

José Benedito Morato

**Comparação da eficácia dos modos de desmames da
ventilação mecânica automatizados: um estudo de bancada**

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

Área de concentração: Pneumologia

Orientador: Dr. Pedro Caruso

São Paulo

2011

José Benedito Morato

**Comparação da eficácia dos modos de desmames da
ventilação mecânica automatizados: um estudo de bancada**

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

Área de concentração: Pneumologia

Orientador: Dr. Pedro Caruso

São Paulo

2011

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

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

©reprodução autorizada pelo autor

Morato, José Benedito

Comparação da eficácia dos modos de desmames da ventilação mecânica automatizados : um estudo de bancada / José Benedito Morato. -- São Paulo, 2010.

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

Orientador: Pedro Caruso.

Descritores: 1.Desmame do respirador 2.Ventilação mecânica 3.Alça fechada
4.Simulador pulmonar 5.Pressão do suporte

USP/FM/DBD-517/10

DEDICATÓRIA

DEDICATÓRIA

A Deus por ter me dado o dom da vida, pelas realizações e por todas as alegrias até hoje.

Aos meus pais pelo exemplo de vida e por permitir chegar até onde cheguei.

À minha esposa, Flaviane, porto seguro em minha vida. Obrigado pela paciência, compreensão e apoio nos momentos difíceis. Saiba que a amo e sem você nenhum sonho seria possível ou valeria a pena.

Aos meus filhos, Laura e Vitor, razão de minha vida, reinício do ciclo e perpetuação da vida.

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

Ao Prof.Dr. Pedro Caruso, por ter me aceitado como seu orientando e ter me ensinado sobre metodologia científica. Por seu caráter, simplicidade e boa vontade durante todo o período da tese. Meu muito obrigado por tudo.

Ao Prof.Dr. Claudinei Leôncio Beraldo, grande mestre, por me apresentar o maravilhoso mundo da pneumologia.

Ao Prof.Dr. Carlos Roberto Ribeiro de Carvalho por estender a mão e me aceitar no programa de pneumologia da FMUSP.

À Dra. Célia Mallarte LLarges, pessoa digna, competente e de caráter apesar de todas as adversidades.

À Dra. Iara Nely Fiks pela convivência, ensinamentos e por abrir meu caminho na disciplina de pneumologia da FMUSP.

Aos membros participantes da banca. Meu muito obrigado por disporem de seu precioso tempo.

Aos amigos José Jerônimo (Air Liquide), Kátia Nagaoka (Draeger) e José Salomão (Flexmed), por cederem gentilmente os ventiladores testados.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

Lista de figuras e gráficos

Lista de tabelas

Lista de abreviaturas

Lista de símbolos

Resumo

Summary

1	INTRODUÇÃO	2
1.1	Conceito	2
1.2	Desmame da ventilação mecânica	2
1.3	Ventilação mecânica em pressão de suporte.....	4
1.4	Desmame automático da ventilação mecânica.....	5
1.5	Ventilação mecânica em alça fechada ou “closed-loop”	7
1.6	Racional do estudo	9
2	OBJETIVOS	12
3	MÉTODOS	13
3.1	Local de realização do estudo	13
3.2	Ventiladores e modos de desmame automatizados.....	13
3.2.1	Smart Care®	15

3.2.2	Adaptive Support Ventilation® (ASV)	17
3.2.3	Mandatory Rate Ventilation® (MRV)	19
3.3	Simulador pulmonar.....	20
3.4	Componentes do modelo experimental.....	22
3.5	Ajustes ventilatórios padronizados	23
3.5.1	Simulações do modo Smartcare: Modelo CO ₂	24
3.6	Situações clínicas simuladas	25
3.6.1	Modelo de sucesso provável de extubação: Mecânica pulmonar de pacientes extubados com sucesso	26
3.6.2	Modelo de falha provável de extubação: Mecânica pulmonar de pacientes que falharam na tentativa de extubação	29
3.6.3	Modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Ansiedade.....	32
3.6.4	Modelo de falha provável de extubação: Mecânica pulmonar de pacientes que falharam na tentativa de extubação e com esforços inspiratórios inefetivos.....	34
3.6.5	Modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Idoso.....	36
3.6.6	Modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Respiração de Cheyne-Stokes.....	38
3.6.7	Modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia: Doença pulmonar restritiva	40
3.7	Variáveis medidas (desfechos)	42
3.8	Aquisição dos dados	42
3.9	Análise estatística.....	42

4	RESULTADOS.....	45
4.1	Análise descritiva.....	45
4.2	Análise do modo Smartcare®.....	52
4.2.1	Análise do modelo de sucesso provável de extubação.....	54
4.2.2	Análise do modelo de falha provável de extubação.....	55
4.2.3	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Ansiedade.....	56
4.2.4	Análise do modelo de falha provável de extubação: Esforços inspiratórios perdidos.....	57
4.2.5	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Idoso.....	58
4.2.6	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Cheyne Stokes neurológico habilitado.....	59
4.2.7	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Cheyne Stokes neurológico desabilitado.....	60
4.2.8	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia moderada: Doença pulmonar restritiva.....	61
4.2.9	Modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia intensa: Doença pulmonar restritiva.....	62
4.3	Análise do modo ASV® (Adaptive Support Ventilation).....	63
4.3.1	Análise do modelo de sucesso provável de extubação.....	65
4.3.2	Análise do modelo de falha provável de extubação.....	66
4.3.3	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Ansiedade.....	67

4.3.4	Análise do modelo de falha provável de extubação: Esforços inspiratórios perdidos.....	68
4.3.5	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Idoso.....	69
4.3.6	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Cheyne Stokes.....	70
4.3.7	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia moderada: Doença pulmonar restritiva.....	71
4.3.8	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia intensa: Doença pulmonar restritiva.	72
4.4	Análise do modo MRV [®] (Mandatory Rate Ventilation)	73
4.4.1	Análise do modelo de sucesso provável de extubação	75
4.4.2	Análise do modelo de falha provável de extubação	76
4.4.3	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Ansiedade.....	77
4.4.4	Análise do modelo de falha provável de extubação: Esforços inspiratórios perdidos.....	78
4.4.5	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Idoso.....	79
4.4.6	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Cheyne Stokes.....	80
4.4.7	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia moderada: Doença pulmonar restritiva.....	81
4.4.8	Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia intensa: Doença pulmonar restritiva	82

5	DISCUSSÃO	84
6	CONCLUSÃO	91
7	REFERÊNCIAS.....	89

APÊNDICES

Apêndice 1 Aprovação na Comissão de Ética

Apêndice 2 Dados dos volumes correntes, etCO₂ e frequência respiratória no modo Smartcare®

Apêndice 3 Dados dos volumes correntes nos modos ASV® e MRV®

Apêndice 4 Sumário dos dados obtidos nos experimentos quanto ao planejado e aferido nos modos Smartcare®, ASV® E MRV®

LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS

LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS

Figura 1	Ventiladores testados	14
Figura 2	Sinalização visual de extubação possível Evita XL (Smartcare)® ...	16
Figura 3	Sinalização visual de suporte ventilatório mínimo “zona de desmame” G5 (ASV)®.....	18
Figura 4	Princípio de funcionamento MRV®.....	19
Figura 5	Simulador pulmonar ASL 5000®.....	20
Figura 6	Ajuste da programação do simulador ASL 5000®	21
Figura 7	Modelo de simulação Smartcare	24
Figura 8	Esquema da simulação de sucesso da extubação adaptado de Jubran et al (57, 58)	27
Figura 9	Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com sucesso do desmame da ventilação mecânica	28
Figura 10	Esquema da simulação de fracasso da extubação adaptado de Jubran et al (57, 58)	30
Figura 11	Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com fracasso do desmame da ventilação mecânica	31
Figura 12	Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com padrão respiratório de paciente com ansiedade baseada na pletismografia adaptada de Tobin et al (59).....	33

Figura 13	Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com esforço inspiratório perdido baseada na figura adaptada de Purro et al (61).....	35
Figura 14	Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente idoso com respiração irregular baseada na pletismografia adaptada de Tobin et al (62)	37
Figura 15	Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com respiração de Cheyne Stokes e baseada na pletismografia adaptada de Brack et al (64).....	39
Figura 16	Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com doença pulmonar restritiva baseada na pletismografia adaptada de Tobin et al (59).....	41'
Gráfico 1	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de sucesso provável da extubação modo Smartcare®.....	54
Gráfico 2	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de falha provável de extubação modo Smartcare.....	55
Gráfico 3	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de ansiedade modo Smartcare®	56
Gráfico 4	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de esforços inspiratórios perdidos modo Smartcare®.....	57
Gráfico 5	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de idoso modo Smartcare®	58
Gráfico 6	Representação dos três experimentos realizados com o modelo Cheyne Stokes neurológico habilitado modo Smartcare®	59

Gráfico 7	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de Cheyne Stokes neurológico desabilitado modo Smartcare®60
Gráfico 8	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de doença restritiva com taquipnéia moderada modo Smartcare®61
Gráfico 9	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de doença restritiva com taquipnéia grave modo Smartcare®.....62
Gráfico 10	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de sucesso provável da extubação modo ASV®.....65
Gráfico 11	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de falha provável de extubação modo ASV®66
Gráfico 12	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de ansiedade modo ASV®67
Gráfico 13	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de esforços inspiratórios perdidos modo ASV®68
Gráfico 14	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de idoso modo ASV®69
Gráfico 15	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de Cheyne Stokes modo ASV®70
Gráfico 16	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de Cheyne Stokes modo ASV®71
Gráfico 17	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de doença restritiva com taquipnéia intensa modo ASV®.....72
Gráfico 18	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de sucesso provável da extubação modo MRV®.....75

Gráfico 19	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de falha provável de extubação modo MRV®.....	76
Gráfico 20	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de ansiedade modo MRV®	77
Gráfico 21	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de esforços inspiratórios perdidos modo MRV®.....	78
Gráfico 22	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de idoso modo MRV®	79
Gráfico 23	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de Cheyne Stokes modo MRV®	80
Gráfico 24	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de doença restritiva com taquipnéia moderada modo MRV®	81
Gráfico 25	Representação dos três experimentos realizados com o modelo de doença restritiva com taquipnéia intensa modo MRV®	82

LISTA DE TABELAS

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Comparação entre os modos de desmame automatizados.....	6
Tabela 2	Sinalização de extubação provável*	47
Tabela 3	Avaliação da capacidade discriminatória dos modos de desmame automatizados	48
Tabela 4	Nível pressórico de estabilização*	49
Tabela 5	Tempo decorrido até estabilização do nível da pressão de suporte...51	
Tabela 6	Tempo* decorrido até a sinalização de desmame possível** no modo automatizado Smartcare®	53
Tabela 7	Tempo* decorrido até estabilização** pressórica no modo ASV®..64	
Tabela 8	Tempo* necessário para estabilização** no modo MRV®	74
Tabela 9	Dados do modo Smartcare® na simulação de sucesso.....	80
Tabela 10	Dados do modo Smartcare® na simulação de fracasso.....	81
Tabela 11	Dados do modo Smartcare® na simulação de esforço inspiratório perdido	82
Tabela 12	Dados do modo Smartcare® na simulação de ansiedade	83
Tabela 13	Dados do modo Smartcare® na simulação de respiração irregular moderada do idoso.....	84
Tabela 14	Dados do modo Smartcare® na simulação de respiração irregular grave Cheyne Stokes (modo neurológico habilitado)	85
Tabela 15	Dados do modo Smartcare® na simulação de respiração irregular grave Cheyne Stokes (modo neurológico desabilitado)	86

Tabela 16	Dados do modo Smartcare® na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia moderada.....	87
Tabela 17	Dados do modo Smartcare® na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia intensa	88
Tabela 18	Tabela de dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de sucesso	89
Tabela 19	Tabela de dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de fracasso	90
Tabela 20	Dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de esforço inspiratório perdido	91
Tabela 21	Tabela de dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de ansiedade	92
Tabela 22	Dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de respiração irregular moderada do idoso	93
Tabela 23	Dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de respiração irregular intensa (Cheyne-Stokes)	94
Tabela 24	Dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia moderada.....	95
Tabela 25	Dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia intensa.....	96
Tabela 26	Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de sucesso provável.	97
Tabela 27	Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de fracasso provável.	99

Tabela 28	Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de ansiedade.	100
Tabela 29	Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de esforço inspiratório perdido.	101
Tabela 30	Comparação entre os dados planejados e reais na simulação da respiração irregular moderada do idoso.	102
Tabela 31	Comparação entre os dados planejados e reais na simulação da respiração irregular grave Cheyne-Stokes (modo neurológico habilitado).....	103
Tabela 32	Comparação entre os dados planejados e reais na simulação da respiração irregular grave Cheyne Stokes (modo neurológico desabilitado).	104
Tabela 33	Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia moderada.....	106
Tabela 34	Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia intensa.	107

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE ABREVIATURAS

ASV	Adaptive Support Ventilation ou Ventilação de suporte adaptativo
CO ₂	Gás carbônico
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure ou Pressão positiva contínua em vias aéreas
EtCO ₂	Concentração de gás carbônico no final da expiração
FiO ₂	Fração inspirada de oxigênio
HME	Heat-and-Moisture Exchanger ou Trocadores de calor e de umidade
F	Fluxo
FR	Frequência Respiratória
KBS	Knowledge-based System ou Sistema baseado em conhecimento
MRV	Mandatory Rate Ventilation ou Ventilação de frequência mandatória
P0.1	Pressão de oclusão aos 100 milissegundos do início da inspiração
PaCO ₂	Pressão parcial arterial de gás carbônico
PaO ₂	Pressão parcial arterial de oxigênio
PAV	Proportional Assist Ventilation ou Ventilação assistida proporcional

PCI	Peso corporal ideal
VPS	Ventilação em pressão de suporte
Pva	Pressão via aérea
Peso	Pressão esofágica
PS	Pressão de suporte
SIMV	Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation ou Ventilação mandatória sincronizada intermitente
T _{insp}	Tempo inspiratório
TRE	Teste de respiração espontânea
VC	Volume corrente
PEEP	Positive end-expiratory pressure ou Pressão positiva ao final da expiração
VILI	Lesão Pulmonar Induzida pelo Ventilador
RC	Constante de tempo respiratória
VA	Ventilação alveolar
VD	Ventilação de espaço morto
VM	Ventilação mecânica
V _{min}	Volume minuto
VPS	Ventilação em pressão de suporte

LISTA DE SÍMBOLOS

LISTA DE SÍMBOLOS

J	Joule
L	Litro
Kg	Quilograma
M ²	Metro quadrado
mmHg	Milímetros de mercúrio
cmH ₂ O	Centímetros de água
min	Minuto
mL	Mililitro
mmHg	Milímetros de mercúrio
rpm	Respirações por minuto
<	Menor
≤	Menor ou igual
>	Maior
≥	Maior ou igual
±	Mais ou menos
=	Igual
X	Multiplicado
π	raio

RESUMO

Morato, J B. Comparação da eficácia dos modos de desmames da ventilação mecânica automatizados: um estudo de bancada. [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2010, 163 pág.

INTRODUÇÃO: O desmame da ventilação mecânica é um processo complexo que requer avaliação e interpretação de parâmetros clínicos objetivos e subjetivos. O atraso no processo de desmame pode expor o paciente a um desconforto desnecessário, aumentar o risco de complicações e custos. Os modos de desmame automatizados podem acelerar a extubação e diminuir a carga de trabalho da equipe da UTI. Há diversos modos automatizados de desmame disponíveis que foram avaliados, separadamente, em populações selecionadas, com resultados divergentes em relação ao desmame convencional. No entanto, os modos automáticos desmame não foram comparados entre si, nem sistematicamente avaliados, em condições específicas, mas comuns, como a ansiedade extrema ou esforços inspiratórios inefetivos. **OBJETIVOS:** Comparar os modos Smartcare®, ASV® e MRV® quanto a eficácia no desmame da ventilação mecânica. **MÉTODOS:** Estudo de bancada para avaliar os três diferentes modos de desmame automatizado: adaptive support ventilation (ASV®), mandatory rate ventilation (MRV®) and Smartcare®. Nós simulamos os pacientes usando um simulador pulmonar programável (ASL 5000 - Ingmar Medical) com o padrão respiratório, mecânica respiratória e CO₂ arterial de derivados de artigos publicados em periódicos médicos para criar duas condições: 1. extubação provável: mecânica pulmonar normal, ansiedade extrema, idosos normais, padrão de respiração irregular extrema (Cheyne-Stokes), doença pulmonar restritiva; 2. extubação improvável: mecânica pulmonar alterada, com e sem esforços inspiratórios ineficazes. **RESULTADOS:** Os pacientes com extubação possível, ansiedade extrema, o padrão de respiração irregular moderada e extubação impossível foram diagnosticados corretamente por todos os modos. Os pacientes com Cheyne-Stokes foram diagnosticados impropriamente por todos os modos, mas o modo Smartcare® diagnosticou corretamente quando a opção de distúrbio neurológico foi ativado. Apenas o Smartcare® diagnosticou corretamente o paciente com respiração rápida e superficial, devido à doença pulmonar restritiva. Somente o modo MRV® diagnosticou impropriamente o paciente com esforços inspiratórios ineficazes. O nível de estabilização da pressão de suporte variou para cada modo. ASV® e MRV® atingiram nível de pressão de suporte estável mais rápido do que Smartcare®. No entanto, especialmente para ASV®, não houve estabilização da pressão de suporte, mas oscilação da pressão ao longo de um grande intervalo. **CONCLUSÃO:** Os três modos de desmame automatizada tiveram desempenho correto na maioria dos pacientes, mesmo em condições adversas, como a ansiedade extrema. Pacientes com respiração rápida e superficial, devido à doença pulmonar restritiva, esforços inspiratórios ineficazes e Cheyne Stokes, foram impropriamente diagnosticados, dependendo do modo. ASV® e MRV® tem respostas mais rápidas, mas apresentaram grande variação do nível da pressão de suporte, especialmente de modo a ASV®.

Descritores: 1- Desmame do respirador, 2- Ventilação mecânica, 3- Alça fechada, 4- Simulador pulmonar, 5- Pressão de suporte

SUMMARY

Morato, J B. Comparison of the effectiveness of modes of automated weaning from mechanical ventilation: a bench study. [thesis]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2010, 163 p.

INTRODUCTION: Weaning from mechanical ventilation is a complex process requiring assessment and interpretation of both objective and subjective clinical parameters. Delay in weaning process may expose the patient to unnecessary discomfort and increased risk of complications, and increasing the cost of care. Automated weaning modes could quicken the extubation and decrease the ICU team workload. Many automated weaning modes were now available. They were separately evaluated in selected populations with divergent results when compared to conventional weaning. However the automated weaning modes were not compared among them, neither systematically evaluated in challenging but common conditions, as extreme anxiety or ineffective inspiratory efforts. **OBJECTIVES:** Compare Smartcare®, ASV® and MRV® effectiveness in weaning of mechanical ventilation. **METHODS:** Bench study to evaluate three different automated weaning modes: adaptive support ventilation (ASV®), mandatory rate ventilation (MRV®) and Smartcare®. We simulated the patients using a programmable lung simulator (ASL 5000 – Ingmar Medical) with the breathing pattern, respiratory mechanics and arterial CO₂ derived from published medical journals articles to create two conditions: 1. Successful extubation: normal lung mechanic, extreme anxiety; old normal adult, extreme irregular breathing pattern (Cheyne-Stokes), restrictive lung disease; 2. Unsuccessful extubation: altered pulmonary mechanics with and without ineffective inspiratory efforts. **RESULTS:** Patients with successful extubation, extreme anxiety, moderate irregular breathing pattern and unsuccessful extubation were properly diagnosed by all modes. Patients with Cheyne-Stokes were improperly diagnosed by all modes, but the Smartcare® mode properly diagnosed when the neurologic disorder option was activated. Only Smartcare® properly diagnosed the patient with rapid shallow breathing due to restrictive lung disease. Only MRV improperly diagnosed the patient with ineffective inspiratory efforts. The pressure support level that each mode stabilized varied. ASV® and MRV® reached a stable pressure support level faster than Smartcare®. However, especially for ASV®, there was not stabilization oscillation of the pressure support level over a large range. **CONCLUSIONS:** The three automated weaning modes performed properly in most patients, even in challenging conditions, as extreme anxiety. Patients with rapid shallow breathing due to restrictive lung disease, ineffective inspiratory efforts and Cheyne-Stokes were improperly diagnosed depending on the mode. ASV® and MRV® have faster responses, but they presented large pressure support level variation, especially the ASV® mode.

Key words: 1- Weaning, 2- Mechanical ventilation, 3- Closed-loop, 4- Lung simulator, 5- Pressure support

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

1.1 Conceito

A ventilação mecânica (VM) consiste em um método de suporte para o tratamento de pacientes com insuficiência respiratória aguda ou crônica agudizada. Os principais objetivos da VM são: 1. manter os gases sanguíneos em valores que garantam a oxigenação tecidual, sem grave acidose respiratória; 2. evitar a lesão induzida pela VM e 3. aliviar a carga sobre a musculatura respiratória. Como qualquer outro tratamento, está associada a complicações. Desta forma, uma vez que a causa que levou a VM esteja total ou parcialmente resolvida, devemos rapidamente considerar a descontinuação do suporte ventilatório (1, 2).

Há relatos desde o final do século XIX do uso da ventilação mecânica em pacientes anestesiados. Entretanto, a consolidação do uso e sua importância foram estabelecidos após a epidemia de poliomielite durante a década de 1950. Na década em 60 foi criado o primeiro ventilador com pressão positiva (BIRD MARK 7). Na década de 80, com o advento dos ventiladores microprocessados, observou-se a melhoria significativa da qualidade do suporte ventilatório(3).

1.2 Desmame da ventilação mecânica

O termo desmame refere-se ao processo de transição da ventilação artificial para a espontânea nos pacientes que permanecem em ventilação mecânica invasiva por tempo superior a 24 h e envolve em média cerca de 40-50% do tempo total da

ventilação mecânica (1, 4). O termo extubação, apesar de pertencer ao processo de desmame, consiste na retirada da via aérea artificial (tubo orotraqueal) (1). O sucesso da extubação é definido como a manutenção da ventilação espontânea durante pelo menos 48 h após a interrupção da ventilação artificial e extubação. Considera-se fracasso ou falência da extubação, se o retorno à ventilação artificial for necessário neste período.

O processo de desmame da ventilação mecânica pode ser dividido em seis estágios: 1- tratamento da causa da insuficiência respiratória, 2- avaliar se o paciente está apto para iniciar o processo de desmame, 3- avaliar a prontidão para o desmame, 4- realizar o teste de respiração espontânea, 5- extubação e 6- eventual reintubação (1, 5).

O atraso do desmame e/ou extubação expõe o paciente a um desconforto desnecessário e aumenta o risco de complicações, principalmente barotrauma e pneumonia associada à ventilação mecânica. Outro fato relevante reside no custo envolvido da VM prolongada que pode representar 37% dos custos de uma unidade de terapia intensiva (1, 6).

Apesar da melhora na condução do processo de desmame e extubação, uma porcentagem significativa, em torno de 15% dos pacientes, necessitará de reintubação, fato que acarreta maior morbi-mortalidade (7). A identificação destes pacientes constitui um grande desafio no ambiente da terapia intensiva, uma vez que a falha do desmame é complexa, multifatorial e ainda não apresenta uma fisiopatologia totalmente definida (1, 8).

1.3 Ventilação mecânica em pressão de suporte

A ventilação mecânica em pressão de suporte (VPS), consiste em um modo de suporte ventilatório parcial, comumente usado para facilitar o desmame da VM e que permite a redução gradual do suporte ventilatório e o aumento gradual da carga assumida pelo paciente (1, 9-11).

Apesar do amplo e antigo uso da pressão de suporte, o ajuste do nível de suporte pressórico continua a ser um desafio porque se baseia em critérios diversos, muitas vezes subjetivos e dependentes do observador (8). O uso de parâmetros não-invasivos medidos pontualmente (estáticos) como ventilação minuto, volume corrente, frequência respiratória, capacidade vital, índice de respiração rápida e superficial (frequência respiratória/volume corrente em litro), uso de musculatura inspiratória acessória e conforto do paciente não mostrou boa acuraria para ajustar o nível da pressão de suporte (9, 12-17). Corroborando estes estudos, mostrou-se que o ajuste do nível de pressão de suporte baseado em exames laboratoriais, exame físico e observação do ventilador mecânico é significativamente diferente do ajuste baseado na medida do trabalho respiratório e do produto pressão-tempo, sugerindo um desempenho não adequado do ajuste clínico (18).

Nos últimos anos foi verificado um uso crescente da VPS como método ventilatório no desmame. Em 1994 Esteban publicou uma coorte de 361 unidades de terapia intensiva em 20 países (6) sobre o método utilizado para o desmame e mostrou que 11% dos pacientes usaram “synchronized intermittent mandatory ventilation” (SIMV), 19% VPS e 39% tubo-T. Em 2008 uma coorte similar em 349 unidades de terapia intensiva em 23 países mostrou a disseminação do uso da VPS

como modo ventilatório no desmame, que agora responde por cerca de 55% dos casos (1, 19).

1.4 Desmame automático da ventilação mecânica

O primeiro sistema de regulação automática do suporte ventilatório foi descrito em 1950 e nele o valor do dióxido de carbono ao fim da expiração ($etCO_2$) era utilizado para regular a pressão negativa gerada por um ventilador de pressão negativa “pulmão de aço”(20). O desenvolvimento de ventiladores mecânicos microprocessados permitiu o surgimento de sistemas de regulação automática do suporte ventilatório mais precisos e de rápida resposta a demanda ventilatória (20-22).

A melhoria do suporte de vida ao paciente crítico proporcionou um aumento da sobrevida no ambiente da terapia intensiva, mas as custas de maior carga de trabalho, complexidade de procedimentos e estresse da equipe multiprofissional. Esses são fatores aumentam o risco de eventos adversos e do custo hospitalar (23-25). O uso de métodos automáticos de desmame pode impactar positivamente no cuidado do paciente através da redução da carga de trabalho sobre a equipe multiprofissional e monitorização e ajustes contínuos da VM. Teoricamente isto levaria a menor probabilidade de eventos adversos e menor tempo de permanência em VM e na terapia intensiva com conseqüente menor morbidade e mortalidade (26-30). Sem os sistemas automatizados, o desmame é ditado pela experiência pessoal e do serviço de terapia intensiva e às vezes por protocolos recomendados por sociedades médicas (6, 31-33).

