 2, p. 440–449, 2011.
- BATTISTI, A.; TASSAUX, D.; JANSSENS, J. P.; MICHOTTE, J. B.; JABER, S.; JOLLIET, P. Performance characteristics of 10 home mechanical ventilators in pressure-support mode: a comparative bench study. **Chest**, v. 127, n. 5, p. 1784-1792, 2005.
- BOREL, J.C.; SABIL, A.; JANSSENS, J.P.; COUTEAU, M.; BOULON, L.; LÉVY, P.; PÉPIN, J. L. Intentional leaks in industrial masks have a significant impact on efficacy of bilevel noninvasive ventilation: a bench test study. **Chest**, v. 135, n. 3, p. 669-677, 2009.
- CALDERINI, E.; CONFALONIERI, M.; PUCCIO, P.; FRANCAVILLA, N.; STELLA, L.; GREGORETTI, C. Patient-ventilator asynchrony during noninvasive ventilation: the role of expiratory trigger. **Intensive Care Medicine**, v. 25, n. 7, p. 662–667, 1999.
- CARLUCCI, A.; PISANI, L.; CERIANA, P.; MALOVINI, A.; NAVA, S. Patient-ventilator asynchronies: may the respiratory mechanics play a role? **Critical Care**, v. 17, n. 2, p. 1-8, 2013.
- CARTEAUX, G.; LYAZIDI, A.; CORDOBA-IZQUIERDO, A.; VIGNAUX, L.; JOLLIET, P.; THILLE, A. W.; RICHARD, J. C.; BROCHARD, L. Patient-ventilator asynchrony during noninvasive ventilation: a bench and clinical study. **Chest**, v. 142, n. 2, p. 367-376, 2012.
- CHAO, D.C.; SCHEINHORN, D. J.; STEARN-HASSENPFUG, M. Patient-ventilator trigger asynchrony in prolonged mechanical ventilation. **Chest**, v. 112, n. 6, p. 1592-1599, 1997.
- CHATBURN, R. L. Which ventilators and modes can be used to deliver noninvasive ventilation? **Respiratory Care**, v. 54, n. 1, p. 85-101, 2009.
- III Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica. 2007.
- COSTA, R.; NAVALESI, P.; SPINAZZOLA, G.; FERRONE, G.; PELLEGRINI, A.; CAVALIERE, F.; PROIETTI, R.; ANTONELLI, M.; CONTI, G. Influence of ventilator settings on patient-ventilator synchrony during pressure support ventilation with different interfaces. **Intensive Care Medicine**, v. 36, p. 1363-1370, 2010.
- DIAZ, O.; IGLESIA, R.; FERRER, M.; ZAVALA, E.; SANTOS, C.; WAGNER, P. D. et al. Effects of noninvasive ventilation on pulmonary gas exchange and hemodynamics during acute hypercapnic exacerbations of chronic obstructive pulmonary disease. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 156, n. 6, p. 1840-1845, 1997.
- DIRETRIZES Brasileiras de Ventilação Mecânica. 2013. Disponível em:< [http://www.sbpt.org.br/downloads/arquivos/Dir\\_VM\\_2013/Diretrizes\\_VM2013\\_SBPT\\_AMI B.pdf](http://www.sbpt.org.br/downloads/arquivos/Dir_VM_2013/Diretrizes_VM2013_SBPT_AMI B.pdf)>. Acesso em: 22 abr. 2014.
- FERREIRA, J. C.; CHIPMAN, D. W.; KACMAREK, R. M. Trigger performance of mid-level ICU mechanical ventilators during assisted ventilation: a bench study. **Intensive Care Medicine**. 2008. v. 34, n. 9, p. 1669-1675.

FERREIRA, J. C.; CHIPMAN, D. W.; HILL, N. S.; KACMAREK, R. M. Bilevel vs ICU Ventilators Providing Leaks Noninvasive Ventilation: Effect of System: A COPD Lung Model Comparison. **Chest**, v. 136, n. 2, p. 448-456, 2009.

GENTILE, A. M. Cycling of the mechanical ventilator breath. **Respiratory Care**. v. 56, n. 1, p. 52-60, 2011.

HESS, D. R. Patient-ventilator interaction during noninvasive ventilation. **Respiratory Care**, v. 56, n. 2, p. 153-165, 2011.

HESS, D. R.; BRANSON, R. D. Know Your Ventilator to Beat the Leak. **Chest**, v. 142, n. 2, p. 274-275, 2012.

INGMAR MEDICAL. **ASL5000** - Active Servo Lung Computerized Breathing Simulator and Ventilator Test Instrument user's manual, Pittsburgh, PA, 2006.

