



COPPE/UFRJ

**EFEITOS DOS ATRASOS, FILTROS E MODELOS DE ESTIMAÇÃO SOBRE UM
ÍNDICE DE DISTENSÃO PULMONAR DE PACIENTES VENTILADOS
MECANICAMENTE**

Patrícia Vieira de Souza Rocha

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis
Tavares
Antonio Giannella Neto

Rio de Janeiro
Setembro de 2009

EFEITOS DOS ATRASOS, FILTROS E MODELOS DE ESTIMAÇÃO SOBRE UM
ÍNDICE DE DISTENSÃO PULMONAR DE PACIENTES VENTILADOS
MECANICAMENTE

Patrícia Vieira de Souza Rocha

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares, D.Sc.

Prof. Antonio Giannella Neto, D.Sc.

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Prof. Antonio Carlos Siqueira de Lima, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

SETEMBRO DE 2009

Rocha, Patrícia Vieira de Souza

Efeitos dos Atrasos, Filtros e Modelos de Estimação sobre um Índice de Distensão Pulmonar de Pacientes Ventilados Mecanicamente / Patrícia Vieira de Souza Rocha - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

XI, 117 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Frederico Caetano Jandre de Assis
Tavares

Antonio Giannella Neto

Dissertação (Mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2009.

Referências Bibliográficas: p. 76 -85.

1. Modelos Matemáticos. 2. Mecânica Ventilatória.
3. Índice de Distensão Pulmonar. I. Tavares, Frederico Caetano Jandre de Assis, *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATÓRIA

A meus pais, irmão e Daniel que com paciência e confiança sempre me motivaram na luta por esta realização.

AGRADECIMENTOS

Ao grande sentido da minha vida, Deus, que sempre abriu caminhos para que eu pudesse passar por situações impossíveis e descobrir que para Ele nada é impossível.

A Maria Santíssima, minha mãe e intercessora que conhece muito bem esta filha e combateu o bom combate comigo.

Aos meus pais, que se mantiveram firmes conduzindo, em meio a tantas dificuldades, meus sonhos e me mostrando que o verdadeiro ensinamento vem do berço.

Ao meu irmão, Pedro Henrique, que compartilha comigo meus desejos e confia em minha capacidade sempre.

À minha avó, tão querida, que mesmo distante desta realidade me motivou e me ajudou com sua companhia especial.

Ao Daniel, meu companheiro fiel, que lutando comigo dia e noite, sempre me levantou quando minhas forças se esgotaram e me fez ver que sozinha nada sou.

Aos Professores do PEB, que compartilharam sem reservas seus conhecimentos e, em especial, aos professores Giannella e Jandre que me ensinaram que os aviões caem (e devemos nos prevenir) e mesmo com dificuldades as páginas da vida precisam ser viradas.

Aos Professores e amigos, Luís Eduardo Maggi e Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, que me abriram as portas do PEB e, mais que amigos, me acolheram em suas vidas.

Às minhas companheiras eternas, Nadja e Camila, que realmente sabem o que passamos para chegarmos até aqui.

Aos colegas e funcionários do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ que sempre tornaram este lugar especial.

E às agências de fomento à pesquisa CNPq e FAPERJ pelo suporte financeiro.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE / UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

EFEITOS DOS ATRASOS, FILTROS E MODELOS DE ESTIMAÇÃO SOBRE UM
ÍNDICE DE DISTENSÃO PULMONAR DE PACIENTES VENTILADOS
MECANICAMENTE

PATRÍCIA VIEIRA DE SOUZA ROCHA

Setembro / 2009

Orientadores: Frederico Caetano de Assis Tavares Jandre
Antonio Giannella Neto

Programa: Engenharia Biomédica

O índice de distensão pulmonar ($\%E_2$) é utilizado para identificar hiperdistensão alveolar (HD) e recrutamento cíclico (RC) de pacientes sob ventilação mecânica (VM), porém é susceptível a vieses causados por artefatos de instrumentação (atrasos intercanais e filtragem) e modificações no modelo de estimativa (inclusão da inertância do sistema respiratório, I_{SR}). Este trabalho descreve os efeitos destes vieses. Foram analisados sinais de pressão e vazão de uma base de dados do Laboratório de Engenharia Pulmonar (LEP/UFRJ). Os modelos utilizados foram: Modelo Dependente do Volume, Modelo Dependente do Fluxo e do Volume e Modelo Dependente do Fluxo e do Volume com Inertância. Os sinais de vazão ou pressão foram atrasados em 5, 10 ou 20 ms ou filtrados digitalmente com filtros Butterworth, 2ª ou 4ª ordem, fase nula ou não-nula, com combinações iguais ou diferentes de frequência de corte de 10 e 20 Hz. O $\%E_2$ foi calculado para cada condição. Os resultados evidenciaram que o $\%E_2$ estimado com o modelo com I_{SR} é similar ao estimado com o modelo sem I_{SR} . A inclusão da I_{SR} no modelo, em geral, não corrige os vieses gerados pelos artefatos. As diferenças no $\%E_2$ causadas pelos atrasos ou pela filtragem são de pequena monta. Assim, a I_{SR} não foi relevante para as estimativas do $\%E_2$ quando comparada às estimativas com modelos sem I_{SR} . Os artefatos causaram pequenos vieses no $\%E_2$, de até cerca de 13 pontos percentuais.

Abstract of the Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

OUTCOMES OF DELAYS, FILTERS AND PATTERNS OF ESTIMATION ON A
PULMONARY OVERDISTENSION INDEX FROM MECHANICALLY
VENTILATED PATIENTS

PATRICIA VIEIRA DE SOUZA ROCHA
September / 2009

Advisors: Frederico Caetano de Assis Tavares Jandre
Antonio Giannella Neto

Department: Biomedical Engineering

The index of pulmonary distension ($\%E_2$) is employed to identify to alveolar overdistension and tidal recruitment of patients under mechanical ventilation (VM). However, it may be biased by instrumentation artifacts (delays inter-canals and filtering) and modifications in the estimate model (inclusion of the inertance of the respiratory system, I_{SR}). This work describes the effect of these biases. Signals of pressure and flow from a database of the Pulmonary Engineering Laboratory were analyzed (LEP/UFRJ). The models employed were: Volume Dependent Model, Flow and the Volume Dependent Model and Flow and the Volume Dependent Model with Inertance. The signals of flow or pressure had been delayed in 5, 10 or 20 ms or digitally filtered with Butterworth filters, 2nd or 4th order, null or non-null phase, with equal or different combinations of frequency cutoff of 10 and 20 Hz. $\%E_2$ was calculated for each condition. The results evidenced that $\%E_2$ estimated with the model with I_{SR} is similar to that estimated with the model without I_{SR} . The inclusion of the I_{SR} in the model, in general, does not correct the biased caused by the artifacts. The differences in $\%E_2$ caused by the delays or by filtering are small. Thus, the I_{SR} was not relevant for the estimates of $\%E_2$ when compared to the estimates with models without I_{SR} . The artifacts caused small biases in $\%E_2$, of at most about 13 percentage points.

SUMÁRIO

Folha de rosto	i
Ficha catalográfica	ii
Dedicatória	iii
Agradecimentos	iv
Resumo	v
Índice	vi
Abstract	vii
Lista de símbolos	viii
Capítulo 1 – Introdução	1
Seção 1.1 – Objetivos	5
Seção 1.1.1 – Geral	5
Seção 1.1.2 – Específicos	5
Capítulo 2 – Revisão da Literatura	6
Seção 2.1 – Mecânica Ventilatória	6
Seção 2.1.1 – Propriedades Físicas do Pulmão	7
Seção 2.1.1.1 – Resistência	7
Seção 2.1.1.2 – Elastância	11
Seção 2.1.1.3 – Inertância	14
Seção 2.2 - Monitorização da Mecânica Pulmonar	15
Seção 2.2.1 - Estimativas pela Curva Pressão-Volume	16
Seção 2.2.2.1 - Curva Pressão-Volume Estática	18
Seção 2.2.2.2 - Curva Pressão-Volume Dinâmica	19
Seção 2.3 - Modelagem Matemática	21
Seção 2.3.1 - Modelos Matemáticos	21
Seção 2.3.1.1 - Índices para identificação do RC e HD	26
Seção 2.3.2 – Controvérsias entre modelos de estimativa da mecânica ventilatória e interferências nos índices de distensão pulmonar	29
Capítulo 3 – Materiais e Métodos	32
Seção 3.1 - Casuística	32
Seção 3.2 - Condições anestésicas	32
Seção 3.3 - Montagem experimental	33
	viii

Seção 3.3.1 - Aquisição de sinais	34
Seção 3.3.2 - Processamento de sinais	34
Seção 3.3.3 - Protocolo experimental	36
Seção 3.3.4 - Etapas do processamento	37
Seção 3.3.4.1 - Atrasos inter-canais	37
Seção 3.3.4.2 - Filtros digitais	38
Seção 3.5 - Análise estatística dos dados	39
Capítulo 4 - Resultados	41
Seção 4.1 - Reprodução dos dados originais	41
Seção 4.1.1 - Avaliação dos resultados do $\%E_2$	45
Seção 4.2 - Processamento dos sinais com atrasos nos canais de vazão e pressão	48
Seção 4.3 - Processamento dos sinais com a filtragem digital	52
Seção 4.3.1 - Filtros com FC idênticas nos canais de aquisição	52
Seção 4.3.2 - Filtros com FC diferentes nos canais de aquisição	56
Seção 4.4 - Avaliação da inertância na estimativa do $\%E_2$	60
Seção 4.4.1 - Inertância e os atrasos	60
Seção 4.4.2 - Inertância e os filtros com FC idênticas	62
Seção 4.4.3 - Inertância e os filtros com FC diferentes	63
Capítulo 5 – Discussão	65
Seção 5.1 - Reprocessamento dos dados originais	65
Seção 5.2 - Influência dos modelos no $\%E_2$ obtido dos dados originais	67
Seção 5.3 - Evolução do $\%E_2$ e PEEP	72
Seção 5.4 - Comportamento do $\%E_2$ estimado a partir dos dados processados com atrasos	73
Seção 5.5 - Comportamento do $\%E_2$ dos dados processados com diferentes filtros	75
Seção 5.5.1 - Comportamento do $\%E_2$ estimado dos dados processados com filtros com FC idênticas e diferentes para os canais de vazão e pressão	75
Capítulo 6 - Conclusão	78
Capítulo 7 – Referências	79
Apêndice 1 - Características antropométricas dos pacientes selecionados para o estudo	89

Apêndice 2 - Distribuição da mediana do % E_2 estimado para os ciclos de cada paciente	90
Apêndice 3 - Funções utilizadas na construção dos filtros empregados nos canais de vazão e pressão	91
Apêndice 4 - Exemplo de um histograma da distribuição do % E_2 comparado à distribuição normal	93
Apêndice 5 - Distribuição do % E_2 dos ciclos dos pacientes da base de dados	94
Apêndice 6 - Evolução da estimativa do % E_2 dos sinais com atrasos com o aumento da PEEP	100
Apêndice 7 - Evolução da estimativa do % E_2 dos sinais filtrados com frequência de corte idêntica com o aumento da PEEP	103
Apêndice 8 - Evolução da estimativa do % E_2 dos sinais filtrados com frequência de corte diferente com o aumento da PEEP	106
Apêndice 9 - Histograma do comportamento da inércia para os sinais processados com atrasos	109
Apêndice 10 - Histograma do comportamento da inércia para os sinais processados com filtros (FC Idêntica)	111
Apêndice 11 - Histograma do comportamento da inércia para os sinais processados com filtros (FC Diferente)	113
Apêndice 12 - Erro do fator de correção do volume dado pelo método VCOR ciclo a ciclo	115

SÍMBOLOS	LISTA DE SÍMBOLOS SIGNIFICADO
ΔP	Variação de Pressão
ΔV	Variação de Volume
$\%E_2$	Índice de Distensão Pulmonar
\dot{v}	Vazão
\ddot{v}	Aceleração do Volume
α	Significância Estatística
η	Viscosidade do Fluido
a	Elastância na Porção Linear da Curva Pressão-Volume
A/D	Análogo Digital
b	<i>Stress Index</i>
c	Constante que descreve a pressão no tempo zero
$C_{20/C}$	Índice de Distensão Pulmonar nos 20% da Curva PV
CO_2	Gás Carbônico
CRF	Capacidade Residual Funcional
Curva PV	Curva Pressão-Volume
d	Densidade do Fluido
DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
E	Elastância
E_1	Elastância Não-Linear
E_2	Elastância Linear
FC	Frequência de Corte
F_1O_2	Fração Inspirada de Oxigênio
FR	Frequência Respiratória
H_0	Hipótese Nula
HD	Hiperdistensão Alveolar
I:E	Relação Inspiração-Expiração
irpm	Incursões Respiratórias por Minuto
I_{SR}	Inertância do SR
K	Resistência Linear do SR no MLU
K_1	Resistência Linear do SR
K_2	Resistência Não-Linear do SR

K_2	Resistência Não-Linear do SR
l	Comprimento do Tubo
MDFV	Modelo Dependente do Fluxo (Vazão) e do Volume
MDFVI _{SR}	Modelo Dependente do Fluxo (Vazão) e do Volume com Inertância
MDV	Modelo Dependente do Volume
MLU	Modelo Linear Unicompartimental
MMQ	Método dos Mínimos Quadrados
O ₂	Oxigênio
P ₀	Pressão Residual do Sistema Respiratório
P _{ava}	Pressão de Abertura das Vias Aéreas
P _b	Pressão Barométrica
PCV	Ventilação Controlada à Pressão
PEEP	Pressão Expiratória ao Final da Expiração
PII	Ponto de Inflexão Inferior
P _{IMáx}	Pressão Inspiratória Máxima
P _{intrapleural}	Pressão Intrapleural
PIS	Ponto de Inflexão Superior
P _{motriz}	Pressão Motriz do Sistema Respiratório
P _p	Pressão Motriz do Pulmão
p.p.	Pontos percentuais
P _{SR}	Pressão Motriz do Sistema Respiratório
P _T	Pressão Motriz da Parede Pulmonar
PTC	Pneumotacógrafo
r	Raio de Circunferência do Tubo
r^2	Coefficiente de Determinação
RC	Recrutamento Cíclico Alveolar
R _e	Número de Reynolds
RLM	Regressão Linear Múltipla
s^2	Variância dos Resíduos
SARA	Síndrome da Angústia Respiratória do Adulto
SR	Sistema Respiratório
T	Tensão Superficial

TOT	Tubo Orotraqueal
v	Velocidade Média do Fluido
V	Volume
VCV	Ventilação Controlada a Volume
V_{exp}	Volume Expiratório
VILI	<i>Ventilador Induced Lung Injury</i>
V_{insp}	Volume Inspiratório
VM	Ventilação Mecânica
V_T	Volume Corrente

1 INTRODUÇÃO

A Ventilação Mecânica (VM) consiste em um recurso artificial para manutenção das trocas gasosas efetivas do sistema respiratório quando suas funções estão comprometidas. Embora muitas vezes indispensável à sobrevivência dos pacientes, a VM pode prejudicar as funções pulmonares e aumentar as taxas de mortalidade se executada de forma incorreta, com ajuste inadequado das pressões e volumes (ROUBY *et al.*, 2004; SUAREZ-SIPMANN *et al.*, 2007).

As lesões associadas à VM (Ventilator Induced Lung Injury - VILI) podem advir, dentre outras fontes, de um processo repetitivo de recrutamento de unidades alveolares colapsadas e da hiperdistensão alveolar, que geram forças de cisalhamento nos tecidos e, conseqüentemente, processos inflamatórios (GATTINONI *et al.*, 1987; AMATO *et al.*, 1998; BIGATELLO *et al.*, 2005; MOLS *et al.*, 2006). Estas, geralmente, são deflagradas por ajustes ventilatórios inadequados, especialmente do volume corrente (V_T) e das pressões (PINO *et al.*, 2004; CARVALHO *et al.*, 2006). Entretanto, o ajuste destes parâmetros não é um consenso na literatura e o estabelecimento de uma ventilação protetora tem sido alvo de muitas pesquisas (PACHECO, 2007; CARVALHO *et al.*, 2008).

Existem formas de se monitorizar a mecânica pulmonar que facilitam o estabelecimento de algumas condutas durante a VM, tais como: construção da curva pressão-volume (PV) e estimação de parâmetros da mecânica por modelos matemáticos. Toda esta preocupação com a ventilação protetora tem por objetivo prevenir ou minimizar o aparecimento das VILI por meio do estabelecimento de ajustes do ventilador mecânico em faixas de segurança de pressão e volume. A vantagem de se monitorizar a mecânica pulmonar é justamente conhecer as propriedades físicas do sistema respiratório (SR), bem como a interferência destas na ventilação.

Apesar da análise da mecânica ventilatória proporcionar uma contribuição importante no acompanhamento do comportamento fisiológico do SR em condições normais e patológicas, as técnicas desenvolvidas para medida dos parâmetros da mecânica respiratória não são largamente empregadas na prática clínica (KARASON e STENQVIST, 2001), pois a monitorização da mecânica respiratória exige, em alguns casos, a aplicação de técnicas específicas podendo ser empregada apenas por profissionais bastante treinados.

Técnicas como a construção da curva PV, por exemplo, são de uso limitado, uma vez que exigem treinamento específico, demandam tempo, têm interpretação complexa, são influenciadas por alterações ambientais, exigem colaboração do paciente ou requerem procedimentos que redundam em riscos ao paciente como a necessidade de desconexão do ventilador mecânico podendo gerar descompensação fisiológica.

Em meio a estas dificuldades, a modelagem matemática surge como alternativa favorável para o acompanhamento do SR, pois se trata de uma técnica simples de estimação dos parâmetros da mecânica respiratória (por exemplo, resistência, elastância e inertância), a partir da vazão e da pressão medidas e do volume calculado. Apesar disso, esta técnica também apresenta suas limitações e a mais importante delas é o estabelecimento de um modelo que seja adequado para estimar todas as características do SR de modo mais fidedigno.

O modelo de estimativa mais utilizado é o modelo linear unicompartimental (MLU) que é simples e representa as características resistivas e elásticas do sistema pulmonar dadas pela equação do movimento.

$$P(t)_{motriz} = K_1 \cdot \dot{V}(t) + E \cdot V(t) + P_0 \quad (1)$$

onde K_1 representa a resistência linear do SR, E a elastância linear do SR, P_0 a pressão residual do SR, $\dot{V}(t)$ corresponde à vazão e $V(t)$ o volume.

Entretanto, existem modelos alternativos em que modificações da equação 1 visam a modelar não-linearidades e multicompartimentalidades do SR não estimadas pelo MLU. Dentre estas modificações têm-se a inclusão de termos não-lineares de resistência e elastância. Outra modificação do MLU é a inclusão da inertância (I_{SR}), um termo linear, cuja contribuição na equação do movimento parece ser pequena em casos de frequências respiratórias baixas (DORKIN *et al.*, 1983).

Sullivan *et al.* (1976) propuseram a inclusão da I_{SR} e do termo não-linear da resistência (K_2) no MLU para estimativa dos parâmetros da mecânica ventilatória, já que observaram que erros na estimativa dos parâmetros, gerados pela negligência das características do tubo-orotraqueal (TOT), são reduzidos se estes termos são considerados no modelo. Peslin *et al.* (1992), por sua vez, não encontraram melhoras no coeficiente de determinação que justificassem a inclusão de parâmetros no MLU. Já Muramatsu *et al.* (2001) indicaram melhoras nas estimativas dos parâmetros pela utilização do modelo de 4º grau para a elastância e de 2º grau para a resistência.

O emprego destes modelos alternativos também é controverso. A importância de K_2 apontada por Sullivan *et al.* (1976), por exemplo, não foi encontrada por Kano *et al.* (1994), estes autores afirmaram que este termo não influenciaria a estimativa da elastância. Pacheco *et al.* (2006) propuseram a inclusão de K_2 na estimativa dos parâmetros da mecânica em pacientes anestesiados e observaram influência deste na estimativa de um índice de distensão pulmonar ($\%E_2$) proposto por Kano *et al.* (1994) e calculado conforme a seguinte equação:

$$\%E_2 = \frac{100 \cdot (E_2 \cdot V_T)}{(E_1 + E_2 \cdot V_T)} \quad (2)$$

Relataram que o K_2 não influenciou de forma significativa o $\%E_2$ no modo ventilação controlada a volume (VCV), mas em modo controlado a pressão (PCV), esta inclusão resultou em valores maiores para o índice.