Os diversos sistemas de desmame automático comercialmente existentes seguem algoritmos propostos e patenteados por cada fabricante. O sistema MRV® (Mandatory Rate Ventilation-Taema) propõe o ajuste da pressão de suporte através do uso de uma frequência respiratória alvo (34). O ASV® (Adaptive Support Ventilation- Hamilton) é baseado no ajuste da pressão de suporte a fim de manter uma ventilação minuto ideal (35). O Smartcare® (Draeger) em seu algoritmo utiliza a relação entre frequência respiratória, o nível de etCO₂ e volume corrente para classificar o paciente e realizar a titulação da pressão de suporte (36).

Tabela 1 Comparação entre os modos de desmame automatizados

	Tipo de modo de desmame automatizado		
	Smartcare®	ASV®	MRV®
Princípio de funcionamento	Ajuste PS para manter Fr na zona de conforto	Ajuste da PS, Texp e Tinsp para manter VM	Ajuste da PS para manter FR alvo
Frequência de adaptação	Período de 2-5 minutos	Ciclo-ciclo	Média de quatro ciclos
Ajuste do operador	Ajuste básico da VPS	% do Vmin	FR alvo
TRE	Sim	Não	Não
Aviso de extubação	Sim	Não	Não

ASV (Adaptive Support Ventilation), MRV (Mandatory Rate Ventilation), PS (Pressão de suporte), Ti (Tempo inspiratório), Texp (Tempo expiratório), Vmin (Volume minuto), FR (Frequência Respiratória), VPS (Ventilação em pressão de suporte), TRE (Teste de respiração espontânea). Adaptado de Burns et al. ⁽³⁷⁾

1.5 Ventilação mecânica em alça fechada ou “closed-loop”

O ajuste automático com “closed-loop” ou ventilação em alça fechada deriva do conceito da teoria de controle que consiste de um braço interdisciplinar entre matemática, engenharia e medicina, destinado ao controle de sistemas dinâmicos (38).

Apesar de soar vago ou distante e gerar desconfiança quanto à possibilidade de erros, o conceito de alça fechada está presente nas atividades cotidianas, dos mecanismos de controle de velocidade em automóveis e aviões, “semáforos inteligentes” e aos novos sistemas de controle do diabetes mellitus, observa-se que o dessa tecnologia “invisível” é cada vez mais comum (39, 40).

A ventilação mecânica em alça fechada incorpora uma infinidade de técnicas, variando de modos extremamente simples a relativamente complexos. Nos modelos simples, por exemplo, o valor de entrada de um parâmetro de controle, como a pressão inspiratória, é utilizado como referência para outro, por exemplo, o ajuste do fluxo, que sofrerá mudanças ao longo da fase inspiratória para manter parâmetro de controle constante. Nos modelos mais complexos o uso de múltiplos parâmetros (por exemplo, frequência respiratória, pressão de via aérea, volume corrente, etc) pode emular o centro respiratório e fisiologia humana e assim exercer um controle mais amplo e independente (41, 42).

O conceito de alça fechada transportado para a ventilação mecânica apresenta duas interfaces: operador-paciente e ventilador-paciente. O sistema automatizado de desmame ideal deveria ser capaz de apresentar e lidar com informações em tempo real do paciente, diagnosticar a situação clínica, interagir de

forma confortável, adaptar as demandas do paciente, executar um algoritmo pré-estabelecido, responder a situações adversas e prever o desfecho do desmame da ventilação (43, 44).

Apesar do desenvolvimento de diversos sistemas comerciais de desmame com alça fechada a maioria dos ventiladores disponíveis utiliza modos ventilatório com o conceito chamado alça aberta (open-loop). O modo ventilatório “Volume Assured Pressure Support Ventilation” (VAPS) é um exemplo típico dessa forma de ajuste. Os ajustes iniciais e posteriores de parâmetros como pressão inspiratória, volume corrente frequência respiratória são feitos exclusivamente pelo operador e não sofrem variação (45-47).

A composição básica de um sistema de alça fechada envolve um sensor destinado a aferir o parâmetro a ser controlado, um algoritmo de ajuste para o parâmetro de controle, um comparador que gera sinais de erro em relação à diferença entre o valor alvo e o valor aferido, o transferidor que converte o sinal de diferença para o efetor e o efetor que implementa a ação corretiva. Basicamente algumas variáveis ajustadas como alvo e/ou desfecho são utilizadas para controlar o sistema através da alça de retro-controle, tornando o ventilador responsável pelo controle parcial ou total do ciclo respiratório. Automaticamente, os dados do paciente, o ajuste do ventilador e os parâmetros aferidos são monitorados e alimentam o algoritmo de resposta em intervalos fixos ou variáveis (48, 49). Nesta configuração a entrada pode ser considerado como positiva quando há incremento e negativa quando há decremento do valor de referência. O sistema de retro-controle negativo e positivo é designado com a finalidade de estabilizar o sistema (48, 49).

Alguns estudos avaliando o ajuste automático da pressão de suporte mostraram-se úteis, demonstrando a redução do tempo de desmame da ventilação mecânica quando comparado ao ajuste manual (28, 44). Em um estudo publicado por Dojat, o ajuste automático foi capaz de manter os pacientes por mais tempo dentro de parâmetros de normalidade da frequência respiratória, volume corrente e CO₂ expirado e manteve a P O.1 (pressão de oclusão traqueal nos 100mls do início da inspiração) por mais tempo dentro dos parâmetros normais que o ajuste pelo médicos.(50) Em outro estudo, este mesmo modo automático, diminuiu o tempo de ventilação mecânica e o tempo de permanência na unidade de terapia intensiva (28). Entretanto um estudo que comparou a uma equipe de enfermagem treinada e capacitada para executar o desmame da VM contra um método automatizado demonstrou desfechos semelhantes entre o desmame automático e guiado pela enfermagem (51).

1.6 Racional do estudo

Durante as últimas duas décadas ocorreram diversos avanços tecnológicos e de conhecimento. Entretanto ainda haja incerteza sobre qual o melhor método para a condução do processo de desmame.

A eficácia dos sistemas automatizados já foi avaliada em diversos estudos clínicos, entretanto, sua aplicabilidade em situações clínicas específicas e comumente encontradas no ambiente da terapia intensiva não está bem estabelecido e até a presente data não há estudos clínicos ou experimentais comparando o desempenho dos diversos modos de desmame automatizado.

Desta forma optamos por realizar um estudo experimental com o intuito de avaliar e comparar o desempenho de três diferentes modos de desmame automatizado.

OBJETIVOS

2 OBJETIVOS

- 1- Estudar e comparar, em modelo pulmonar, o desempenho de três diferentes modos de desmame automático frente as seguintes situações clínicas específicas:
- 2- 1- Extubação provável
- 3- 2- Extubação provável com padrão respiratório irregular: ansiedade, adulto idoso e respiração de Cheyne-Stokes
- 4- 3- Extubação provável com padrão respiratório rítmico com taquipnéia: doença pulmonar restritiva
- 5- 4- Extubação improvável
- 6- 5- Extubação improvável com esforços inspiratórios perdidos

MÉTODOS

3 MÉTODOS

3.1 Local de realização do estudo

O presente estudo foi realizado no Laboratório Investigação Médica 9 (LIM 09) da UTI- Respiratória da Disciplina de Pneumologia da Faculdade de Medicina da USP, localizado no 9º andar do Instituto Central do Hospital das Clínicas. Por se tratar de um estudo experimental de bancada não houve formulação do termo de informe consente. O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa (CAPPesq) da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, sob número 310/10.

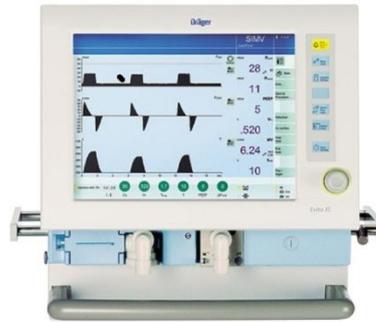
3.2 Ventiladores e modos de desmame automatizados

Os ventiladores a serem avaliados, possuem os seguintes modos de desmame automático: Smart Care® software versão 1.1 (Evita XL- Drager; Lubeck, Germany), Adaptive Support Ventilation® software versão 1.21 (G5- Hamilton Medical AG; Rhazuns, Switzerland) e Mandatory Rate Ventilation® (Horus- Taema, Air Liquid, France) (Figura 1).

Figura 1. Ventiladores testados



G5



Evita XL



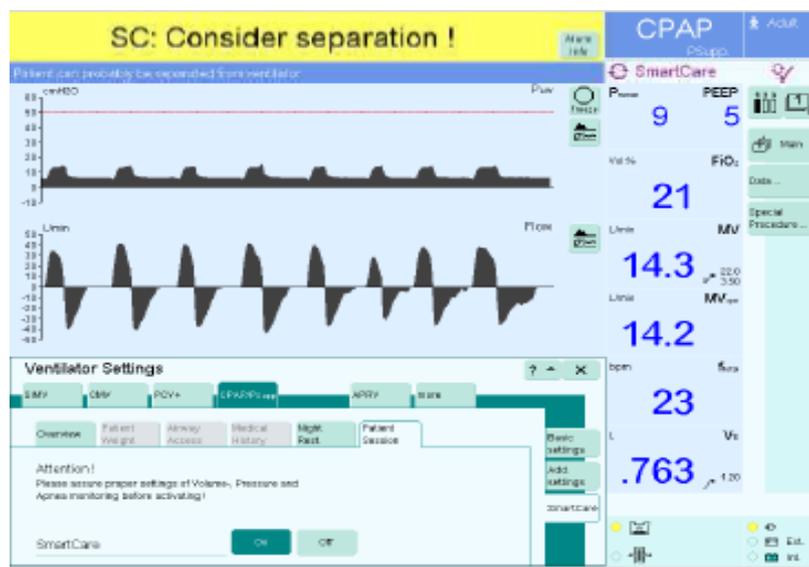
Horus-4

3.2.1 Smart Care®

O modo de desmame automático Smart Care®, anteriormente conhecido como Neoganes, foi o primeiro sistema comercial desenhado para guiar todo o processo de desmame (27, 44). O operador ajusta inicialmente o diagnóstico clínico do paciente, peso, tipo de prótese (tubo orotraqueal ou traqueostomia) e tipo de umidificador (umidificador com água aquecida ou os trocadores de calor e de umidade – HME). O ventilador mede continuamente a frequência respiratória, o nível de etCO_2 e o volume corrente gerado. Através da intersecção desses parâmetros classifica em oito diagnósticos possíveis (ventilação normal, ventilação insuficiente, hipoventilação, hipoventilação central, taquipnéia, taquipnéia severa, hiperventilação e hiperventilação inexplicada) e gera a resposta do ventilador, que é aumentar, diminuir ou manter o nível da pressão de suporte. Quando o sistema julga que o indivíduo está apto para a extubação, mantém o paciente em observação por uma hora no menor nível de pressão de suporte aceito e que varia de acordo com o tipo de umidificador e a prótese (traqueostomia ou tubo orotraqueal). Os níveis de pressão de suporte para traqueostomia são $5 \text{ cmH}_2\text{O}$ com umidificador aquecido e $7 \text{ cmH}_2\text{O}$ com HME, já em uso de tubo orotraqueal são $9 \text{ cmH}_2\text{O}$ para umidificador aquecido e $12 \text{ cmH}_2\text{O}$ para HME. Se o paciente mantém os parâmetros avaliados numa faixa considerada normal pelo algoritmo do ventilador, sua tela lança a mensagem “considerar extubação” (figura 2) (37). Esta etapa é similar ao teste de respiração espontânea (TRE) que é feito pela equipe quando não se está usando este método automatizado.

No modo de desmame automatizado Smartcare é possível habilitar uma função “neurológica” para pacientes que apresentem quadro clínico de alteração neurológica. Com esta função habilitada o algoritmo permite uma frequência respiratória mais elevada.

Figura 2 Sinalização visual de extubação possível Evita XL (Smartcare)®



3.2.2 Adaptive Support Ventilation® (ASV)

O modo ASV® foi introduzido em 1994, tornando-se comercial em 1998 na Europa e 2007 nos Estados Unidos (Hamilton Galileo ventilator, Hamilton Medical AG) (52).

O sistema ASV® é um modelo baseado na manutenção de uma ventilação guiada pelo volume minuto alvo, ou seja, a combinação ótima entre volume corrente e frequência respiratória (26). O algoritmo está baseado na utilização da equação de Otis que determina uma frequência respiratória ótima que minimiza o trabalho ventilatório para uma dada necessidade de ventilação alveolar (53). Esta fórmula matemática é expressa:

$$\text{Frequência respiratória} = (1 + 4\pi^2 RC \cdot (VA/VD) - 1) / (2\pi^2 RC)$$

Onde: RC(constante de tempo respiratória), VA (ventilação alveolar) e VD (ventilação de espaço morto).

O modo ASV® assume que a ventilação de um indivíduo normal é 100 ml/minuto por quilo (indivíduo adulto) ou 200 ml/min/kg (paciente pediátrico). A ventilação minuto é calculada como a relação entre peso corporal ideal (PCI) obtido através da estatura do indivíduo e a porcentagem de ventilação minuto ajustada pelo operador (onde o valor 100% corresponde a normalidade).

Dependendo do estímulo respiratório do paciente o ventilador pode proporcionar uma ventilação controlada à pressão (quando o paciente não dispara o ventilador, ajustando automaticamente o nível da pressão inspiratória e o tempo inspiratório) ou uma ventilação assistida à pressão de suporte (ajustando automaticamente o nível de pressão inspiratória). Nos casos onde a frequência

respiratória está abaixo da frequência alvo, o ventilador dispensa ciclos controlados (37).

No modo ASV® o ventilador sinaliza que o paciente está em uma em uso de suporte ventilatório mínimo, chamada de “zona de desmame”. Apesar de não sinalizar que o paciente está apto para ser extubado o modo cronometra e demonstra tempo em que o paciente está nessa chamada “zona de conforto” (Figura 3).

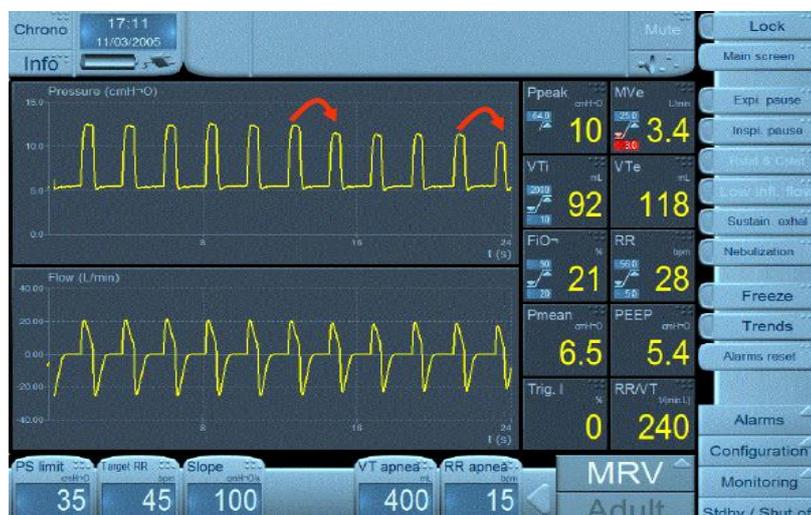
Figura 3 Sinalização visual de suporte ventilatório mínimo “zona de desmame” G5 (ASV)®



3.2.3 Mandatory Rate Ventilation® (MRV)

Introduzido comercialmente em 1988 consiste em um modo ventilatório que diminui ou aumenta automaticamente a pressão de suporte, baseado na premissa de que há uma relação inversa entre o nível de pressão de suporte e frequência respiratória (ou seja, quanto maior a pressão de suporte, menor a frequência respiratória) (29). O operador ajusta inicialmente o nível pressórico e a frequência alvo (frequência desejada \pm três ciclos) que representa o valor da frequência respiratória que seria esperada pelo paciente (54). A cada ciclo o ventilador compara a frequência alvo com a frequência média dos últimos quatro ciclos. (figura 4) Quando a frequência média é maior que frequência alvo o ventilador aumenta a pressão de suporte em um cmH_2O . Quando a frequência média esta menor que a frequência alvo, o ventilador diminui a pressão de suporte em um cmH_2O . Caso sejam iguais, não há mudança pressórica (34). No MRV® o ventilador não realiza um período de teste de respiração espontânea, nem sinaliza extubação possível.

Figura 4 Princípio de funcionamento MRV®



3.3 Simulador pulmonar

O simulador pulmonar computadorizado utilizado foi o Active Servo Lung 5000® [IngMar Medical, Pittsburgh, PA] que pode ser digitalmente controlado em tempo real (figura 5) (55, 56). O simulador permite criar o “script” desejado, controlar o tempo de início das simulações e gravar e exportar os dados adquiridos

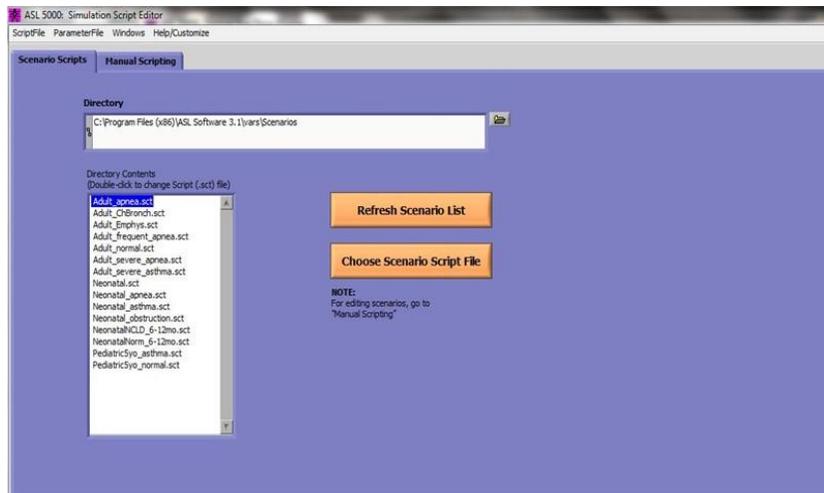
A simulação pode ser criada com riqueza de detalhes compatíveis a apresentada por um paciente real e diferentemente de outros simuladores, com padrões respiratórios variáveis e irregulares. Através do movimento gerado por um pistão é possível simular, entre outros, os parâmetros ventilatórios de complacência, resistência das vias aéreas, grau de esforço inspiratório (pressão negativa gerada pelos músculos respiratórios) e frequência respiratória (Figura 6). O simulador tem transdutores de pressão e fluxo que permitem medir pressões e fluxos gerados. O software registra as curvas de monitorização.

Figura 5 Simulador pulmonar ASL 5000®

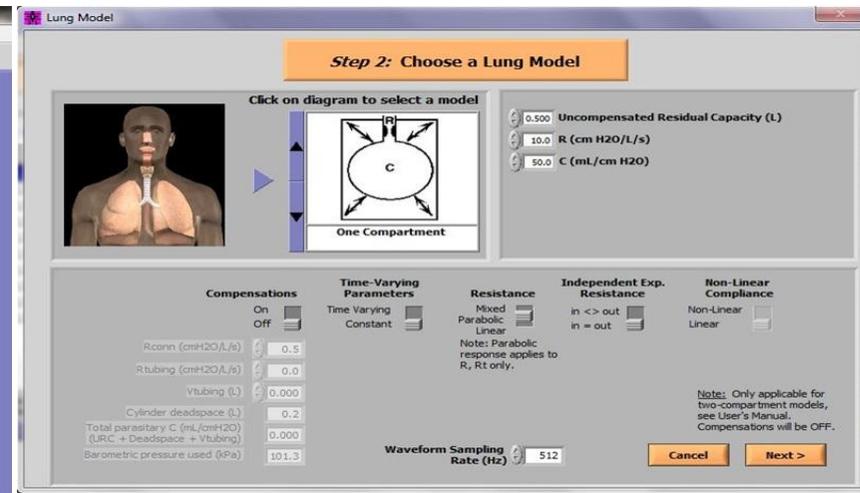


Figura 6 Ajuste da programação do simulador ASL 5000®

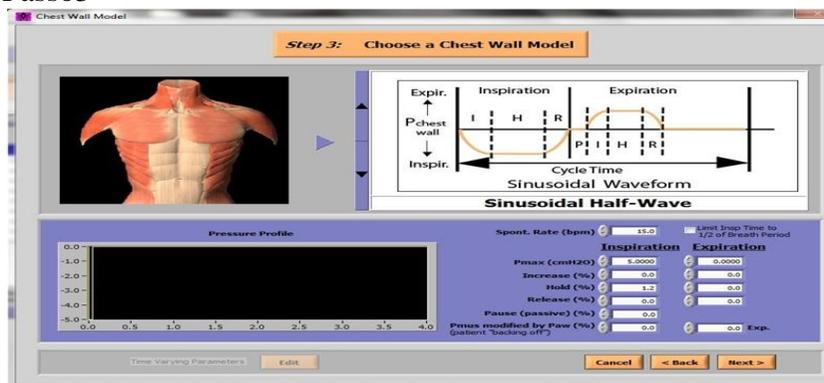
Passo 1



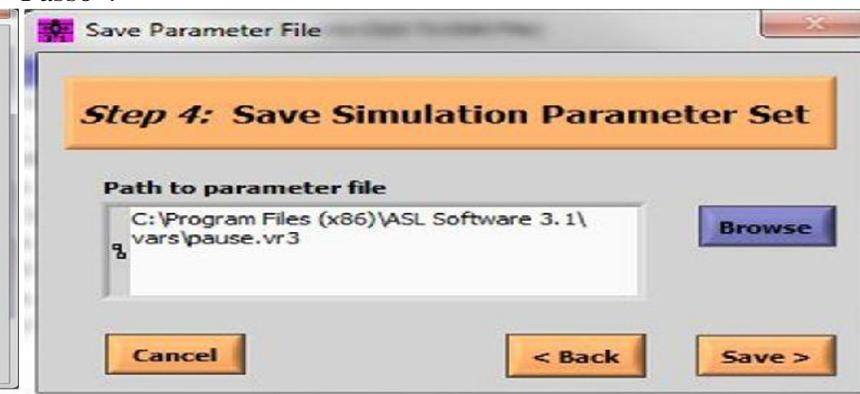
Passo 2



Passo 3



Passo 4



3.4 Componentes do modelo experimental

O modelo experimental pode ser visualizado na figura 5 e era composto de:

- Simulador ASL 5000® (figura 5)
- Tubo orotraqueal de uso humano nº 8,5 Rusch® com balonete (figura 7)
- HME “Heat-and-Moisture Exchanger” GIBEC® Humid-Vent 9 (figura 7)
- Ventilador mecânico: Evita XL (Drager; Lubeck, Germany- figura 7), G5 (Hamilton Medical AG; Rhazuns, Switzerland- figura 7) e Horus 4 (Taema, Air Liquid, France- figura 7). Os ventiladores foram cedidos gentilmente pelos fornecedores sem ônus financeiro envolvido.
- Traquéia: foram utilizadas as traquéias fornecidas pelo fabricante.
- Cilindro de 14.0 Kg CO₂ puro medicinal (Air Liquid, France): utilizado apenas durante a avaliação do modo Smartcare®, único modo que utiliza em seu algoritmo a medida do etCO₂ (figura 7).
- Regulador de pressão e fluxômetro (Air Liquid, France): utilizado apenas no modo Smartcare®, a fim de manter uma concentração CO₂ no circuito do ventilador, que variou conforme cada situação clínica em estudo. Por exemplo: elevada nos pacientes que devem ter falência do desmame e normal nos pacientes que devem ter sucesso (Figura 7).
- Mangueira média de conexão para fluxômetro de O₂ (Figura 7)
- Computador para registro de dados e controle do simulador pulmonar: Dell OPTIFLEX GX620

3.5 Ajustes ventilatórios padronizados

Todos os ventiladores, antes do início do protocolo foram submetidos ao seu auto-teste operacional completo, a fim de avaliar a ocorrência de erro de calibração, pressão ou fugas aéreas. Os parâmetros, comuns entre os ventiladores, foram assim ajustados:

- Fração inspirada de oxigênio (Fio₂) de 30%,
- Pressão positiva ao fim da expiração (PEEP) de 4cm/H₂O,
- Pressão de suporte em 20 cm/H₂O,
- Disparo inspiratório de 01 cm/H₂O (Horus 4) ou 1L/min (Evita XL e ASV),
- Ciclagem para expiração de 25% do pico de fluxo inspiratório da pressão de suporte (Evita XL) ou 10L/minuto (Horus 4).

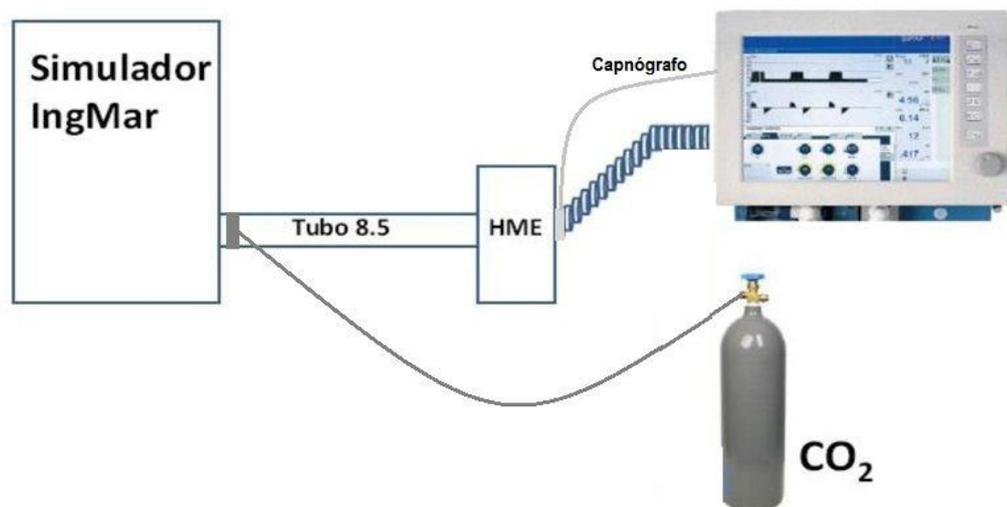
Antes do início do experimento, um teste da situação clínica foi realizado para avaliar o ajuste critérios de disparo inspiratório que evita-se a ocorrência de auto-disparo. Durante as simulações de paciente com doença restritiva no ventilador Horus 4 foi tolerado o aumento do critério de ciclagem expiratória para 20L/minuto, a fim de evitar a dessincronia simulador-ventilador.