JOLLIET, P.; TASSAUX, D. Patient-ventilator interaction in chronic obstructive pulmonary disease. **Critical Care**, v. 10, n. 236, p. 1-6, 2006.

KALLET, R. H.; ALONSO, J. A.; DIAZ, M.; CAMPBELL, A. R.; MACKERSIE, R. C.; KATZ, J. A. The effects of tidal volume demand on work of breathing during simulated lung protective ventilation. **Respiratory Care**, v. 47, n. 8, p.898-909, 2002.

KALLET, R. H.; DIAZ, J. V. The physiologic effects of noninvasive ventilation. **Respiratory Care**, v. 54, n. 1, p. 102-115, 2009.

KILGER, E.; BRIEGEL, J.; HALLER, M.; FREY, L.; SCHELLING, G.; STOLL, C. et al. Effects of noninvasive positive pressure ventilatory support in non-COPD patients with acute respiratory insufficiency after early extubation. **Intensive Care Medicine**, v. 25, n. 12, p. 1374-1380, 1999.

KONDILI, E.; PRINIANAKIS, G.; GEORGOPOULOS, D. Patient-ventilator interaction. **British Journal of Anaesthesia**, v. 91, n. 1, p. 106–11, 2003.

KONDILI, E.; XIROUCHAKI, N.; GEORGOPOULOS, D. Modulation and treatment of patient-ventilator dyssynchrony. **Current Opinion in Critical Care**, v. 13, p. 84–89, 2007.

MACINTYRE, N. R. Patient-ventilator interactions: optimizing conventional ventilation Modes. **Respiratory Care**, v. 56, n. 1, p. 73-84, 2011.

NAVA, S.; BRUSCHI, C.; RUBINI, F.; PALO, A.; IOTTI, G.; BRASCHI, A. Respiratory response and inspiratory effort during pressure support ventilation in COPD patients. **Intensive Care Medicine**, v. 21, n. 11, p. 871-879, 1995.

NAVA, S. Behind a mask: tricks, pitfalls, and prejudices for noninvasive ventilation. **Respiratory Care**, v. 58, n. 8, p. 1367-1376, 2013.

OAKES, D. F.; SHORTALL, S. P. Obtaining Optimal Patient-Ventilator Synchrony. **FOCUS: Journal for Respiratory Care & Sleep Medicine**, 2004.



O'DONOGHUE, F. J.; CATCHESIDE, P. G.; JORDAN, A. S.; BERSTEN, A. D.; MCEVOY, R. D. Effect of CPAP on intrinsic PEEP, inspiratory effort, and lung volume in severe stable COPD. **Thorax**, v. 57, n. 6, p.533-539, 2002.

OTO, J.; CHENELLE, C. T.; MARCHESE, A.D.; KACMAREK, R. M. A comparison of leak compensation in acute care ventilators during noninvasive and invasive ventilation: a lung model study. **Respiratory Care**, v. 58, n. 12, p. 2027-37, 2013.

PARTHASARATHY, S.; JUBRAN, A.; TOBIN, M. J. Cycling of inspiratory and expiratory muscle groups with the ventilator in airflow limitation. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 158, n. 5, p. 1471–1478, 1998.

PIERSON, D. J. History and epidemiology of noninvasive ventilation in the acute-care setting. **Respiratory Care**, v. 54, n. 1, p. 40-52, 2009.

PIERSON, D. J. Patient-Ventilator interaction. **Respiratory Care**, v. 56, n. 2, p. 214-228, 2011.

PRINIANAKIS, G.; DELMASTRO, M.; CARLUCCI, A.; CERIANA, P.; NAVA, S. Effect of varying the pressurisation rate during noninvasive pressure support ventilation. **European Respiratory Journal**, v. 23, n. 2, p. 314–320, 2004.

POGGI, R.; APPENDINI, L.; POLESE, G.; COLOMBO, R.; DONNER, C. F.; ROSSI, A. Noninvasive proportional assist ventilation and pressure support ventilation during arm elevation in patients with chronic respiratory failure: a preliminary, physiologic study. **Respiratory Medicine**, v. 100, n. 6, p. 972-979, 2006.

REGO, F. M. P.; CARDENAS, L. Z.; CARUSO, P.; CARVALHO, C. R. R.; FERREIRA, J. C. Avaliação do desempenho de diferentes interfaces para ventilação não invasiva em modelo mecânico simulando paciente DPOC. **Revista de Medicina**, v. 91, n. 2, p. 60-68, 2012.

RESPIRONICS, Inc. **Digital Auto-Trak®**. Pittsburgh, Pennsylvania, 2000.