Outro parâmetro que causa discussão entre os pesquisadores é a I_{SR} . Este elemento, em geral, é desconsiderado na avaliação de sistemas respiratórios adultos. Porém, Turner *et al.* (1991) afirmaram a existência de erros na estimativa da resistência e da elastância pela negligência da I_{SR} no modelo de estimativa. Modesto *et al.* (2006) confirmaram que a ausência do componente inercial e resistivo dependente da vazão no modelo gera vieses importantes nas estimativas, especialmente do componente elástico não-linear (E_2) do SR, repercutindo na identificação do $\%E_2$ e dificultando o correto reconhecimento das condições de recrutamento, linearidade e hiperdistensão. Mais recentemente, Jandre *et al.* (2008) também observaram, em simulação matemática, que as estimativas deste índice sofreram alterações decorrentes da ausência da I_{SR} no modelo de estimativa.

Mesmo com controvérsias sobre as modificações do MLU, foram sugeridos índices de distensão pulmonar para facilitar a identificação de recrutamento cíclico (RC) e hiperdistensão alveolar (HD). Fisher *et al.* (1988) propuseram o índice C_{20}/C que consiste no cômputo da complacência dos 20% finais da curva PV para se determinar o RC ou a HD. Outro índice sugerido foi o $\%E_2$ (equação 2) e este foi apontado como adequado para a estimativa da HD e RC. Kano *et al.* (1994) confirmaram em seus estudos que este índice é menos sensível às não-linearidades da resistência do SR quando comparado ao C_{20}/C . Por sua vez, Ranieri *et al.* (2000) propuseram o índice de estresse b , que é baseado na morfologia da curva pressão-tempo obtida com vazão constante, como preditor de condições de RC e HD. Quando o valor de b fosse inferior a 0,85 ou superior a 1,15, o índice mostrava um incremento das concentrações

pulmonares de citocinas e de marcadores morfológicos de lesão pulmonar. Grasso *et al.* (2004) utilizaram este mesmo índice e comparando-o com imagens tomográficas dos pulmões confirmaram que se trata de um bom indicador de RC e HD, mas de uso limitado, pois as estimativas só podem ser realizadas em modo VCV.

Em um estudo recente, Carvalho *et al.* (2008) analisaram o comportamento do índice de estresse b , do $\%E_2$ e da elastância do SR e observaram que os índices mostraram-se adequados apenas para as estimativas realizadas em pulmões normais. Estes mesmos autores sugeriram que a PEEP em que o menor valor mediano encontrado para a elastância do SR no grupo de animais com pulmões normais corresponde a uma melhor relação entre áreas recrutadas e hiperdistendidas.

Apesar destes índices serem importantes identificadores das condições de RC e HD do SR, a monitorização deste sistema enfrenta problemas de degradação do sinal (MURAMATSU *et al.*, 2001), muitas vezes geradas por artefatos no processamento ou na montagem experimental. Estudos em simulação apontam que os modelos são sensíveis a atrasos intercanais, gerados pelas características dos conversores A/D ou impostos pela geometria da montagem experimental, por exemplo, e à filtragem analógica (JANDRE *et al.*, 2005). Estes problemas muitas vezes são gerados por não haver um cuidado metodológico com a aquisição dos sinais, nem uma padronização para aquisição de dados que permita a comparação entre os estudos e produza o mínimo de interferência nestes sinais.

Dessa maneira, entende-se que a monitorização do SR deve descrever seu comportamento da forma mais fidedigna possível, mesmo considerando as limitações externas de aquisição dos dados. Ocorre que a estimativa dos parâmetros da mecânica pode ser influenciada pelos diferentes modelos matemáticos e os índices, como o de distensão pulmonar ($\% E_2$), também podem sofrer influência tanto dos modelos quanto dos artefatos de aquisição. Porém, Jandre *et al.* (2005) observaram que a adição da I_{SR} parece compensar erros relacionados com a filtragem e atrasos entre canais durante a aquisição dos sinais.

Como a estimativa dos parâmetros da mecânica respiratória é suscetível a influência dos diferentes modelos, dos atrasos inter-canais e da filtragem, este trabalho se propõe a identificar estes efeitos causados por atrasos inter-canais e implementação de filtros na estimativa do $\%E_2$, observando se a presença de diferentes elementos no modelo altera significativamente a estimativa deste índice, bem como se a I_{SR} é capaz de compensar os erros gerados pelos artefatos como visto na simulação.

1.1 Objetivos

1.1.1 Geral

- Identificar os efeitos dos atrasos inter-canais, da aplicação de filtros digitais e dos modelos matemáticos no índice de distensão pulmonar ($\%E_2$) em sinais obtidos de um grupo experimental.

1.1.2 Específicos

- Modificar o critério de exclusão de ciclos respiratórios proposto por Pacheco (2007);
- Modificar o cálculo do $\%E_2$ pela inclusão do módulo do E_2 no denominador da equação;
- Comparar os resultados do $\%E_2$ obtidos por Pacheco (2007) aos resultados do $\%E_2$ calculados com o novo critério de exclusão proposto e com a modificação da equação para obtenção do índice;
- Observar a influência da inclusão da I_{SR} na estimativa do RC e da HD dada pelo índice $\%E_2$, comparando as estimativas obtidas com o processamento de Pacheco (2007) e a nova metodologia;
- Avaliar se a I_{SR} corrige os erros das estimativas do $\%E_2$ gerados por atrasos inter-canais e filtros digitais;

Capítulo 2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - Mecânica Ventilatória

A respiração consiste basicamente do processo de entrada do ar nos pulmões, troca gasosa nos capilares sanguíneos (hematose) e saída do ar dos pulmões. Todo esse processo parece simples, mas vários componentes físicos estão envolvidos no processo e contribuem particularmente para a execução deste processo fisiológico. Por isso é importante o conhecimento do comportamento destes componentes no SR.

O SR é composto das vias aéreas, superiores e inferiores, brônquios, bronquíolos, alvéolos e estruturas da parede torácica, cavidade abdominal e músculos respiratórios que se organizam harmoniosamente para promover o deslocamento gasoso cujo principal fim é renovar o ar alveolar, eliminar o gás carbônico (CO_2) advindo do metabolismo tecidual e disponibilizar o gás oxigênio (O_2) do ar atmosférico para os tecidos. O funcionamento adequado destas estruturas permite que aconteça a ventilação espontânea.

A ventilação espontânea constitui-se de duas fases: a inspiração que é ativa e a expiração que é passiva. Durante a inspiração temos a contração da musculatura respiratória: ação dos músculos intercostais que promovem o movimento de abertura das costelas (alça de balde), contração do esternocleidomastoideo para elevação do osso esterno e contração do diafragma, todo esse movimento muscular promove uma redução na pressão intratorácica que fica menor que a pressão atmosférica e esta diferença permite que o ar entre nos pulmões.

Durante este processo, forças contrárias ao movimento respiratório estão presentes e caracterizam as propriedades mecânicas do sistema respiratório. As forças que se opõem ao fluxo aéreo nas vias aéreas e ao deslizamento dos tecidos são as forças resistivas e as que se opõem a variação do volume nos alvéolos e na caixa torácica proporcionadas pela força motriz são as forças elásticas. Qualquer alteração que comprometa essa fase respiratória faz com que o indivíduo necessite de ventilação artificial.

A presença das forças elásticas limita a inspiração e permitem que a expiração ocorra, pois, ao final da inspiração, as forças de retração do sistema respiratório elevam a pressão alveolar acima da pressão atmosférica, iniciando a fase da expiração que ocorre passivamente até que as pressões se equilibrem. Este processo só é passivo

graças à energia potencial elástica armazenada que será reutilizada, esta energia vence o atrito dos tecidos e a resistência ao escoamento dos gases nas vias aéreas. A expiração só é ativa caso haja um aumento da demanda ventilatória ou da resistência ao exercício físico e os músculos expiratórios são recrutados.

As pressões envolvidas no processo respiratório podem ser descritas assim:

$$P_{SR} = P_{ava} - P_b \quad (3)$$

$$P_p = P_{ava} - P_{intrapleural} \quad (4)$$

$$P_T = P_{intrapleural} - P_b \quad (5)$$

onde P_{SR} é a pressão motriz do SR; P_{ava} é a pressão de abertura das vias aéreas; P_b é a pressão barométrica; P_p é a pressão motriz do pulmão; $P_{intrapleural}$ é a pressão intrapleural; P_T é a pressão motriz da parede torácica.

O conhecimento de cada parte do sistema respiratório permite estabelecer as melhores condições da ventilação, porém, nem todas as pressões envolvidas são facilmente identificadas e quantificadas. A pressão intrapleural, por exemplo, só pode ser identificada por processos invasivos. Uma forma alternativa de se estimar as variações desta pressão é a monitorização da pressão esofágica (MILIC-EMILI, 2003), cujas variações correspondem às variações da pressão intrapleural média, o que não é comum na prática clínica.

2.1.1 Propriedades Físicas do Pulmão

2.1.1.1 Resistência

A força resistiva do SR aparece em virtude do atrito entre os gases e a viscosidade. O atrito pode ser aumentado formato das vias (diâmetro e bifurcações), já a viscosidade é dependente de uma espécie gasosa e cresce com a temperatura.

Uma forma de se entender o comportamento da resistência pulmonar é comparando-a à resistência de escoamento dos fluidos em tubos rígidos e cilíndricos. A Figura 1 mostra esquematicamente três formas de escoamento dos fluidos que aparecem no SR.

Um tipo de escoamento é o laminar, onde o fluxo ocorre com linhas concêntricas e paralelas entre si e a velocidade das moléculas decresce do centro para a periferia. Neste caso, a variação de pressão é proporcional à vazão, de modo que a relação entre eles é linear. A constante de proporcionalidade (K_1) depende da geometria da via (raio e comprimento) e da viscosidade do gás. Uma forma aproximada de se modelar este tipo de escoamento é a equação de Hagen-Poiseuille (equação 6), nela o fluxo está diretamente relacionado à diferença de pressão do tubo e o raio de circunferência e inversamente relacionado à viscosidade do fluido e o comprimento do tubo.

$$\dot{V} = \frac{\Delta P \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l} \quad (6)$$

onde \dot{V} é a vazão, ΔP é a diferença de pressão, r é o raio do tubo, η é a viscosidade do fluido e l é o comprimento do tubo.

A resistência (K_1), neste caso, pode ser definida como a razão entre a diferença de pressão e a vazão (equação 8).

$$K_1 = \frac{\Delta P}{\dot{V}} \quad (7)$$

Assim, a lei de Poiseuille pode ser reescrita, pela substituição da equação 7 na equação 6 considerando um fluxo laminar, como na equação 8.

$$K_1 = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4} \quad (8)$$

No outro extremo, tem-se o escoamento totalmente turbulento que consiste no aparecimento na perturbação do fluxo laminar, seja por aumento da velocidade ou por alterações na geometria das vias aéreas que favorece a desorganização das moléculas dos gases entre si e promovem um turbilhonamento no fluxo. Neste caso a variação de pressão depende fundamentalmente do quadrado da vazão.

A turbulência acontece quando a vazão excede um valor crítico dado pelo número de Reynolds. Este é determinado por uma fórmula empírica que relaciona a velocidade do escoamento, a densidade do fluido, o diâmetro do tubo e a viscosidade do fluido:

$$R_e = \frac{2 \cdot r \cdot v \cdot d}{\eta} \quad (9)$$

onde R_e corresponde ao número de Reynolds, r é o raio da circunferência do tubo, v é a velocidade média da vazão d é a densidade do fluido e η é a viscosidade do fluido

Para tubos retos e rígidos, o fluido é considerado turbulento quando o número de Reynolds supera 2000. Para tubos com diâmetros fixo e composição do gás definida, quanto maior for a velocidade do fluxo, maior será a turbulência no fluxo.

Entre estes dois tipos de escoamento tem-se o fluxo de transição. Este ocorre nas velocidades intermediárias, o fluxo apresenta características tanto do fluxo laminar quanto do fluxo turbilhonar e, nesse caso, há duas parcelas na composição da pressão (K_1 e K_2).

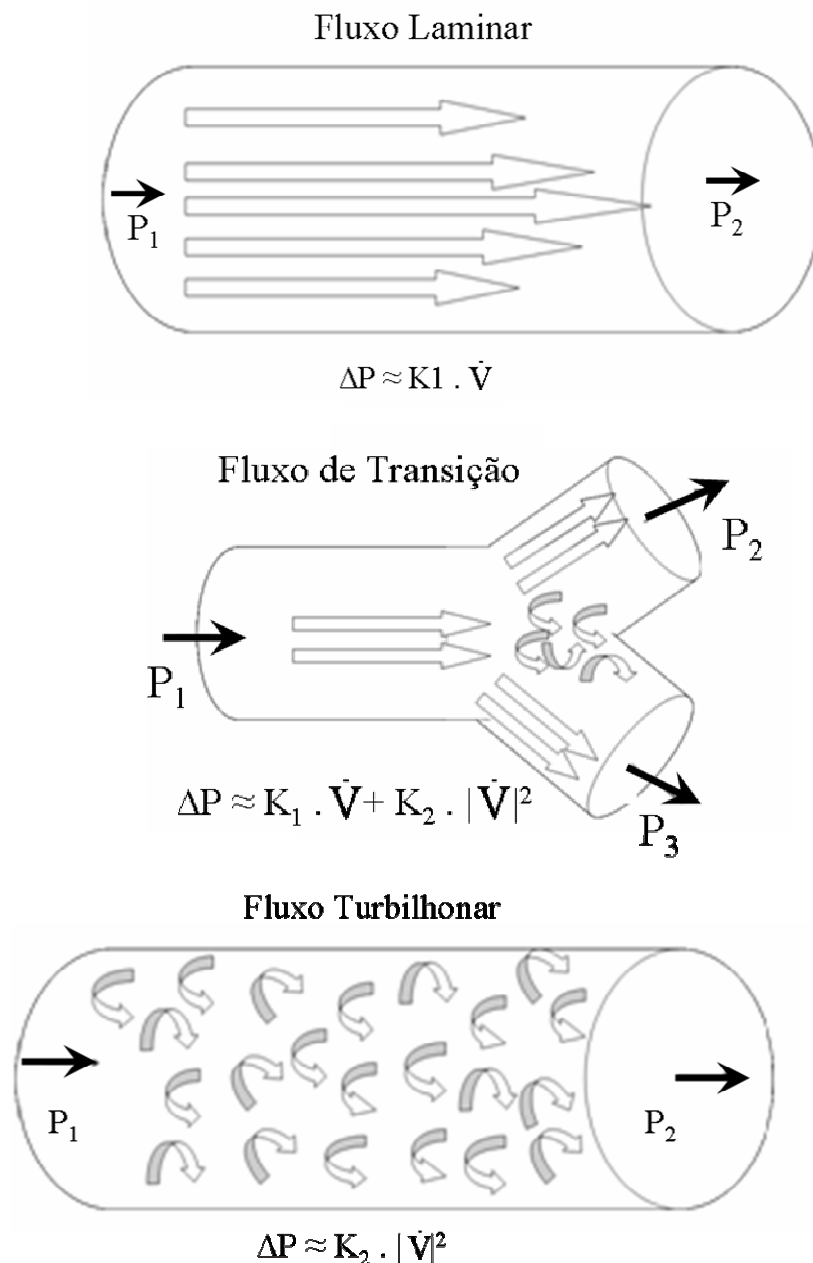


Figura 1 - Figura esquemática do tipo de fluxo ao longo dos tubos rígidos e cilíndricos e equação de Rohrer associada.

A presença dessas formas de escoamento dos fluidos permite entender como a vazão do SR se comporta ao longo das vias aéreas e mostram que qualquer tipo de modificação no escoamento gerada por imperfeições na caixa torácica, nas conexões do circuito, presença de secreção, umidade nas mangueiras do ventilador ou variações no TOT, por exemplo, levam ao aparecimento de um termo não-linear de resistência (K_2).

A importância de se modelar este termo foi vista por Sullivan *et al.* (1976). Estes autores indicaram, em seus estudos experimentais, que o cálculo das medidas da mecânica respiratória seria estimado erroneamente se K_2 não fosse considerado e

mostraram que os valores de K_2 seriam de 17,5 $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-2}\cdot\text{s}^2$, 8,1 $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-2}\cdot\text{s}^2$ e 4,8 $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-2}\cdot\text{s}^2$ para os TOT de tamanho 6, 7 e 8, respectivamente.

Diversos fatores podem conduzir a perturbações na resistência do SR. Dentre eles está a geometria das vias aéreas que apresenta curvas e bifurcações e a viscosidade dos gases que se altera com a temperatura e a composição dos gases. Em situações de enfermidades, este parâmetro é bastante suscetível a perturbações, por exemplo, pelo acúmulo de secreções nas vias aéreas, alterações na temperatura corporal, ou constrição das vias aéreas.

Outro fator importante a se considerar é que sob ventilação artificial, a instrumentação é um fator condicionante ao aumento da resistência no sistema, uma vez que os equipamentos utilizados na instituição da VM, tais como mangueiras e o tubo orotraqueal, por exemplo, favorecem ao aparecimento de turbilhonamento no fluxo aéreo, devido a seu formato bem como predisõem ao acúmulo de secreção e umidade.

2.1.1.2 Elastância

A força elástica é uma propriedade física inerente a qualquer estrutura que possua capacidade de se deformar e retornar ao seu estado inicial quando esta força é retirada. No SR, esta capacidade que os tecidos possuem de retornar ao seu estado de repouso após serem submetidos a uma força externa é bastante evidente.

Durante o processo de insuflação, o pulmão e a parede torácica se distendem até a força de expansão do parênquima torna-se menor que a força de retração elástica da parede torácica dando lugar ao processo de expiração, no qual as estruturas distendidas assumem novamente seu formato inicial e o gás alveolar sai das vias aéreas passivamente.

Na Figura 2, observa-se o comportamento elástico do pulmão e da parede torácica que possuem tendências de distensão e de retração distintas. Esta diferença permite que o SR alcance uma posição de equilíbrio, na qual o pulmão se mantém aberto com um volume chamado de capacidade residual funcional (CRF). A composição do comportamento elástico da parede torácica e dos pulmões determina o comportamento do SR (visto na linha contínua).

A curva pressão-volume (PV) descreve o comportamento elástico do SR durante a respiração, seja de pulmões saudáveis ou doentes (HARRIS, 2005). Em geral,

essa curva tem um formato sigmoidal que reflete o equilíbrio de forças entre a parede torácica e o parênquima pulmonar. Na Figura 2 pode-se observar a contribuição destes dois componentes.

Para volumes abaixo da CRF a parede torácica contribui mais significativamente para a curvatura devido a grande força de expansão. A redução da complacência neste ponto é reforçada pela instabilidade alveolar e o colapso das vias aéreas. Na CRF, a força de retração da parede torácica se contrabalança com a força de expansão do pulmão deixando-o em estado de equilíbrio. Para volumes acima da CRF, o parênquima contribui de modo predominante para a curvatura devido sua grande força de retração.

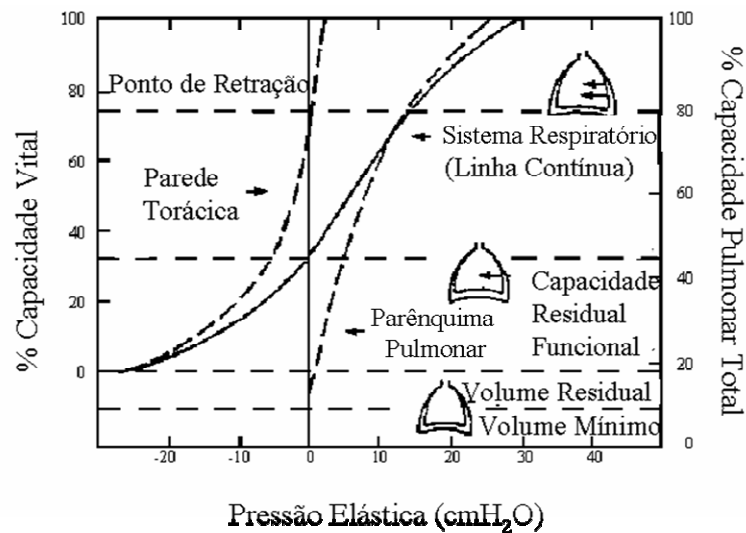


Figura 2 - Comportamento elástico da parede torácica e do pulmão (Adaptada de RAHN *et al.*, 1946).