Como citado anteriormente o simulador permite que as simulações iniciem sempre no mesmo tempo e com os parâmetros ajustados à priori.

3.5.1 Simulações do modo Smartcare: Modelo CO₂

O modo Smartcare utiliza em seu algoritmo a análise de etCO₂, desta forma para viabilizar o modelo, necessitamos da adição de CO₂ medicinal, através de uma conexão simples, colocada proximalmente ao simulador ASL 5000®, a fim de evitar acúmulo de CO₂ no circuito do ventilador. O capnógrafo foi colocado em posição intermediária ao Y circuito do ventilador e o HME (figura 7).

Figura 7 Modelo de simulação smartcare



3.6 Situações clínicas simuladas

Foram simuladas situações clínicas previamente descritas em periódicos de impacto. Adotamos esta abordagem com a finalidade de simular situações clínicas reais, descritas com riqueza de detalhes e rigor científico. A criação destes roteiros “reais” em um simulador pulmonar programável torna este estudo de bancada em um estudo o mais próximo possível de um estudo clínico.

Estas situações especiais visam reproduzir situações em que os pacientes são capazes de respiração espontânea, mas que apresentam padrões respiratórios irregulares. Um sistema automatizado ideal, seria capaz de reconhecer o desmame possível, apesar do padrão respiratório irregular. Em resumo nas situações simuladas, exceto a de extubação improvável e extubação improvável com esforços inspiratórios perdidos, o paciente poderia ser extubado, portanto deveria ter como desfecho o sucesso do desmame.

3.6.1 Modelo de sucesso provável de extubação: Mecânica pulmonar de pacientes extubados com sucesso

Este modelo é baseado em estudo prévio que descreve a mecânica pulmonar e o padrão respiratório de pacientes que tiveram sucesso em um teste de respiração espontânea (57, 58). Esta simulação é destinada a avaliar a capacidade do ventilador de julgar corretamente se o paciente está apto para o desmame. O simulador foi ajustado com os parâmetros médios do grupo de pacientes que teve sucesso do TRE (figura 8):

- Resistência inspiratória e expiratória iguais e constantes de 5 cmH₂O /L/min,
- Complacência pulmonar constante: 71 ml/ cmH₂O,
- Frequência respiratória: 18(inicial) a 26(final) respirações por minuto (rpm),
- Pico de pressão esofágica estável: seis cmH₂O,
- Tempo inspiratório: 1.06(final) a 1.16(inicial) segundo(s)
- Volume corrente de 600 a 1000 ml.
- No modo Smartcare valor de o fluxo de CO₂ foi ajustado fim de manter um valor médio de etCO₂ 41mmHg.
- Duração do script: único com duração total de 120 minutos

Figura 8 Esquema da simulação de sucesso da extubação adaptado de Jubran et al (57, 58)

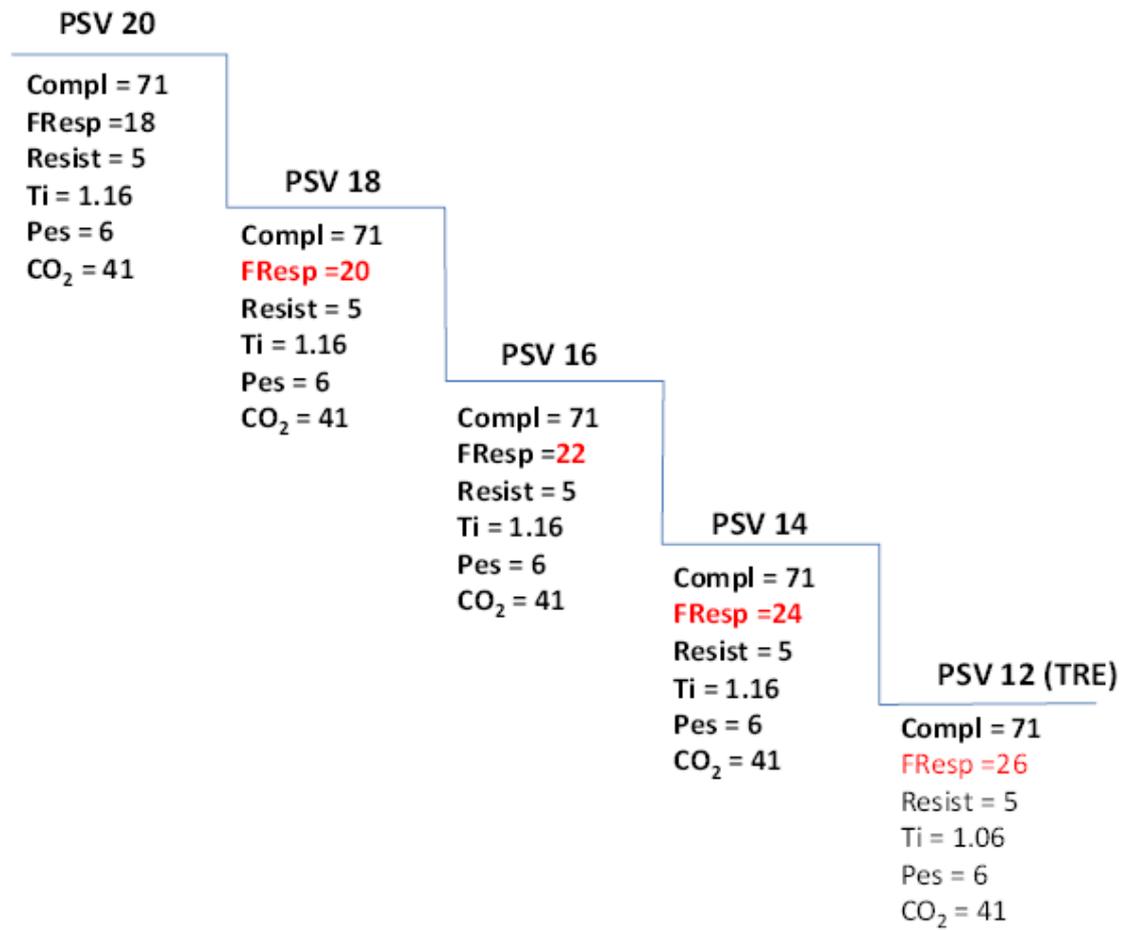
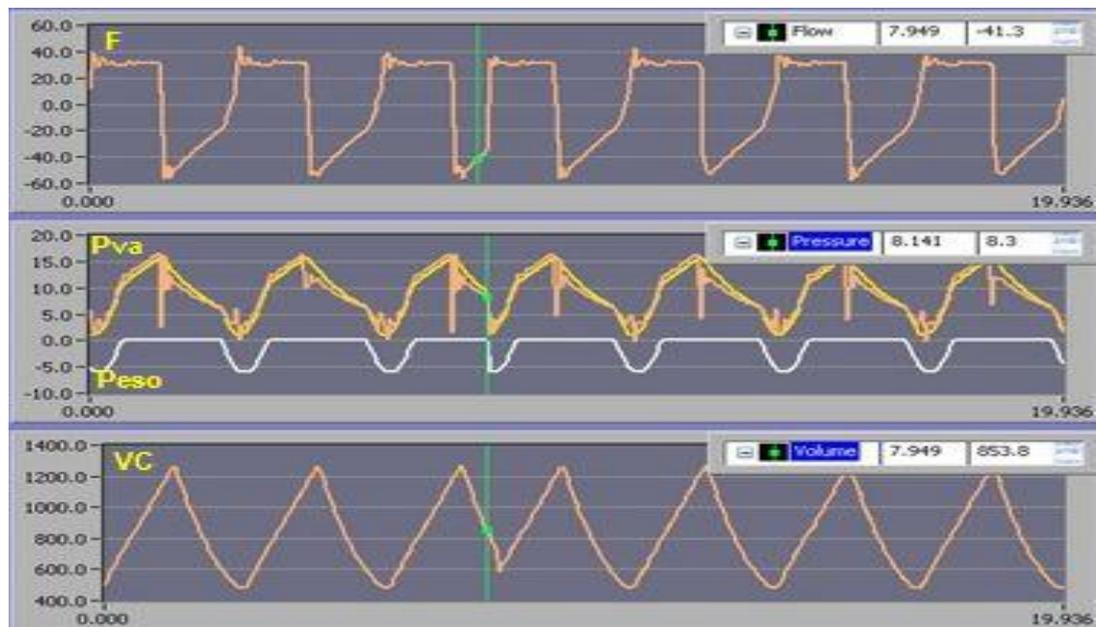


Figura 9 Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com sucesso do desmame da ventilação mecânica



Legenda:

F: Fluxo (Litros/minuto)

Pva: Pressão via aérea(cm/H₂O)

Peso: Pressão esofágica (cm/H₂O)

VC: Volume corrente (ml)

3.6.2 Modelo de falha provável de extubação: Mecânica pulmonar de pacientes que falharam na tentativa de extubação

Este modelo está baseado em estudo prévio que descreve a mecânica pulmonar e o padrão respiratório de pacientes que tiveram falha em um teste de respiração espontânea (57, 58). Esta simulação destina-se a avaliar a capacidade do ventilador de julgar corretamente que o paciente não está apto para o desmame. O simulador foi ajustado com os parâmetros médios do grupo de pacientes que teve fracasso do TRE (figura 10):

- Resistência inspiratória e expiratória iguais e variável ao longo do estudo: 9,7(inicial) a 14,8(final) cmH₂O /L/min,
- Complacência pulmonar decrescente 50(inicial) e 29(final) ml/cmH₂O,
- Frequência respiratória crescente: 18(inicial) a 36(final) rpm,
- Pico de pressão esofágica de seis (inicial) e 15(final)cmH₂O- crescente durante simulação,
- Tempo inspiratório: 1.06(final) e 1.16s(inicial),
- Volume corrente de 400 a 100 ml,
- No modo Smartcare valor de o fluxo de CO₂ foi ajustado fim de manter um valor inicial de 41mmHg e final de 58mmHg de etCO₂.
- Duração do script: único com duração total de 120 minutos.

Figura 10 Esquema da simulação de fracasso da extubação adaptado de Jubran et al (57, 58)

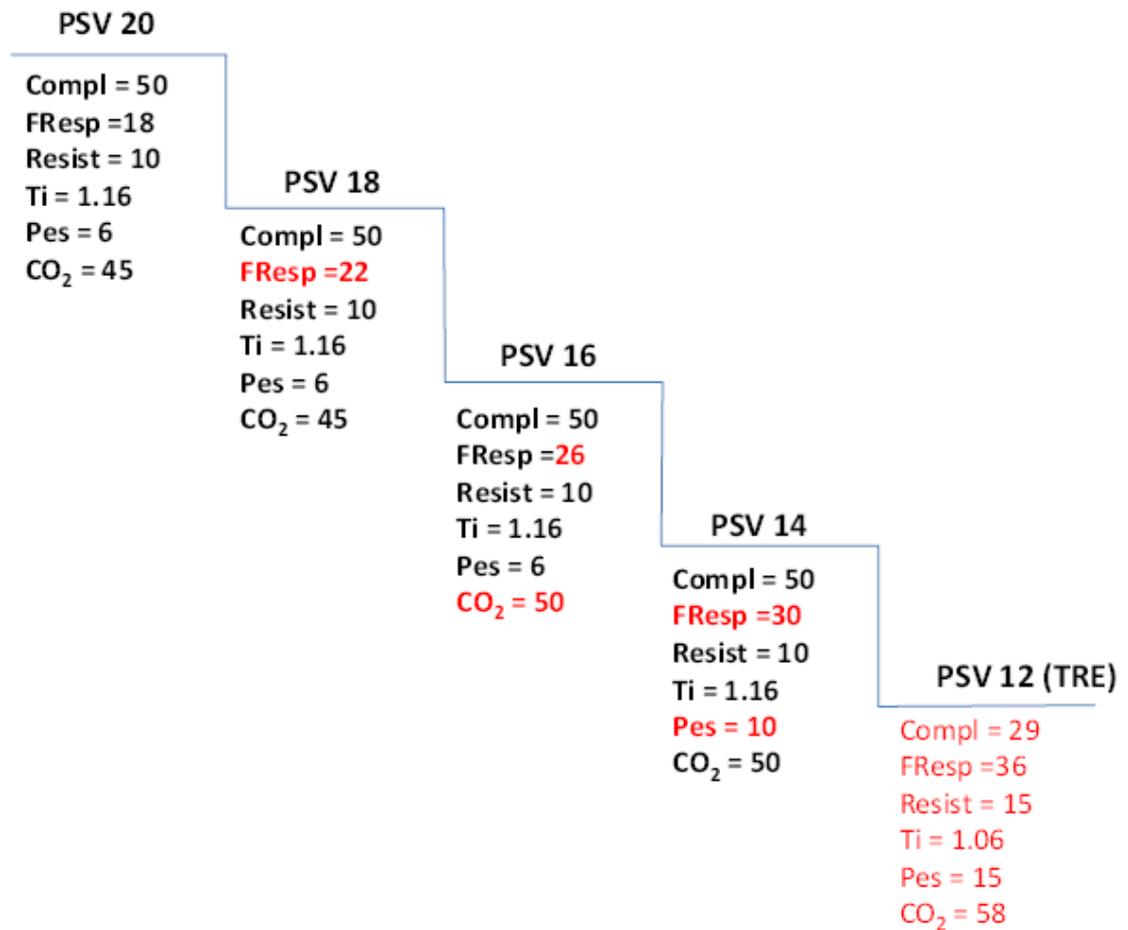
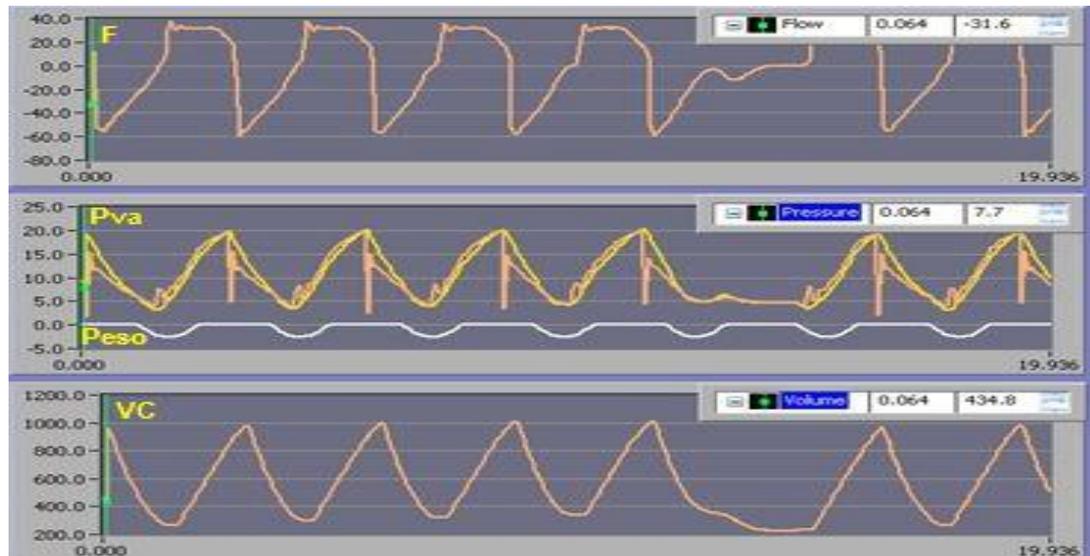


Figura 11 Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com fracasso do desmame da ventilação mecânica



Legenda:

F: Fluxo (Litros/minuto)

Pva: Pressão via aérea(cm/H₂O)

Peso: Pressão esofágica (cm/H₂O)

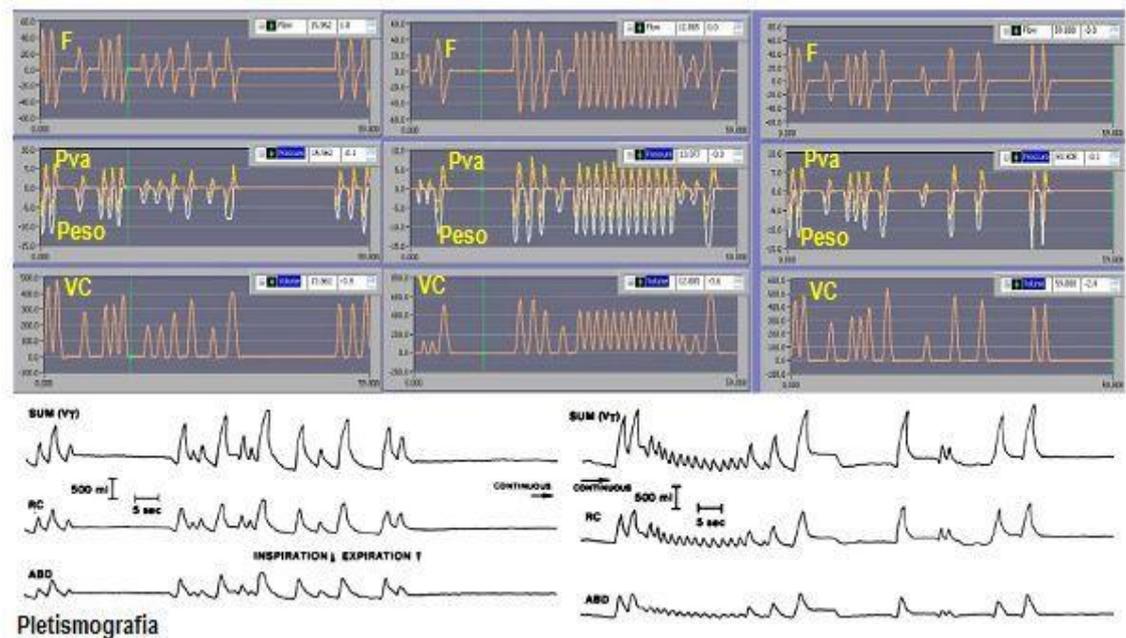
VC: Volume corrente (ml)

3.6.3 Modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Ansiedade

Esta simulação é baseada em dois artigos que descreveram o padrão respiratório e etCO_2 de pacientes com ansiedade extrema (59, 60). Esse modelo foi destinado a avaliar o desempenho dos métodos automatizados frente a um padrão de respiração irregular e talvez não contemplado na elaboração do algoritmo do ventilador. O simulador foi ajustado com o mesmo padrão respiratório irregular descrito dos pacientes ansiosos, inclusive quanto a variações de volume corrente e frequência respiratória (figura 12):

- Resistência inspiratória igual a expiratória) e de $5\text{cmH}_2\text{O} / \text{L}/\text{min}$,
- Complacência pulmonar: $71\text{ml}/\text{cmH}_2\text{O}$,
- Frequência respiratória: variável entre apnéia e 48 rpm,
- Pico de pressão esofágica de seis (inicial) a 15(final) cmH_2O ,
- Volume corrente máximo de 1300ml e mínimo de 300ml,
- No modo Smartcare valor de etCO_2 variou de 60mmHg (ao fim da fase de apnéia) a 25 mmHg (ao fim da taquipnéia).
- Duração do script: cada script tem duração de 124 segundos, sendo repetido 58 vezes a fim de completar o tempo máximo de 120 minutos.

Figura 12 Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com padrão respiratório de paciente com ansiedade baseada na pletismografia adaptada de Tobin et al (59).



Legenda:

F: Fluxo (Litros/minuto)

Pva: Pressão via aérea(cm/H₂O)

Peso: Pressão esofágica (cm/H₂O)

VC: Volume corrente (ml)

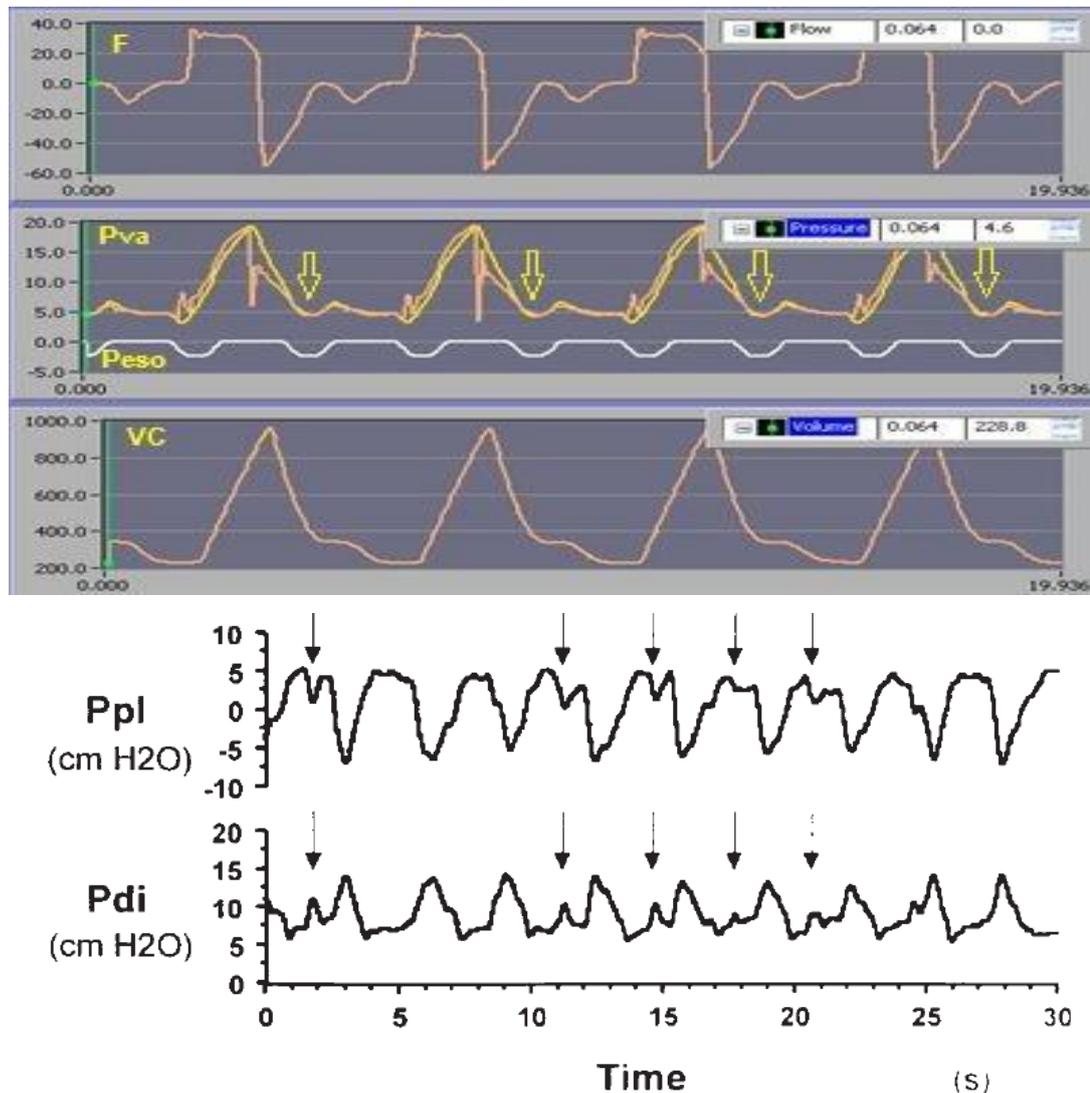
Pletismografia: padrão respiratório obtido de pletismografia demonstrando o padrão respiratório e volume corrente em paciente modelo de ansiedade. Adaptado de Tobin et al (59).

3.6.4 Modelo de falha provável de extubação: Mecânica pulmonar de pacientes que falharam na tentativa de extubação e com esforços inspiratórios inefetivos

Este modelo está baseado em estudos prévios que descrevem a mecânica pulmonar e o padrão respiratório de pacientes que tiveram a ocorrência de esforço perdido, ou seja, queda da pressão inspiratória sem o disparo do ventilador mecânico. (figura 13) (58, 61). Na presente simulação adotamos a ocorrência desse fenômeno em torno de 30% do total da frequência total da ventilação mecânica.

- Resistência inspiratória e expiratória iguais e variável ao longo do estudo: 9,7(inicial) a 14,8(final) cmH₂O /L/min,
- Complacência pulmonar decrescente 50 (inicial) e 29(final) ml/cmH₂O,
- Frequência respiratória crescente: 18(inicial) a 36(final) rpm,
- Pico de pressão esofágica ajustado em 04 cmH₂O- valor que permite a ocorrência em torno de 30% de esforço inspiratório perdido durante a simulação,
- Tempo inspiratório: 1.06(final) e 1.16s(inicial),
- Volume corrente de 400 a 1000 ml,
- No modo Smartcare valor de o fluxo de CO₂ foi ajustado fim de manter um valor inicial de 41mmHg e final de 58mmHg de etCO₂.
- Duração do script: único com duração total de 120 minutos

Figura 13 Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com esforço inspiratório perdido baseada na figura adaptada de Purro et al (61).



Legenda:

F: Fluxo (Litros/minuto)

Pva: Pressão via aérea(cm/H₂O)

Peso: Pressão esofágica (cm/H₂O)

VC: Volume corrente (ml)

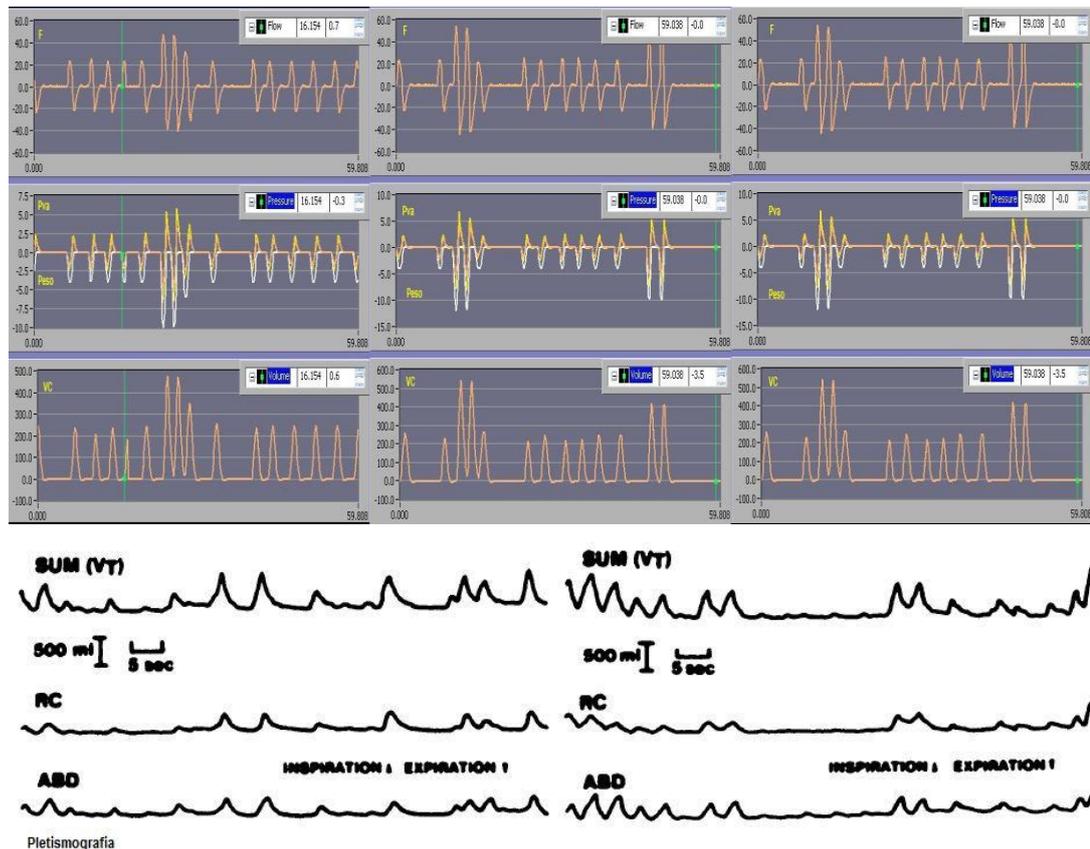
Curva de pressão pleural (Ppl) e pressão diafragmática (Pdi) demonstrando a ocorrência de esforço perdido. Adaptado de Purro et al (61).