RESPIRONICS, Inc. **Operator's manual esprit ventilator®** - Auto-Trak Sensitivity™, Murrysville, 2005.

SARMENTO, G. J. V. Ventilação mecânica não-invasiva. In: SARMENTO, G. J. V. **Fisioterapia respiratória no paciente crítico: rotinas clínicas**. 2. ed. Barueri: Manole, 2007. cap. 12, p. 90-97.

SASSOON, C. S.; FOSTER, G. T. Patient-ventilator asynchrony. **Current Opinion In Critical Care**, v. 7, n. 1, p. 28–33, 2001.

SCHETTINO, G. P. P.; BARBAS, C. S. V.; AMATO, M. B. P.; CARVALHO, C. R. R. Ventilação não-invasiva com pressão positiva. In: CARVALHO, C. R. R. (Ed.). **Ventilação mecânica**. São Paulo: Atheneu, 2000. v. 2, cap. 17, p. 381-395. (Série Clínicas Brasileiras de Medicina Intensiva).

SCHETTINO, G.; TUCCI, M.; SOUSA, R.; VALENTE BARBAS, C.; PASSOS AMATO, M.; CARVALHO, C. Mask mechanics and leak dynamics during noninvasive pressure support ventilation: a bench study. **Intensive Care Medicine**, v. 27, n. 12, p. 1887–1891, 2001.

SCHÖNHOFER, B.; KUHLEN, R.; NEUMANN, P.; WESTHOFF, M.; BERNDT, C.; SITTER, H. Clinical practice guideline: non-invasive mechanical ventilation as treatment of acute respiratory failure. **Deutsches Ärzteblatt International**, v. 105, n. 24, p. 424–33, 2008.

SYDOW, M.; GOLISH, W.; BUSCHER, H.; ZINSERLING, J.; CROZIER, T. A.; BURCHARDI, H. Effect of low-level PEEP on inspiratory work of breathing in intubated patients, both with healthy lungs and with COPD. **Intensive Care Medicine**, v. 21, n. 11, p. 887-895, 1995.

THILLE, A. W.; RODRIGUEZ, P.; CABELLO, B.; LELLOUCHE, F.; BROCHARD, L. Patient–ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. **Intensive Care Medicine**, v. 32, n. 10, p. 1515-1522, 2006.

THILLE, A.W.; CONTOU, D.; FRAGNOLI, C.; CÓRDOBA-IZQUIERDO, A.; BOISSIER, F.; BRUN-BUISSON, C. Non-invasive ventilation for acute hypoxemic respiratory failure: intubation rate and risk factors. **Critical Care Medicine**, v. 17. n. 6, p. 1-8, 2013.

TOBIN, M.; JUBRAN, A.; LAGHI, F. Patient-ventilator interaction. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 163, n. 5, p. 1059–1063, 2001.

VALIPOUR, A.; SCHNEIDER, F.; KOSSLER, W.; SALIBA, S.; BURGHUBER, C. Heart rate variability and spontaneous baroflex sequences in supine healthy volunteers subjected to nasal positive airway pressure. **Journal of Applied Physiology**, v. 99, n. 6, p. 2137-2143, 2005.

VASCONCELOS, R. S.; MELO, L. H.; SALES, R. P.; MARINHO, L. S.; DEULEFEU, F. C.; REIS, R. C. ALVES-DE-ALMEIDA, M.; HOLANDA, M. A. Effect of an automatic triggering and cycling system on comfort and patient-ventilator synchrony during pressure support ventilation. **Respiration**, v. 86, n. 6, p. 497-503, 2013.

VASCONCELOS, R. S. **Influência da mecânica respiratória sobre a assincronia paciente-ventilador, na ventilação com pressão de suporte, com e sem sistema de disparo e ciclagem automáticos, e na ventilação assistida proporcional**. 2013. 75 p. Dissertação (Mestrado em Ciências Médicas) – Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas, Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, 2013.

VIGNAUX, L.; TASSAUX, D.; JOLLIET, P. Performance of noninvasive ventilation modes on ICU ventilators during pressure support: a bench model study. **Intensive Care Medicine**, v. 33, n. 8, p. 1444 – 1451, 2007.

VIGNAUX, L.; VARGAS, F.; ROESELER, J.; TASSAUX, D.; THILLE, A. W.; KOSSOWSKY, M. P.; BROCHARD, L.; JOLLIET, P. Patient–ventilator asynchrony during non-invasive ventilation for acute respiratory failure: a multicenter study. **Intensive Care Medicine**, v. 35, n. 5, p. 840-846, 2009.