Na curva PV destacam-se duas regiões de concavidade marcante que representam áreas de grandes variações de volume para pequenas variações de pressão. Para a concavidade inferior, acredita-se que tenha um predomínio de recrutamento de unidades alveolares colapsadas e, para a concavidade superior, máxima distensão elástica do parênquima.

Estas regiões de concavidade são conhecidas como pontos de inflexão. Entretanto, esta denominação não é a mais acertada, uma vez que o ponto de inflexão corresponde ao ponto onde a derivada segunda do volume acontece e a curva muda de sinal. Na prática clínica, estas regiões da curva são indicadas visualmente pelos profissionais, o que ocorre de modo impreciso e subjetivo (VENEGAS *et al.*, 1998).

As condições de RC e HD acontecem em grande faixa da curva PV e ocorrem simultaneamente em diferentes partes dos pulmões, não se localizando apenas nas regiões de concavidade (HARRIS, 2005). Entretanto, há predomínio do RC na região da concavidade inferior da curva, na qual a baixa complacência induz a reabertura de alvéolos colapsados pelo desequilíbrio entre a força de expansão do parênquima e a força de retração da parede torácica. Já na região da concavidade superior, tem-se o predomínio da HD, no qual as altas pressões induzem à hiperdistensão dos alvéolos normalmente aerados.

Um outro fenômeno observado na curva PV é a histerese durante o ciclo respiratório (Figura 3). A histerese indica que a pressão necessária para se alcançar um dado volume durante a inspiração é maior que aquela necessária para que ocorra a expiração. Este fenômeno depende do volume corrente e é determinado pela força de tensão superficial do alvéolo, pelo processo de recrutamento e de-recrutamento e pela absorção de gás durante a medida da curva PV (HARRIS, 2005).

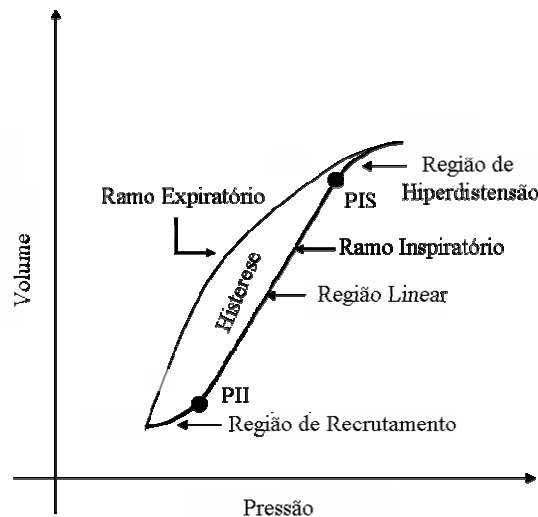


Figura 3 - Figura esquemática da curva PV com o ramo inspiratório e o ramo expiratório evidenciando a histerese da curva.

A elasticidade do pulmão pode ser modelada de forma simplificada relacionando-se as variações de pressão e volume no SR, conforme a equação 10.

$$E = \frac{\Delta P}{\Delta V} \quad (10)$$

onde E é a elastância, ΔP é a variação de pressão e ΔV é a variação de volume.

Entretanto, modelar o comportamento da elastância considerando que há uma relação linear entre as variações de pressão e volume não reflete a realidade do SR tanto em condições normais quanto em condições de patologia ou ventilação mecânica e uma

forma aproximada de se representar este comportamento é pela inclusão de um termo não-linear da elastância (E_2) nos modelos de estimativa, conforme equação 11.

$$\Delta P = (E_1 + E_2 \cdot \Delta V) \cdot \Delta V \quad (11)$$

onde E_1 e $E_2 \cdot \Delta V$ são, respectivamente, o componente linear e não-linear da elastância.

A importância deste termo na modelagem do SR tem sido apontada em muitos estudos. Kano *et al.* (1994), por exemplo, observaram que, com o aumento da PEEP, ocorria uma redução do E_1 e um aumento do E_2 , em modo PCV e modo VCV, e que a presença destes elementos podia expressar a coexistência de áreas de RC e HD indicando um ajuste de PEEP que minimizasse as VILI. Por outro lado, Bersten *et al.* (1998) realizaram titulações de PEEP em pacientes com SARA e associaram o comportamento do E_2 à HD. Já Lanteri *et al.* (2001) analisaram o comportamento da ventilação mecânica em neonatos e também consideraram a parte elástica do SR como sendo linear (E_1) e não-linear (E_2).

É importante ressaltar que as evidências do comportamento elástico dos alvéolos aponta das por E_1 e E_2 tem-se mostrado adequadas não só aos casos de patologias, mas também às condições de normalidade dos pulmões. Carvalho *et al.* (2008) estudaram índices para minimização do estresse mecânico durante a titulação de PEEP, dentre eles, o % E_2 que utiliza a parcela do E_1 e do E_2 no seu cômputo e que foi apontado com um bom indicador de RC e HD em pulmões sadios.

2.1.1.3 Inertância

A inertância trata-se de um componente linear relacionado à aceleração da massa dos gases e tecidos durante a respiração. Consiste de um componente mecânico que expressa a relação entre a aceleração destas massas mobilizadas e a pressão necessária para produzir este efeito. Para o caso particular de um tubo cilíndrico de comprimento l e raio r , a inertância pode ser representada como na equação 12.

$$\Delta P = \frac{\rho \cdot l}{\pi \cdot r^2} \cdot \frac{d\dot{V}}{dt} \quad (12)$$

onde ρ é a densidade do fluido, l é o comprimento do tubo e r é o raio do tubo.

Por ser um componente de valor matemático pequeno e cuja influência nas frequências às quais o SR está submetido também ser pequena, este componente tem sido por vezes desprezado (MEAD, 1956; DUBOIS *et al.*, 1956). Porém, Sullivan *et al.* (1976) já indicaram que a completa descrição do TOT está relacionada à presença da I_{SR} e que a negligência deste termo gera erros na estimativa dos parâmetros da mecânica respiratória.

Por outro lado, Lanteri *et al.* (1999) observaram que em procedimentos com componentes de alta frequência e que apresentem perturbações ou variações no canal de vazão, a I_{SR} contribui de forma significativa na equação do movimento.

Apesar do comportamento da I_{SR} parecer ser importante apenas em situações que os fluidos ficam mais densos, o raio da circunferência dos canais é reduzido ou a ventilação ocorre em alta frequência, Sullivan *et al.* (1976) já apontavam para erros na estimativa de parâmetros da mecânica respiratória por se desconsiderar este termo nos modelos de estimativa. Estudos mais recentes, em simulação matemática, também têm apontado que a negligência deste parâmetro pode induzir a erros de interpretação pela subestimação de alguns termos da equação do movimento, bem como superestimação de outros termos (MODESTO *et al.*, 2006). Além disso, Jandre *et al.* (2005) mostraram que a inclusão da I_{SR} nos modelos de estimativa auxilia na minimização dos erros gerados por artefatos de instrumentação.

2.2 Monitorização da Mecânica Pulmonar

A monitorização da mecânica pulmonar tem por objetivo identificar o comportamento fisiológico do SR tanto em condições normais quanto em situações de enfermidade. Além disso, permite estabelecer uma melhor relação entre as pressões e os volumes a que os alvéolos estão submetidos evitando as condições de repetitivo RC e HD, bem como otimizar os procedimentos terapêuticos associados à VM (MURAMATSU *et al.*, 2001).

Para a ventilação na SARA, por exemplo, a ênfase é a proteção do pulmão. Para se alcançar este resultado, uma monitorização continuada da agressão mecânica imposta aos tecidos durante a ventilação artificial seria importante, pois o pulmão sob VM é susceptível a lesões provocadas pelo processo contínuo de RC e HD e esta situação

pode ser prevenida ou minimizada com a execução de uma avaliação e monitorização rigorosa dos ajustes do ventilador.

Têm-se discutido acerca da monitorização da mecânica ventilatória e ajustes do ventilador mecânico na manutenção de pressões (Pressão Expiratória ao Final da Expiração - PEEP e Pressão Inspiratória Máxima - $P_{IMáx}$) em faixas de segurança e volumes adequados para reduzir a incidência de VILI (KANO *et al.*, 1994; RANIERI *et al.*, 2000; GRASSO *et al.*, 2004).

Amato *et al.* (1998), por exemplo, afirmaram que estratégias que combinam manobras de recrutamento, baixos V_T e altas PEEP melhoram a sobrevivência de pacientes e reduzem a incidência de barotrauma. Por outro lado, Rouby *et al.* (2002) afirmaram que altos níveis de PEEP geralmente podem ser associados a um risco significativo de lesão induzida pelo ventilador. Estudos com tomografia investigando os efeitos da VM têm sugerido que o recrutamento/de-recrutamento de alvéolos atelectasiados e a hiperinsuflação de alvéolos normais podem ocorrer quando níveis inapropriados de PEEP são usados, associados ou não a distribuição de grande parte do volume inspiratório para regiões normais (GATTINONI *et al.*, 2001).

Além disso, estudos têm descrito que as lesões pulmonares decorrem do ajuste inadequado dos parâmetros do ventilador (V_T , PEEP, relação Inspiração: Expiração – I:E, Fração Inspirada de Oxigênio – F_{IO_2} , modo VCV, modo PCV e tipo de onda de fluxo) que levam a HD e ao RC das unidades alveolares (AMATO *et al.*, 1998; NÈVE *et al.*, 2001; PINO, 2004; PACHECO *et al.*, 2006). Dries e Marini *et al.* (2002) concluíram em um estudo de revisão que a descrição de uma PEEP adequada e que minimize as agressões ao SR é ainda determinada de forma particular considerando a experiência clínica, o que torna a avaliação bastante subjetiva.

Desse modo, a análise da mecânica ventilatória é apontada como subsídio importante no acompanhamento dos pacientes sob ventilação artificial, uma vez que ela visa a melhor identificação dos parâmetros da mecânica ventilatória como: K_I , E , I_{SR} , por exemplo.

Tal importância é confirmada na literatura. Duggan e Kavanagh (2005), por exemplo, afirmaram que a identificação da K_I e da E equivalentes do SR ajudam a guiar os ajustes da ventilação mecânica. Carvalho *et al.* (2006), por sua vez, mostraram que a monitorização dos parâmetros da mecânica pulmonar favorece a determinação da PEEP a ser ajustada em casos de lesão pulmonar.

2.2.1 – Estimativas pela Curva Pressão-Volume

A curva PV consiste em um método para avaliação da mecânica respiratória que descreve como o pulmão se deforma com a inspiração e expiração. Trata-se de um método que permite avaliar a interação entre a caixa torácica e o parênquima pulmonar tanto em condições normais quanto em condições patológicas (HARRIS, 2005). Mesmo com uso limitado, a curva PV tem ajudado os profissionais a identificar a patologia, maximizar os ajustes ventilatórios, acompanhar a evolução da doença e realizar alguns prognósticos, principalmente nas situações de VM.

A análise da curva PV está sendo crescentemente incluída na avaliação do ajuste correto dos parâmetros do ventilador para as propriedades mecânicas do SR do paciente (HARRIS, 2005). A construção da curva PV e o cálculo da K_l e E tem por objetivo avaliar as funções do SR e determinar os melhores ajuste da VM para se otimizar a terapia e minimizar riscos ao SR.

O estudo desta curva tem como principal foco a descoberta de uma região onde a pressão provoca mínimas agressões ao sistema. Neste sentido, o PII e o PIS são bastante estudados, pois indicam o nível de PEEP mínimo e pressão de pico máxima, respectivamente (MOLS *et al.*, 2006), muito embora estas indicações sejam bastante controversas (VENEGAS *et al.*, 1998).

A forma da curva PV pode variar por três razões: 1 - variação no grau em que o pulmão é recrutado, 2 - variações na distensibilidade do parênquima pulmonar de unidades recrutadas e 3 - comportamento não-linear da caixa torácica (LIU *et al.*, 1999).

Na SARA, por exemplo, o PII fica acima da CRF, o PIS fica menor que a capacidade pulmonar total, ocorre um decréscimo da porção linear da curva e um aumento da histerese (NÈVE *et al.*, 2001). Suarez-Sipmann *et al.* (2007) afirmaram que o estudo da mecânica ventilatória tem sido largamente realizado através da curva PV. Mesmo sendo bastante conhecido entre os profissionais, a confiabilidade deste método na expressão da dinâmica pulmonar é questionável. Vieira *et al.* (1999) apontaram, em um estudo que comparou os pulmões de pacientes com lesão aguda conforme o PII e os efeitos da PEEP, que a ausência ou a presença do PII está diretamente relacionado a morfologia pulmonar. Quando o PII estava ausente, as áreas normalmente aeradas coexistiam com as áreas não-aeradas, o incremento de PEEP produziu HD e RC. Nos

pacientes com PII, o ar se distribuiu de forma homogênea nos tecidos e o incremento de PEEP resultou em RC sem HD.

Alguns índices matemáticos têm sido propostos como alternativa para se identificar as condições de RC e HD, tais como o C/C_{20} , o índice de estresse b e o $\%E_2$. Assim como a curva PV, também possuem aplicação limitada e podem sofrer interferência da condição da patologia, erros de estimativa dos parâmetros da mecânica e de artefatos da aquisição dos dados. Tais índices serão mais bem descritos a seguir.

2.2.2.1 Curva Pressão-Volume Estática

É uma técnica onde as medições são realizadas com vazão baixa ou zero, para se excluir o componente resistivo e se calcular a E como a relação entre pressão e volume a cada ponto. Dentre as técnicas temos:

- **Técnica da superseringa:** Consiste na injeção lenta de um grande volume (adultos até 2 l) em pequenas alíquotas (100 ml) seguidas de pausas e posterior deflação. A cada pausa da injeção, o volume e a pressão são medidos. Em geral, quando a pressão das vias aéreas alcança 40 cmH₂O, a insuflação é interrompida e a deflação executada do mesmo modo (HARRIS, 2005). Por ser feita a insuflação e a deflação, é possível acompanhar as fases inspiratória e expiratória do paciente, porém é desconfortável, de difícil realização técnica e exige que se interrompa a VM em uso corrente no paciente, o que podendo ser perigosa para uso clínico (NEVE, LECLERC *et al.*, 2001; STENQVIST, 2003).
- **Técnica de Oclusão ao Final da Inspiração:** Consiste na realização de uma oclusão rápida da via aéreas ao fim da inspiração, quando se realiza uma vazão constante. Com a pausa, a vazão cai rapidamente a zero mantendo o volume pulmonar constante e acima da CRF. Esse volume de ar se acomoda, promovendo uma queda quase instantânea na pressão até que se atinja um ponto de inflexão, depois a queda continua de maneira suave até alcançar um platô (LUCANGELO *et al.*, 2005) e neste momento se realiza a medida da elastância. A estimativa é feita pela análise da razão entre a variação em diferentes pontos de pressão e a variação do volume no período correspondente que provê aspectos específicos da complacência. Para o cálculo da resistência, a razão se

dá entre a variação da pressão em diferentes pontos e o fluxo de ar, imediatamente antes da oclusão. Esta técnica é de fácil aplicação, pois consiste no registro da pressão durante pausas ao fim da inspiração em diferentes tempos inspiratórios, entretanto, consome tempo e dispõe de limitações na prática clínica, já que exige treinamento do investigador (PESLIN *et al.*, 1996; NÈVE *et al.*, 2001).

- **Técnica do Fluxo Inspiratório Constante:** Consiste na insuflação a vazão constante e muito baixa, onde a pressão resistência é muito pequena. A elastância pode ser calculada sob estas condições, pois a interferência das outras pressões é mínima (NEVE, DE LA ROQUE *et al.*, 2000). Esta técnica nem sempre expressa comportamentos dinâmicos importantes e exige muito treino para ser executada. Entretanto, preserva o histórico de mudanças no volume que é perdido com as técnicas que exigem desconexão do paciente do VM (HARRIS, 2005).

2.2.2.2 Curva Pressão-Volume Dinâmica

É uma técnica em que as medições não interferem na VM e descreve as características do SR em tempo real, o que não se pode obter nas técnicas estáticas, cujas condições são artificiais. Dentre as técnicas temos:

- **Técnica de Oscilações Forçadas:** Consiste em um método rápido e não-invasivo útil para análise das propriedades mecânicas do SR usando o domínio da frequência. Uma pressão gerada externamente por um sinal de excitação é aplicada no SR do indivíduo respirando espontaneamente. A resistência do sistema é calculada como a razão entre a pressão e a vazão resultante de cada frequência apresentada no sinal aplicado. Apesar das vantagens obtidas com este método, limitações da técnica têm sido reconhecidas, já que ele exige a construção de um equipamento que, por sua vez exige calibração e a resistência estimada pode não apenas ser derivada do sinal respiratório, mas ser suscetível a artefatos criados por mudanças ambientais e não-linearidades do próprio equipamento (MELO *et al.*, 1998).

- **Curva de Pressão das Vias-Aéreas em função do tempo:** Consiste em se traçar um gráfico da pressão em função do tempo durante a fase inspiratória sob regime de vazão constante. Assim, se obtém uma medida em que a elastância é mantida constante (RANIERI, ZHANG *et al.*, 2000). Qualquer alteração na função elástica do pulmão é visualizada pelo aparecimento de uma concavidade ou uma convexidade na reta pressão em função do tempo, este comportamento indica perda de linearidade e é modelado pela equação 16.

$$P = a \cdot t^b + c \quad (16)$$

onde P é a pressão pulmonar, a é a elastância na porção linear, c é uma constante que descreve a pressão no tempo zero e b é índice de estresse que se menor que 1 indica RC, se aproximadamente 1 indica linearidade e se maior que 1 indica HD (MOLS *et al.*, 2006).

- **Método de Regressão Linear Múltipla:** Consiste em uma técnica de obtenção dos valores de pressão e vazão em tempo real e ajuste a modelos matemáticos utilizando um método de soluções matemáticas denominado Método dos Mínimos Quadrados (MMQ). Diversas variáveis podem ser incluídas no sistema de soluções e os valores estimados são comparados ao medidos por meio de um coeficiente de determinação (r^2) e pela variância dos resíduos (s^2) permitindo uma avaliação sobre a qualidade do ajuste do modelo. Trata-se de um método bastante vantajoso, pois requer menores cuidados para aplicação, não depende da colaboração do paciente e não se limita a formas de onda específicas do sinal de vazão (MODESTO *et al.*, 2006). Estudos em suínos também utilizaram esta técnica para monitorização pulmonar e mesmo com procedimento de lavagem salina a técnica mostrou-se de fácil aplicação (PINO, 2004; CARVALHO *et al.*, 2006).

Assim como nas técnicas estáticas, estes métodos também apresentam limitações como: exigir o ajuste de um modo ventilatório específico (curva de pressão em função do tempo) ou necessitar de equipamentos sofisticados que não estão disponíveis em unidade de terapia intensiva, por exemplo. Apesar de todos os métodos apresentados identificarem situação de RC e HD, dentro de suas limitações, não há um consenso que determine a utilização de uma técnica em detrimento de outra.

É importante ressaltar que a curva PV, mesmo sendo um instrumento facilitador da monitorização da mecânica pulmonar, apresenta limitações. Harris *et al.* (2000) concluíram em um estudo com pacientes que o ponto de inflexão raramente coincide com o ponto de máxima complacência definido pela curva PV, apontando assim a incerteza das estimativas pela curva PV. Vieillard-Baron *et al.* (2003) afirmaram que a técnica de ajuste da PEEP pela curva PV costuma resultar em PEEP elevada, como consequência, apesar da melhora na gasometria arterial, esta estimativa pode levar à HD.

Além disso, a curva PV não consegue descrever o comportamento agregado de todos os alvéolos (multicompartimentalidade), bem como as características da histerese. Vieira *et al.* (1999) revelaram que a curva PV não identifica condições de heterogeneidade (RC e HD) que são identificadas pela tomografia computadorizada. Outra característica relevante da curva PV é que ela despreza os efeitos resistivos e inerciais do SR, sua interpretação restringe-se apenas às propriedades elásticas do SR.