3.6.5 Modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Idoso

Este modelo foi baseado em estudo prévio que descreve o padrão respiratório irregular de pacientes idosos saudáveis (figura 14) (62, 63). Esse modelo foi destinado a avaliar o desempenho dos métodos automatizados frente a um padrão de respiração irregular e possivelmente não contemplado no algoritmo. O simulador foi ajustado com um padrão respiratório irregular inclusive quanto a variações de volume corrente e frequência respiratória:

- Resistência inspiratória igual a expiratória e de 5 cmH₂O /L/min,
- Complacência pulmonar: 71ml/ cmH₂O,
- Frequência respiratória: variável com períodos de taquipnéia (48rpm) e apnéia de 10,
- Pico de pressão esofágica variável,
- Volume corrente de 200 a 1000 ml,
- No modo Smartcare valor de o fluxo de CO₂ foi ajustado fim de manter um valor mínimo de 20mmHg (ao fim da taquipnéia) e máximo de 52mmHg de etCO₂ (ao final da apnéia).
- Duração do script: cada script tem duração de 178 segundos, sendo repetido 42 vezes a fim de completar o tempo máximo de 120 minutos.

Figura 14 Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente idoso com respiração irregular baseada na pletismografia adaptada de Tobin et al (62)



Legenda:

F: Fluxo (Litros/minuto)

Pva: Pressão via aérea(cm/H₂O)

Peso: Pressão esofágica (cm/H₂O)

VC: Volume corrente (ml)

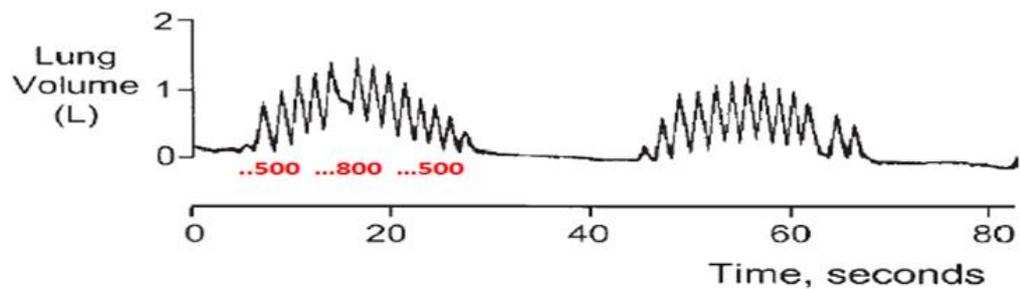
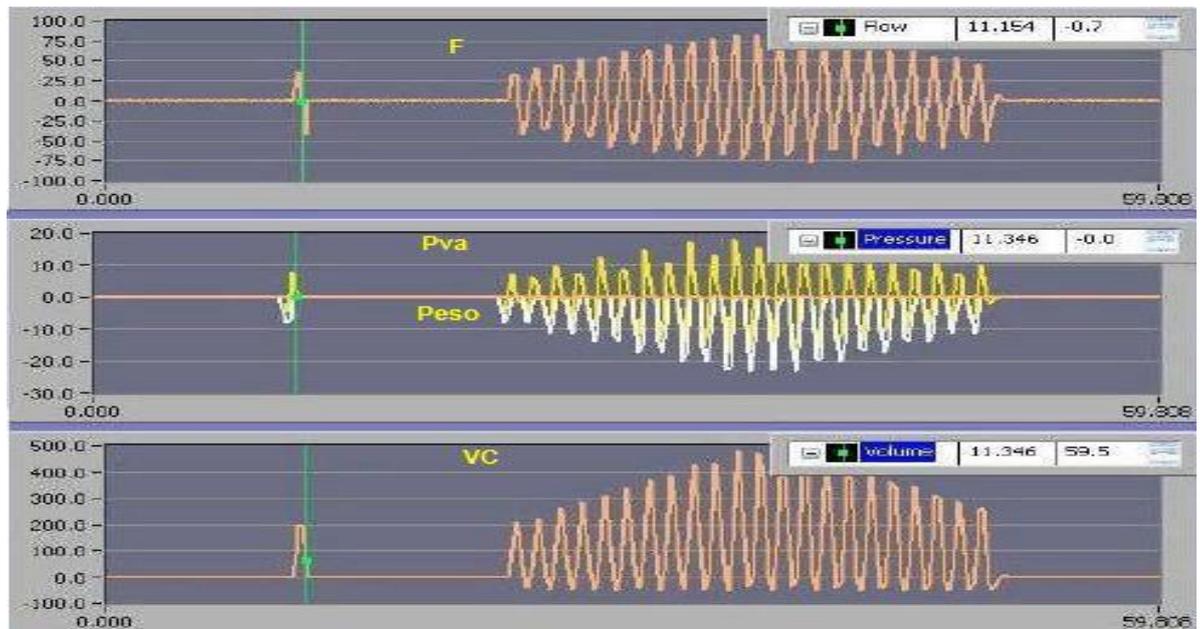
Pletismografia: padrão respiratório obtido de pletismografia demonstrando o padrão respiratório e volume corrente em paciente do modelo experimental de paciente idoso com padrão respiratório irregular. Adaptado de Tobin et al (62).

3.6.6 Modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Respiração de Cheyne-Stokes

Esta simulação está em artigo que descreve o padrão respiratório de pacientes com insuficiência cardíaca e respiração periódica. (figura 15) (59, 64). Esse modelo foi destinado a avaliar o desempenho e comportamento do método automatizado e ventilador, frente a um padrão de respiração irregular e possivelmente não contemplado na elaboração do algoritmo dos ventiladores. O simulador foi ajustado com o mesmo padrão de respiração periódica descrita, inclusive quanto as variações de volume corrente e frequência respiratória:

- Resistência inspiratória igual a expiratória) e de 5 cmH₂O /L/min,
- Complacência pulmonar: 50ml/ cmH₂O
- Frequência respiratória: períodos de taquipnéia 40 a 48 ciclos e apnéia de 20 segundos,
- Pico de pressão esofágica variável de oito a 23 cmH₂O,
- Volume corrente de 800 ml no pico e 300 ml na fase descendente
- No modo Smartcare valor de etCO₂ variou de 56mmHg (ao fim da fase de apnéia) a 15 mmHg (ao fim da taquipnéia).

Figura 15 Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com respiração de Cheyne Stokes e baseada na pletismografia adaptada de Brack et al (64).



Pletismografia

Legenda:

F: Fluxo (Litros/minuto)

Pva: Pressão via aérea(cm/H₂O)

Peso: Pressão esofágica (cm/H₂O)

VC: Volume corrente (ml)

Pletismografia: padrão respiratório obtido de pletismografia demonstrando o padrão respiratório e volume corrente em paciente modelo de respiração de Cheyne Stokes.

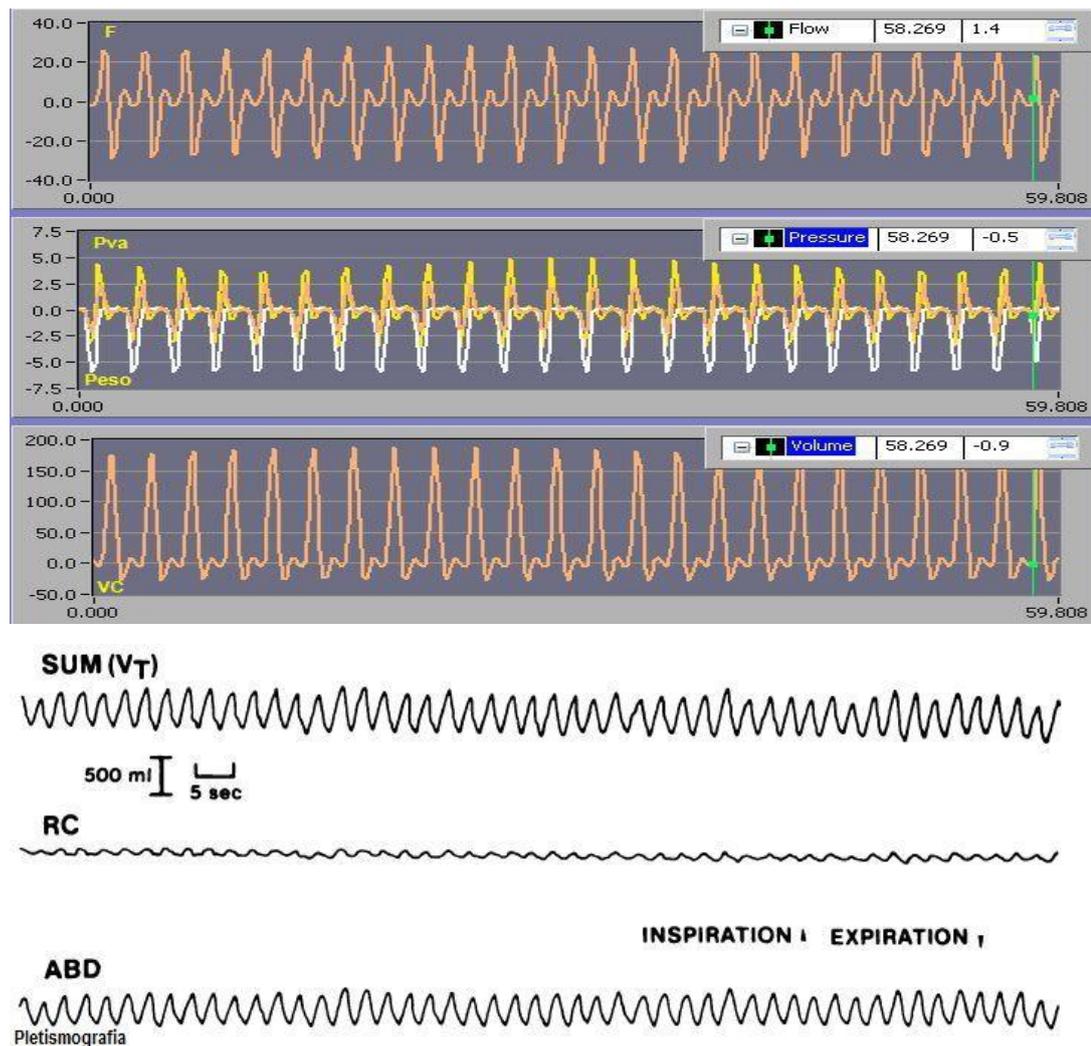
Adaptado de Brack et al (64).

3.6.7 Modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia: Doença pulmonar restritiva

Este modelo está baseado em estudo prévio que descreve o padrão respiratório de pacientes com doença pulmonar restritiva em ventilação espontânea (figura 16) (59, 65, 66). Esse modelo foi destinado a avaliar o desempenho dos métodos automatizados frente a um padrão de um paciente de mecânica pulmonar de menor complacência e talvez não contemplado na elaboração do algoritmo patentado. Nessa simulação o simulador foi ajustado com o mesmo padrão de mecânica pulmonar, entretanto com duas situações de frequência respiratória máxima distintas, a primeira com 28 rpm e a segunda com 36 rpm. A frequência de 28 representa a média da frequência descrita no estudo e a de 36 representa a frequência máxima. O ajustes do simulador foram:

- Resistência inspiratória e expiratória iguais e de 5 cmH₂O /L/min,
- Complacência pulmonar de 30ml/cmH₂O,
- Pico de pressão esofágica variável: 6 a 12 cmH₂O,
- Frequência respiratória crescente: 18(inicial) a 28(primeira situação) e 36rpm (segunda situação),
- Volume corrente: em média de 500ml,
- No modo Smartcare valor de o fluxo de CO₂ foi ajustado a fim de manter um valor inicial de 31mmHg e final de 41mmHg de etCO₂,
- Duração do script: único com duração total de 120 minutos.

Figura 16 Representação da tela do simulador durante a simulação de paciente com doença pulmonar restritiva baseada na pletismografia adaptada de Tobin et al (59).



Legenda:

F: Fluxo (Litros/minuto)

Pva: Pressão via aérea(cm/H₂O)

Peso: Pressão esofágica (cm/H₂O)

VC: Volume corrente (ml)

Pletismografia: padrão respiratório obtido de pletismografia demonstrando o padrão respiratório e volume corrente em paciente modelo de doença pulmonar restritiva.

Adaptado de Tobin et al (59).

3.7 Variáveis medidas (desfechos)

1. Valor da pressão de suporte após estabilizaç, definida como nível pressórico ou intervalo pressórico em que há estailidade da pressão de suporte.
2. Tempo até atingir a de pressão de suporte estável.
3. Registrar o sucesso ou fracasso do desmame. No modo MRV® e ASV® o sucesso foi definido pela estabilização da pressão de suporte entre 5 e 12 cmH₂O (a pressão de suporte de 12 cmH₂O foi considerada a máxima pressão de suporte que permitiria o inicio de um TRE). No modo Smartcare® consideramos sucesso se o ventilador (EvitaXL) avisou que o paciente poderia ser desconectado.
4. Menor pressão de suporte estável atingida.

3.8 Aquisição dos dados

A aquisição dos dados foi realizada através dos dados gravados de cada simulação. O software ASL Software versão 3.1, existente no simulador pulmonar ASL 5000®, foi utilizado para a análise of-line dos dados gravados durante a simulação.

3.9 Análise estatística

Os experimentos foram realizados em triplicatas para cada situação clínica simulada e modo ventilatório utilizado. O pacote estatístico utilizado para todas as análises foi o SPSS versão 17.0 e para realização dos gráficos o pacote estatístico Sigmaplot versão 11.0. A comparação dos dados referentes ao tempo de estabilização da pressão de suporte foi feita utilizando o teste-t de Student pareado.

Quanto aos demais dados é apresentada a média das triplicatas, mas não apresentados o desvio padrão porque trata-se de uma amostra pequena que permite a fácil visualização da dispersão dos dados.

RESULTADOS

4 *RESULTADOS*

O presente estudo avaliou os modos automatizados Smartcare® do ventilador mecânico Evita XL (Drager; Lubeck, Germany), ASV® (Adaptive Support Ventilation) do ventilador G5 (Hamilton Medical AG; Rhazuns, Switzerland) e MRV® (Mandatory Rate Ventilation) do ventilador Horus 4 (Taema, Air Liquid, France) (Figura 1).

4.1 Análise descritiva

Por se tratarem de modelos experimentais, optamos por determinar a reprodutibilidade e veracidade dos mesmos através da realização de triplicatas para cada modelo avaliado. Para análise foram consideradas as triplicatas e médias das simulações. Durante o a realização das simulações não houve nenhuma exclusão ou comportamento anômalo, sendo que todas as simulações realizadas foram consideradas válidas.

A capacidade de cada modo automatizado em sinalizar a possibilidade de desmame, ou seja aviso visual (figura 2 e 3), no caso do modo automatizado Smartcare® a sinalização de “considerar desconexão” e no modo ASV® o aviso de suporte ventilatório mínimo e início do contagem temporal está resumida na tabela 2. O modo MRV® não apresenta aviso visual para sinalização da possibilidade de desmame.

A caracterização do comportamento da pressão de suporte durante as simulações está discriminado na tabela 3. O modo Smartcare, não apresentou variabilidade pressórica após atingir estabilização, com exceção das simulações dos modelos de ansiedade e Cheyne-Stokes (modo neurológico desabilitado). O modo ASV® apresentou maior variabilidade pressórica em todas as simulações em relação aos modos Smartcare® e MRV®, com exceção do padrão respiratório de idoso. Durante a simulação de sucesso do desmame apesar do modo ASV® atingir nível entre 10-12 cmH₂O, não houve sinalização de desmame possível. O modo MRV®, não apresentou variabilidade pressórica após atingir estabilização, com exceção da simulação do modelo de ansiedade.

Tabela 2 Sinalização de extubação provável*

	Tipo de modo de desmame automático		
	Smartcare®	ASV®	MRV®
Sucesso	+	ND	ND
Fracasso	-	ND	ND
Ansiedade	+	ND	ND
Esforço perdido	-	ND	ND
Idoso	+	ND	ND
Cheyne Stokes	-	ND	ND
Cheyne Stokes com modo neurológico habilitado	+	NA	NA
Restritivo taquipnéia moderada	+	ND-	ND
Restritivo taquipnéia grave	-	ND-	ND

* Expresso como a capacidade gráfica de sinalizar a possibilidade de extubação nas diversas simulações. ASV (Adaptive Support Ventilation), MRV (Mandatory Rate Ventilation), NA (não avaliado, modo indisponível), ND (não disponível).

Tabela 3 Avaliação da capacidade discriminatória dos modos de desmame automatizados

	Tipo de modo de desmame automático		
	Smartcare®	ASV®	MRV®
Sucesso	Correto	Correto	Correto
Fracasso	Correto	Correto	Correto
Ansiedade	Correto	Correto	Correto
Esforço perdido	Correto	Correto	Incorreto
Idoso	Correto	Correto	Correto
Cheyne Stokes	Incorreto	Incorreto	Incorreto
Cheyne Stokes com modo neurológico habilitado	Correto	NA	NA
Restritivo taquipnéia moderada	Correto	Incorreto	Incorreto
Restritivo taquipnéia grave	Incorreto	Incorreto	Incorreto

* Expresso como a capacidade gráfica de sinalizar a possibilidade de extubação nas diversas simulações. ASV (Adaptive Support Ventilation), MRV (Mandatory Rate Ventilation), NA (não avaliado, modo indisponível).

Tabela 4 Nível pressórico de estabilização*

	Nível pressórico de estabilização (cmH ₂ O)		
	Smartcare®	ASV®	MRV®
Sucesso	12	10-12	9
Fracasso	12-14	11-20	15
Esforço inspiratório perdido	12-14	12-18	11
Ansiedade	5-12	7-9	5-8
Idoso	7-8	5	5
Cheyne Stokes	22-24	19-22	24
Cheyne Stokes com modo neurológico habilitado	12	ND	ND
Restritivo taquipnéia moderada	12	13-14	13
Restritivo taquipnéia grave	14-18	14-15	19

* Definido como nível pressórico ou intervalo pressórico em que há repetição do padrão respiratório, uma vez que nos modos ASV e MRV permitem o pronto ajuste da pressão de suporte, gerando grande variação por vezes ciclo a ciclo.

Para todas as simulações realizadas, os modos ASV® e MRV® atingiram nível de pressão de suporte estável em tempo inferior ao modo Smartcare®, sendo estatisticamente significante para todas as simulações com exceção dos padrões de ansiedade e Cheyne-Stokes (tabela 4). Para os demais dados é apresentada a média das triplicatas, mas não apresentados o desvio padrão porque se trata de uma amostra pequena que permite a fácil visualização da dispersão dos dados.

Tabela 5 Tempo decorrido até estabilização do nível da pressão de suporte

	Tempo até estabilização (minuto)		
	Smartcare®	ASV®	MRV®
Sucesso	78.0 ± 2.6*	0.14 ± 0.01 †	2.5 ± 0.1
Fracasso	59.3 ± 1.1*	0.0 ± 0.0 †	1.1 ± 0.01
Ansiedade	8.3 ± 2.3	1.8 ± 0.9**	6.0 ± 1.3
Esforço inspiratório perdido	77.7 ± 6.4*	0.5 ± 0.2	7.3 ± 3.9
Idoso	17.0 ± 0*	1.22 ± 0.9 [§]	5.1 ± 0.2
Cheyne Stokes	16.7 ± 7.5	1.9 ± 0.8	1.8 ± 0.0
Cheyne Stokes com modo neurológico habilitado	81.7 ± 2.9*	ND	ND
Restritivo taquipnéia moderada	65.7 ± 1.1*	0.6 ± 0.0†	1.5 ± 0.1
Restritivo taquipnéia grave	43.7 ± 1.2*	0.4 ± 0.05	1.5 ± 0.9

Tempo expresso em média e desvio padrão.

*p < 0.01 SmartcareTM x MRV e SmartcareTM x ASV.

†p < 0.01 ASV x MRV.

** p = 0.035 ASV x MRV.

[§] p = 0.016 ASV x MRV.

4.2 Análise do modo Smartcare®

O tempo de desmame, compreendido entre o início do protocolo, a realização do TRE (teste de respiração espontânea) e aviso visual de “considerar desconexão” foi em média de 78 minutos na simulação de sucesso, 78 minutos na simulação do idoso, 17 minutos na simulação de ansiedade, 75 minutos na simulação de Cheyne Stokes com modo neurológico habilitado. Nos demais modelos apesar de atingir, em alguns períodos, nível pressórico de 12 cmH₂O, não houve sinalização por parte do ventilador da realização do TRE. O tempo necessário para estabilização pressórica em cada simulação do modo Smartcare está exposto na tabela 4. Os valores referentes ao volume corrente, frequência respiratória e etCO₂ estão discriminados no anexo 2.

Tabela 6 Tempo* decorrido até a sinalização de desmame possível** no modo automatizado Smartcare®

	Tempo de desmame			
	Exp 1	Exp 2	Exp 3	Média
Sucesso	80	79	75	78
Fracasso	NR	NR	NR	NR
Esforços inspiratório perdidos	NR	NR	NR	NR
Ansiedade	77	81	77	78,3
Idoso	77	81	77	78,3
Cheyne Stokes	NR	NR	NR	NR
Cheyne Stokes com modo neurológico habilitado	80	80	80	80
Restritivo taquipnéia moderada	NR	NR	NR	NR
Restritivo taquipnéia grave	NR	NR	NR	NR

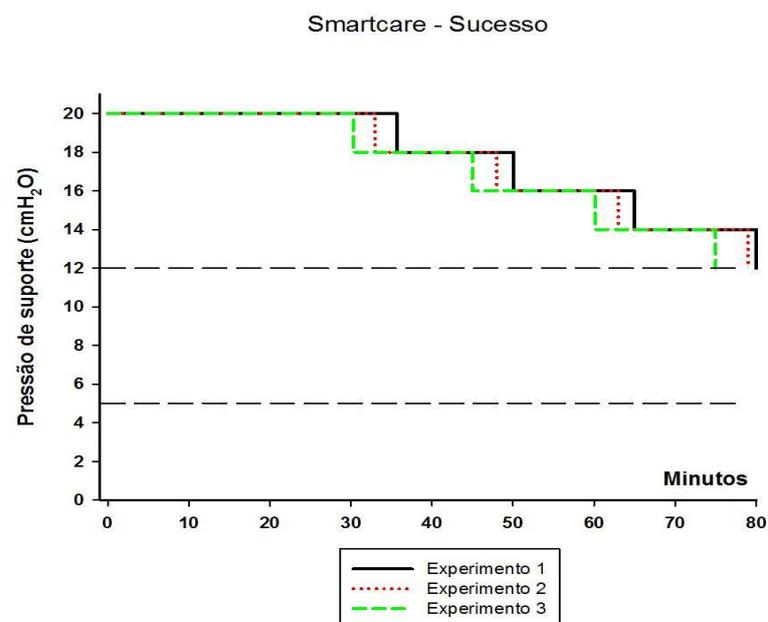
* Tempo expresso em minutos e fração decimal.

** Definido como tempo decorrido em cada simulação compreendido entre o início do protocolo e a decorrido até a sinalização de desmame possível “considerar desconexão”. TRE (teste de respiração espontânea), NR (não realizado).

4.2.1 Análise do modelo de sucesso provável de extubação

Para o modelo de paciente com mecânica normal e sucesso no desmame, nos três experimentos, o nível de pressão de suporte de 12cmH₂O foi atingido em um tempo médio de 78 minutos. A redução pressórica ocorreu em passos dois cmH₂O, a primeira redução ocorreu média após 30 minutos da ativação e as seguintes em média após 15 minutos, sendo os diagnósticos gerados de ventilação normal. Ao atingir 12 cmH₂O de pressão de suporte o diagnóstico do sistema foi de observação e houve sinalização de extubação possível “considerar desconexão”. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 4.

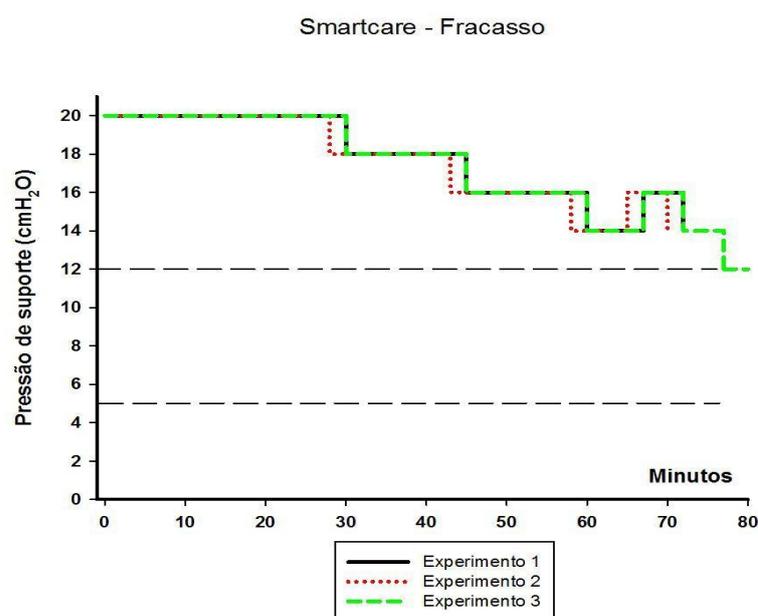
Gráfico 1 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de sucesso provável da extubação modo Smartcare®



4.2.2 Análise do modelo de falha provável de extubação

O modelo de paciente de falha provável de extubação apresentou a primeira redução do nível pressão de suporte em média após 30 minutos da ativação do modo Smartcare® e as demais em média após 15 minutos. As reduções foram em passos de dois cmH₂O. Em dois experimentos foi atingida a pressão mínima de 14cmH₂O em média após 59,3 minutos, sendo os diagnósticos gerados de ventilação normal. Em outro atingiu o nível de 12cmH₂O foi atingido em 73 minutos e após cinco minutos o sistema reajustou o nível pressórico para 14cmH₂O, sendo o diagnóstico de taquipnéia. Nesse modelo não ocorreu sinalização de extubação possível “considerar desconexão”. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 4.