VIGNAUX, L.; TASSAUX, D.; CARTEAUX, G.; ROESELER, J.; PIQUILLOUD, L.; BROCHARD, L.; JOLIET, P. Performance of noninvasive ventilation algorithms on ICU ventilators during pressure support: a clinical study. **Intensive Care Medicine**, v. 36, n. 12, p. 2053 – 2059, 2010.

VITACCA, M.; BIANCHI, L.; ZANOTTI, E.; VIANELLO, A.; BARBANO, L.; PORTA, R.; CLINI, E. Assessment of physiologic variables and subjective comfort under different levels of pressure support ventilation. **Chest**, v. 3, n. 126, p. 851–859, 2004.

WYSOCKI, M.; RICHARD, J. C.; MESHAKA, P. Noninvasive proportional assist ventilation compared with noninvasive pressure support ventilation in hypercapnic acute respiratory failure. **Critical Care Medicine**, v. 30, n.2, p. 323-329, 2002.

**APÊNDICE A - TABELAS COM OS VALORES DE ASSINCRONIA DE CICLAGEM  
PARA CADA VENTILADOR MECÂNICO ESTUDADO NOS PERFIS NORMAL,  
RESTRITIVO E OBSTRUTIVO**

<b>Perfil Normal</b>						
<b>VNI</b>						
<b>Ti (s)</b>	<b>A30</b>	<b>Vision</b>	<b>V60</b>	<b>Trilogy</b>		
0,5	763	322	255	613		
1,0	-45	-107	-120	-200		
1,5	-301	-430	-492	-586		
2,0	-607	-802	-830,1	*		

<b>UTI VNI</b>						
<b>Ti (s)</b>	<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	*	49	561	661	177	181
1,0	-215	-285	178	198	-145	-147
1,5	-490	-687	-65	-217	-493	-481
2,0	-850	-1106	-962	-597	-845	-811

<b>UTI PSV</b>						
<b>Ti (s)</b>	<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	198,4	315	559	667	146	167
1,0	*	-96	187	196	-186	-173
1,5	-447	-407	-52	-209	-499	-527
2,0	-784	-752	-260	-596	-653	-864

Sinal (+): ciclagem tardia Sinal (-): ciclagem precoce

\*Não foi possível avaliar parâmetro devido à presença de auto-disparo.

---

**Perfil Restritivo**


---

**VNI**

<b>Ti (s)</b>	<b>A30</b>	<b>Vision</b>	<b>V60</b>	<b>Trilogy</b>
0,5	-573	390	164	536
1,0	-93	-130	-177	-78
1,5	-373	-436	-469	-358
2,0	-705	-776	-797	*

---

**UTI VNI**

<b>Ti (s)</b>	<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	134	0	185	420	*	71
1,0	*	-398	-144	-39	-185	-287
1,5	-574	-782	-507	*	-477	-692
2,0	-929	-1186	-1060	-847	-828	-1075

---

**UTI PSV**

<b>Ti (s)</b>	<b>PB840</b>	<b>Servo I</b>	<b>DX3012</b>	<b>IX5</b>	<b>Esprit</b>	<b>Esprit AT</b>
0,5	*	151	238	415	55	167
1,0	-243	-196	-160	-42	-186	-173
1,5	-579	-508	-547	*	-499	-527
2,0	-927	-848	-1032	*	-653	-864

---

Sinal (+): ciclagem tardia Sinal (-): ciclagem precoce

\*Não foi possível avaliar parâmetro devido à presença de auto-disparo.

<b>Perfil Obstrutivo</b>						
<b>Ti (s)</b>	<b>A30</b>	<b>Vision</b>	<b>V60</b>	<b>Trilogy</b>		
0,5	1141	1244	981	1182		
1,0	172	542	48	-90		
1,5	21	9	-25	-165		
2,0	-147	-143	-173	-149		
<b>Ti (s)</b>	<b>PB840 VNI</b>	<b>Servo I VNI</b>	<b>DX3012 VNI</b>	<b>IX5 VNI</b>	<b>Esprit VNI</b>	<b>Esprit VNI AT</b>
0,5	349	20	509	780	713	416
1,0	10	-133	104	256	135	31
1,5	-104	-181	-115	-165	48	-230
2,0	-74	-355	-422	-543	-309	-286
<b>Ti (s)</b>	<b>PB840 PSV</b>	<b>Servo I PSV</b>	<b>DX3012 PSV</b>	<b>IX5 PSV</b>	<b>Esprit PSV</b>	<b>Esprit PSV AT</b>
0,5	449	587	523	755	705	657
1,0	33	65	77	324	79	103
1,5	-193	-135	-120	-10	-108	-257
2,0	-386	-282	-357	-453	-255	-445

Sinal (+): ciclagem tardia Sinal (-): ciclagem precoce