2.3 Modelagem Matemática

Como visto anteriormente, apesar da importância da curva PV para monitorização da mecânica pulmonar, ela não consegue descrever completamente as características do SR. Alternativamente, tem-se a modelagem matemática que é capaz de representar as características do SR.

Neste estudo, os modelos serão descritos de acordo com o análogo elétrico, no qual a resistência elétrica corresponde à pressão resistiva, a capacitância corresponde a pressão elástica (complacência), a indutância corresponde a inertância, a tensão corresponde pressão, a corrente corresponde à vazão e a carga corresponde ao volume.

2.3.1 Modelos Matemáticos

O modelo mais simples da mecânica do SR, ou de seus componentes, é o modelo linear unicompartimental (MLU), descrito pela equação 1. Em geral, este modelo descreve as mudanças da pressão de abertura das vias aéreas (P_{ava}) assumindo um grau de liberdade e entendendo que o pulmão expande igualmente em todas as

direções (HARRIS, 2005). O MLU utiliza a combinação de um elemento resistivo e outro elástico, com parâmetros constantes e concentrados, que pode ser descrito por um tubo rígido e uniforme que liga ao meio externo um balão elástico (FRY *et al.*, 1960; PINO, 2004; PACHECO, 2006). Seu análogo elétrico é representado na Figura 7.

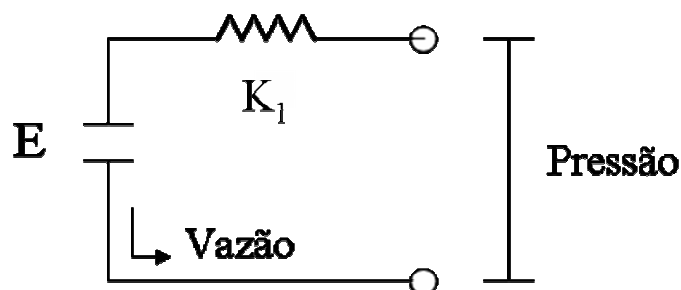


Figura 7 - Análogo Elétrico do Modelo Linear Unicompartimental do Sistema Respiratório.

Este modelo, apesar de simples, pode responder por boa parte das relações entre pressão e vazão. Entretanto, o TOT, por exemplo, é passível de turbulência, por isso a resistência passa a depender do componente não linear que varia em função da vazão e comportamentos como este não são caracterizados por este modelo. Outras propriedades mecânicas como não-linearidades, em períodos de HD ou colapso alveolar, e multicompartimentalidade, também não são descritos pelo MLU.

Além disso, modelos mais completos podem possibilitar melhor descrição dos mecanismos físicos, especialmente na presença de doenças, e uma análise mais detalhada dos sinais (BATES, 1993), bem como a análise de cada parâmetro da mecânica respiratória separadamente permitindo se compreender a importância de cada termo no SR e determinar o que eles podem representar na estimativa e na compreensão de novos achados (MODESTO, 2006).

Assim, modelos alternativos foram propostos a partir de modificações do próprio MLU: o Modelo Dependente do Volume (MDV), o Modelo Dependente do Fluxo (Vazão) e do Volume (MDFV) e o Modelo Dependente do Fluxo (Vazão) e do Volume com Inertância (MDFVI_{SR}) estão descritos nas equações 17, 18 e 19 e os análogos descritos nas Figuras 8, 9 e 10.

$$P(t)_{motriz} = K_1 \cdot \dot{V}(t) + (E_1 + E_2 \cdot |V(t)|) \cdot V(t) + P_o \quad (17)$$

$$P(t)_{motriz} = (K_1 + K_2 \cdot |\dot{V}(t)|) \cdot \dot{V}(t) + (E_1 + E_2 \cdot |V(t)|) \cdot V(t) + P_o \quad (18)$$

$$P(t)_{motriz} = (K_1 + K_2 \cdot |\dot{V}(t)|) \cdot \dot{V}(t) + (E_1 + E_2 \cdot |V(t)|) \cdot V(t) + I_{SR} \cdot \ddot{V}(t) + P_o \quad (19)$$

onde K_1 corresponde à Resistência Linear, E_1 corresponde à Elastância Linear, K_2 corresponde à Resistência Não-Linear, E_2 corresponde à Elastância Não-Linear, I_{SR} corresponde ao componente de inertância, \dot{V} corresponde à vazão, V corresponde ao volume, \ddot{V} corresponde à aceleração da vazão e P_o corresponde à pressão inicial do sistema.

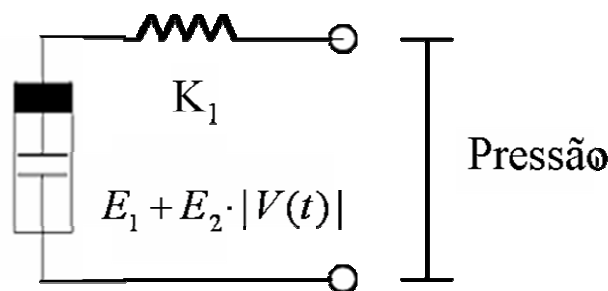


Figura 8 - Análogo Elétrico do Modelo Dependente do Volume do Sistema Respiratório.

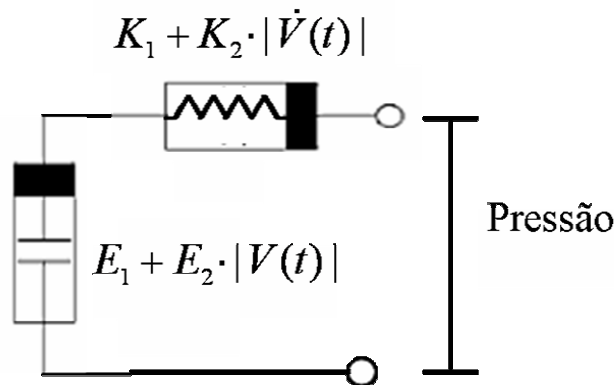


Figura 9 - Análogo Elétrico do Modelo Dependente do Fluxo e do Volume do Sistema Respiratório.

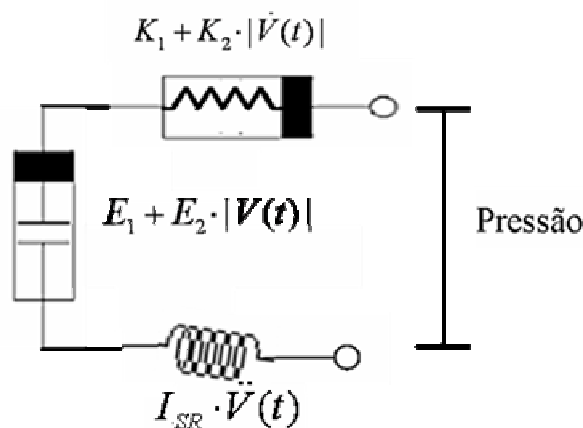


Figura 10 - Análogo Elétrico do Modelo Dependente do Fluxo e do Volume com Inertância do Sistema Respiratório.

Entretanto, Lutchen (1990) e Kaczka *et al.* (1995) afirmam que o emprego de modelos mais complexos pode não ser muito confiável, uma vez que o aumento do número de parâmetros estimados pode aumentar a incerteza e interferir na tendência da estimativa. E, o aumento do número de elementos, para criar um modelo mais realístico, pode muito mais aumentar a complexidade computacional do modelo do que melhorar a estimativa da mecânica (PESLIN *et al.*, 1992).

Além disso, essa inclusão de parâmetros no MLU exige muitos cuidados instrumentais que devem ser tomados no intuito de evitar estimativas errôneas do sistema (JANDRE *et al.*, 2005). Comparando os valores do coeficiente de determinação de modelos mais completos aos do modelo linear, Peslin *et al.* (1992) verificaram que não houve diferença representativa entre os ajustes dos modelos que justificasse a inclusão de parâmetros ao MLU.

Apesar destas controvérsias sobre as modificações no MLU, considera-se que na prática clínica os ajustes dos parâmetros de ventilação mecânica se baseiam no comportamento linear e não-linear do SR, já que a montagem do ventilador com mangueiras, umidificador, tubo Y, por exemplo, predispõem ao aparecimento de turbulência e aumento de resistência à vazão que não são modelados pelo MLU. E, em 1976, por exemplo, Sullivan e colaboradores já apontavam para erros nas estimativas dos parâmetros da mecânica respiratória quando se desconsideravam as características inerciais e turbulentas do TOT.

Desta maneira, para melhorar as estimativas obtidas com o MLU, a substituição dos parâmetros constantes por funções foi proposta por alguns estudiosos. Funções como a histerese (HICKLING, 1998), a elastância dependente do volume

(KANO *et al.*, 1994; MURAMATSU *et al.*, 2001), a resistência dependente da vazão, e até mesmo variações cruzadas, explicitando uma dependência da resistência com o volume (OFFICER *et al.*, 1998), são encontradas na literatura para descrever comportamentos do SR e seus componentes.

Estudos acerca da inclusão de parâmetros da mecânica ventilatória passaram a ser realizados e as novas equações derivadas do MLU foram se consolidando no meio científico. Kano *et al.* (1994) utilizaram o MDV para explicar não-linearidades da E do SR. Edibam *et al.* (2003) analisaram o comportamento do SR utilizando este mesmo modelo com pacientes ventilados em modo PCV e VCV.

Já Pacheco (2007) realizou experimentos com pacientes ventilados mecanicamente nos dois modos ventilatórios utilizando o MDV e comparando-o com uma modificação do modelo onde o termo resistivo não-linear era considerado (MDFV).

Estudos com simulação matemática também foram realizados para se avaliar o comportamento dos parâmetros da mecânica ventilatória ao se modificarem os modelos pela inclusão de E_2 , K_2 e I_{SR} (JANDRE *et al.*, 2005; MODESTO *et al.*, 2006).

Considerando que estes modelos têm por objetivo caracterizar as propriedades do SR e associando à idéia de que algumas técnicas de monitorização da mecânica pulmonar e de construção da curva PV, anteriormente descritas, possuem suas limitações, alguns índices derivados dos parâmetros da mecânica respiratória foram propostos para se facilitar a identificação das condições de RC, linearidade e HD dos alvéolos.

2.3.1.1 Índices para identificação do RC e HD

O primeiro índice proposto para avaliação da HD e RC foi o C_{20}/C (FISHER *et al.*, 1988) que descreve o comportamento da complacência da curva PV em seus 20% finais em relação à complacência total. Este índice determina que valores menores que 0,8 são indicativos de HD. Kano *et al.* (1994) compararam um outro índice ($\%E_2$) ao índice C_{20}/C e observaram que o primeiro se mostrou menos sensível a perturbações na curva que o último e concluíram não ser claro um valor limiar para HD do índice C_{20}/C , pois este sofreu influências do TOT, da pressão de vias aéreas e do modo ventilatório.

Dois índices interessantes foram propostos por Ranieri *et al.* (2000) e Kano *et al.* (1994): o índice de estresse b e o índice de distensão pulmonar ($\%E_2$), respectivamente. Ambos tentam determinar o grau de distensão dos tecidos pulmonares, embora a abordagem utilizada por cada um seja completamente diferente.

O cálculo do índice de estresse b (equação 16) necessita que a inspiração ocorra com fluxo constante, para que a P_{ava} apresente valores crescentes em função do tempo. Para uma curva pressão-tempo linear, o índice de estresse é unitário, caso contrário, o valor do expoente reflete a concavidade da curva. Valores de segurança de b estão na faixa de 0,9 a 1,1 (RANIERI *et al.*, 2000). Valores de b menores que 1 representam uma curva pressão-tempo convexa, sugestiva de RC, valores de b próximos de 1 representam uma curva pressão-tempo linear, com mínimo estresse e valores de b maiores que 1 representam uma curva pressão-tempo côncava, sugestiva de HD.

Grasso *et al.* (2004) afirmam que os valores limiares para o índice de estresse que melhor discriminam a VILI com e sem marcadores biológicos e histológicos ficam entre 0,9 e 1,1. Além disso, o índice de estresse b na verdade não é exatamente um preditor de HD, mas um fator que descreve o comportamento da curva pressão-tempo e parece ser de grande valia na minimização da VILI (RANIERI *et al.*, 2000; GRASSO *et al.*, 2004).

Por sua vez, o $\%E_2$ é tido como um novo índice para quantificação da HD e RC que considera as não-linearidades no MLU. Este índice mensura a percentagem do componente não-linear de elastância em relação a elastância total, conforme a seguinte equação:

$$\%E_2 = \frac{100 \cdot (E_2 \cdot V_T)}{(E_1 + E_2 \cdot V_T)} \quad (20)$$

onde E_1 corresponde ao componente linear da pressão elástica e $E_2 \cdot V_T$ corresponde ao componente não-linear da pressão elástica.

Em 1994, Kano e colaboradores propuseram que o $\%E_2$ identificava HD quando o índice é maior que 30%. Desde então, este índice tem sido sugerido para a prevenção de lesões VILI (NEVÈ *et al.*, 2001).

Muito embora os índices propostos tenham recebido menções favoráveis, eles precisam de mais estudos para se determinar os limites que indicam RC e HD, bem como as interferências dos modelos e ajustes ventilatórios nas suas estimativas.

Sabe-se que o $\%E_2$ apresentou bons resultados em sua aplicação, tanto em PCV como em VCV, para identificar HD em pacientes com SARA (BERSTEN, 1998; EDIBAM *et al.*, 2003). E que ele tem sido considerado um método potencialmente prático e eficiente de monitorização de HD à beira do leito em pacientes pediátricos e neonatos (NEVÈ *et al.*, 2001). Entretanto, ele pode ser sensível às variações da mecânica respiratória e sofrer alteração na presença de I_{SR} e do K_2 (PINO, 2004; JANDRE *et al.*, 2008).

Além disso, o $\%E_2$ é um índice que depende de uma boa identificação dos termos linear e não-linear de elastância, porém, o MDV que estima esses termos despreza outras propriedades da mecânica respiratória (K_2 e I_{SR}), que ao serem negligenciadas podem perturbar a estimativa de E_1 e E_2 (JANDRE *et al.*, 2005; MODESTO, 2006; PACHECO, 2007).

Pacheco (2007) observou que não foi encontrada diferença entre os modos PCV e VCV ao estimar o $\%E_2$ com o MDFV. Entretanto, os valores estimados de $\%E_2$ com o MDV, em PCV, apresentaram-se subestimados em relação às estimativas com o MDFV e às estimativas em modo VCV. Modesto *et al.* (2006) observaram que o $\%E_2$ sofre influência da negligência do K_2 e da I_{SR} . Recentemente, Carvalho *et al.* (2008) tem evidenciado que tanto o $\%E_2$ como o índice de estresse b são bons indicadores de HD e RC para pulmões saudáveis, porém, quando se trata de pulmões com lesão, estes índices sempre estiveram superestimados. Estes autores propõem que seja realizada uma avaliação do RC e HD por meio da elastância do SR (E_{SR}).

2.3.2 – Controvérsias entre modelos de estimativa da mecânica ventilatória e interferências no índice de distensão pulmonar

Como dito no item 2.3.1, as modificações no MLU ainda são alvo de controvérsia entre os pesquisadores, especialmente quando se trata do K_2 e da I_{SR} , pois a influência destes na estimativa da E e dos índices dela derivados não são considerados pelo MLU.

A importância da pressão resistiva do TOT (K_2), por exemplo, foi apontada por Sullivan *et al.* (1976). Estes autores observaram que desconsiderar as características de

turbulência e inércia do TOT leva a erros na estimativa da mecânica respiratória. Kano *et al.* (1994) por sua vez, apontaram que o K_2 não influenciaria a estimativa da E . Outros autores apontam que o K_2 pode influenciar a estimativa dos parâmetros da mecânica respiratória (MURAMATSU *et al.*, 2001 e WAGERS *et al.*, 2002) e a negligência da I_{SR} pode perturbar a estimativa do SR (LANTERI *et al.*, 1999). Estes achados sugerem que modelos incompletos podem estar sujeitos a erros de estimativas dos parâmetros e isso pode acarretar numa errônea interpretação do comportamento mecânico do sistema respiratório.

MURAMATSU *et al.* (2001) testaram o ajuste de modelos polinomiais de diferentes graus e defenderam a inclusão do K_2 no modelo, pois mesmo após eliminar as pressões resistivas do TOT, os melhores ajustes foram obtidos com modelos contendo K_2 . Porém, esses autores não consideraram uma equação do movimento que combinasse a presença de K_2 , I_{SR} e E_2 .

Já a I_{SR} do SR é frequentemente considerada desprezível em padrão ventilatório eupnéico (normal), sendo significativa apenas em altas frequências respiratórias (PETÁK *et al.*, 1997; YUKITAKE *et al.*, 1999). Um estudo experimental mostrou que a I_{SR} , em condições que colocam a FR acima dos valores de normalidade, pode promover importante influência nos cálculos dos componentes elásticos do SR (LANTERI *et al.*, 1999). Estes mesmo autores mostraram que a I_{SR} só se torna representativa em FR maiores que 20 a 30 incursões respiratórias por minuto (irpm).

Modesto *et al.* (2008) mostraram, no entanto, que a ausência de I_{SR} no modelo perturbou de forma expressiva as estimativas dos parâmetros elásticos, ventilando a uma FR de 10 irpm. O $MDFVI_{SR}$ foi capaz de minimizar os efeitos de se negligenciar a I_{SR} nas estimativas do $\%E_2$, apresentando estimativas mais precisas dos valores de E_1 e E_2 , e sendo convincente ao identificar a K_2 quando este não estava presente no sistema.

Quanto aos modos ventilatórios, o estudo de Fahy *et al.* (1997) já apontavam que alterações dos ajustes ventilatórios influenciavam nos efeitos da PEEP sobre a mecânica respiratória. Subestimação e superestimação dos parâmetros da mecânica respiratória são um dos maiores alvos de seu estudo na ventilação mecânica, uma vez que podem influenciar diretamente na HD e no RC que são causa de lesão. Comparando os estudos de Edibam *et al.* (2003) aos estudos realizados por Pacheco *et al.* (2006), pode-se observar que ambos afirmam que os modos ventilatórios PCV e VCV são diferentes na descrição da estimativa do $\%E_2$ com o MDV, porém estudos mais

específicos e com variáveis mais controladas devem ser desenvolvidos para a comprovação destes achados. Tal necessidade decorre do fato de que os modos ventilatórios e outros ajustes do ventilador podem influenciar as estimativas dos índices de estresse, porém não se sabe precisar que variáveis influenciam diretamente tais índices.

Ocorre que o $\%E_2$ tem sido utilizado na caracterização de condições de ventilação no SR (KANO *et al.*, 1994; EDIBAM *et al.*, 2003; CARVALHO *et al.*, 2006), porque é capaz de identificar as não-linearidades da elastância. Entretanto, a aquisição dos dados para a estimativa deste índice deve ser bastante cuidadosa; os sinais precisam ser colhidos com linha de base próxima de zero, as interferências dos ruídos devem passar por uma filtragem, a montagem deve ser adequada (ausência de conexões com circunferências irregulares prevenindo turbulências na vazão e evitando acúmulo de umidade e secreções nos tubos, por exemplo) e as placas de aquisição dos sinais devem ser avaliadas para se identificar atrasos inter-canais a serem corrigidos no processamento “off-line”.

Todos estes cuidados têm grande relevância na compreensão do $\%E_2$, pois foi observado em estudos de simulação matemática que estes artefatos interferem diretamente nos parâmetros da mecânica que, conseqüentemente, têm influência no índice (JANDRE *et al.*, 2005). Estes mesmos autores sugeriram a introdução da I_{SR} na equação do movimento e identificaram que este componente participa como um atenuador dos erros gerados pelos artefatos na estimativa da E .