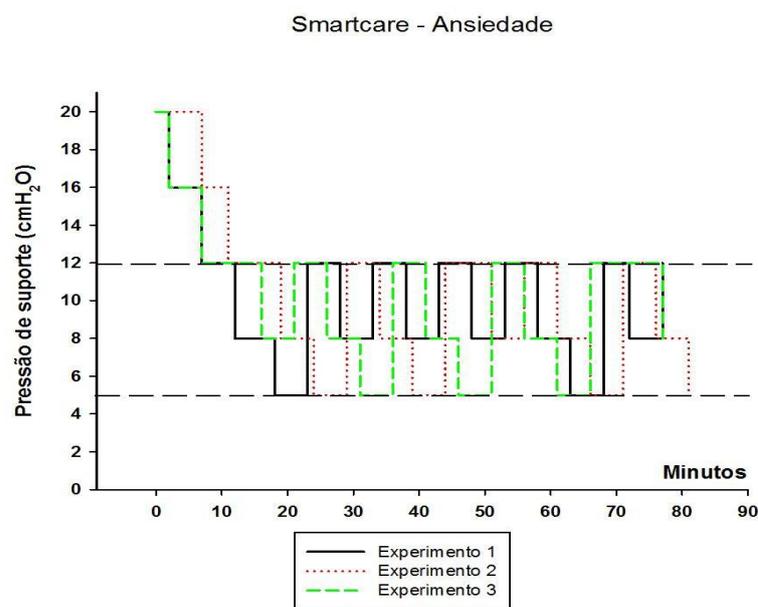
Gráfico 2 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de falha provável de extubação modo Smartcare



4.2.3 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Ansiedade

O modo Smartcare®, durante a simulação realizada em modelo de uma paciente com ansiedade extrema, atingiu nível pressórico estável $\leq 12\text{cmH}_2\text{O}$ após em média oito minutos. O valor mínimo de pressão observado foi de cinco cmH_2O em média após 22 minutos, seguido de flutuação pressórica até o valor máximo de 12 cmH_2O . Em função do diagnóstico gerado de hiperventilação, o sistema gerou mudanças mais rápidas em média a cada de cinco minutos, sendo que a redução do nível inicial até $12\text{cmH}_2\text{O}$ foi de decrementos de quatro cmH_2O . No modelo de ansiedade houve sinalização de extubação possível “considerar desconexão”. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 4.

Gráfico 3 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de ansiedade modo Smartcare®

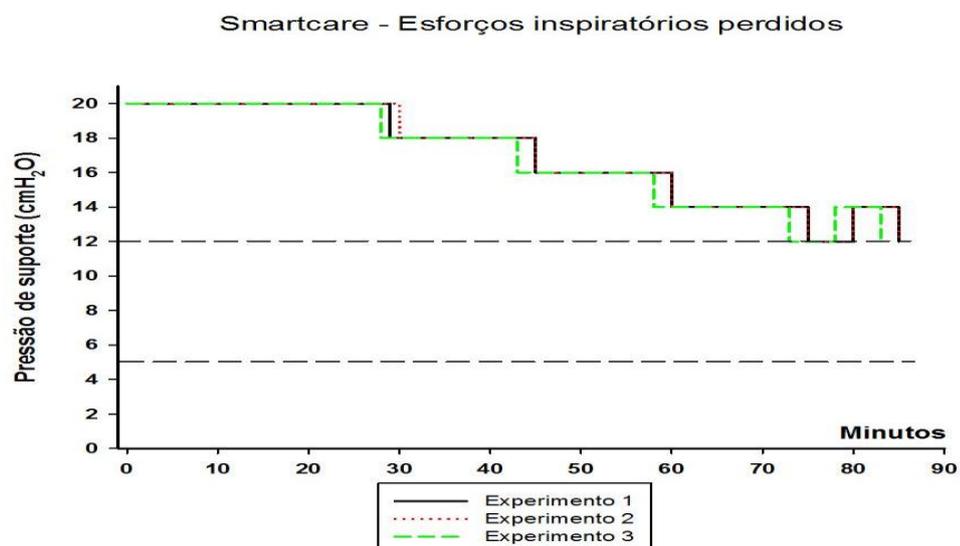


4.2.4 Análise do modelo de falha provável de extubação: Esforços inspiratórios perdidos

O modelo de paciente de falha provável de extubação apresentou reduções pressóricas em passos de dois cmH_2O . A primeira redução ocorreu em média após 30 minutos da ativação do modo Smartcare® e as demais em média após 15 minutos.

Os três experimentos atingiram a pressão mínima de 12 cmH_2O em média após 77 minutos e após cinco minutos o sistema reajustou o nível pressórico para 14 cmH_2O , sendo dado o diagnóstico de ventilação insuficiente. Nesse modelo não ocorreu sinalização de extubação possível “considerar desconexão”. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 4.

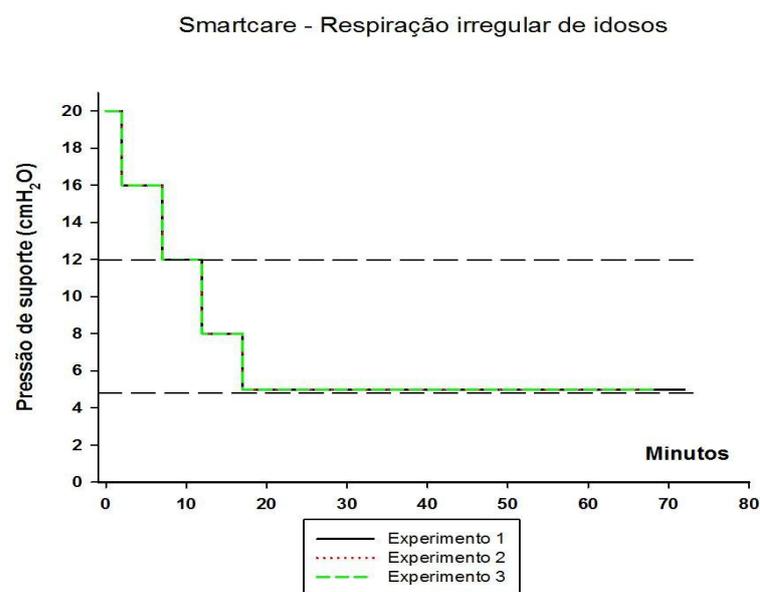
Gráfico 4 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de esforços inspiratórios perdidos modo Smartcare®



4.2.5 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Idoso

O modo Smartcare®, durante a simulação realizada em modelo de idoso com padrão respiratório irregular apresentou valor mínimo e estável de pressão de cinco cmH₂O em média após 17 minutos, do seu início. Em função do diagnóstico gerado de hiperventilação, o sistema gerou mudanças mais rápidas em média a cada de cinco minutos, sendo que a redução do nível inicial até 12cmH₂O foi de decrementos de quatro cmH₂O. Após atingir o valor de cinco cmH₂O, não houve mudança pressórica. Nesse modelo a sinalização de desmame possível “considerar desconexão” ocorreu em média após 67 minutos da ativação. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 4.

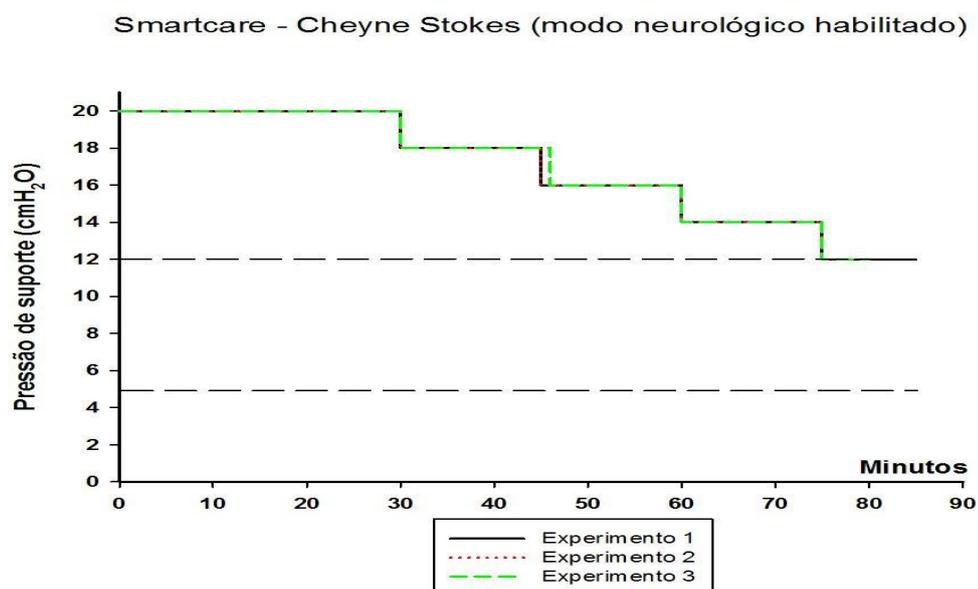
Gráfico 5 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de idoso modo Smartcare®



4.2.6 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Cheyne Stokes neurológico habilitado

O modo neurológico habilitado gera maior tolerabilidade da frequência respiratória em seu algoritmo de ajuste (até 34 respirações por minuto), desta forma o modo foi capaz de conduzir o desmame da ventilação mecânica. O nível de pressão de suporte de 12cmH₂O foi atingido em um tempo médio de 75 minutos. Os diagnósticos gerados, nos três experimentos, foram de ventilação normal ou hiperventilação. As reduções foram em passos de dois cmH₂O, sendo a primeira em média após 30 minutos da ativação do modo Smartcare e as demais em média após 15 minutos. Nesse modelo a sinalização de extubação possível “considerar desconexão”, correu em média após 80 minutos da ativação. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 4.

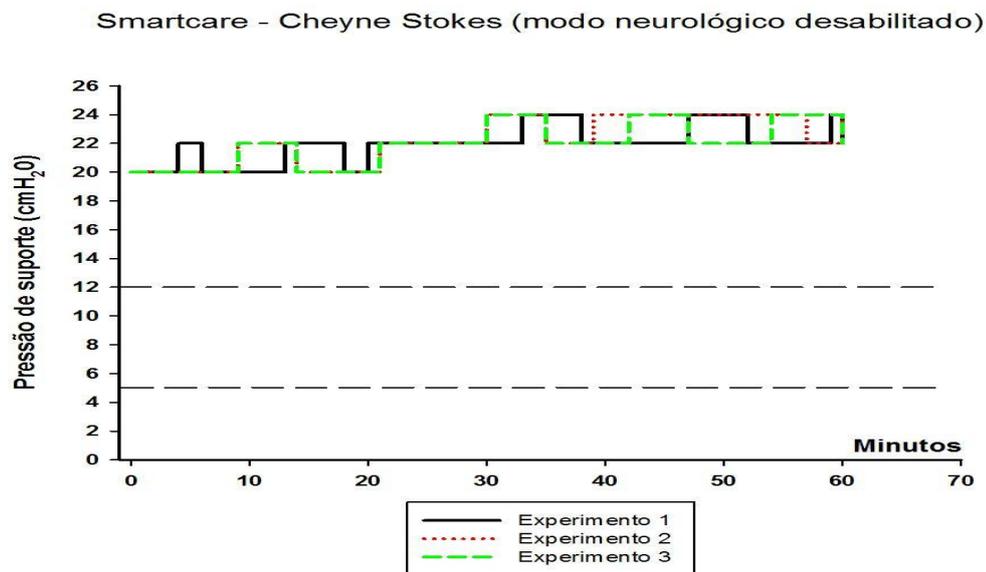
Gráfico 6 Representação dos três experimentos realizados com o modelo Cheyne Stokes neurológico habilitado modo Smartcare®



4.2.7 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Cheyne Stokes neurológico desabilitado

A não habilitação do modo neurológico torna o algoritmo de ajuste padrão, ou seja, frequência respiratória tolerada de 30 rpm. Desta forma, durante a simulação realizada o valor mínimo de pressão de suporte foi o mesmo do nível basal, ou seja 20 cmH₂O. Após o quarto minuto nas três simulações, o diagnóstico do modo foi de taquípnéia e pressão de suporte incrementada em dois cmH₂O. O nível pressórico de estabilização foi atingido em média após 16,7 minutos. Em todas as simulações em média após 30 minutos, atingiu-se o valor máximo da pressão de suporte de 24 cmH₂O. Nesse modelo não ocorreu sinalização de desmame possível “considerar desconexão”. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 4.

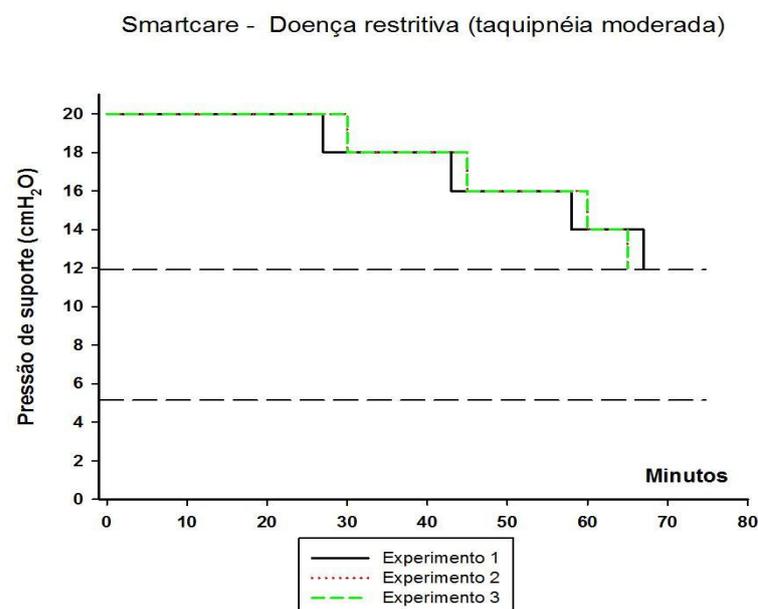
Gráfico 7 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de Cheyne Stokes neurológico desabilitado modo Smartcare®



4.2.8 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia moderada: Doença pulmonar restritiva.

O modo Smartcare, durante a simulação realizada em modelo de doença pulmonar restritiva com frequência respiratória máxima até 28 rpm, reduziu o nível da pressão de suporte ocorre em passos dois cmH_2O , a primeira redução ocorreu média após 30 minutos da ativação e as seguintes em média após 15 minutos. Atingiu nos três experimento o nível de 12 cmH_2O de pressão de suporte em um tempo médio de 65,7 minutos, sendo os diagnósticos gerados de ventilação normal. Nesse modelo houve a sinalização de desmame possível “considerar desconexão” nas três simulações. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 4.

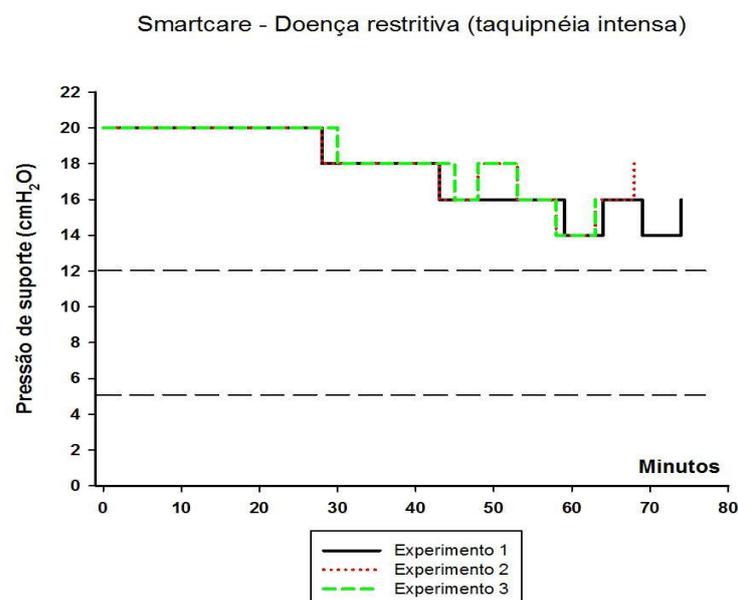
Gráfico 8 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de doença restritiva com taquipnéia moderada modo Smartcare®



4.2.9 Modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia intensa: Doença pulmonar restritiva

O modo Smartcare, durante a simulação realizada em modelo de doença pulmonar restritiva com frequência respiratória máxima até 36 rpm, reduziu o nível da pressão de suporte ocorre em passos dois cmH₂O, a primeira redução ocorreu média após 30 minutos da ativação e as seguintes em média após 15 minutos. O nível pressórico de estabilização foi atingido em média após 43,7 minutos e a pressão mínima atingida de 14cmH₂O em média após 58 minutos. Nesse nível, a frequência respiratória média foi de 36 rpm e após cinco minutos o diagnóstico do sistema foi de taquipnéia com incremento na pressão de suporte em dois cmH₂O. Nesse modelo não ocorreu sinalização de desmame possível “considerar desconexão”. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 4.

Gráfico 9 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de doença restritiva com taquipnéia grave modo Smartcare®



4.3 Análise do modo ASV[®] (Adaptive Support Ventilation)

O tempo de desmame, compreendido entre o início do protocolo e a sinalização visual de suporte ventilatório mínimo e início da contagem temporal foi em média inferior a dois minutos nas simulações dos padrões de ansiedade e do idoso. O tempo necessário para atingir o nível pressórico ≤ 12 cmH₂O no modelo de sucesso foi inferior a um minuto, entretanto em todas as simulações não houve sinalização visual. Nas demais simulações não houve sinalização visual de desmame possível. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e os tempos necessários até a estabilização pressórica em cada simulação do modo ASV[®], estão expostos na tabela 5.

Tabela 7 Tempo* decorrido até estabilização** pressórica no modo ASV®

	Tempo necessário para estabilização pressórica			
	Exp 1	Exp 2	Exp 3	Média**
Sucesso	0,15	0,14	0,13	0,14
Fracasso	0	0	0	0
Ansiedade	2,07	2,22	1,45	1,8
Esforços perdidos	0,63	0,35	0,5	0,5
Idoso	1,13	1,10	0,97	1,2
Cheyne Stokes	1,2	2,13	2,13	1,9
Restritivo taquipnéia moderada	0,55	0,58	0,52	0,6
Restritivo taquipnéia grave	0,47	0,38	0,47	0,4

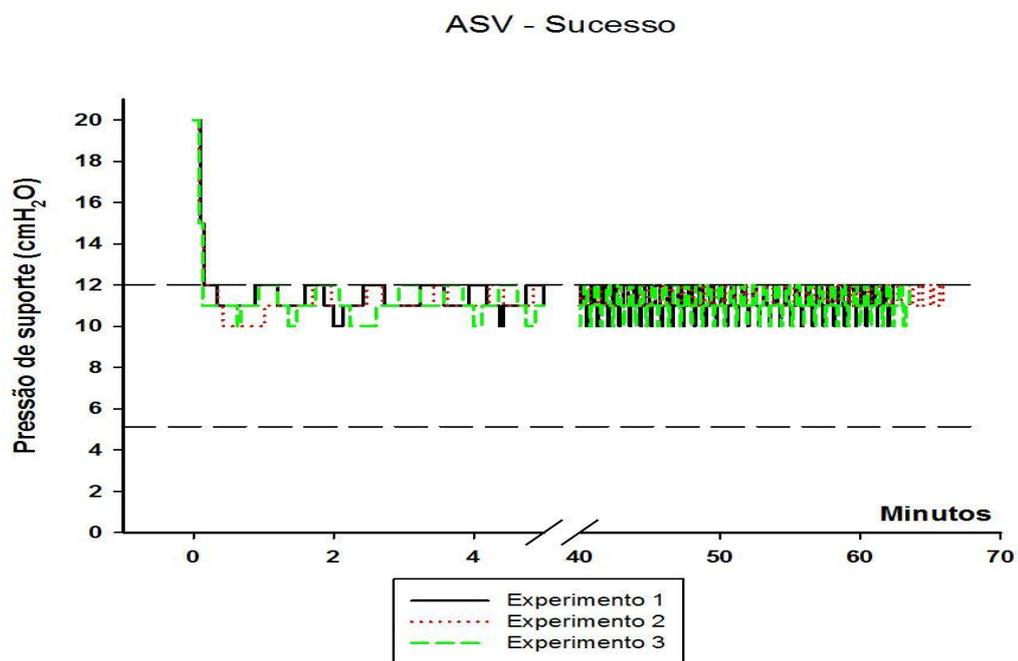
* Tempo expresso em minutos e fração decimal.

** Definido como nível pressórico ou intervalo pressórico em que há repetição do padrão respiratório, uma vez que nos modos ASV e MRV permitem o pronto ajuste da pressão de suporte, gerando grande variação por vezes ciclo a ciclo.

4.3.1 Análise do modelo de sucesso provável de extubação

Para o modelo de paciente com mecânica normal e sucesso no desmame, nos três experimentos, o nível de pressórico de estabilização foi de 10-12cmH₂O, atingido em tempo inferior a um minuto. A primeira redução do nível pressão de suporte ocorreu logo após o primeiro ciclo da ativação do modo ASV® e as reduções pressóricas ocorreram praticamente ciclo após ciclo. Entretanto apesar de atingir esse nível pressórico não houve sinalização de desmame possível. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 5.

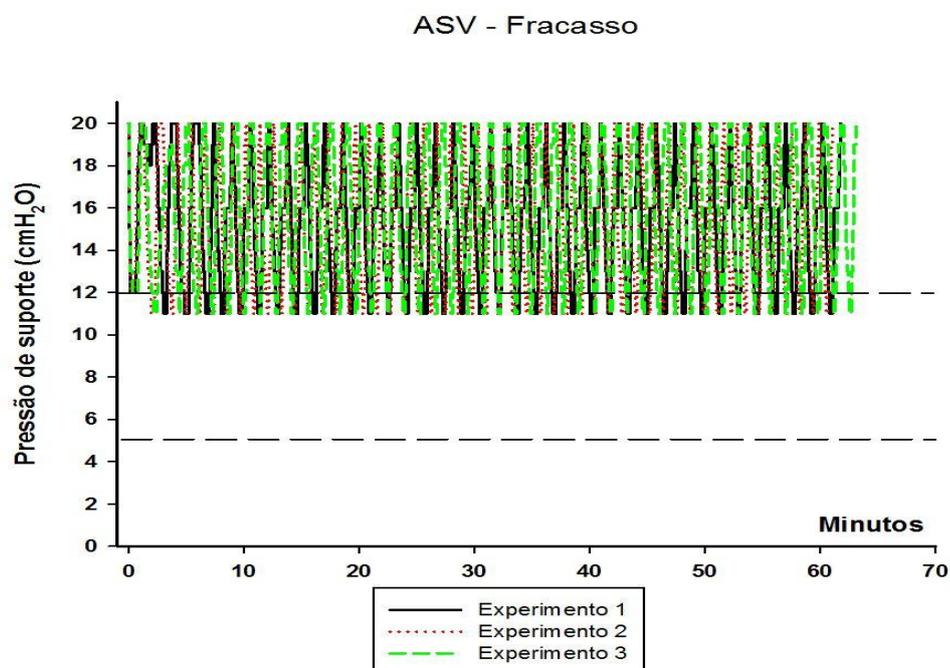
Gráfico 10 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de sucesso provável da extubação modo ASV®



4.3.2 Análise do modelo de falha provável de extubação

O modelo de paciente com mecânica alterada e fracasso no desmame, apresentou nos três experimentos, grande variabilidade pressórica logo após o primeiro ciclo da ativação do modo ASV®. O padrão da resposta pressórica foi incremento-decremento, de forma repetitiva durante toda a simulação, sendo a variabilidade 11 (mínimo) »» 20 (máximo) »» 11 cmH₂O (mínimo) e foi atingido após 3,27 minutos. Nesse modelo não ocorreu a sinalização de desmame possível. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 5.

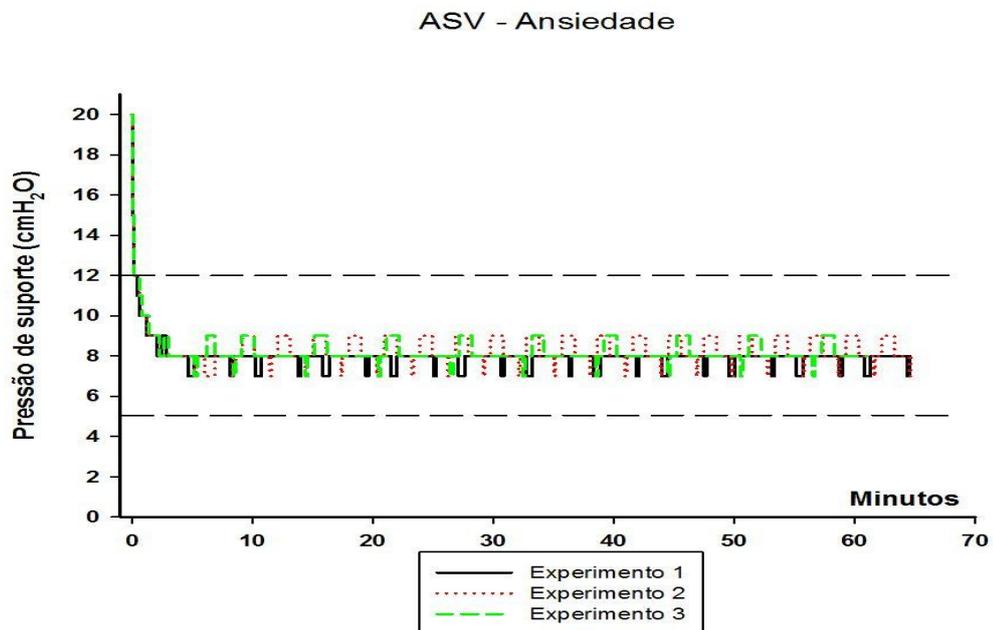
Gráfico 11 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de falha provável de extubação modo ASV®



4.3.3 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Ansiedade

O modelo de ansiedade extrema paciente apresentou, nos três experimentos, rápida queda pressórica logo após o primeiro ciclo da ativação do modo ASV® atingindo o valor de 12 cmH₂O em tempo inferior a um minuto. O nível de estabilização pressórica, foi atingido em tempo inferior a dois minutos, ou seja, repetição do platô pressórico 7-9 cmH₂O. Durante essa simulação, ocorreu sinalização visual de desmame possível. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 5.

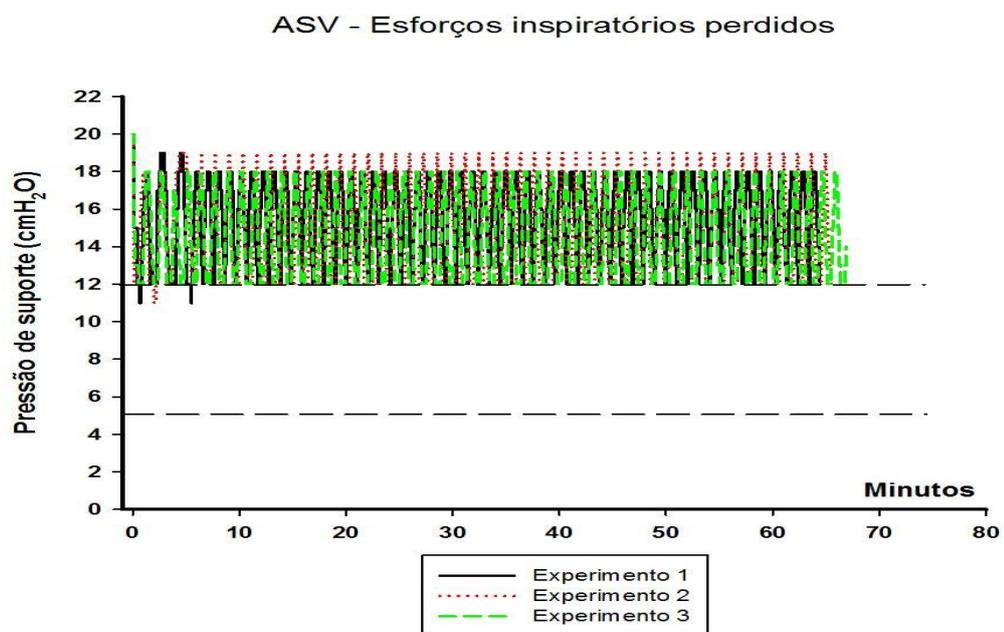
Gráfico 12 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de ansiedade modo ASV®



4.3.4 Análise do modelo de falha provável de extubação: Esforços inspiratórios perdidos

O modelo de esforço inspiratório perdido, apresentou nos três experimentos, grande variabilidade pressórica logo após o primeiro ciclo da ativação do modo ASV®. O padrão da resposta pressórica foi incremento-decremento, de forma repetitiva durante toda a simulação, sendo a variabilidade 12 (mínimo) »» 19 (máximo) »» 12 cmH₂O (mínimo), atingido em tempo médio inferior a um minuto; em um experimento o valor máximo foi de 18 cmH₂O . Durante a simulação, não ocorreu sinalização visual de desmame possível. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 5.

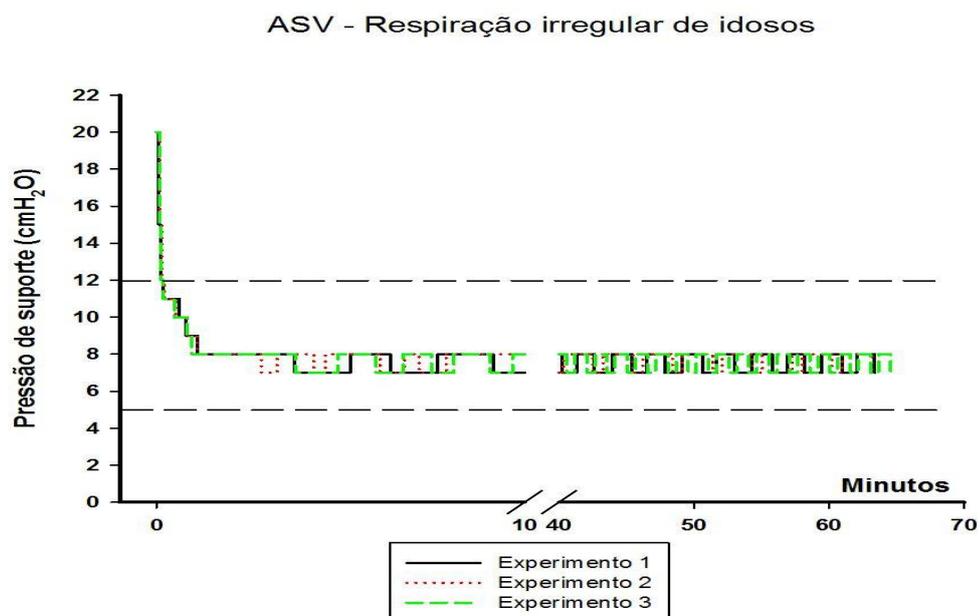
Gráfico 13 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de esforços inspiratórios perdidos modo ASV®



4.3.5 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Idoso

O modelo de padrão respiratório de paciente idoso apresentou nos três experimentos, rápida queda pressórica logo após o primeiro ciclo da ativação do modo ASV®, atingindo o valor de 12 cmH₂O em tempo inferior a 15 segundos. O nível de estabilização pressórica, foi atingido em tempo inferior a dois minutos, ou seja, repetição do platô pressórico 7-8 cmH₂O. Durante a simulação, ocorreu sinalização visual de desmame possível. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 5.

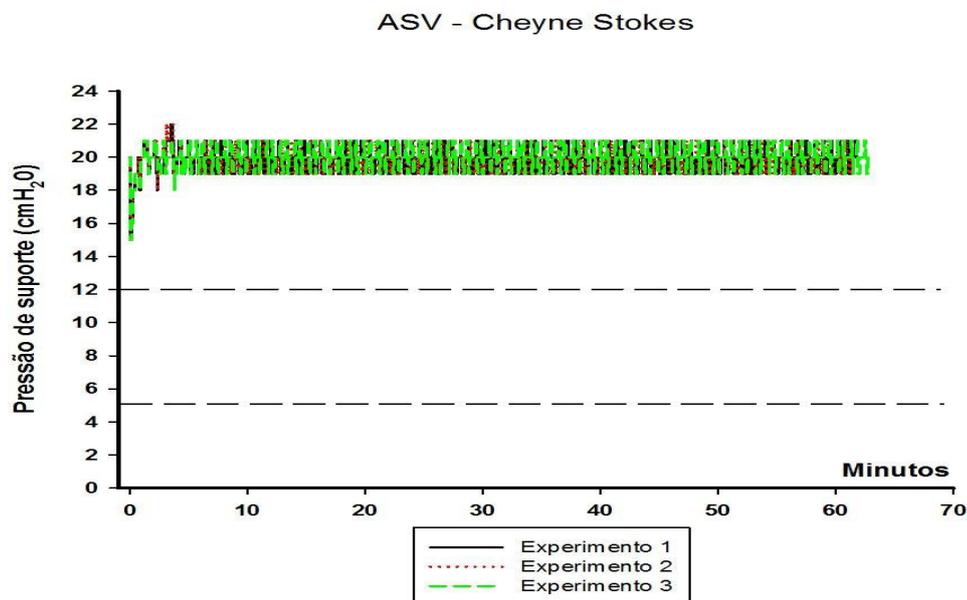
Gráfico 14 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de idoso modo ASV®



4.3.6 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Cheyne Stokes

O modelo de ansiedade extrema paciente com mecânica alterada e fracasso no desmame, apresentou nos três experimentos, rápida queda pressórica logo após o primeiro ciclo da ativação do modo, atingindo o valor mínimo de 15 cmH₂O após o segundo ciclo. O nível de estabilização pressórica, foi atingido em tempo inferior dois minutos, ou seja, repetição do platô pressórico 19-21 cmH₂O até o término dos experimentos. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 5.

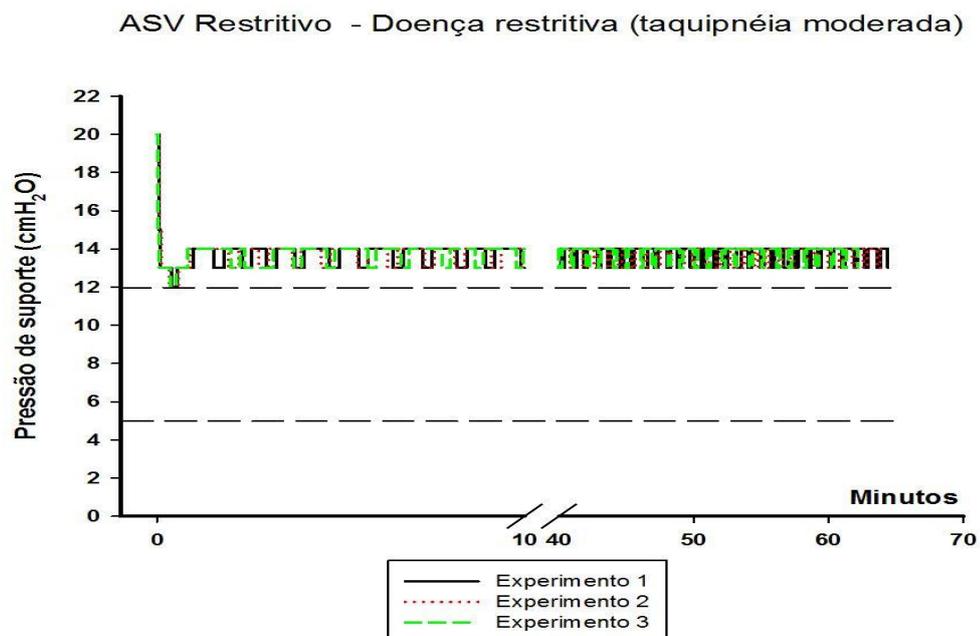
Gráfico 15 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de Cheyne Stokes modo ASV®



4.3.7 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia moderada: Doença pulmonar restritiva

O modelo de doença pulmonar restritiva com taquipnéia moderada, apresentou nos três experimentos, rápida queda pressórica logo após o primeiro ciclo da ativação do modo, atingindo o valor mínimo de 12 cmH₂O em média após 22 segundos. O nível de estabilização pressórica, foi atingido em tempo inferior um minuto, ou seja, repetição do platô pressórico 13-14 cmH₂O até o término dos experimentos. Durante a simulação, não ocorreu sinalização visual de desmame possível. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 5.

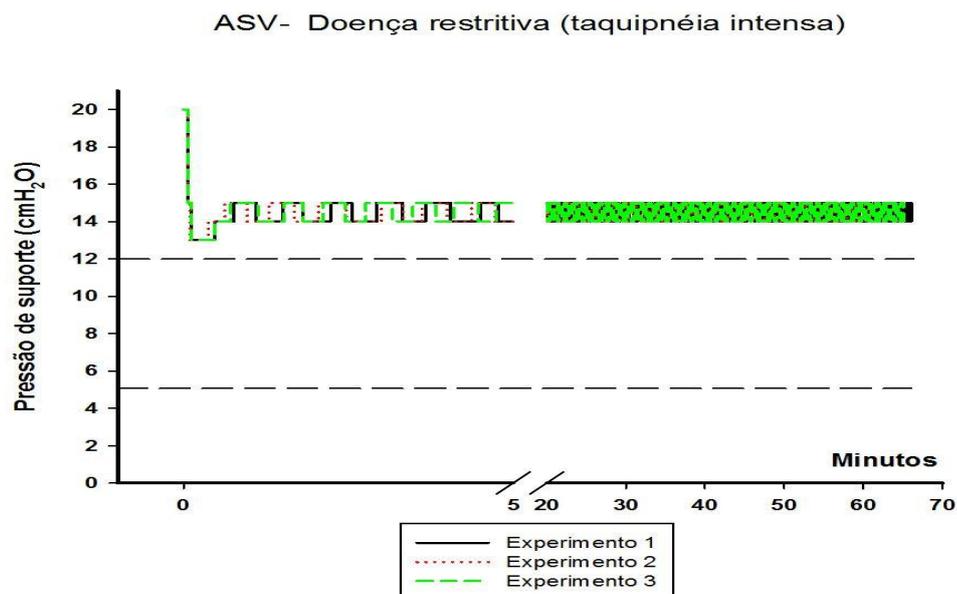
Gráfico 16 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de Cheyne Stokes modo ASV®



4.3.8 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia intensa: Doença pulmonar restritiva.

O modelo de doença pulmonar restritiva com taquipnéia intensa, apresentou nos três experimentos, rápida queda pressórica logo após o primeiro ciclo da ativação do modo, atingindo o valor mínimo de 13 cmH₂O em média após 22 segundos. O nível de estabilização pressórica, foi atingido em tempo inferior a um minuto, ou seja, repetição do platô pressórico 14-15 cmH₂O até o término dos experimentos. Durante a simulação, não ocorreu sinalização visual de desmame possível. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 5.

Gráfico 17 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de doença restritiva com taquipnéia intensa modo ASV®



4.4 Análise do modo MRV[®] (Mandatory Rate Ventilation)

O modo MRV não possui interface visual capaz de sinalizar a possibilidade de desmame da ventilação mecânica. O algoritmo do modo é baseado na observância de uma frequência respiratória alvo (frequência desejada \pm três ciclos), considerada empiricamente como confortável pelo operador. Desta forma, o ajuste da frequência respiratório foi realizado de acordo com o modelo estudado. Nos modelos de sucesso, fracasso, ansiedade e esforço inspiratório perdido a frequência alvo foi ajustada para 26 rpm. Para os modelos de doença pulmonar restritiva com taquipnéia moderada e intensa, assim como padrão do idoso o ajuste da frequência alvo foi de 30 rpm. A capacidade de desmame do modo foi interpretada como a capacidade de atingir e manter valor de pressão de suporte ≤ 12 cmH₂O, fato observado nas simulações de sucesso, ansiedade e idoso. A simulação de esforço inefetivo, foi formulada com parâmetros que deveriam ser classificados como incompatíveis com desmame, entretanto atingiu nível estável de 11cmH₂O. A simulações doença restritiva com taquipnéia moderada, apesar de atingir, pressão de suporte de 12 cmH₂O, não foi considerada como positiva em função de não observarmos estabilização pressórica nesse patamar.

A simulação de padrão respiratório de Cheyne-Stokes foi a única em que o modo atingiu o valor máximo de pressão suporte, 24 cmH₂O, definido a priori como limite superior. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 6.

Tabela 8 Tempo* necessário para estabilização** no modo MRV®

	Tempo necessário para estabilização pressórica			
	Exp 1	Exp 2	Exp 3	Média
Sucesso	2,38	2,42	2,65	2,5
Fracasso	1,08	1,07	1,08	1,1
Ansiedade	5,35	7,78	5,35	6,1
Esforço perdido	3,58	11,4	6,9	7,3
Idoso	5,42	5,1	5,45	5,3
Cheyne Stokes	1,73	1,78	1,78	1,8
Restritivo taquipnéia moderada	1,47	1,6	1,35	1,5
Restritivo taquipnéia grave	2,23	0,8	1,57	1,5

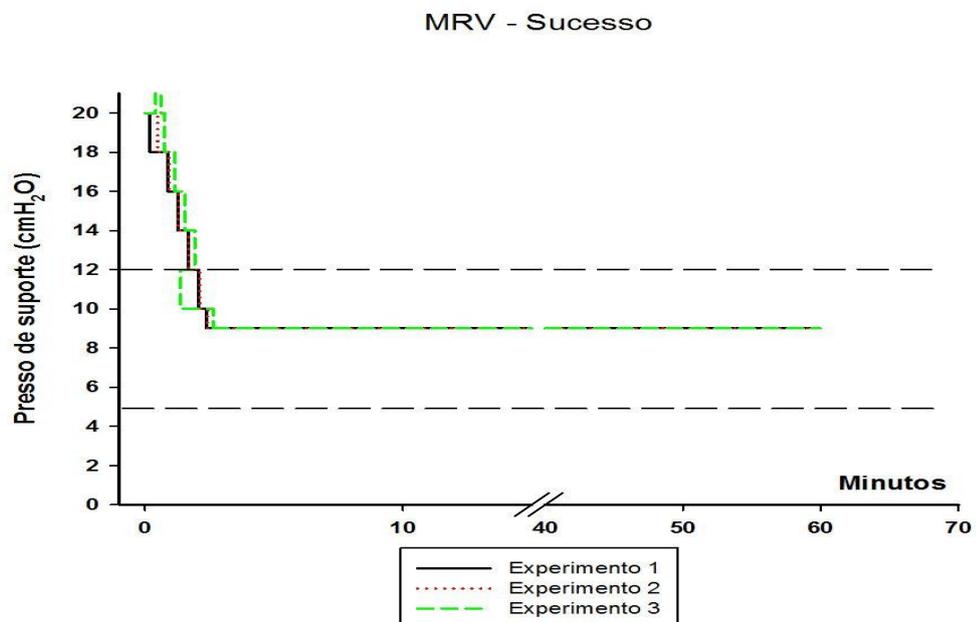
* Tempo expresso em minutos e fração decimal.

** Definido como nível pressórico ou intervalo pressórico em que há repetição do padrão respiratório, uma vez que nos modos ASV e MRV permitem o pronto ajuste da pressão de suporte, gerando grande variação por vezes ciclo a ciclo.

4.4.1 Análise do modelo de sucesso provável de extubação

O modo MRV®, durante a simulação realizada em modelo de uma paciente com mecânica normal e sucesso no desmame, foi capaz de atingir o valor de 12 cmH₂O em tempo inferior a 01 minuto. O valor da pressão mínima e da pressão de estabilização foi o mesmo, nove cmH₂O, sendo atingido em um tempo médio inferior a três minutos. Após atingir esse valor não houve mudança pressórica até o término do experimento. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 6.

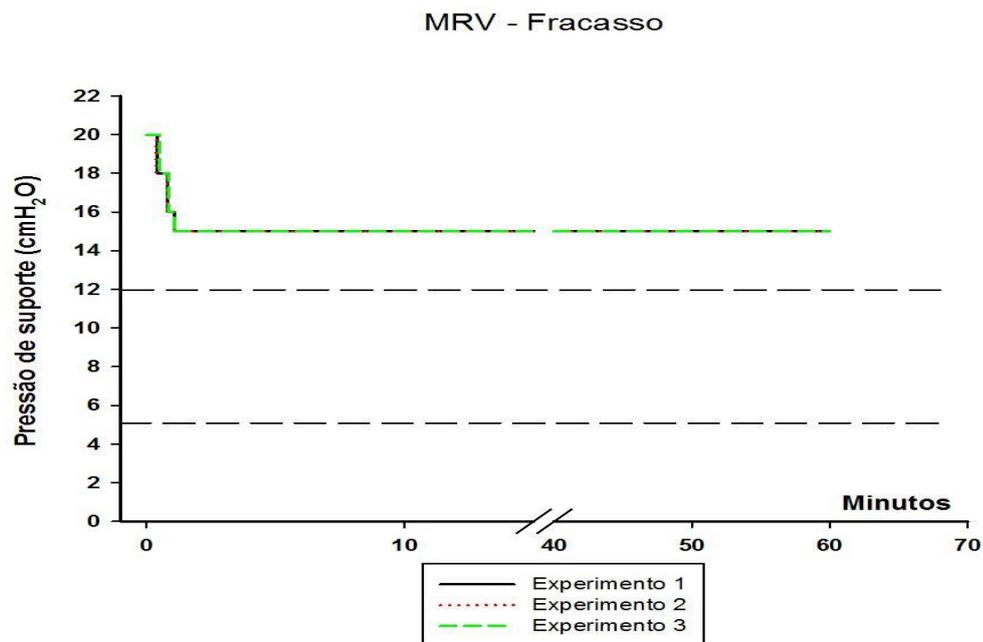
Gráfico 18 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de sucesso provável da extubação modo MRV®



4.4.2 Análise do modelo de falha provável de extubação

O modo MRV®, durante a simulação realizada em modelo de mecânica alterada e falha no processo de desmame, apresentou o mesmo valor para a pressão mínima atingida e de estabilização, 15 cmH₂O, atingida em média após um minuto. Após atingir esse valor não houve mudança pressórica até o término do experimento. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 6.

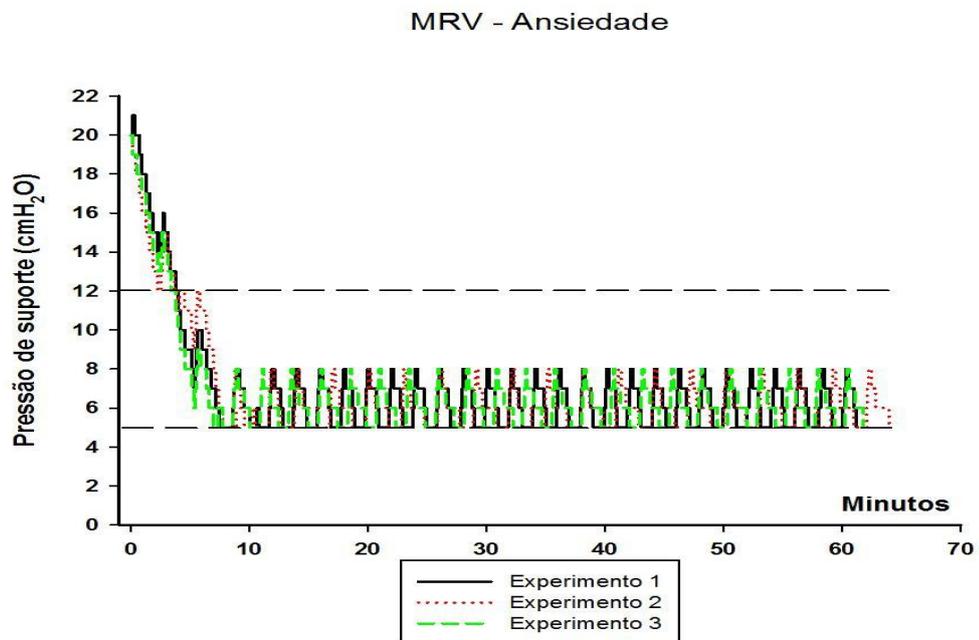
Gráfico 19 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de falha provável de extubação modo MRV®



4.4.3 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Ansiedade

O modo MRV® durante a simulação realizada em modelo de ansiedade atingiu o valor de 12 cmH₂O em tempo médio de três minutos. O nível pressórico de estabilização foi atingido em um tempo médio de seis minutos, sendo o padrão da resposta pressórica de incremento-decremento, de forma repetitiva durante toda a simulação, sendo a variabilidade cinco (mínimo) »» oito (máximo) »» cinco cmH₂O (mínimo). Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 6.

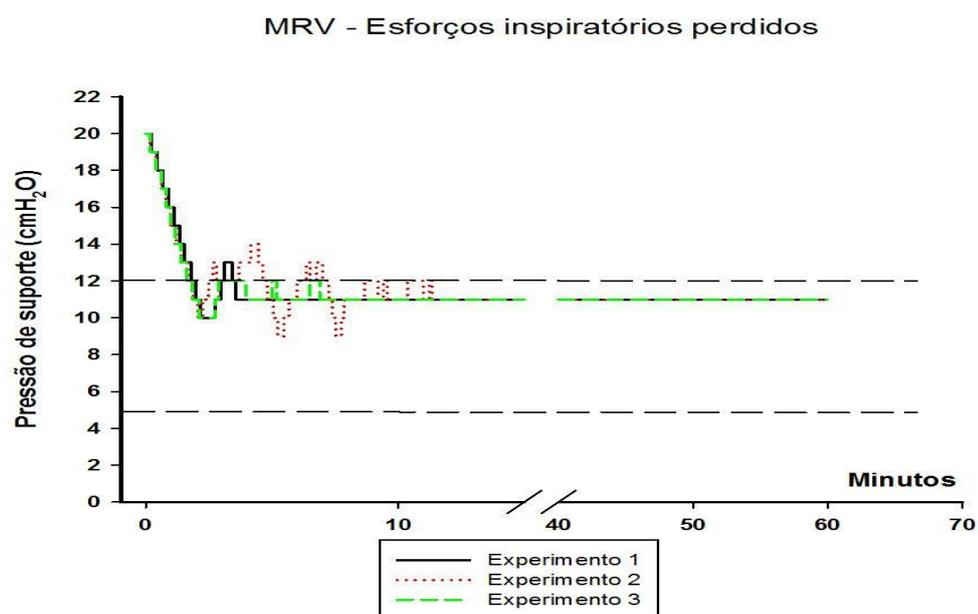
Gráfico 20 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de ansiedade modo MRV®



4.4.4 Análise do modelo de falha provável de extubação: Esforços inspiratórios perdidos

O modo MRV®, durante a simulação realizada em modelo de uma paciente com esforço inspiratório perdido em função de mecânica alterada, foi capaz de atingir o valor de 12 cmH₂O em tempo inferior a dois minutos. Apesar de ser um modelo destinado a avaliar o julgamento correto em não atingir nível compatível com a extubação, o modo não só permitiu, como atingiu estabilização pressórica em 11 cmH₂O. Após atingir esse valor em um tempo médio de sete minutos não houve mudança pressórica até o término do experimento. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 6.