Além disso, a influência de diferentes modelos de estimativa tem grande repercussão nos valores calculados para o índice e, conseqüentemente, interferem na interpretação das condições do SR por ele descritas (KANO *et al.*, 1994; EDIBAM *et al.*, 2003; MODESTO *et al.*, 2006; PACHECO, 2007; MODESTO *et al.*, 2008). Todas estas evidências só reforçam a grande necessidade de se avaliar cada situação de ventilação, considerar qual o modelo mais adequado a ser empregado e quais as influências destes modelos no índice de estresse pulmonar.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

A pesquisa foi desenvolvida a partir de uma base de dados do Laboratório de Engenharia Pulmonar (PEB, UFRJ), publicados anteriormente (PACHECO, 2007). Os dados foram coletados na Unidade III do Instituto Nacional do Câncer (INCA), da cidade do Rio de Janeiro para fins de pesquisa, aprovada no Comitê de Ética local com número de registro CEP nº 47/05.

3.1 Casuística

Foram colhidos dados de 16 pacientes do sexo feminino, com idade média de 49 ± 8 anos, peso médio de $67,8 \pm 9,5$ kg, altura média de 157 ± 7 cm que foram submetidas a cirurgia de reconstrução de mama, com indicação de anestesia geral, intubação orotraqueal e ventilação mecânica, operadas no período de 03/11/2005 a 31/03/2006. Conforme o trabalho original (PACHECO, 2007), os dados de uma das pacientes foram excluídos da análise, pois houve grande manipulação da paciente, além da interferência de ruídos no sinal gerados pela utilização do bisturi elétrico. A duração da cirurgia foi superior a 120 min em todos os casos, exceto para a paciente 11, cuja cirurgia durou 90 min. Os dados antropométricos dos pacientes cujos dados foram utilizados neste trabalho e as respectivas durações das cirurgias estão indicados no Apêndice 1. Todas as pacientes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

3.2 Condições anestésicas

A indução anestésica foi realizada com fentanil $5 \mu\text{g}/\text{kg}$, xilocaína 40 mg e propofol de 2 a $2,5 \text{ mg}/\text{kg}$, seguido de rocurônio $0,8 \text{ mg}/\text{kg}$, ventilação mecânica até o bloqueio neuromuscular completo e intubação orotraqueal com TOT número 7,5. Foram monitorizados: capnografia, ventilometria, gases anestésicos, fração inspirada de oxigênio e os parâmetros de mecânica respiratória (vazão, pressão de abertura das vias

aérea, resistência, elastância, entre outros). Toda a técnica anestésica está descrita detalhadamente no trabalho original (PACHECO, 2007).

3.3 Montagem experimental

Após a indução anestésica e instituição da ventilação artificial, a mecânica respiratória foi monitorada por sensores de vazão e pressão devidamente acoplados ao ventilador. Para isso, foram conectados ao TOT e ao filtro antibacteriano, na parte distal, uma peça com tomada lateral de pressão para aquisição do sinal de pressão de abertura das vias aéreas (P_{ava}) e um pneumotacógrafo (PTC) de orifício variável (Hamilton Medical, Suíça). O PTC do monitor de anestesia, com tomada para a retirada contínua de amostras de gases foi conectado a seguir conforme a Figura 11.

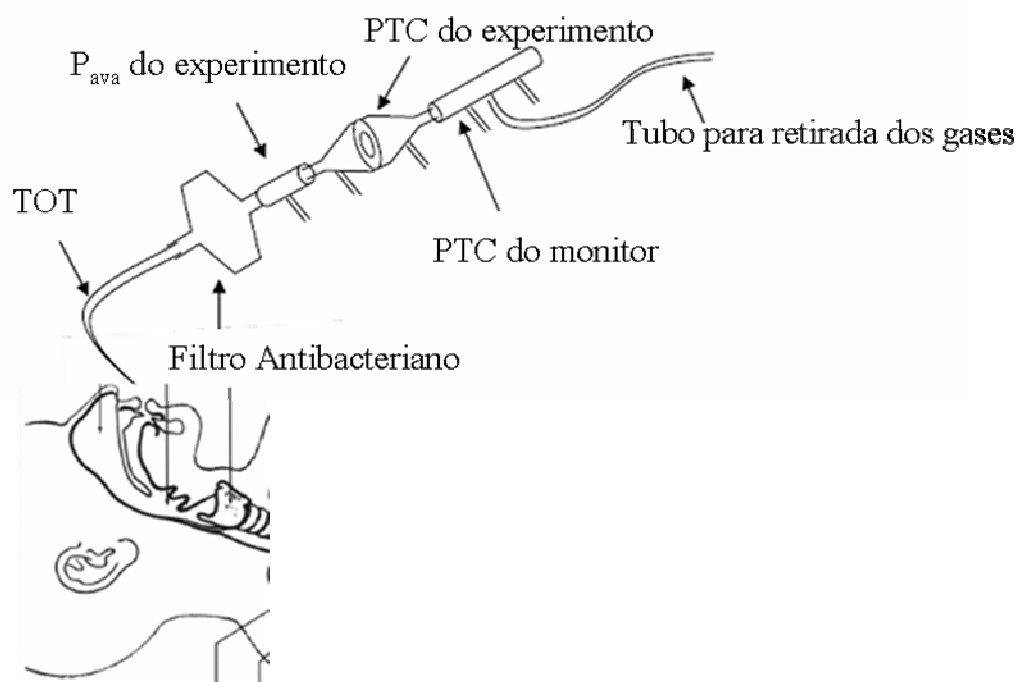


Figura 11 - Montagem esquemática para aquisição dos sinais da base de dados. Adaptada de Pacheco (2007).

Os sinais de mecânica foram obtidos por um módulo de transdutores de pressão (MOTRAMERE 5, PEB/COPPE/UFRJ, Brasil), acoplados a condicionadores de sinais (amplificadores e filtros), com saídas variando entre -5 e $+5$ Volts. Para atenuação de ruídos, todos os sinais de mecânica ventilatória foram filtrados por filtros passa-baixas

tipo Butterworth, de 4ª ordem, com frequência de corte de 33 Hz. As variações de pressão correspondentes à vazão foram captadas pelo transdutor piezoelétrico diferencial de pressão 176PC07HD2 (Honeywell, EUA), de câmaras assimétricas. Estes canais de pressão e de vazão possuem um circuito adicional de compensação térmica para minimizar os efeitos da temperatura, evitando flutuações na linha de base.

A calibração do PTC foi realizada antes de cada experimento. O procedimento de calibração foi feito utilizando o circuito do experimento, como mostrado na Figura 11 (GIANNELLA-NETO *et al.*, 1998). Os sinais foram gerados por múltiplas injeções de volume conhecido (3 L). Para este estudo foram gerados dois polinômios de quinta ordem, um para vazão positiva e outro para vazão negativa, operando em uma faixa de 0 a ± 1 L/s, com erros menores ou iguais a 5%. A P_{ava} foi medida com um transdutor de pressão 163PC01D48 (Honeywell, EUA) conectado ao TOT.

3.3.1 Aquisição de sinais

A aquisição dos sinais foi realizada pelo programa DAS (PINO, KAGAMI *et al.*, 2004). Este programa permite visualizar os sinais em tempo real, bem como ajustar as linhas de base para coleta, aplicar e gravar os polinômios de calibração de vazão e pressão, além de gravar os sinais em formato binário por um tempo pré-estabelecido.

Os sinais de pressão e vazão foram digitalizados em uma placa conversora análogo-digital U12 (Labjack, EUA), a uma frequência de amostragem de 200 Hz e processados por um microcomputador utilizando o sistema operacional Windows (Microsoft, EUA). O espaço morto gerado pela inserção de equipamentos para aquisição dos sinais respiratórios foi de cerca de 17 ml.

3.3.2 Processamento dos sinais

Os sinais foram processados pelo programa MECANICA (PINO, COSTA *et al.*, 2002), no modo “script”. Foi criada uma rotina independente que chama “scripts” específicos do MECANICA para abrir o sinal em formato binário, selecionar os trechos dos ciclos respiratórios e calcular o volume.

Os sinais de pressão de abertura das vias aéreas (P_{ava}) e de vazão foram lidos pelo programa MECANICA e calibrados. Os ciclos respiratórios foram detectados a partir do sinal de vazão. O volume (V) foi obtido pela integração numérica, usando-se a função GRADIENT, que implementa o filtro derivador discreto como mostrado na equação 21.

$$H(z) = \frac{\left(\frac{z^2 - 1}{z}\right) \cdot 1}{dt} \quad (21)$$

onde dt é o período de amostragem em quase todos os pontos do vetor, menos no primeiro e no último ponto, para os quais a derivada é calculada pela diferença entre os dois pontos vizinhos.

A correção do volume foi realizada pelo método VCOR ciclo a ciclo. Esta técnica é aplicada porque o volume do SR em VM só é conhecido na parte inspiratória, uma vez que é ajustado pelo próprio ventilador. Como o processo expiratório é passivo e o volume expiratório não pode ser determinado, o método VCOR ciclo a ciclo corrige o volume expiratório, assumindo que este é igual ao volume inspiratório no final de cada ciclo.

Para a estimação dos parâmetros da mecânica ventilatória foi feita uma rotina semelhante à empregada pelo MECANICA, baseada na minimização do erro quadrático (MMQ) por meio da Regressão Linear Múltipla (PINO, 2004; CARVALHO *et al.*, 2006). Foi utilizado o *backslash operator* que realiza a regressão linear pela decomposição QR (MathWorks, EUA) Para testar a validade desta rotina, os resultados obtidos por Pacheco (2007) foram comparados aos resultados obtidos dos dados processados com esta nova rotina.

A RLM usou os sinais de pressão, vazão e volume para estimar os parâmetros da mecânica respiratória ajustando-os aos seguintes modelos de estimativa:

$$P(t)_{motriz} = K_1 \cdot \dot{V}(t) + (E_1 + E_2 \cdot |V(t)|) \cdot V(t) + P_o \quad (17)$$

$$P(t)_{motriz} = (K_1 + K_2 \cdot |\dot{V}(t)|) \cdot \dot{V}(t) + (E_1 + E_2 \cdot |V(t)|) \cdot V(t) + P_o \quad (18)$$

$$P(t)_{motriz} = (K_1 + K_2 \cdot |\dot{V}(t)|) \cdot \dot{V}(t) + (E_1 + E_2 \cdot |V(t)|) \cdot V(t) + I_{SR} \cdot \ddot{V}(t) + P_o \quad (19)$$

Os três modelos acima são denominados, doravante, M1, M2 e M3, respectivamente.

A avaliação da HD e do RC foi feita utilizando o índice de distensão pulmonar, $\%E_2$, calculado conforme a equação 20 no trabalho original. Entretanto, uma nova proposta para este índice foi utilizada neste trabalho:

$$\%E_2 = \frac{100 \cdot (E_2 \cdot V_T)}{(E_1 + |E_2| \cdot V_T)} \quad (22)$$

onde E_1 corresponde ao componente linear da elastância, E_2 corresponde ao componente não-linear da elastância e V_T corresponde ao volume-corrente.

Nessa versão, o cálculo do $\%E_2$ é realizado com o valor absoluto do componente não-linear da elastância (E_2) no denominador. Este recurso tem como objetivo tornar o $\%E_2$ uma função ímpar, e, portanto simétrica, de E_2 , para cada valor de E_1 , evitando também que, nos casos em que o E_2 estimado seja negativo e $E_2 \cdot V_T$ se aproximar, em módulo, de E_1 o índice tenda ao infinito negativo, comprometendo sua interpretação.

3.3.3 Protocolo experimental

O protocolo foi baseado na aquisição de sinais em momentos de sutura cutânea na ausência de interferência do bisturi elétrico e de grande manipulação da paciente, a fim de minimizar a presença de ruídos no sinal.

A Tabela 1 mostra como foi sistematizada a ordem de ajustes ventilatórios durante a coleta dos sinais. O modo ventilatório da primeira etapa foi aplicado de forma aleatória, por sorteio. Na seqüência das etapas, o modo ventilatório foi sendo alternado de acordo com o anterior.

Tabela 1 – Ajustes ventilatórios aplicados durante o experimento.

Etapas	V_T (ml/kg)	PEEP (cmH₂O)	Modo Ventilatório (ordenado arbitrariamente)
1	8	0	PCV
2	8	0	VCV
3	8	5	VCV
4	8	5	PCV
5	8	10	PCV
6	8	10	VCV
7	10	0	VCV
8	10	0	PCV
9	10	5	PCV
10	10	5	VCV
11	10	10	VCV
12	10	10	PCV

A relação entre o tempo inspiratório e o tempo expiratório foi mantida de 1:2 e a frequência respiratória (FR) mantida entre 8 e 12 irpm. Os volumes correntes, nos dois modos ventilatórios utilizados, VCV e PCV, foram semelhantes. Os valores médios do V_T em modo VCV e em modo PCV foram, respectivamente, 8,94 e 8,90 ml/kg para o ajuste de 8 ml/kg e valores de 11,06 e 11,05 ml/kg para o ajuste de 10 ml/kg.

Os trechos gravados duraram 1,29 e 8,10 minutos e a cada transição de etapa era aguardado um período de 3 minutos para a estabilização do sinal e reiniciada a gravação do sinal.

3.3.4 Etapas do processamento

Foi realizado o reprocessamento dos dados para se aplicar a nova metodologia proposta. Posteriormente, foi realizado um processamento “off-line” com a simulação de artefatos de instrumentação e aquisição de sinais, por meio de perturbações artificiais (atrasos entre os canais de aquisição e aplicação de filtros passa-baixas), intencionalmente provocadas.

3.3.4.1 Atrasos inter-canais

Foram provocados três atrasos no sinal de vazão em relação ao sinal de pressão de vias aéreas e três no sinal de pressão em relação ao sinal de vazão, de 5, 10 e 20 ms pela eliminação de 1, 2 e 4 amostras, respectivamente. A seleção desses atrasos foi baseada em um estudo baseado em simulação (JANDRE *et al.*, 2005) que mostrou alterações importantes nas estimativas dos parâmetros da mecânica respiratória com a aplicação de atrasos de magnitude semelhante.

A Figura 12 mostra o comportamento dos sinais de vazão e pressão sob atraso imposto de 20 ms. Visualmente, os atrasos são quase imperceptíveis, porém sua presença fica mais nítida nas transições dos sinais que ocorrem principalmente no início da inspiração e início da expiração.

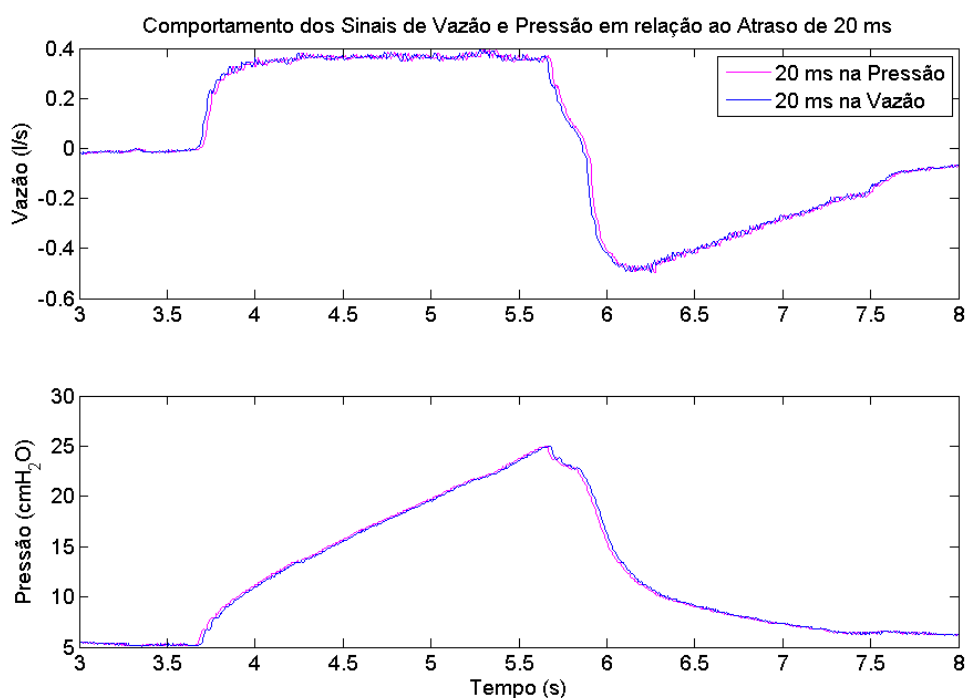


Figura 12 - Ilustração do comportamento dos sinais com atrasos de 20 ms no canal de pressão em relação ao canal de vazão e do canal de vazão em relação ao canal de pressão do paciente 6 ventilado em modo VCV, V_T de 10 ml/kg e PEEP de 5 cmH₂O.

3.3.4.2 Filtros digitais

Para se avaliar a interferência causada pelo uso de diferentes filtros digitais, conforme proposto por Jandre *et al.* (2005), os sinais foram filtrados por três tipos de

filtros digitais (tipos 0, 1 e 2), todos Butterworth, passa-baixas e com as características apresentadas na Tabela 2. O filtro tipo 0 é de 4ª ordem e fase nula, o filtro tipo 1 é de 4ª ordem e fase não-nula e o filtro tipo 2 é de 2ª ordem e fase não-nula.

Os sinais de vazão e pressão foram filtrados com frequências de corte (FC) idênticas de 10 Hz e de 20 Hz, aplicadas em ambos os sinais de forma casada e filtrados com FC diferentes de 10 Hz e FC de 20 Hz aplicados à vazão e à pressão e vice-versa.

Os filtros de fase não-nula foram aplicados duas vezes para simular a filtragem *anti-aliasing* analógica, aplicada para que a banda de frequência seja inferior à metade da frequência de amostragem. A aplicação de filtros de fase nula visa a simular possíveis processamentos “off-line” realizados com os sinais digitalizados, ao passo que a aplicação de filtros de fase não-nula visa simular o processamento “on-line” dos sinais nesta situação. Para permitir comparação entre eles, o filtro de fase não-nula foi aplicado duas vezes, já que a filtragem de fase nula (implementado com a função FILTFILT) requer duas aplicações de filtro selecionado, uma direta e outra reversa. Toda a descrição das funções empregadas na construção dos filtros encontra-se no Apêndice 3.

Tabela 2 - Filtros aplicados aos sinais

Características do Filtro Butterworth			Frequência de Corte (Hz)			
Tipo	Polos	Fase	Idêntica		Diferentes	
			Vazão	Pressão	Vazão	Pressão
Tipo 0*	4	Não-Nula	10	10	10	20
Tipo 1	4	Nula	10	10	10	20
Tipo 2*	2	Não-Nula	10	10	10	20
Tipo 0*	4	Não-Nula	20	20	20	10
Tipo 1	4	Nula	20	20	20	10
Tipo 2*	2	Não-Nula	20	20	20	10

Os filtros marcados com * foram aplicados duas vezes.

3.5 Análise estatística dos dados

No trabalho original (PACHECO, 2007), os ciclos respiratórios incluídos nas análises estatísticas foram aqueles para os quais a diferença entre a unidade e o valor do coeficiente de determinação estatístico do modelo utilizado fosse duas vezes menor que a diferença entre a unidade e o coeficiente de determinação estatístico médio (equação 23).

$$1 - r^2 < 2 \cdot (1 - \overline{r^2}) \quad (23)$$

onde r^2 é o coeficiente de determinação estatístico do ciclo a ser avaliado e $\overline{r^2}$ é o coeficiente de determinação estatístico médio das estimativas.

Neste trabalho, foi proposto um critério alternativo de exclusão de ciclos. Inicialmente, todos os ciclos foram analisados e, posteriormente, o primeiro e o último ciclo foram excluídos de cada trecho para se retirar as possíveis perturbações decorrentes do transiente entre um ajuste ventilatório e outro, bem como possíveis ciclos truncados. Dos ciclos restantes, foram excluídos os ciclos para os quais o $\%E_2$ estivesse abaixo de três desvios-padrão do primeiro quartil ou acima de três desvios-padrão do terceiro quartil.

A análise estatística dos dados foi realizada em programa Matlab 7.3.0 (MathWorks, EUA). Os resultados foram apresentados descritivamente, para cada condição experimental, pela média das medianas e intervalos interquartis (1° e 3° quartil), para os parâmetros K_1 , K_2 , E_1 , E_2 , I_{SR} e $\%E_2$ para cada modelo de estimativa da mecânica pulmonar e para os dados originais e os dados processados. A escolha da mediana teve por objetivo reduzir a influência dos valores extremos nos ciclos selecionados pelo critério de exclusão, e o uso da média das medianas dos valores foi proposto pela presença de uma distribuição mais homogênea dos parâmetros estimados. O comportamento da I_{SR} foi representado por meio de histogramas de frequência.