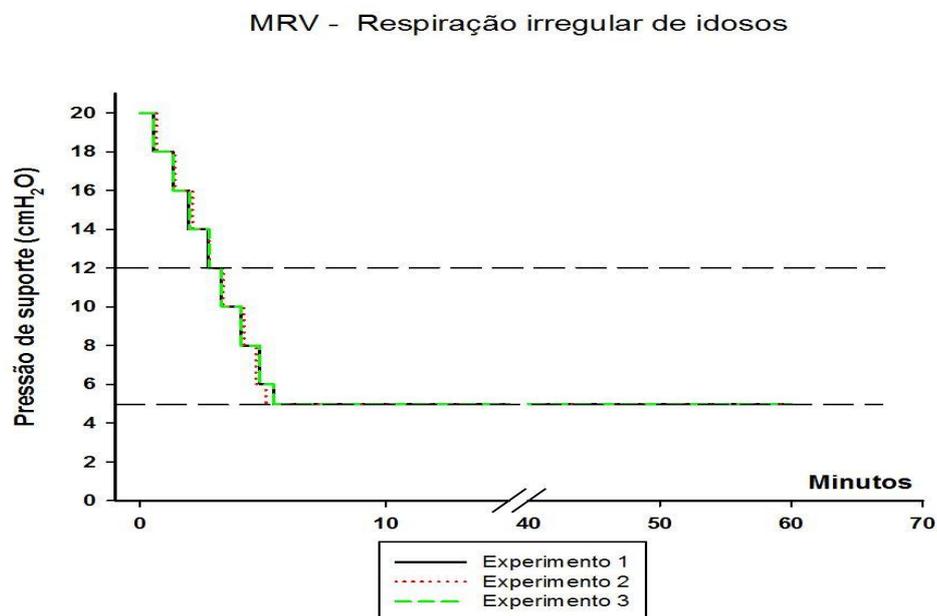
Gráfico 21 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de esforços inspiratórios perdidos modo MRV®



4.4.5 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Idoso

O modo MRV durante a simulação realizada em modelo de ansiedade atingiu o valor de 12 cmH₂O em um tempo médio de três minutos. O nível pressórico de estabilização de cinco cmH₂O foi atingido em um tempo médio de cinco minutos, não sendo observado variação pressórica até o término do experimento. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 6.

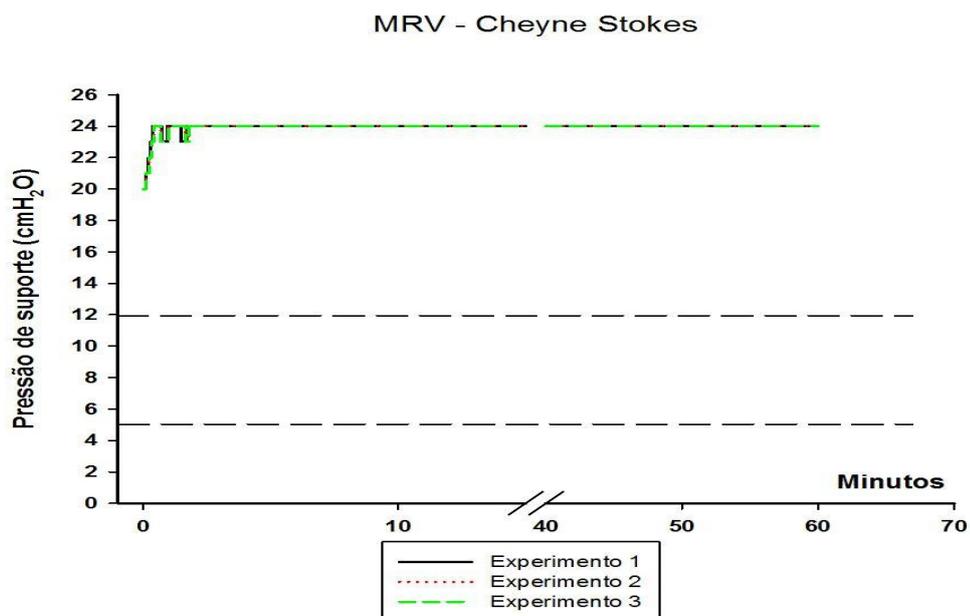
Gráfico 22 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de idoso modo MRV®



4.4.6 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório irregular: Cheyne Stokes

O modo MRV, durante a simulação realizada em modelo de padrão respiratório de Cheyne Stokes, teve como valor mínimo de pressão de suporte atingido o mesmo do valor basal, ou seja 20 cmH₂O. Em tempo médio inferior a dois minutos, o algoritmo de ajuste atingiu e estabilizou no valor pressórico máximo pré-estabelecido de 24 cmH₂O. O modelo de simulação proposto atinge frequência respiratória de 48 rpm e caso ajustássemos valores maiores, talvez os níveis de pressão de suporte seriam superiores a 24 cmH₂O. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 6.

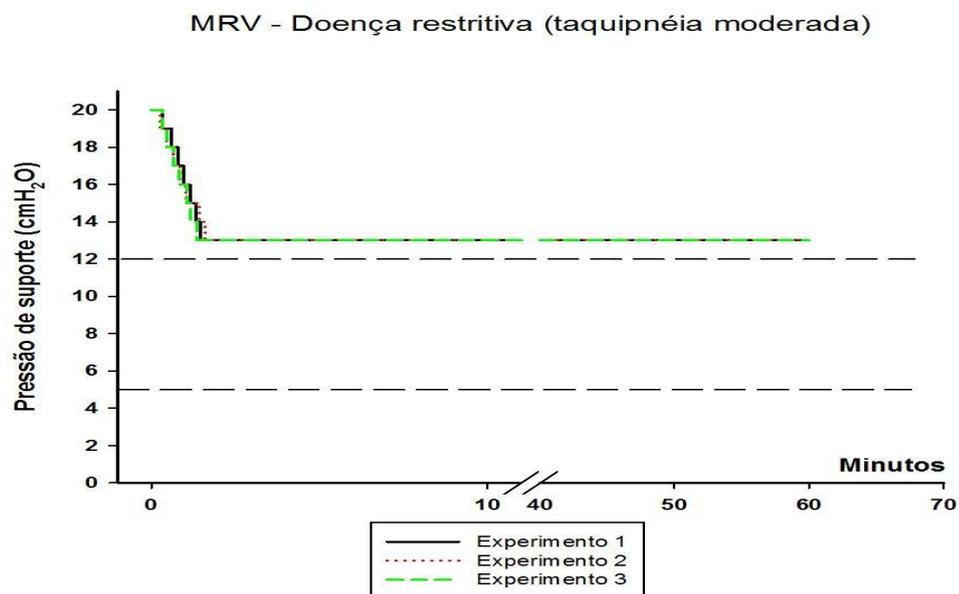
Gráfico 23 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de Cheyne Stokes modo MRV®



4.4.7 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia moderada: Doença pulmonar restritiva

O modo MRV, durante a simulação realizada em modelo de uma paciente com fibrose pulmonar com frequência máxima de 28 rpm o valor mínimo de pressão de suporte atingido foi 13 cmH₂O em tempo inferior à dois minutos. Após atingir esse valor não houve mudança pressórica até o término do experimento. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 6.

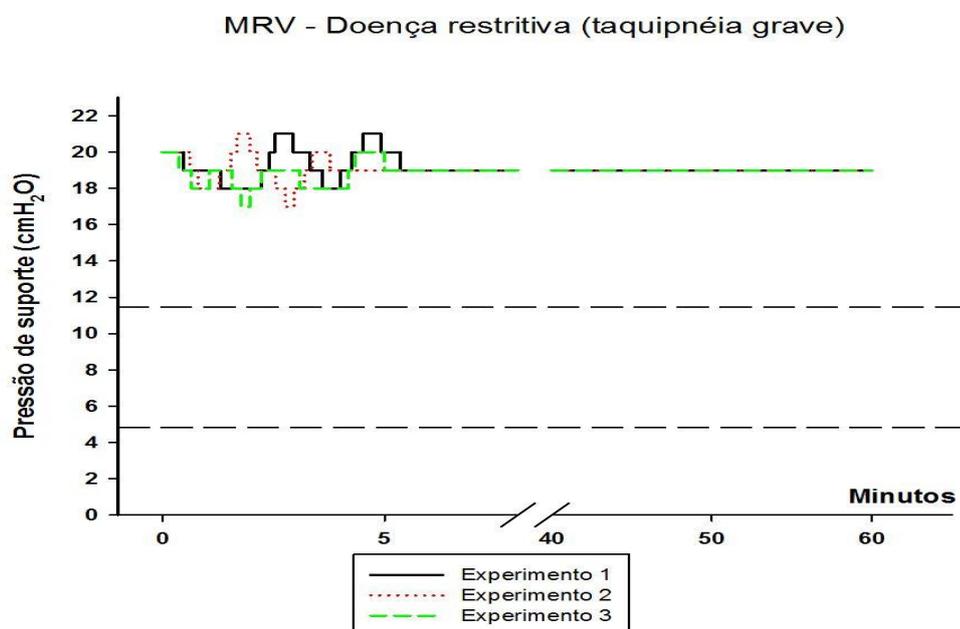
Gráfico 24 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de doença restritiva com taquipnéia moderada modo MRV®



4.4.8 Análise do modelo de sucesso provável de extubação em paciente com padrão respiratório rítmico com taquipnéia intensa: Doença pulmonar restritiva

O modo MRV, durante a simulação realizada em modelo de uma paciente com fibrose pulmonar com frequência máxima de 36rpm, o valor de estabilização pressórica foi 19 cmH₂O atingido em tempo médio inferior a dois minutos. Após atingir esse valor não houve mudança pressórica até o término do experimento. Os valores pressóricos estão na tabela 3 e tempo decorrido na tabela 6.

Gráfico 25 Representação dos três experimentos realizados com o modelo de doença restritiva com taquipnéia intensa modo MRV®



DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

No presente estudo avaliamos os modos de desmame automatizados Smartcare®, ASV® e MRV® em situações clínicas frequentes em UTI. Os modos de desmame automatizados testados foram capazes de reconhecer corretamente as situações típicas de sucesso provável e improvável. Entretanto, nas simulações de padrões respiratórios específicos, ocorreu divergência entre os modos. Foram realizadas seis simulações específicas, com duas avaliações incorretas no modo Smartcare (Cheyne-Stokes, doença restritiva com taquipnéia intensa), três no modo ASV® (Cheyne-Stokes, doença restritiva com taquipnéia moderada e intensa) e quatro no modo MRV® (Cheyne-Stokes, esforço inspiratório perdido e doença restritiva com taquipnéia moderada e intensa). A simulação de esforço inspiratório perdido foi reconhecida incorretamente pelo modo MRV® como sucesso provável quando deveria ter classificado como improvável. Isto aconteceu porque o algoritmo do modo MRV® leva em consideração a frequência respiratória detectada pelo ventilador, excluindo os esforços inefetivos. Desta forma a frequência detectada foi inferior a frequência alvo, determinando a redução pressórica até o nível 11 cmH₂O. Nas simulações de padrão respiratório irregular por ansiedade ou padrão respiratório irregular moderado (idoso), os três modos apresentaram corretamente identificaram a situação de extubação possível. Na simulação padrão respiratório irregular grave (Cheyne-Stokes), apenas o modo Smartcare® (modo neurológico habilitado) foi capaz de identificar a situação de extubação possível. No modelo de doença pulmonar restritiva com taquipnéia moderada apenas o modo Smartcare®

identificou a situação de extubação possível. No modelo de doença pulmonar restritiva com taquipnéia grave nenhum modo foi capaz de identificar a extubação possível.

O modo Smartcare®, durante as simulações de padrão respiratório irregular por ansiedade e padrão respiratório irregular (idoso) apresentou reduções pressóricas mais acentuadas e em tempo inferior as demais simulações no mesmo modo, atingindo estabilização em tempo médio do nível pressórico em oito e 17 minutos respectivamente. Através da monitorização contínua, em intervalos de cinco minutos, o sistema considerou que o “paciente/simulação” recebia suporte pressórico excessivo, uma vez que os diagnósticos gerados foram de hiperventilação. As reduções pressóricas ocorreram em passos de quatro cmH₂O.

A utilização de modos automatizados é uma nova estratégia de desmame, que avalia e adapta a ventilação mecânica as necessidades do paciente e que poderia reduzir o tempo de ventilação e de permanência na terapia intensiva, assim como os custos implicados (28) e diminuir a carga de trabalho das equipes da UTI. No entanto há dúvidas a eficácia dos modos de desmame automatizados. (28, 51) O presente estudo teve por finalidade avaliar o desempenho dos modos de desmame automatizados frente a situações comuns e específicas. Além disto comparamos os três diferentes modos de desmame automatizados atualmente comercializados. A utilização de modelo experimental permite criar e replicar em um ambiente laboratorial, situações reais da prática médica que não poderiam ser testadas por questões éticas ou que, como no caso do presente estudo, seriam difíceis de ser recrutados. (67) Por exemplo, ao estudar apenas um grupo com padrão irregular por ansiedade demandaria um tempo muito longo para o recrutamento do número

necessário de pacientes. Pelo uso do simulador também foi possível avaliar três modos diferentes de desmame automatizado em uma mesma condição clínica, o que não seria possível, nem ético em um estudo com pacientes.

Os estudos prévios, com simuladores pulmonares usando modelos mecânicos (exemplo: equipamento TTL- Michigan Instruments), só permitiam estudar padrões respiratórios repetitivos e monótonos. Com o desenvolvimento de um simulador de pulmão microprocessado e programável foi possível reproduzir padrões respiratórios irregulares e complexos que foram retirados de exemplos reais publicados em revista médicas de grande impacto. Utilizamos o simulador pulmonar ASL 5000, que já foi utilizado em diversas publicações. (56, 68, 69) Sua interface gráfica permite criar uma simulação próxima da situação clínica de um paciente real, uma vez que podemos lidar com variáveis da mecânica pulmonar como complacência, resistência das vias aéreas, tempo inspiratório, padrão respiratório, intensidade e forma da força muscular inspiratória e outras.

Os estudos clínicos publicados por Dojat et al e Lellouche et al, utilizando o modo Smartcare® mostraram dados favoráveis como a redução do tempo de ventilação mecânica, por outro lado outros estudos demonstraram que o desmame convencional com ou sem o uso de protocolos de vigilância foram superiores ao desmame automatizado. (28, 44, 51) O modo ASV® foi estudado freqüentemente em pós-operatório, permitindo o desmame mais rápido em pacientes dos submetidos à cirurgia de revascularização miocárdica. (52, 70, 71) Quanto ao modo MRV® há poucos dados na literatura, o trabalho publicado por Taniguchi et al, avaliou pacientes em pós-operatório imediato, demonstrando desempenho semelhante ao desmame convencional. (29)

Até o presente estudo, os modos de desmame automatizados nunca tinham sido comparados entre si, nem testados em situações específicas e em que teoricamente podem apresentar desempenho ruim. Em um levantamento bibliográfico realizado nas bases de dados MEDLINE (U.S. National Library of Medicine's Medical Literature Analysis and Retrieval System Online), Scopus e ISI Web of KnowledgeSM, não foi encontrado nenhum estudo clínico ou experimental que se propôs a estudar e comparar o comportamento dos diferentes modos de desmame automatizados em situações clínicas típicas de sucesso/fracasso ou em populações específicas como entre pacientes com distúrbio de ansiedade, idosos, com Cheyne-Stokes ou doença pulmonar restritiva. O estudo também é inédito em utilizar um simulador computadorizado para emular situações reais, baseadas em dados de mecânica e padrão respiratório publicados em revista médicas de elevado impacto.

A importância clínica do estudo reside na proposição de avaliar o desempenho do desmame automatizado em situações nunca antes testadas, mas comuns em UTI e em que teoricamente pode haver falha do desempenho dos modos de desmame automatizados. É possível imaginar dois cenários de mau desempenho. No primeiro o paciente pode ser extubado, mas o modo automatizado não reconhece esta situação e não progride no desmame. No presente estudo mostramos que este mau desempenho aconteceu quando o paciente tem mecânica pulmonar normal (poderia ser extubado), mas padrão respiratório de Cheyne-Stokes. O mau desempenho também aconteceu em pacientes, que seriam passíveis de extubação, com doença pulmonar restritiva e taquipnéia moderada e principalmente intensa. No segundo cenário o paciente não pode ser extubado, mas o modo automatizado não

reconhece está situação e progride no desmame. No presente estudo mostramos que o modo MRV® progrediu o desmame e indicou a extubação em pacientes com falha provável de extubação e esforços inspiratórios perdidos. Com o resultado do estudo atual podemos aumentar a vigilância ou evitar o uso de modos de desmame automatizado em situações como padrão respiratório de Cheyne Stokes, doença pulmonar restritiva e presença de esforços inspiratórios perdidos. Também seria aconselhável que os fabricantes coloquem alertas de uso nestas situações ou testassem novos algoritmos de desmame sem estas limitações.

A primeira limitação deste estudo é que não poder extrapolar seus achados para a real condição clínica de um paciente, que é mais complexa e sofre mais interferências no tempo e nenhum simulador pode emular as reais condições clínicas e a complexidade da resposta respiratória em função da demanda ventilatória. Mesmo no modelo microprocessado utilizado, a simulação do esforço retrata parcialmente toda complexidade do controle respiratório humano. No entanto, cremos que fizemos a melhor simulação possível atualmente, já que contamos com um simulador microprocessado que permite inúmeros ajustes e padrões irregulares, além disto o modelo simulado não foi determinado arbitrariamente por nós, mas retirado de exemplos reais. Acreditamos que esta nossa abordagem com simulador microprocessado e simulação de situações reais pode ser tornar uma nova e produtiva alternativa no estudo de ventilação mecânica e doenças pulmonares. A segunda limitação é que nos modos ASV® e MRV® os parâmetros para guiar o desmame automatizado devem ser arbitrariamente colocados pelo operador do ventilador, no nosso estudo colocamos parâmetros típicos de um pacientes que poderia ser extubado, como frequência respiratória até 26 no modo MRV® e peso

de 75 kilos, altura de 180 cm e compensação ventilatória de 100% no modo ASV®. No entanto, outros ajustes poderiam gerar desempenho diferente. Por exemplo, o modo MRV® poderia apresentar desempenho adequado caso utilizássemos frequência respiratório alvo mais elevada, no entanto cremos que os ajustes do parâmetros que escolhemos reflete o típico paciente que pode ser extubado. A terceira limitação é que usamos os valores de pressão arterial de CO₂ retirados dos exemplos da literatura e colocamos estes valores como o etCO₂ nos modos de teste do Smartcare. Agimos assim porque os estudos não traziam o valor de etCO₂ e já está estabelecido na literatura que em situações de shunt pulmonar baixo, a diferença entre a PaCO₂ e a PETCO₂ é de aproximadamente 3 mmHg (72), nas situações que simulamos o etCO₂ e a pressão arterial de CO₂ devem estar próximas.

CONCLUSÃO

6 CONCLUSÃO

Os modos Smartcare®, ASV® e MRV® reconheceram corretamente as simulações de provável sucesso e fracasso de extubação, padrão respiratório irregular de ansiedade e do idoso. As simulações de taquipnéia rítmica devido à doença pulmonar restritiva, esforços inspiratórios ineficazes e respiração de Cheyne Stokes, foram impropriamente diagnosticados, dependendo do modo.

Os modos ASV® e MRV® foram mais rápidos quanto à redução da pressão de suporte, entretanto, apresentaram maior variabilidade pressórica, especialmente de modo a ASV®. O modo Smartcare®, apesar de mais lento, reconheceu corretamente um maior número de simulações

O desmame automatizado constitui evolução tecnológica válida, entretanto, novos estudos são necessários para definir seu papel, indicação e aprimorar seus algoritmos.

REFERÊNCIAS

1. Boles JM, Bion J, Connors A, Herridge M, Marsh B, Melot C, et al. Weaning from mechanical ventilation. *Eur Respir J*. 2007 May;29(5):1033-56.
2. Pingleton SK. Complications of acute respiratory failure. *Am Rev Respir Dis*. 1988 Jun;137(6):1463-93.
3. Carvalho CRR. VENTILAÇÃO MECÂNICA I - Básico- Editora Atheneu. 2000.
4. Goldwasser R, Farias A, Freitas EE, Saddy F, Amado V, Okamoto V. [Mechanical ventilation of weaning interruption]. *J Bras Pneumol*. 2007;33 Suppl 2S:S128-36.
5. Tobin MJ. Role and interpretation of weaning predictors. As presented at the 5th International Consensus Conference in Intensive Care Medicine: Weaning from Mechanical Ventilation. Disponível: www.ersnet.org/ers/lr/browse/default.aspx?id52814. 2005.
6. Esteban A, Alia I, Ibanez J, Benito S, Tobin MJ. Modes of mechanical ventilation and weaning. A national survey of Spanish hospitals. The Spanish Lung Failure Collaborative Group. *Chest*. 1994 Oct;106(4):1188-93.
7. Epstein SK, Ciubotaru RL, Wong JB. Effect of failed extubation on the outcome of mechanical ventilation. *Chest*. 1997 Jul;112(1):186-92.
8. Esteban A, Anzueto A, Alia I, Gordo F, Apezteguia C, Palizas F, et al. How is mechanical ventilation employed in the intensive care unit? An

international utilization review. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000 May;161(5):1450-8.

9. Brochard L, Harf A, Lorino H, Lemaire F. Inspiratory pressure support prevents diaphragmatic fatigue during weaning from mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis.* 1989 Feb;139(2):513-21.
10. Brochard L, Rauss A, Benito S, Conti G, Mancebo J, Rekiq N, et al. Comparison of three methods of gradual withdrawal from ventilatory support during weaning from mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 1994 Oct;150(4):896-903.
11. Esteban A, Frutos F, Tobin MJ, Alia I, Solsona JF, Valverdu I, et al. A comparison of four methods of weaning patients from mechanical ventilation. Spanish Lung Failure Collaborative Group. *N Engl J Med.* 1995 Feb 9;332(6):345-50.
12. Alberti A, Gallo F, Fongaro A, Valenti S, Rossi A. P0.1 is a useful parameter in setting the level of pressure support ventilation. *Intensive Care Med.* 1995 Jul;21(7):547-53.
13. Banner MJ. Respiratory muscle loading and the work of breathing. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 1995 Apr;9(2):192-204.
14. Banner MJ, Kirby RR, Kirton OC, DeHaven CB, Blanch PB. Breathing frequency and pattern are poor predictors of work of breathing in patients receiving pressure support ventilation. *Chest.* 1995 Nov;108(5):1338-44.
15. Perrigault PF, Pouzeratte YH, Jaber S, Capdevila XJ, Hayot M, Boccard G, et al. Changes in occlusion pressure (P0.1) and breathing pattern during pressure support ventilation. *Thorax.* 1999 Feb;54(2):119-23.

16. Van de Graaff WB, Gordey K, Dornseif SE, Dries DJ, Kleinman BS, Kumar P, et al. Pressure support. Changes in ventilatory pattern and components of the work of breathing. *Chest*. 1991 Oct;100(4):1082-9.
17. Vitacca M, Bianchi L, Zanotti E, Vianello A, Barbano L, Porta R, et al. Assessment of physiologic variables and subjective comfort under different levels of pressure support ventilation. *Chest*. 2004 Sep;126(3):851-9.
18. Adhami EJ. Titration of Pressure Support Ventilation Levels Based on Clinical Evaluation and the Work of Breathing *Chest*. 2003;124(4):111S.
19. Esteban A, Ferguson ND, Meade MO, Frutos-Vivar F, Apezteguia C, Brochard L, et al. Evolution of mechanical ventilation in response to clinical research. *Am J Respir Crit Care Med*. 2008 Jan 15;177(2):170-7.
20. Saxton GA, Jr., Myers G. A servomechanism for automatic regulation of pulmonary ventilation. *J Appl Physiol*. 1957 Sep;11(2):326-8.
21. Chapman FW, Newell JC, Roy RJ. A feedback controller for ventilatory therapy. *Ann Biomed Eng*. 1985;13(5):359-72.
22. Ohlson KB, Westenskow DR, Jordan WS. A microprocessor based feedback controller for mechanical ventilation. *Ann Biomed Eng*. 1982;10(1):35-48.
23. Giraud T, Dhainaut JF, Vaxelaire JF, Joseph T, Journois D, Bleichner G, et al. Iatrogenic complications in adult intensive care units: a prospective two-center study. *Crit Care Med*. 1993 Jan;21(1):40-51.
24. Vincent JL, Abraham E. The last 100 years of sepsis. *Am J Respir Crit Care Med*. 2006 Feb 1;173(3):256-63.

25. Vincent JL, Fink MP, Marini JJ, Pinsky MR, Sibbald WJ, Singer M, et al. Intensive care and emergency medicine: progress over the past 25 years. *Chest*. 2006 Apr;129(4):1061-7.
26. Jaber S, Sebbane M, Verzilli D, Matecki S, Wysocki M, Eledjam JJ, et al. Adaptive support and pressure support ventilation behavior in response to increased ventilatory demand. *Anesthesiology*. 2009 Mar;110(3):620-7.
27. Lellouche F, Brochard L. Advanced closed loops during mechanical ventilation (PAV, NAVA, ASV, SmartCare). *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*. 2009 Mar;23(1):81-93.
28. Lellouche F, Mancebo J, Jolliet P, Roeseler J, Schortgen F, Dojat M, et al. A multicenter randomized trial of computer-driven protocolized weaning from mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 2006 Oct 15;174(8):894-900.
29. Taniguchi C, Eid RC, Saghabi C, Souza R, Silva E, Knobel E, et al. Automatic versus manual pressure support reduction in the weaning of post-operative patients: a randomised controlled trial. *Crit Care*. 2009;13(1):R6.
30. Tehrani FT. Adaptive support ventilation is a patented technology. *Intensive Care Med*. 2008 Dec;34(12):2306; author reply 7-8.
31. Ely EW, Baker AM, Dunagan DP, Burke HL, Smith AC, Kelly PT, et al. Effect on the duration of mechanical ventilation of identifying patients capable of breathing spontaneously. *N Engl J Med*. 1996 Dec 19;335(25):1864-9.
32. Kollef MH, Shapiro SD, Silver P, St John RE, Prentice D, Sauer S, et al. A randomized, controlled trial of protocol-directed versus physician-directed

- weaning from mechanical ventilation. Crit Care Med. 1997 Apr;25(4):567-74.
33. Tobin MJ. Mechanical ventilation. N Engl J Med. 1994 Apr 14;330(15):1056-61.
34. Taema. Horus 4 Manual. Versão 1.01, 01-. 2005.
35. HamiltonMedical. G5 brochure manual. Site: http://www.hamilton-medical.com/typo3conf/ext/naw_securedl/secure.php?u=0&file=uploads/tx_images/assets/689249.01_hamilton-g5_broch_en_01.pdf&t=1289410913&hash=80c88e9ccd589f9659e5383b720bdb6b.
36. Neumann A, Schmidt, H. SmartCare®/PS: The automated weaning protocol. Site: http://www.draeger.com/media/10/03/10/10031082/smartcare_ps_booklet_9051398_en.pdf.
37. Burns KE, Lellouche F, Lessard MR. Automating the weaning process with advanced closed-loop systems. Intensive Care Med. 2008 Oct;34(10):1757-65.
38. Sontag ED. Mathematical Control Theory: Deterministic Finite Dimensional Systems
Second Edition ed. New York: Springer; 1998.
39. Babuska R. Everything Under Control? Delft Center for Systems and Control (Delft University of Technology- Netherlands). Disponível: www.dcsc.tudelft.nl/~babuska. 2004.