A inferência estatística foi realizada pela comparação dos valores médios das medianas do $\%E_2$ dos pacientes em cada ajuste ventilatório, considerando-se o tipo de processamento empregado, bem como o modelo empregado no processamento. Para isso, foi utilizado o teste de Wilcoxon, pelo qual foi realizada a comparação entre os dados do processamento original e os resultados do processamento de atrasos e filtros empregado, tanto entre os modelos quanto entre os modos ventilatórios, com a hipótese nula (H_0) de que a média das medianas de ambos os métodos são iguais, independentemente do processamento empregado. A significância estatística (α) considerada foi de 0,05.

A escolha de um teste não paramétrico foi feita após a aplicação do teste de aderência de Kolmogorov-Smirnov para se avaliar a suposição de que os dados avaliados provinham de uma distribuição normal (Apêndice 4).

4 RESULTADOS

4.1 Reprocessamento dos sinais originais

A Tabela 3 apresenta características dos sinais utilizados na análise. Nela constam média, desvio-padrão, mínimo, máximo do número total de ciclos detectados pelo MECANICA, do número de ciclos processados após a seleção pelo critério de exclusão proposto neste trabalho, da FR e do V_T medidos para cada ajuste ventilatório empregado.

Tabela 3 – Tabela dos valores médios do número total de ciclos, do número de ciclos processados, da frequência respiratória e do volume corrente medidos para cada ajuste ventilatório.

Ajuste Ventilatório			Parâmetros Medidos				
Modo Ventilatório	V_T^* (ml/kg)	PEEP (cmH ₂ O)	Nº. Total de Ciclos Média mín-máx (dp)	Nº. de Ciclos Processados Média mín-máx (dp)	FR (irpm) Média mín-máx (dp)	V_T medido (ml/kg) Média mín-máx (dp)	
VCV	8	0	32 23 – 48 (7)	30 21-45 (6)	10,64 8,8-12,7 (1,2)	8,96 6,1-11,7 (1,4)	
		5	33 27 – 44 (5)	30 25-42 (5)	10,44 8,1-13,1 (1,4)	9,03 6,2-11,7 (1,4)	
		10	31 18 – 55 (8)	29 16-53 (8)	10,06 8,1-13,2 (1,3)	9,08 6,5-11,7 (1,3)	
	PCV	10	0	33 24 – 44 (6)	31 21-40 (6)	10,58 8,6-13,9 (1,6)	8,84 6,7-10,8 (1,1)
			5	32 20 – 51 (7)	30 18-47 (7)	10,58 8,9-13,2 (1,2)	9,00 6,4-12,3 (1,5)
			10	30 11 – 44 (9)	28 9-41 (9)	10,33 8,1-13,1 (1,4)	9,02 6,7-11,9 (1,3)
VCV		10	0	25 16 – 33 (5)	23 14-31 (5)	8,95 7,6-12,2 (1,5)	11,05 7,9-14,4 (1,5)
			5	27 20 – 36 (4)	25 18-34 (4)	8,40 6,9-12,2 (1,2)	11,12 7,8-14,6 (1,7)
			10	28 21 – 41 (6)	26 19-39 (6)	8,14 6,9-10,0 (0,9)	11,15 8,1-14,4 (1,6)
	PCV	10	0	29 20 – 38 (6)	27 18-36 (5)	8,90 7,6-11,9 (1,2)	10,98 7,7-14,0 (1,6)
			5	28 20 – 41 (6)	26 18-39 (6)	8,34 6,8-10,1 (1,0)	11,15 7,9-14,3 (1,6)
			10	31 22 – 65 (10)	29 20-63 (10)	8,18 6,8-10,0 (1,0)	11,24 8,2-16,0 (1,8)

* V_T corresponde ao V_T desejado para todos os ciclos dos pacientes que compõem a base de dados.

A exclusão dos ciclos foi suficiente para se retirar os ciclos com $\%E_2$ outlier que apresentavam ruídos ou qualquer prejuízo em virtude da manipulação do paciente, não se limitando apenas à exclusão do primeiro e último ciclos adquiridos. A FR foi de, aproximadamente, 8 e 10 irpm para o V_T de 10 e 8 ml/kg, respectivamente, em ambos os modos ventilatórios.

Os parâmetros estimados dos dados originais são apresentados nas Tabelas 4, 5 e 6, pela média da mediana dos ciclos de cada paciente e a distribuição do $\%E_2$ dos ciclos apresentada no Apêndice 5.

Tabela 4 - Média da mediana dos parâmetros da mecânica ventilatória dos sinais com PEEP ajustada para 0 cmH₂O

Modo Ventilatório	V_T	Modelos	Parâmetros da Mecânica Ventilatória							
			K_I	K_2	E_1	E_2	I_{SR}	PEEP	r^2	s^2
PCV	8	M1	10,90 ^		27,70 ^+	-7,22 ⁺		2,62	0,9953	0,154
		M2	6,25 ⁺	11,13 ⁺	26,60 ^	-3,27		2,54	0,9970	0,095
		M3	6,28 ⁺	11,06 ⁺	26,62 ^	-3,41	-0,0008 ⁺	2,54	0,9970	0,094
		M1(2007)	11,03		27,98	-7,44		2,58	0,9948	0,169
		M2(2007)	6,45	11,03	26,83	-3,32		2,50	0,9965	0,109
	10	M1	11,46 ^ +		24,19 ^+	-5,17 ⁺		2,67	0,9954	0,180
		M2	7,09 ⁺	10,27 ^	23,20 ^	-2,31		2,58	0,9968	0,126
		M3	7,16 ⁺	10,03 ^	23,25 ^	-2,44	-0,0106 ⁺	2,59	0,9968	0,124
		M1(2007)	11,57		24,45	-5,39		2,63	0,9950	0,192
		M2(2007)	7,18	10,27	23,38	-2,42		2,55	0,9965	0,138
VCV	8	M1	10,36 ^		25,85 ^+	-3,79 ⁺		2,69	0,9959	0,131
		M2	7,13 ⁺	8,21 ⁺	26,30 ^	-3,42		2,62	0,9974	0,081
		M3	7,28 ⁺	7,81 ⁺	26,47 ^	-3,86	-0,0333 ^+	2,62	0,9975	0,079
	10	M1(2007)	10,43		25,87	-3,80		2,67	0,9955	0,140
		M2(2007)	7,29	8,00	26,37	-3,45		2,60	0,9970	0,091
		M1	10,91 ^ +		22,55 ^+	-2,97 ⁺		2,74	0,9955	0,152
10	M2	7,64 ⁺	8,05 ^	22,86 ^	-2,47		2,66	0,9969	0,107	
	M3	7,82 ⁺	7,61 ^	23,00 ^	-2,86	-0,0414 ^{^+}	2,67	0,9970	0,104	
	M1(2007)	11,00		22,64	-2,99		2,72	0,9951	0,164	
	M2(2007)	7,83	7,98	22,87	-2,31		2,65	0,9965	0,121	

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFV_{ISR}, conforme equação 19. M1 (2007) e M2 (2007) correspondem, respectivamente, aos MDV e MDFV e indicam os resultados descritos por Pacheco (2007).

V_T é medido em ml/kg, K_I em cmH₂O s L⁻¹, K_2 em cmH₂O s² L⁻², E_1 em cmH₂O L⁻¹, E_2 em cmH₂O L⁻², I_{SR} em cmH₂O s² L⁻¹, PEEP em cmH₂O, r^2 é o coeficiente de determinação dos modelos e s^2 é a variância dos resíduos.

⁺ indicam as alterações nos valores dos parâmetros estimados que são significativas para um α de 0,05, quando se modificam o modo ventilatório.

[^] indicam as alterações nos valores dos parâmetros estimados que são significativas para um α 0,05, quando se modificam o V_T .

Tabela 5 - Média da mediana dos parâmetros da mecânica ventilatória dos sinais com PEEP ajustada para 5 cmH₂O

Modo Ventilatório	V _T	Modelos	Parâmetros da Mecânica Ventilatória							
			K ₁	K ₂	E ₁	E ₂	I _{SR}	PEEP	r ²	s ²
PCV	8	M1	10,31 ^{^+}		24,36 ^{^+}	-2,96 ⁺		5,15	0,9956	0,138
		M2	4,97 ⁺	13,36 ⁺	23,42 [^]	0,76		5,02	0,9978	0,069
		M3	4,85 ⁺	13,69 ⁺	23,35 [^]	0,99	0,0150 ^{^+}	5,02	0,9978	0,069
		M1(2007)	10,17		24,47	-2,73		5,14	0,9953	0,144
		M2(2007)	5,04	13,04	23,53	1,01		5,02	0,9974	0,079
	10	M1	11,22 ^{^+}		22,33 ^{^+}	-2,20 ⁺		4,96	0,9959	0,156
		M2	6,04 ⁺	12,44 ⁺	21,55 [^]	0,37		4,84	0,9977	0,089
		M3	6,05 ⁺	12,44 ⁺	21,57 [^]	0,35	-0,0033 ^{^+}	4,84	0,9977	0,088
		M1(2007)	11,32		22,47	-2,20		4,92	0,9954	0,177
		M2(2007)	6,15	12,45	21,71	0,34		4,80	0,9972	0,108
VCV	8	M1	9,89 ^{^+}		22,66 ^{^+}	0,54 ⁺		5,21	0,9956	0,121
		M2	5,99 ⁺	10,75 ⁺	23,45 [^]	0,44		5,10	0,9972	0,074
		M3	6,03 ⁺	10,70 ⁺	23,47 [^]	0,29	-0,0120 ^{^+}	5,10	0,9972	0,074
		M1(2007)	9,93		22,73	0,36		5,20	0,9951	0,133
		M2(2007)	6,09	10,69	23,45	0,24		5,10	0,9968	0,085
	10	M1	10,81 ^{^+}		21,40 ^{^+}	0,02 ⁺		5,24	0,9958	0,151
		M2	7,16 ⁺	9,79 ⁺	22,06 [^]	-0,04		5,14	0,9973	0,101
		M3	7,26 ⁺	9,57 ⁺	22,14 [^]	-0,24	-0,0300 ^{^+}	5,15	0,9974	0,098
		M1(2007)	10,86		21,47	0,01		5,21	0,9955	0,164
		M2(2007)	7,29	9,43	22,10	-0,07		5,13	0,9970	0,113

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFVI_{SR}, conforme equação 19. M1 (2007) e M2 (2007) correspondem, respectivamente, aos MDV e MDFV e indicam os resultados descritos por Pacheco (2007).

V_T é medido em ml/kg, K₁ em cmH₂O·s·L⁻¹, K₂ em cmH₂O·s²·L⁻², E₁ em cmH₂O·L⁻¹, E₂ em cmH₂O·L⁻², I_{SR} em cmH₂O·s²·L⁻¹, PEEP em cmH₂O, r² é o coeficiente de determinação dos modelos e s² é a variância dos resíduos.

⁺ indicam as alterações nos valores dos parâmetros estimados que são significativas para um α de 0,05, quando se modificam o modo ventilatório.

[^] indicam as alterações nos valores dos parâmetros estimados que são significativas para um α de 0,05, quando se modificam o V_T.

Tabela 6 - Média da mediana dos parâmetros da mecânica ventilatória dos sinais com PEEP ajustada para 10 cmH₂O

Modo Ventilatório	V _T	Modelos	Parâmetros da Mecânica Ventilatória							
			K _I	K ₂	E _I	E ₂	I _{SR}	PEEP	r ²	s ²
PCV	8	M1	9,98		20,62 ^{^+}	0,99 ^{^+}		9,78	0,9950	0,128
		M2	4,41	14,55 ⁺	19,36 [^]	5,20		9,63	0,9974	0,064
		M3	4,25	14,87 ⁺	19,30 [^]	5,42	0,0178 ⁺	9,62	0,9974	0,064
		M1(2007)	10,34		21,64	0,15		9,73	0,9946	0,141
		M2(2007)	4,84	14,30	20,42	4,16		9,59	0,9969	0,075
	10	M1	10,91		19,05 ^{^+}	2,80 ^{^+}		9,91	0,9951	0,194
		M2	4,48	15,46 ⁺	18,12 [^]	5,59		9,75	0,9976	0,091
		M3	4,40	15,57 ⁺	18,10 ^{^+}	5,64	0,0086 ^{^+}	9,75	0,9976	0,090
		M1(2007)	10,81		19,11	2,95		9,84	0,9947	0,210
		M2(2007)	4,54	15,09	18,08	5,97		9,70	0,9971	0,107
VCV	8	M1	9,77		19,16 ⁺	5,07 ⁺		10,33	0,9954	0,117
		M2	5,19	13,35 ⁺	19,88	4,94		10,19	0,9974	0,064
		M3	5,19	13,35 ⁺	19,87	4,93	0,0015 ^{^+}	10,19	0,9974	0,064
		M1(2007)	9,82		19,27	4,97		10,30	0,9949	0,131
		M2(2007)	5,38	13,15	19,96	4,90		10,17	0,9968	0,081
	10	M1	10,37		18,11 ⁺	4,69 ⁺		10,18	0,9950	0,167
		M2	5,29	13,93 ⁺	19,01	4,47		10,04	0,9974	0,084
		M3	5,33	13,79 ⁺	19,03 ⁺	4,43	-0,0126 ^{^+}	10,04	0,9974	0,083
		M1(2007)	10,43		18,09	4,79		10,16	0,9946	0,181
		M2(2007)	5,42	13,68	18,96	4,61		10,02	0,9970	0,098

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFVI_{SR}, conforme equação 19. M1 (2007) e M2 (2007) correspondem, respectivamente, aos MDV e MDFV e indicam os resultados descritos por Pacheco (2007).

V_T é medido em ml/kg, K_I em cmH₂O·s·L⁻¹, K₂ em cmH₂O·s²·L⁻², E_I em cmH₂O·L⁻¹, E₂ em cmH₂O·L⁻², I_{SR} em cmH₂O·s²·L⁻¹, PEEP em cmH₂O, r² é o coeficiente de determinação dos modelos e s² é a variância dos resíduos.

⁺ indicam as alterações nos valores dos parâmetros estimados que são significativas para um α de 0,05, quando se modificam o modo ventilatório.

[^] indicam as alterações nos valores dos parâmetros estimados que são significativas para um α de 0,05, quando se modificam o V_T.

Os parâmetros apresentados nestas tabelas mostram que o componente linear da vazão (K_I) sofreu alterações pequenas quando se alterou o modo ventilatório empregado. Os valores estimados para este parâmetro ficaram entre 9 e 11 cmH₂O·s·L⁻¹, para todos os ajustes ventilatórios empregados, em todas as PEEP ajustadas. Para as estimativas dadas com os modelos com a parcela resistiva não-linear K₂ o valor de K_I variou entre 4 cmH₂O·s·L⁻¹ e 7 cmH₂O·s·L⁻¹. Em todos os ajustes de PEEP, os valores de K_I são maiores em modo PCV do que em VCV.

Os valores estimados de K₂ foram cerca de 11, 13 e 14 cmH₂O·s²·L⁻², para cada ajuste crescente de PEEP no modo PCV e aproximadamente 8, 10 e 13 cmH₂O·s²·L⁻², nas mesmas condições de PEEP em modo VCV. Como pode ser visto nas tabelas, este

parâmetro também sofreu pequenas alterações em relação às estimativas do trabalho original (PACHECO, 2007). Os valores estimados de K_2 foram maiores em modo PCV do que em modo VCV, exceto no ajuste de PEEP de 10 cmH₂O, para o qual as alterações foram pequenas. O K_2 estimado foi maior com V_T de 8 ml/kg do que com V_T de 10 ml/kg. Cabe ressaltar que todas estas diferenças foram de pequena monta.

O componente linear da elastância (E_1) estimado pelo processamento proposto manteve-se bastante próximo aos valores estimados com o processamento feito por Pacheco (2007), em todos os ajustes ventilatórios e PEEP.

O componente não-linear da elastância (E_2) apresentou comportamento semelhante aos outros parâmetros quando comparados resultados deste trabalho aos descritos no trabalho original. Este termo também mostrou pequenas variações nas estimativas dadas pelos modelos para todos os ajustes de PEEP, V_T e modo ventilatório. Pode-se observar também que, para a PEEP de 0 cmH₂O, a média da mediana dos valores estimados de E_2 sempre foram negativos, para PEEP de 5 cmH₂O os valores estimados foram próximos de zero e para PEEP de 10 cmH₂O os valores estimados sempre foram positivos, apesar da mediana individual não ter seguido a mesma direção em todos os casos.

O comportamento da I_{SR} foi particularmente inesperado, pois suas estimativas foram negativas em quase todos os ajustes ventilatórios empregados, enquanto os valores esperados eram 0,076 cmH₂O·L⁻¹·s² para o TOT de diâmetro 8 mm e 0,097 cmH₂O·L⁻¹·s² para o TOT de diâmetro 7 mm (SULLIVAN *et al.*, 1976). Os valores de I_{SR} foram maiores em modo PCV que em modo VCV, independentemente dos ajustes de PEEP e V_T . Os valores da I_{SR} foram maiores com o V_T de 8 ml/kg que com V_T de 10 ml/kg, para todos os ajustes ventilatórios, exceto, no modo PCV e PEEP de 0 cmH₂O.

4.1.1 Avaliação dos resultados do % E_2

A Tabela 7 apresenta os valores do % E_2 obtidos com o novo processamento proposto neste trabalho. Observa-se que as estimativas do % E_2 tiveram diferenças, mas estas não foram importantes, quando comparadas às estimativas obtidas no trabalho original. Estas diferenças foram mais evidentes na PEEP de 0 cmH₂O. Já nos outros

ajustes de PEEP as estimativas do índice foram próximas das do trabalho original, tanto no modelo sem K_2 quanto no modelo com K_2 .

Na PEEP de 0 cmH₂O, no modo PCV, houve diferenças de 6 pontos percentuais (p.p.) na estimativa do % E_2 com o modelo M1, tanto no V_T de 8 ml/kg quanto no V_T de 10 ml/kg, e diferenças de 3 e 2 p.p. com M2, para os respectivos ajustes de V_T . Em modo VCV, as diferenças foram de 3 p.p. com o M1 e 2 p.p. com o M2, em ambos os ajustes de V_T . Também foi observado que as novas estimativas do índice sempre foram mais positivas do que no trabalho original. Além disso, os valores do índice se mostraram maiores em PCV que em VCV e o M1 apresentou estimativas do índice maiores do que as estimativas com o M2.

Tabela 7 – Comparação entre as estimativas do índice % E_2 obtidas no trabalho original e no reprocessamento.

Modos Ventilatórios	V_T (ml/kg)	Modelos	% E_2 Estimado					
			PEEP 0		PEEP 5		PEEP 10	
			Pacheco (2007)	Original	Pacheco (2007)	Original	Pacheco (2007)	Original
PCV	8	M1	-19,84	-13,19	-8,86	-6,92	0,47	1,35
		M2	-9,51	-6,58	0,96	1,02	11,41	12,49
		M3	-	-6,83	-	1,55	-	13,05
	10	M1	-19,62	-13,30	-8,28	-6,91	8,72	8,44
		M2	-8,52	-6,11	0,74	1,15	18,32	17,75
		M3	-	-6,44	-	1,08	-	17,93
VCV	8	M1	-10,38	-7,91	-1,12	-0,03	13,01	13,49
		M2	-9,35	-7,07	-1,18	-0,19	12,87	13,08
		M3	-	-7,91	-	-0,44	-	13,12
	10	M1	-10,89	-7,86	-0,26	0,12	16,10	15,76
		M2	-8,83	-6,36	-0,34	0,08	15,34	15,03
		M3	-	-7,32	-	-0,45	-	14,89

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFV_{SR}, conforme equação 19.

A evolução do % E_2 com aumento da PEEP estimado pelos M1, M2 e M3, em cada situação de modo ventilatório e V_T ajustado é apresentada na Figura 13. Os resultados apontaram uma relação próxima entre o % E_2 e a PEEP estimada. O teste de correlação de Pearson mostrou valores significativos para todos os modelos e ajustes ventilatórios com um valor-p de 0,05. A menor correlação foi de 0,65 para o modo VCV, ajuste de V_T de 8 ml/kg e % E_2 estimado com o M1 e a maior correlação foi de 0,84 para o modo VCV, V_T de 10 ml/kg e % E_2 também estimado com o M1.

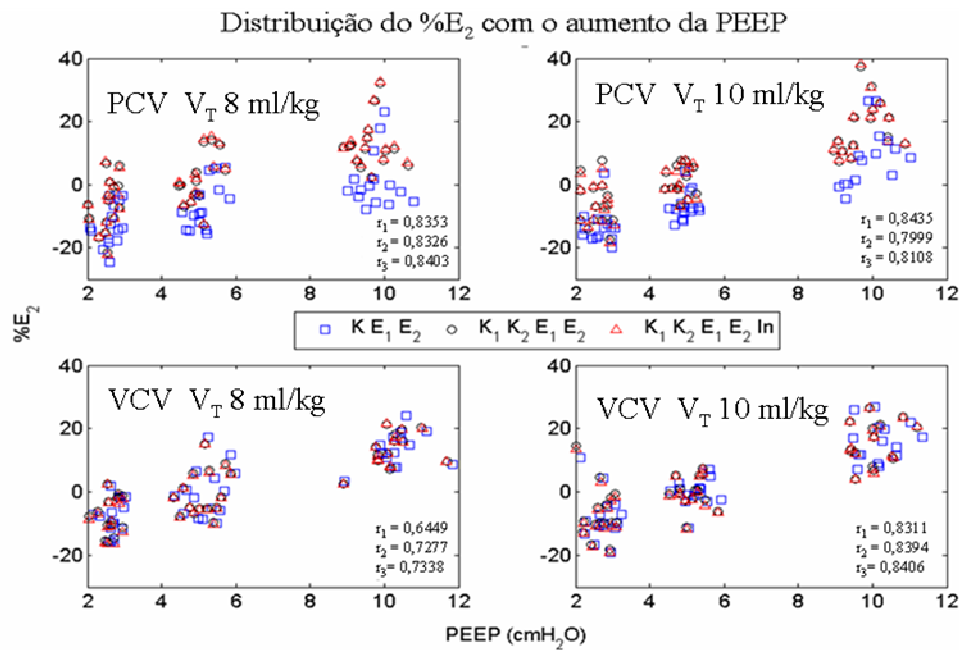


Figura 13 - %E₂ estimado pelo M1 (□), pelo M2 (△) e pelo M3 (○) com valores de PEEP 0, 5 e 10 cmH₂O. No canto superior esquerdo aparecem as representações dos ajustes ventilatórios empregados, contendo modo ventilatório e V_T. No canto inferior direito, aparecem os valores de r₁, r₂, r₃, que correspondem a correlação de Pearson encontrada entre o %E₂ e a PEEP estimada pelos modelos M1, M2 e M3, respectivamente.

A Figura 14 mostra a média da mediana do %E₂ para cada ajuste ventilatório versus a PEEP nominal. O índice de distensão pulmonar não se modifica de forma significativa quando se comparam as estimativas com o M2 e o M3, exceto nos casos indicados na figura. Para o %E₂ estimado com o M1, houve diferenças significativas quando comparadas as estimativas do índice com o M2 e M3, exceto na PEEP de 10 cmH₂O, modo VCV e V_T de 8 e 10 ml/kg e PEEP 0 cmH₂O e V_T de 8 ml/kg.

Os valores de %E₂ estimados com o M1 e com o M2 tiveram pouca diferença entre si em modo VCV. Em modo PCV, estas diferenças foram de cerca de 7, 8 e 10 p.p. para PEEP de 0, 5 e 10 cmH₂O, respectivamente, em ambos os ajustes de V_T. A inclusão da I_{SR} nos modelos não produziu diferenças significativas, pois estas não chegam a 1 p.p.

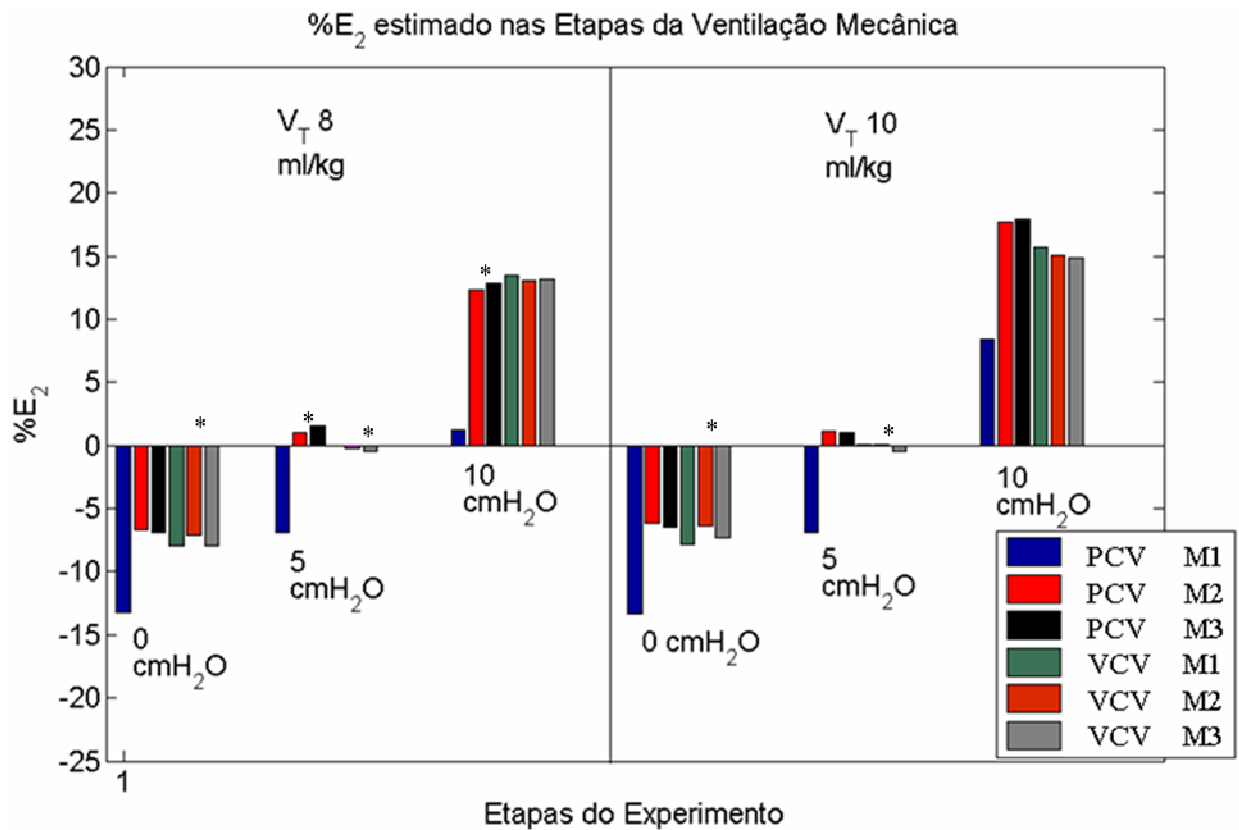


Figura 14 - %E₂ estimado ao longo das etapas do processamento.
 * indicam os ajustes em que houve diferença significativa entre o %E₂ estimado com M2 e M3.

4.2 - Processamento dos sinais com atrasos nos canais de vazão e pressão

Os valores do %E₂ encontrados no processamento com atrasos de 5, 10 e 20 ms podem ser visualizados nas Tabelas 8, 9 e 10. Os resultados dos parâmetros da mecânica respiratória encontram-se no Apêndice 6 e a evolução do comportamento do %E₂ estimado com o aumento da PEEP são apresentados no Apêndice 7.

Tabela 8 - % E_2 estimado para os atrasos no canal de pressão e vazão com parâmetros ventilatórios ajustados a uma PEEP de 0 cmH₂O.

Modo Ventilatório	V_T (ml/kg)	Modelos	% E_2 estimado							
			Pacheco (2007)	Original	Pressão 5 (ms)	Pressão 10 (ms)	Pressão 20 (ms)	Vazão 5 (ms)	Vazão 10 (ms)	Vazão 20 (ms)
PCV	8	M1	-19,84	-13,19	-12,30**	-11,39**	-9,55**	-14,05**	-14,89**	-16,49**
		M2	-9,51	-6,58	-4,83**	-3,05**	0,51**	-8,30**	-9,97**	-13,18**
		M3	-	-6,83	-5,45**	-3,97**	-0,87**	-7,94**	-9,18**	-11,93**
	10	M1	-19,62	-13,30	-12,58**	-11,86**	-10,39**	-14,00**	-14,69**	-16,05**
		M2	-8,52	-6,11	-4,49**	-2,81**	0,54**	-7,68**	-9,21**	-12,12**
		M3	-	-6,44	-5,14**	-3,77**	-0,87**	-7,51**	-8,65**	-11,22**
VCV	8	M1	-10,38	-7,91	-6,54**	-5,15**	-2,31**	-9,23**	-10,52**	-12,94**
		M2	-9,35	-7,07	-5,63**	-4,17**	-1,28**	-8,47**	-9,82**	-12,41**
		M3	-	-7,91	-6,78**	-5,66**	-3,53**	-8,76**	-9,74**	-11,88**
	10	M1	-10,89	-7,86	-6,68**	-5,48**	-2,99**	-9,01**	-10,14**	-12,32**
		M2	-8,83	-6,36	-5,06**	-3,75**	-1,13**	-7,62**	-8,86**	-11,24**
		M3	-	-7,32	-6,30**	-5,27**	-3,32**	-8,18**	-9,09**	-11,07**

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFVI_{SR}, conforme equação 19.

** Indicam as situações em que o efeito dos atrasos em relação aos dados originais produziu diferenças significativas para um α de 0,05 para o teste de Wilcoxon.

Tabela 9 - %E₂ estimado para os atrasos no canal de pressão e vazão com parâmetros ventilatórios ajustados a uma PEEP de 5 cmH₂O.

Modo Ventilatório	V _T (ml/kg)	Modelos	% E ₂ estimado							
			Pacheco (2007)	Original	Pressão 5 (ms)	Pressão 10 (ms)	Pressão 20 (ms)	Vazão 5 (ms)	Vazão 10 (ms)	Vazão 20 (ms)
PCV	8	M1	-8,86	-6,92	-6,12**	-5,31**	-3,66**	-7,72**	-8,52**	-10,13**
		M2	0,96	1,02	2,57**	4,15**	7,19**	-0,53**	-2,08**	-5,10**
		M3	-	1,55	2,90**	4,24**	6,70**	0,50**	-0,77**	-3,54**
	10	M1	-8,28	-6,91	-6,21**	-5,44**	-4,02**	-7,60**	-8,28**	-9,62**
		M2	0,74	1,15	2,44**	3,75**	6,22**	-0,19**	-1,52**	-4,16**
		M3	-	1,08	2,19**	3,31**	5,26**	0,17**	-0,89**	-3,29**
VCV	8	M1	-1,12	-0,03	1,11**	2,23**	4,47**	-1,17**	-2,32**	-4,65**
		M2	-1,18	-0,19	0,95**	2,09**	4,32**	-1,33**	-2,48**	-4,77**
		M3	-	-0,44	0,52**	1,47**	3,09**	-1,20**	-2,12**	-4,11**
	10	M1	-0,26	0,12	1,27**	2,41**	4,63**	-1,03**	-2,16**	-4,38**
		M2	-0,34	0,08	1,19**	2,29**	4,41**	-1,03**	-2,13**	-4,31**
		M3	-	-0,45	0,50**	1,39**	3,07**	-1,25**	-2,11**	-4,04**

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFVI_{SR}, conforme equação 19.

** Indicam as situações em que o efeito dos atrasos em relação aos dados originais produziu diferenças significativas para um α de 0,05 para o teste de Wilcoxon.

Tabela 10 – % E_2 estimado para os atrasos no canal de pressão e vazão com parâmetros ventilatórios ajustados a uma PEEP de 10 cmH₂O.

Modo Ventilatório	V_T (ml/kg)	Modelos	% E_2 estimado							
			Pacheco (2007)	Original	Pressão 5 (ms)	Pressão 10 (ms)	Pressão 20 (ms)	Vazão 5 (ms)	Vazão 10 (ms)	Vazão 20 (ms)
PCV	8	M1	0,47	1,35	2,25**	3,12**	4,91**	0,46**	-0,43**	-2,21**
		M2	11,41	12,49	14,02**	15,48**	18,30**	10,92**	9,27**	5,83**
		M3	-	13,05	14,39**	15,69**	18,12**	11,98**	10,61**	7,45**
	10	M1	8,72	8,44	9,22**	9,98**	11,47**	7,64**	6,84**	5,23**
		M2	18,32	17,75	18,89**	19,99**	22,10**	16,58**	15,38**	12,88**
		M3	-	17,93	18,93**	19,88**	21,59**	17,06**	16,12**	13,89**
VCV	8	M1	13,01	13,49	14,54**	15,56**	17,53**	12,39**	11,29**	9,02**
		M2	12,87	13,08	14,11**	15,11**	17,03**	12,03**	10,98**	8,77**
		M3	-	13,12	14,02**	14,87**	16,40**	12,40**	11,56**	9,57**
	10	M1	16,10	15,76	16,75**	17,73**	19,61**	14,74**	13,70**	11,55**
		M2	15,34	15,03	15,98**	16,91**	18,71**	14,06**	13,06**	11,05**
		M3	-	14,89	15,71**	16,49**	17,92**	14,18**	13,37**	11,58**

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFV_{SR}, conforme equação 19.

** Indicam as situações em que o efeito dos atrasos em relação aos dados originais produziu diferenças significativas para um α de 0,05 para o teste de Wilcoxon.

O % E_2 estimado em todos os atrasos mostraram diferenças significativas em relação ao estimado nos dados originais. Tais diferenças ocorrem tanto com atrasos no canal de vazão quanto no canal de pressão e são de até 5 p.p.

Observa-se que, para qualquer ajuste ventilatório, o atraso no canal de pressão gera uma estimativa do % E_2 em direção a hiperdistensão e no canal de vazão a tendência é em direção ao recrutamento cíclico.

Os atrasos de 5 ms, em ambos os canais, geraram estimativas muito próximas daquelas obtidas dos dados originais em todos os modelos de estimativa e para todos os ajustes ventilatórios.

Para os três ajustes de PEEP, os casos com maior alteração na estimativa do índice são aqueles com atrasos de 20 ms, em ambos os canais. Estas alterações não são maiores que 6 p.p.

As estimativas do $\% E_2$ com o M1 e com o M2 neste processamento tiveram um comportamento semelhante ao encontrado nos dados originais.

Comparando as estimativas do índice obtidas com o M3 às obtidas com M1 e M2, observa-se que a inclusão do I_{SR} no modelo de estimativa tende a melhorar as estimativas do $\%E_2$ distorcidas pelos atrasos. As diferenças encontradas em relação ao $\%E_2$ estimado nos dados originais são menores para este modelo do que com os outros modelos.

4.3 Processamento dos sinais com a filtragem digital

4.3.1 Filtros com FC idênticas nos canais de aquisição

A aplicação de diferentes filtros digitais com FC idênticas gerou resultados semelhantes aos valores do $\%E_2$ estimados com os dados originais. As Tabelas 11, 12 e 13 apresentam os valores médios da mediana do $\%E_2$ obtidos com o processamento de filtragem digital com FC idênticas. A evolução do comportamento do $\%E_2$ estimado com o aumento da PEEP são apresentados no Apêndice 7.

Tabela 11 - Estimativa do %E₂ para os filtros com FC idênticas no canal de pressão e vazão com parâmetros ventilatórios ajustados a uma PEEP de 0 cmH₂O

Modo Ventilatório	V _T (ml/kg)	Modelos	% E ₂ estimado							
			Pacheco (2007)	Original	10_0	10_1	10_2	20_0	20_1	20_2
PCV	8	M1	-19,84	-13,19	-13,14	-13,19	-13,18	-13,17	-13,17	-13,17
		M2	-9,51	-6,58	-6,55	-6,27**	-6,52	-6,35**	-6,27**	-6,35**
		M3	-	-6,83	-6,52	-5,92**	-6,54	-6,03**	-5,89**	-6,05**
	10	M1	-19,62	-13,30	-13,32	-13,30	-13,34	-13,32	-13,32	-13,32
		M2	-8,52	-6,11	-5,92**	-5,65**	-5,85**	-5,79**	-5,69**	-5,76**
		M3	-	-6,44	-6,24	-5,64	-6,17	-5,73	-5,54	-5,67
VCV	8	M1	-10,38	-7,91	-7,99**	-7,91	-7,97**	-7,90	-7,91	-7,91
		M2	-9,35	-7,07	-7,07	-7,05	-7,10	-7,03**	-7,01**	-7,03**
		M3	-	-7,91	-9,50**	-9,36**	-9,63**	-8,75**	-8,71**	-8,77**
	10	M1	-10,89	-7,86	-7,92	-7,86	-7,91	-7,89	-7,90	-7,93
		M2	-8,83	-6,36	-6,36	-6,30**	-6,37	-6,33	-6,32	-6,34
		M3	-	-7,32	-9,25**	-9,20	-9,39**	-8,48**	-8,45**	-8,51**

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFVI_{SR}, conforme equação 19.

A nomenclatura _0 da tabela indica o filtro tipo 0 que é um filtro Butterworth de 4ª ordem e fase nula, construído com função *filtfilt* no programa Matlab, a nomenclatura _1 indica o filtro tipo 1 que também é um filtro Butterworth de 4ª ordem, mas de fase não-nula, que foi aplicado duas vezes utilizando a função *filter* no programa Matlab e a nomenclatura _2 indica o filtro tipo 2, Butterworth de 2ª ordem e fase não-nula, aplicados duas vezes utilizando a função *filter* do referido programa. A nomenclatura 10_ e 20_ corresponde a FC de 10 Hz e 20 Hz.

** Indicam as situações em que o efeito dos filtros em relação aos dados originais produziram diferenças significativas para um α de 0,05 para o teste de Wilcoxon.

Tabela 12 - Estimativa do %E₂ para os filtros com FC idênticas no canal de pressão e vazão com parâmetros ventilatórios ajustados a uma PEEP de 5 cmH₂O

Modo Ventilatório	V _T (ml/kg)	Modelos	% E ₂ estimado							
			Pacheco (2007)	Original	10_0	10_1	10_2	20_0	20_1	20_2
PCV	8	M1	-8,86	-6,92	-6,93	-6,91	-6,91	-6,88	-6,87	-6,85
		M2	0,96	1,02	1,26**	1,35**	1,23**	1,24**	1,28**	1,25**
		M3	-	1,55	3,91**	4,05**	3,89**	3,31**	3,36**	3,28**
	10	M1	-8,28	-6,91	-7,13**	-6,95	-7,12**	-7,12**	-7,01	-7,12**
		M2	0,74	1,15	1,26	1,46**	1,24	1,29	1,35**	1,30
		M3	-	1,08	1,92	2,05	1,88	1,79	1,80**	1,74
VCV	8	M1	-1,12	-0,03	-0,12**	-0,03	-0,06**	-0,10	-0,08	-0,06
		M2	-1,18	-0,19	-0,26	-0,18	-0,23	-0,23	-0,22	-0,22
		M3	-	-0,44	-1,14**	-1,07**	-1,18**	-0,69	-0,68	-0,72
	10	M1	-0,26	0,12	0,06	0,14	0,07	0,13	0,16	0,16
		M2	-0,34	0,08	0,07	0,11	0,07	0,13	0,12	0,13**
		M3	-	-0,45	-1,80**	-1,73**	-1,92**	-1,14	-1,11**	-1,16**

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFV_{ISR}, conforme equação 19.

A nomenclatura _0 da tabela indica o filtro tipo 0 que é um filtro Butterworth de 4ª ordem e fase nula, construído com função *filtfilt* no programa Matlab, a nomenclatura _1 indica o filtro tipo 1 que também é um filtro Butterworth de 4ª ordem, mas de fase não-nula, que foi aplicado duas vezes utilizando a função *filter* no programa Matlab e a nomenclatura _2 indica o filtro tipo 2, Butterworth de 2ª ordem e fase não-nula, aplicados duas vezes utilizando a função *filter* do referido programa. A nomenclatura 10_ e 20_ corresponde a FC de 10 Hz e 20 Hz.