40. Hovorka R, Allen JM, Elleri D, Chassin LJ, Harris J, Xing D, et al. Manual closed-loop insulin delivery in children and adolescents with type 1 diabetes: a phase 2 randomised crossover trial. *Lancet*. Feb 27;375(9716):743-51.
41. Branson RD, Davis K, Jr. Does closed loop control of assist control ventilation reduce ventilator-induced lung injury? *Clin Chest Med*. 2008 Jun;29(2):343-50, viii.
42. Branson RD, Johannigman JA, Campbell RS, Davis K, Jr. Closed-loop mechanical ventilation. *Respir Care*. 2002 Apr;47(4):427-51; discussion 51-3.
43. Chatburn RL. Computer control of mechanical ventilation. *Respir Care*. 2004 May;49(5):507-17.
44. Dojat M, Pachet F, Guessoum Z, Touchard D, Harf A, Brochard L. NeoGanesh: a working system for the automated control of assisted ventilation in ICUs. *Artif Intell Med*. 1997 Oct;11(2):97-117.
45. Tehrani FT. A new decision support system for mechanical ventilation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2007;2007:3569-72.
46. Amato MB, Barbas CS, Bonassa J, Saldiva PH, Zin WA, de Carvalho CR. Volume-assured pressure support ventilation (VAPSV). A new approach for reducing muscle workload during acute respiratory failure. *Chest*. 1992 Oct;102(4):1225-34.
47. Navalesi P, Costa R. New modes of mechanical ventilation: proportional assist ventilation, neurally adjusted ventilatory assist, and fractal ventilation. *Curr Opin Crit Care*. 2003 Feb;9(1):51-8.

48. Tehrani FT. Automatic control of mechanical ventilation. Part 2: the existing techniques and future trends. *J Clin Monit Comput.* 2008 Dec;22(6):417-24.
49. Tehrani FT. Automatic control of mechanical ventilation. Part 1: theory and history of the technology. *J Clin Monit Comput.* 2008 Dec;22(6):409-15.
50. Dojat M, Harf A, Touchard D, Lemaire F, Brochard L. Clinical evaluation of a computer-controlled pressure support mode. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000 Apr;161(4 Pt 1):1161-6.
51. Rose L, Presneill JJ, Johnston L, Cade JF. A randomised, controlled trial of conventional versus automated weaning from mechanical ventilation using SmartCare/PS. *Intensive Care Med.* 2008 Oct;34(10):1788-95.
52. Dongelmans DA, Veelo DP, Paulus F, de Mol BA, Korevaar JC, Kudoga A, et al. Weaning automation with adaptive support ventilation: a randomized controlled trial in cardiothoracic surgery patients. *Anesth Analg.* 2009 Feb;108(2):565-71.
53. Laubscher TP, Frutiger A, Fanconi S, Jutzi H, Brunner JX. Automatic selection of tidal volume, respiratory frequency and minute ventilation in intubated ICU patients as start up procedure for closed-loop controlled ventilation. *Int J Clin Monit Comput.* 1994 Feb;11(1):19-30.
54. Zakyntinos SG, Vassilakopoulos T, Daniil Z, Zakyntinos E, Koutsoukos E, Katsouyianni K, et al. Pressure support ventilation in adult respiratory distress syndrome: short-term effects of a servocontrolled mode. *J Crit Care.* 1997 Dec;12(4):161-72.

55. IngMar Medical L. ASL 5000 Manual. Disponible:
http://www.ingarmed.com/download_request.php?product=ASL5000
<http://www.ingarmed.com/download_request.php?product=ASL5000>.
56. Ferreira JC, Chipman DW, Hill NS, Kacmarek RM. Bilevel vs ICU ventilators providing noninvasive ventilation: effect of system leaks: a COPD lung model comparison. *Chest*. 2009 Aug;136(2):448-56.
57. Jubran A, Grant BJ, Laghi F, Parthasarathy S, Tobin MJ. Weaning prediction: esophageal pressure monitoring complements readiness testing. *Am J Respir Crit Care Med*. 2005 Jun 1;171(11):1252-9.
58. Jubran A, Tobin MJ. Pathophysiologic basis of acute respiratory distress in patients who fail a trial of weaning from mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 1997 Mar;155(3):906-15.
59. Tobin MJ, Chadha TS, Jenouri G, Birch SJ, Gazeroglu HB, Sackner MA. Breathing patterns. 2. Diseased subjects. *Chest*. 1983 Sep;84(3):286-94.
60. Hegel MT, Ferguson RJ. Psychophysiological assessment of respiratory function in panic disorder: evidence for a hyperventilation subtype. *Psychosom Med*. 1997 May-Jun;59(3):224-30.
61. Purro A, Appendini L, De Gaetano A, Gudjonsdottir M, Donner CF, Rossi A. Physiologic determinants of ventilator dependence in long-term mechanically ventilated patients. *Am J Respir Crit Care Med*. 2000 Apr;161(4 Pt 1):1115-23.
62. Tobin MJ, Chadha TS, Jenouri G, Birch SJ, Gazeroglu HB, Sackner MA. Breathing patterns. 1. Normal subjects. *Chest*. 1983 Aug;84(2):202-5.

63. Dhokalia A, Parsons DJ, Anderson DE. Resting end-tidal CO₂ association with age, gender, and personality. *Psychosom Med.* 1998 Jan-Feb;60(1):33-7.
64. Brack T, Jubran A, Laghi F, Tobin MJ. Fluctuations in end-expiratory lung volume during Cheyne-Stokes respiration. *Am J Respir Crit Care Med.* 2005 Jun 15;171(12):1408-13.
65. Galko B, Grossman RF, Day A, Tenenbaum J, Kirsh J, Rebuck AS. Hypertrophic pulmonary osteoarthropathy in four patients with interstitial pulmonary disease. *Chest.* 1985 Jul;88(1):94-7.
66. Patton JM, Freedman S. The ventilatory response to CO₂ of patients with diffuse pulmonary infiltrations or fibrosis. *Clin Sci.* 1972 Jul;43(1):55-69.
67. Gravetter FJ, Forzano L-AB. *Research methods for the behavioral sciences.* 3rd ed. Australia ; United States: Wadsworth Cengage Learning; 2009.
68. Terado M, Ichiba S, Nagano O, Ujike Y. Evaluation of pressure support ventilation with seven different ventilators using Active Servo Lung 5000. *Acta Med Okayama.* 2008 Apr;62(2):127-33.
69. Turner DA, Heitz D, Zurakowski D, Arnold JH. Automated measurement of the lower inflection point in a pediatric lung model. *Pediatr Crit Care Med.* 2009 Jul;10(4):511-6.
70. Sulzer CF, Chiolerio R, Chassot PG, Mueller XM, Revelly JP. Adaptive support ventilation for fast tracheal extubation after cardiac surgery: a randomized controlled study. *Anesthesiology.* 2001 Dec;95(6):1339-45.
71. Petter AH, Chiolerio RL, Cassina T, Chassot PG, Muller XM, Revelly JP. Automatic "respirator/weaning" with adaptive support ventilation: the effect

on duration of endotracheal intubation and patient management. *Anesth Analg.* 2003 Dec;97(6):1743-50.

72. Myles PS, Story DA, Higgs MA, Buckland MR. Continuous measurement of arterial and end-tidal carbon dioxide during cardiac surgery: Pa-ETCO₂ gradient. *Anaesth Intensive Care.* 1997 Oct;25(5):459-63.

APÊNDICES

APÊNDICE 1

APROVAÇÃO CÔMITE DE ÉTICA



O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de **20.10.10**, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **310/10** intitulado: **“Comparação da eficácia dos modos de desmames da ventilação mecânica automatizados: um estudo de bancada”** e seus anexos, apresentado pela Comissão Científica do Incor .

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar ao CEP-FMUSP, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa .

Pesquisador (a) Responsável: Pedro Caruso

Pesquisador (a) Executante: José Benedito Morato

CEP-FMUSP, 20 de outubro de 2010.


Prof. Dr. Eduardo Massad
Coordenador
Comitê de Ética em Pesquisa

COMISSÃO CIENTÍFICA
RECEBIDO
25/10/10
Debara

APÊNDICE 2**DADOS DOS VOLUMES CORRENTES, etCO₂ e FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA NO MODO SMARTCARE****Tabela 9** Dados do modo Smartcare® na simulação de sucesso

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Smartcare® Sucesso		
	Volume corrente	etCO ₂	FR
20	1302 ± 57	41 ±2	18±0
18	1143 ±6	38±2	21±1
16	948± 24	40±0	23±1
14	775 ± 56	40.5±2	24.33±0
12	653 ± 41	41±4	26±0

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. FR= frequência respiratória. etCO₂ = concentração de CO₂ ao fim da expiração.

Tabela 10 Dados do modo Smartcare® na simulação de fracasso

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Smartcare® Fracasso		
	Volume corrente	etCO ₂	FR
20	1056±15	43±4	18±0
18	909±17	42±5	22±0
16	727±8	41±2	26±0
14	547±4	51±1	29±1
12	440±50	60±0	33±0

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. FR= frequência respiratória. etCO₂ = concentração de CO₂ ao fim da expiração.

Tabela 11 Dados do modo Smartcare® na simulação de esforço inspiratório perdido

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Smartcare® Esforços Perdidos		
	Volume corrente	etCO ₂	FR
20	869±18	43±0	15±0
18	787±24	47±2	16±0
16	700±21	48±1	17±0
14	600±23	50±0	19±0
12	426±101	58±2	24±2

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. FR= frequência respiratória. etCO₂ = concentração de CO₂ ao fim da expiração.

Tabela 12 Dados do modo Smartcare® na simulação de ansiedade

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Smartcare® Ansiedade		
	Volume corrente	etCO ₂	FR
20	985±39	29±1	13±1
16	845±16	35±4	14±1
12	763±61	36±9	14±1
8	698±99	37±14	13±2
5	613±135	35±6	15±1

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. FR= frequência respiratória. etCO₂ = concentração de CO₂ ao fim da expiração.

Tabela 13 Dados do modo Smartcare® na simulação de respiração irregular moderada do idoso

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Smartcare – Respiração irregular do idoso		
	Volume corrente	etCO ₂	FR
20	1350±65	31±7	9±0
16	1116±5	35±6	11±0
12	890±14	40±7	11±0
18	701±4	34±12	11±0
5	558±2	38±2	10±0

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. FR= frequência respiratória. etCO₂ = concentração de CO₂ ao fim da expiração.

Tabela 14 Dados do modo Smartcare® na simulação de respiração irregular grave Cheyne Stokes (modo neurológico habilitado)

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Smartcare® Cheyne Stokes (modo neurológico +)		
	Volume corrente	etCO ₂	FR
20	478±12	28±2	29±1
18	460±13	25±2	30±0
16	470±38	29±1	30±0
14	431±15	34±6	30±
12	454±43	43±5	31±1

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. FR= frequência respiratória. etCO₂ = concentração de CO₂ ao fim da expiração.

Tabela 15 Dados do modo Smartcare® na simulação de respiração irregular grave Cheyne Stokes (modo neurológico desabilitado)

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Smartcare® Cheyne Stokes (modo neurológico -)		
	Volume corrente	etCO ₂	FR
24	510±34	27±8	28±1
22	457±30	28±4	29±0
20	449±23	27±2	29±0

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. FR= frequência respiratória. etCO₂ = concentração de CO₂ ao fim da expiração.

Tabela 16 Dados do modo Smartcare® na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia moderada

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Smartcare® Doença Restritiva com Taquipnéia Moderada		
	Volume corrente	etCO ₂	FR
20	833±72	35±2	22±0
18	780±65	36±1	24±0
16	717±76	35±0	25±1
14	617±69	38±0	27±0
12	575±64	35±1	28±0

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. FR= frequência respiratória. etCO₂ = concentração de CO₂ ao fim da expiração.

Tabela 17 Dados do modo Smartcare® na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia intensa

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Smartcare® Doença Restritiva com Taquipnéia Intensa		
	Volume corrente	etCO ₂	FR
20	845±56	37±2	25±2
18	718±15	36±1	26±2
16	624±9	37±2	28±0
14	619±7	36±2	29±1

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. FR= frequência respiratória. etCO₂ = concentração de CO₂ ao fim da expiração.

APÊNDICE 3**DADOS DOS VOLUMES CORRENTES NOS MODOS ASV® E MRV®****Tabela 18** Tabela de dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de sucesso

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Volume Corrente	
	ASV®	MRV®
20	1021±161	1217±33
18	NO	1101±46
16	NO	856±36
15	979±140	NO
14	NO	688±55
12	529±109	555±32
10	518±45	476±37
9	NO	453±14

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. NO: Não observado.

Tabela 19 Tabela de dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de fracasso

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Volume Corrente	
	ASV®	MRV®
20	945±36	943±41
18	625±74	853±46
16	591±37	729±63
15	542±79	621±2
14	498±59	NO
12	411±43	NO

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. NO: Não observado.

Tabela 20 Dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de esforço inspiratório perdido

Pressão de Suporte (cmH ₂ O)	Volume corrente		Frequência respiratória	
	ASV	MRV	ASV	MRV
20	951±31	961±25	18±0	18±0
18	818±65	899±2	23±2	18±0
16	458±33	718±39	21±0	20±2
14	343±32	708±18	20±1	20±1
12	614±53	415±136	18±2	18±1
11	303±0	NO	18±0	NO
10	NO	318±47	NO	31±1
9	NO	226±19	NO	30±0

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. NO: Não observado.

Tabela 21 Tabela de dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de ansiedade

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Volume Corrente	
	ASV®	MRV®
20	878±165	888±138
18	NO	820±180
16	NO	815±153
15	675±10	NO
14	NO	646±157
12	669±33	643±138
10	641±86	745±54
8	523±83	502±163
5	NO	484±189

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. NO: Não observado.

Tabela 22 Dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de respiração irregular moderada do idoso

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Volume Corrente	
	ASV®	MRV®
20	1199±83	1212±9
18	NO	1052±7
16	NO	976±23
15	755±44	NO
14	NO	847±16
12	777±56	828±10
10	893±20	726±5
8	825±107	611±17
7	577±41	NO
5	NO	540±29

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. NO: Não observado.

Tabela 23 Dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de respiração irregular intensa (Cheyne-Stokes)

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Volume corrente	
	ASV®	ASV®
24	NO	296±46
22	353±5	356±12
20	385±91	367±13
18	395±38	NO
16	410±49	NO
15	329±86	NO

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. NO: Não observado.

Tabela 24 Dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia moderada

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Volume Corrente	
	ASV®	MRV®
20	709±69	817±27
18	619±138	715±101
16	490±16	593±20
15	528±112	NO
14	NO	523±18

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. NO: Não observado.

Tabela 25 Tabela de dados dos modos ASV® e MRV® na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia intensa

Pressão de suporte (cmH ₂ O)	Volume Corrente	
	ASV®	MRV®
21	NO	822±76
20	659±67	872±11
18	NO	784±21
17	NO	747±14
16	NO	NO
15	562±43	NO
14	468±9	NO
13	503±4	NO

Dados do experimento expressos em média e desvio padrão. NO: Não observado.

APÊNDICE 4

SUMÁRIOS DADOS DOS DADOS OBTIDOS QUANTO AO PLANEJADO E AFERIDO NOS MODOS SMARTCARE®, ASV® E MRV®

Tabela 26 Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de sucesso provável.

	Planejado	Smartcare®	ASV®	MRV®
Frequência respiratória				
PS 20	18	18±0	16±2	17±2
PS 16	22	23±1	20±2	21±2
PS 12	26	26±0	24±1	24±2
PS 8	26	NO	NO	NO
PS 5	26	NO	NO	NO
etCO ₂ (mmHg)				
PS 20	41	41 ±2	ND	ND
PS 16	41	40±0	ND	ND
PS 12	41	41±4	ND	ND
PS 8	41	NO	ND	ND
PS 5	41	NO	ND	ND

Volume Corrente(ml)				
PS 20	1000	1302 ± 57	1021±161	1217±33
PS 16	800	948± 24	979±140	856±36
PS 12	600	653 ±41	529±109	555±32
PS 8	NO	NO	NO	NO
PS 5	NO	NO	NO	NO

Dados obtidos no modo Smartcare® através de sua tela de resumo. Para os modos ASV® e MRV® os dados foram obtidos da tela do ventilador. NO (Não observado), ND (Não disponível).

Tabela 27 Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de fracasso provável.

Frequência respiratória	Planejado	Smartcare®	ASV®	MRV®
PS 20	18	18±0	14±4	18±1
PS 16	26	26±0	16±6	22±1
PS 12	36	33±0	23±5	26±1
PS 8	36	NO	NO	NO
PS 5	36	NO	NO	NO
etCO ₂ (mmHg)				
PS 20	45	43±4	ND	ND
PS 16	50	41±2	ND	ND
PS 12	58	60±0	ND	ND
PS 8	58	NO	ND	ND
PS 5	58	NO	ND	ND
Volume Corrente(ml)				
PS 20	600	1056±15	945±36	943±41
PS 16	400	727±8	591±37	729±63
PS 12	300	440±50	411±43	NO
PS 8	300	NO	NO	NO
PS 5	300	NO	NO	NO

Dados obtidos no modo Smartcare® através de sua tela de resumo. Para os modos ASV® e MRV® os dados foram obtidos da tela do ventilador. NO (Não observado), ND (Não disponível).

Tabela 28 Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de ansiedade.

Frequência respiratória	Planejado	Smartcare®	ASV®	MRV®
PS 20	18	13±1	16±1	16±2
PS 16	18	14±1	18±1	22±1
PS 12	18	14±1	16±2	18±2
PS 8	18	13±2	16±1	22±2
PS 5	18	15±1	NO	18±1
etCO ₂ (mmHg)				
PS 20	<25*, >60**	29±1	ND	ND
PS 16	<25*, >60**	35±4	ND	ND
PS 12	<25*, >60**	36±9	ND	ND
PS 8	<25*, >60**	37±14	ND	ND
PS 5	<25*, >60**	35±6	ND	ND
Volume Corrente(ml)				
PS 20	300-1000 [§]	985±39	878±165	888±138
PS 16	300-1000 [§]	845±16	675±10	815±153
PS 12	300-1000 [§]	763±61	669±33	643±138
PS 8	300-1000 [§]	698±99	523±83	502±163
PS 5	300-1000 [§]	613±135	NO	484±189

Dados obtidos no modo Smartcare® através de sua tela de resumo. Para os modos ASV®e MRV® os dados foram obtidos da tela do ventilador. NO (Não observado), ND (Não disponível). * Valor mínimo etCO₂ ao fim do período de taquipnéia. ** Valor máximo ao fim do período de apnéia. § Variável conforme esforço inspiratório.

Tabela 29 Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de esforço inspiratório perdido.

Frequência respiratória	Planejado	Smartcare®	ASV®	MRV®
PS 20	18(4)	15±0	18±0	18±0
PS 16	26(8)	17±0	21±0	20±2
PS 12	36(12)	24±2	18±2	18±1
PS 8	36(12)	NO	NO	NO
PS 5	36(12)	NO	NO	NO
etCO ₂ (mmHg)				
PS 20	45	43±0	ND	ND
PS 16	50	41±2	ND	ND
PS 12	58	58±2	ND	ND
PS 8	58	NO	ND	ND
PS 5	58	NO	ND	ND
Volume corrente				
PS 20	600	869±18	951±31	961±25
PS 16	400	700±21	458±33	718±39
PS 12	300	426±101	614±53	415±136
PS 8	NO	NO	NO	NO
PS 5	NO	NO	NO	NO

Dados obtidos no modo Smartcare® através de sua tela de resumo. Para os modos ASV® e MRV® os dados foram obtidos da tela do ventilador. NO (Não observado), ND (Não disponível).

Tabela 30 Comparação entre os dados planejados e reais na simulação da respiração irregular moderada do idoso.

Frequência respiratória	Planejado	Smartcare®	ASV®	MRV®
PS 20	16	9±0	12±0	13±0
PS 16	16	11±0	13±1	12±1
PS 12	16	11±0	12±1	12±1
PS 8	16	11±0	13±1	12±1
PS 5	16	10±0	12±2	12±1
etCO ₂ (mmHg)				
PS 20	<20*, >52**	31±7	ND	ND
PS 16	<20*, >52**	35±6	ND	ND
PS 12	<20*, >52**	40±7	ND	ND
PS 8	<20*, >52**	34±12	ND	ND
PS 5	<20*, >52**	38±2	ND	ND
Volume corrente				
PS 20	200-1000 [§]	1350±65	1199±83	1212±9
PS 16	200-1000 [§]	1116±5	755±44	976±23
PS 12	200-1000 [§]	890±14	777±56	828±10
PS 8	200-1000 [§]	701±4	825±107	611±11
PS 5	200-1000 [§]	558±2	NO	540±29

Dados obtidos no modo Smartcare® através de sua tela de resumo. Para os modos ASV® e MRV® os dados foram obtidos da tela do ventilador. NO (Não observado), ND (Não disponível). * Valor mínimo etCO₂ ao fim do período de taquipnéia. ** Valor máximo ao fim do período de apnéia. § Variável conforme esforço inspiratório.

Tabela 31 Comparação entre os dados planejados e reais na simulação da respiração irregular grave Cheyne-Stokes (modo neurológico habilitado).

Frequência respiratória	Planejado	Smartcare®		
PS 20	48	28±1	-	-
PS 16	48	30±1	-	-
PS 12	48	31±1	-	-
PS 8	48	NO	-	-
PS 5	48	NO	-	-
<hr/>				
etCO ₂ (mmHg)				
PS 20	<15*, >62**	25±3	-	-
PS 16	<15*, >62**	27±3	-	-
PS 12	<15*, >62**	32±1	-	-
PS 8	<15*, >62**	NO	-	-
PS 5	<15*, >62**	NO	-	-
<hr/>				
Volume corrente				
PS 20	300-800 [§]	478±32	-	-
PS 16	300-800 [§]	470±23	-	-
PS 12	300-800 [§]	437±44	-	-
PS 8	300-800 [§]	NO	-	-
PS 5	300-800 [§]	NO	-	-

Ferramenta exclusiva do no modo Smartcare®, dados obtidos através de sua tela de resumo. Modos ASV® e MRV® não avaliados. NO (Não observado). * Valor mínimo etCO₂ ao fim do período de taquipnéia. ** Valor máximo ao fim do período de apnéia. § Valor mínimo de 300ml na fase inicial da taquipnéia, sendo 800ml valor máximo e 300ml ao fim da taquipnéia.

Tabela 32 Comparação entre os dados planejados e reais na simulação da respiração irregular grave Cheyne Stokes (modo neurológico desabilitado).

Frequência respiratória	Planejado	Smartcare®	ASV®	MRV®
<i>PS 24</i>	-	28±1	18±1	18±1
<i>PS 22</i>	-	29±0	22±2	22±1
<i>PS 20</i>	48	27±2	23±0	26±1
<i>PS 16</i>	48	NO	NO	NO
<i>PS 12</i>	48	NO	NO	NO
<i>PS 8</i>	48	NO	NO	NO
<i>PS 5</i>	48	NO	NO	NO
etCO ₂ (mmHg)				
<i>PS 24</i>	-	26±2	ND	ND
<i>PS 22</i>	-	29±2	ND	ND
<i>PS 20</i>	300-800 [§]	27±8	ND	ND
<i>PS 16</i>	300-800 [§]	28±4	ND	ND
<i>PS 12</i>	300-800 [§]	27±2	ND	ND
<i>PS 8</i>	300-800 [§]	NO	ND	ND
<i>PS 5</i>	300-800 [§]	NO	ND	ND

Volume corrente				
<i>PS 24</i>	-	510±34	NO	296±46
<i>PS 22</i>	-	457±30	353±5	356±12
<i>PS 20</i>	<15*, >62**	449±23	385±91	367±13
<i>PS 16</i>	<15*, >62**	NO	410±49	NO
<i>PS 12</i>	<15*, >62*	NO	NO	NO
<i>PS 8</i>	<15*, >62	NO	NO	NO
<i>PS 5</i>	<15*, >62	NO	NO	NO

Dados obtidos no modo Smartcare® através de sua tela de resumo. Para os modos ASV® e MRV® os dados foram obtidos da tela do ventilador. NO (Não observado), ND (Não disponível). * Valor mínimo etCO₂ ao fim do período de taquipnéia.** Valor máximo ao fim do período de apnéia. § Valor mínimo de 300ml na fase inicial da taquipnéia, sendo 800ml valor máximo e 300ml ao fim da taquipnéia.

Tabela 33 Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia moderada.

Frequência respiratória	Planejado	Smartcare®	ASV®	MRV®
PS 20	22	22±0	22±1	22±1
PS 16	26	24±2	22±0	26±2
PS 12	28	26±2	23±1	29±1
PS 8	28	NO	NO	NO
PS 5	28	NO	NO	NO
etCO ₂ (mmHg)				
PS 20	31	35±2	ND	ND
PS 16	33	35±0	ND	ND
PS 12	41	35±1	ND	ND
PS 8	43	NO	ND	ND
PS 5	43	NO	ND	ND
Volume corrente				
PS 20	500	833±72	709±69	817±27
PS 16	500	717±76	490±16	593±20
PS 12	500	575±64	NO	NO
PS 8	NO	NO	NO	NO
PS 5	NO	NO	NO	NO

Dados obtidos no modo Smartcare® através de sua tela de resumo. Para os modos ASV® e MRV® os dados foram obtidos da tela do ventilador. NO (Não observado), ND (Não disponível).

Tabela 34 Comparação entre os dados planejados e reais na simulação de doença pulmonar restritiva com taquipnéia intensa.

Frequência respiratória	Planejado	Smartcare®	ASV®	MRV®
PS 20	22	25±2	22±1	22±1
PS 16	28	28±0	22±0	26±2
PS 12	36	NO	NO	NO
PS 8	36	NO	NO	NO
PS 5	36	NO	NO	NO
etCO ₂ (mmHg)				
PS 20	31	37±2	ND	ND
PS 16	33	36±1	ND	ND
PS 12	41	NO	ND	ND
PS 8	43	NO	ND	ND
PS 5	43	NO	ND	ND
Volume corrente				
PS 20	500	845±56	659±67	872±11
PS 16	500	718±15	578±40	NO
PS 12	500	NO	NO	NO
PS 8	NO	NO	NO	NO
PS 5	NO	NO	NO	NO

Dados obtidos no modo Smartcare® através de sua tela de resumo. Para os modos ASV® e MRV® os dados foram obtidos da tela do ventilador. NO (Não observado), ND (Não disponível).