** Indicam as situações em que o efeito dos filtros em relação aos dados originais produziram diferenças significativas para um α de 0,05 para o teste de Wilcoxon.

Tabela 13 - Estimativa do $\%E_2$ para os filtros com FC idênticas no canal de pressão e vazão com parâmetros ventilatórios ajustados a uma PEEP de 10 cmH₂O

Modo Ventilatório	V _T (ml/kg)	Modelos	% E ₂ estimado							
			Pacheco (2007)	Original	10_0	10_1	10_2	20_0	20_1	20_2
PCV	8	M1	0,47	1,35	1,56	1,38	1,54	1,55	1,30	1,27
		M2	11,41	12,49	12,96**	12,95**	12,95**	12,85**	12,91**	12,86**
		M3	-	13,05	16,17**	16,45**	16,22**	15,22**	15,36**	15,27**
	10	M1	8,72	8,44	8,22**	8,47	8,23**	8,39	8,35	8,34
		M2	18,32	17,75	17,93**	18,10**	17,88	17,98**	18,01**	17,99**
		M3	-	17,93	18,99**	19,15**	18,95**	18,91**	18,96**	18,89**
VCV	8	M1	13,01	13,49	13,49	13,47	13,49	13,50	13,48	13,48
		M2	12,87	13,08	13,11	13,09	13,10	13,09	13,09	13,09
		M3	-	13,12	13,37**	13,38**	13,33	13,40**	13,41**	13,38**
	10	M1	16,10	15,76	15,93	15,78	15,94	15,81	15,82	15,83
		M2	15,34	15,03	14,97	15,08	14,97	14,97	14,97	15,00
		M3	-	14,89	14,47	14,63	14,40	14,73	14,78	14,75

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFV_{SR}, conforme equação 19.

A nomenclatura _0 da tabela indica o filtro tipo 0 que é um filtro Butterworth de 4ª ordem e fase nula, construído com função *filtfilt* no programa Matlab, a nomenclatura _1 indica o filtro tipo 1 que também é um filtro Butterworth de 4ª ordem, mas de fase não-nula, que foi aplicado duas vezes utilizando a função *filter* no programa Matlab e a nomenclatura _2 indica o filtro tipo 2, Butterworth de 2ª ordem e fase não-nula, aplicados duas vezes utilizando a função *filter* do referido programa. A nomenclatura 10_ e 20_ corresponde a FC de 10 Hz e 20 Hz.

** Indicam as situações em que o efeito dos filtros em relação aos dados originais produziram diferenças significativas para um α de 0,05 para o teste de Wilcoxon.

Não foram encontradas diferenças significativas entre o $\%E_2$ estimado com este processamento e o estimado com os sinais originais tanto para a FC de 10 Hz quanto para a FC de 20 Hz, as diferenças encontradas não chegam a 2 p.p.

Em relação ao $\%E_2$ estimado com os dados originais, o $\%E_2$ estimado com as filtragens acima se mostraram semelhantes para as estimativas com o M1 e o M2 em todos os ajustes. Para as estimativas com o M3, este comportamento não se repetiu para os ajustes em modo VCV, V_T de 8 e 10 ml/kg e PEEP 0 e 5 cmH₂O e modo PCV, V_T de 8 ml/kg e PEEP de 5 e 10 cmH₂O.

Não foi possível identificar um padrão em relação à direção das estimativas do $\%E_2$ (RC ou HD), devido às semelhanças, com diferenças menores que 2 p.p., na

maioria dos casos. Em relação ao tipo de filtro empregado, os filtros tipo 0 e tipo 2 produziram estimativas no índice de distensão praticamente idênticas às encontradas nos dados originais e o filtro tipo 1 foi o que produziu maior alteração na estimativa do índice. Entretanto, estas alterações não são clinicamente importantes.

4.3.2 Filtros com FC diferentes nos canais de aquisição

Os resultados da aplicação de diferentes filtros digitais com FC diferentes nos canais de vazão e pressão para o ajuste de PEEP de 0, 5 e 10 cmH₂O no %E₂ é descrito nas Tabelas 14, 15 e 16. A evolução do comportamento do %E₂ estimado com o aumento da PEEP são apresentados no Apêndice 9.

Tabela 14 - Estimativa do %E₂ para os filtros com FC diferentes no canal de pressão e vazão com parâmetros ventilatórios ajustados a uma PEEP de 0 cmH₂O

Modo Ventilatório	V _T (ml/kg)	Modelos	% E ₂ estimado							
			Pacheco (2007)	Original	10_0	10_1	10_2	20_0	20_1	20_2
PCV	8	M1	-19,84	-13,19	-19,74**	-13,19	-16,95**	-5,43**	-13,17	-9,00**
		M2	-9,51	-6,58	-19,42**	-6,28**	-14,18**	8,00**	-6,26**	1,95**
		M3	-	-6,83	-12,04**	-5,82**	-8,64**	0,35**	-5,90**	-2,53**
	10	M1	-19,62	-13,30	-18,96**	-13,30	-16,53**	-6,98**	-13,32	-9,97**
		M2	-8,52	-6,11	-17,97**	-5,67**	-12,95**	7,71**	-5,67**	2,05**
		M3	-	-6,44	-11,79**	-5,54	-8,46**	0,50**	-5,55	-2,12**
VCV	8	M1	-10,38	-7,91	-17,77**	-7,91	-13,66**	3,97**	-7,91**	-1,48**
		M2	-9,35	-7,07	-17,55**	-7,05	-13,16**	5,02**	-7,01**	-0,38**
		M3	-	-7,91	-13,33**	-9,34	-11,19**	-3,58**	-8,76	-6,13**
	10	M1	-10,89	-7,86	-16,77**	-7,86	-12,97**	2,57**	-7,89	-2,35**
		M2	-8,83	-6,36	-16,18**	-6,30	-11,96**	4,57**	-6,32	-0,38**
		M3	-	-7,32	-12,85**	-9,18**	-10,95**	-3,43**	-8,49**	-5,94**

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFV_{ISR}, conforme equação 19.

A nomenclatura _0 da tabela indica o filtro tipo 0 que é um filtro Butterworth de 4ª ordem e fase nula, construído com função *filtfilt* no programa Matlab, a nomenclatura _1 indica o filtro tipo 1 que também é um filtro Butterworth de 4ª ordem, mas de fase não-nula, que foi aplicado duas vezes utilizando a função *filter* no programa Matlab e a nomenclatura _2 indica o filtro tipo 2, Butterworth de 2ª ordem e fase não-nula, aplicados duas vezes utilizando a função *filter* do referido programa. A nomenclatura 10_ e 20_ corresponde a FC de 10 Hz e 20 Hz.

** Indicam as situações em que o efeito dos filtros em relação aos dados originais produziram diferenças significativas para um α de 0,05 para o teste de Wilcoxon.

Tabela 15 - Estimativa do % E_2 para os filtros com FC diferentes no canal de pressão e vazão com parâmetros ventilatórios ajustados a uma PEEP de 5 cmH₂O

Modo Ventilatório	V _T (ml/kg)	Modelos	% E ₂ estimado							
			Pacheco (2007)	Original	10_0	10_1	10_2	20_0	20_1	20_2
PCV	8	M1	-8,86	-6,92	-13,58**	-6,91	-10,61**	0,08**	-6,87	-3,09**
		M2	0,96	1,02	-11,30**	1,35**	-5,88**	13,45**	1,28**	8,35**
		M3	-	1,55	-0,24**	4,07**	2,22	9,42**	3,20**	6,65**
	10	M1	-8,28	-6,91	-12,63**	-6,95	-10,19**	-10,56**	-7,01	-3,88**
		M2	0,74	1,15	-9,64**	1,46**	-4,96**	11,28**	1,35**	7,08**
		M3	-	1,08	-1,73**	2,06	0,23	6,84**	1,73	4,58**
VCV	8	M1	-1,12	-0,03	-9,63**	-0,03	-5,31**	9,26**	-0,08	5,09**
		M2	-1,18	-0,19	-9,70**	-0,18	-5,44**	9,04**	-0,22	4,91**
		M3	-	-0,44	-5,59**	-1,04	-2,98**	4,11**	-0,78**	1,68**
	10	M1	-0,26	0,12	-9,05**	0,14	-5,06**	9,24**	0,16	5,28**
		M2	-0,34	0,08	-8,99**	0,11	-4,96**	8,86**	0,12**	5,04**
		M3	-	-0,45	-5,59**	-1,70**	-3,48**	3,54**	-1,20**	1,20**

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFV_{ISR}, conforme equação 19.

A nomenclatura _0 da tabela indica o filtro tipo 0 que é um filtro Butterworth de 4ª ordem e fase nula, construído com função *filtfilt* no programa Matlab, a nomenclatura _1 indica o filtro tipo 1 que também é um filtro Butterworth de 4ª ordem, mas de fase não-nula, que foi aplicado duas vezes utilizando a função *filter* no programa Matlab e a nomenclatura _2 indica o filtro tipo 2, Butterworth de 2ª ordem e fase não-nula, aplicados duas vezes utilizando a função *filter* do referido programa. A nomenclatura 10_ e 20_ corresponde a FC de 10 Hz e 20 Hz.

** Indicam as situações em que o efeito dos filtros em relação aos dados originais produziram diferenças significativas para um α de 0,05 para o teste de Wilcoxon.

Tabela 16 - Estimativa do %E₂ para os filtros com FC diferentes no canal de pressão e vazão com parâmetros ventilatórios ajustados a uma PEEP de 10 cmH₂O

Modo Ventilatório	V _T (ml/kg)	Modelos	% E ₂ estimado							
			Pacheco (2007)	Original	10_0	10_1	10_2	20_0	20_1	20_2
PCV	8	M1	0,47	1,35	-5,91**	1,37	-2,52**	8,83**	1,30	5,38**
		M2	11,41	12,49	-15,97**	12,95**	5,12**	24,20**	12,92**	19,55**
		M3	-	13,05	11,09**	16,48**	13,99**	21,64**	15,24**	18,94**
	10	M1	8,72	8,44	12,23**	8,47	4,50**	14,67**	8,35	11,91**
		M2	18,32	17,75	6,87**	18,10**	12,09**	26,29**	18,02**	22,89**
		M3	-	17,93	15,50**	19,15**	17,45**	23,29**	18,90**	21,33**
VCV	8	M1	13,01	13,49	3,58**	13,47	8,34**	21,57**	13,48	18,10**
		M2	12,87	13,08	3,41**	13,08	8,10**	20,94**	13,09	17,57**
		M3	-	13,12	8,36**	13,39**	11,19**	17,90**	13,36**	15,81**
	10	M1	16,10	15,76	6,59**	15,78	11,08**	23,56**	15,83	20,19**
		M2	15,34	15,03	6,03**	15,09	10,30**	22,32**	14,98	19,15**
		M3	-	14,89	10,15**	14,66	12,56**	19,02**	14,71	16,97**

M1 corresponde ao MDV, conforme equação 17; M2 corresponde ao MDFV, conforme equação 18 e M3 corresponde ao MDFVI_{SR}, conforme equação 19.

A nomenclatura _0 da tabela indica o filtro tipo 0 que é um filtro Butterworth de 4ª ordem e fase nula, construído com função *filtfilt* no programa Matlab, a nomenclatura _1 indica o filtro tipo 1 que também é um filtro Butterworth de 4ª ordem, mas de fase não-nula, que foi aplicado duas vezes utilizando a função *filter* no programa Matlab e a nomenclatura _2 indica o filtro tipo 2, Butterworth de 2ª ordem e fase não-nula, aplicados duas vezes utilizando a função *filter* do referido programa. A nomenclatura 10_ e 20_ corresponde a FC de 10 Hz e 20 Hz.

** Indicam as situações em que o efeito dos filtros em relação aos dados originais produziu diferenças significativas para um α de 0,05 para o teste de Wilcoxon.

As alterações no %E₂ neste processamento foram maiores do que as encontradas com a filtragem com FC idênticas. As maiores alterações foram de cerca de 10 p.p. em modo VCV, V_T de 8 ml/kg, para o filtro tipo 0 e FC de 10Hz no canal da vazão e 20 Hz no canal de pressão, para as estimativas com o M2.

Para este processamento, o filtro tipo 1 produziu estimativas do %E₂ mais semelhantes às dos dados originais, já os outros filtros produziram grandes distorções nas estimativas do índice, especialmente o filtro tipo 0.

As estimativas do %E₂ obtidas em modo VCV com o M1 mostraram maiores alterações do que as encontradas em modo PCV. Entretanto, estas diferenças não são muito expressivas. Para as estimativas com o M2, as diferenças entre o %E₂ estimado

em modo VCV foram menores do que as encontradas em modo PCV, cerca de 10 p.p. para o filtro tipo 0, nas duas combinações de FC, independentemente do V_T empregado e 13 p.p. nas estimativas em modo VCV. Já as estimativas dadas com o M3 mostraram que a inclusão da I_{SR} nos modelos de estimativa melhora as estimativas dos filtros tipo 0 e 2, porém os valores estimados não são semelhantes aos obtidos com os dados originais. Para o filtro tipo 1, a presença da I_{SR} produz uma distorção dos resultados estimados, aumentando as diferenças em relação às estimativas obtidas nos dados originais.

Em relação às FC, as estimativas dadas com FC de 10 Hz no canal de pressão e 20 Hz no canal de vazão são subestimadas em relação aos dados originais e as estimativas dadas com FC de 20 Hz no canal de pressão e 10 Hz no canal de vazão são superestimadas em relação aos dados originais.

4.4 Avaliação da inércia na estimativa do $\%E_2$

Foi analisado o comportamento da I_{SR} na estimativa do $\%E_2$ para os dados originais. Observou-se que este parâmetro foi estimado com valores negativos para a maioria dos casos, conforme Tabelas 4, 5 e 6.

4.4.1 Inércia e os atrasos

O comportamento da I_{SR} em relação à presença de atrasos é descrita na Tabela 17. Nela são representados os valores médios das medianas da I_{SR} nos sinais originais comparadas às estimativas deste parâmetro nos sinais processados.

Tabela 17 - Estimativa da inertância para os atrasos no canal de pressão e vazão

Modo Ventilatório	V_T (ml/kg)	PEEP (cmH ₂ O)	Inertância estimada						
			Original	Pressão 5 (ms)	Pressão 10 (ms)	Pressão 20 (ms)	Vazão 5 (ms)	Vazão 10 (ms)	Vazão 20 (ms)
PCV	8	0	-0,0008	-0,0106	-0,0191	-0,0342	0,0161	0,0293	0,0453
		5	0,0150	0,0090	0,0027	-0,0157	0,0297	0,0392	0,0506
		10	0,0178	0,0128	0,0081	-0,0056	0,0312	0,0399	0,0477
	10	0	-0,0106	-0,0195	-0,0284	-0,0416	0,0040	0,0171	0,0338
		5	-0,0033	-0,0107	-0,0202	-0,0410	0,0113	0,0233	0,0374
		10	0,0086	0,0022	-0,0061	-0,0232	0,0226	0,0338	0,0463
VCV	8	0	-0,0333	-0,0443	-0,0554	-0,0795	-0,0150	-0,0001	0,0194
		5	-0,0120	-0,0199	-0,0279	-0,0525	0,0052	0,0165	0,0310
		10	0,0015	-0,0043	-0,0118	-0,0325	0,0171	0,0284	0,0397
	10	0	-0,0414	-0,0517	-0,0626	-0,0853	-0,0245	-0,0104	0,0084
		5	-0,0300	-0,0383	-0,0486	-0,0717	-0,0139	-0,0011	0,0118
		10	-0,0126	-0,0194	-0,0290	-0,0503	0,0030	0,0154	0,0273

Inertância estimada em cmH₂O·L⁻¹·s²

A Figura 15 mostra um exemplo do histograma da evolução da I_{SR} com os atrasos, comparados aos dados originais, para o modo VCV, V_T de 10 ml/kg e PEEP 0, 5 e 10 cmH₂O. Os gráficos para os outros ajustes encontram-se no Apêndice 12.

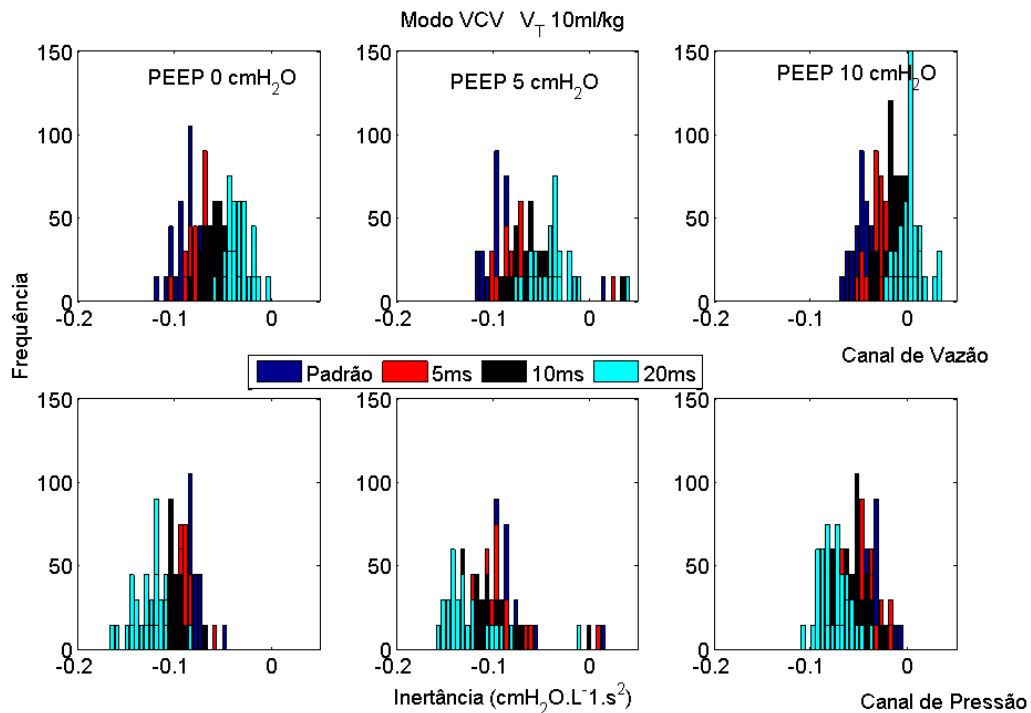


Figura 15 - Histograma da estimativa da I_{SR} com os atrasos. Eixo x: I_{SR} estimada; Parte superior: atrasos no canal de vazão; Parte inferior: atrasos no canal de pressão; Primeira coluna: PEEP de 0 cmH_2O ; Segunda coluna: PEEP de 5 cmH_2O e Terceira coluna: PEEP de 10 cmH_2O .

Estes resultados mostram que a I_{SR} variou com o atraso em todos os casos, ficando menor com o aumento do atraso no canal de pressão e maior com o aumento do atraso no canal de vazão, e tornou-se positiva em todos os ajustes apenas com o atraso de 20 ms no canal de vazão. Mesmo neste caso, a I_{SR} estimada ficou em cerca de 50% dos valores esperados, entre $0,076 \text{ cmH}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}\cdot\text{s}^2$ e $0,097 \text{ cmH}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}\cdot\text{s}^2$, para o TOT número 8.0 e para o TOT número 7.0, respectivamente (SULLIVAN *et al.*, 1976).

4.4.2 Inertância e os filtros com FC idênticas

O comportamento da I_{SR} em relação à aplicação de filtros com FC idênticas para os canais de vazão e pressão é descrita na Tabela 18, nela estão apresentados os valores médios das medianas da I_{SR} estimada nos sinais originais comparadas às estimativas deste parâmetro nos sinais processados.

Tabela 18 - Estimativa da inertância para os filtros com FC idênticas no canal de pressão e vazão

Modo Ventilatório	V_T (ml/kg)	PEEP (cmH ₂ O)	Inertância estimada						
			Original	10_0	10_1	10_2	20_0	20_1	20_2
PCV	8	0	-0,0008	0,0098	0,0173	0,0088	0,0159	0,0173	0,0151
		5	0,0150	0,0810	0,0809	0,0822	0,0594	0,0597	0,0591
		10	0,0178	0,1083	0,1104	0,1117	0,0735	0,0740	0,0733
	10	0	-0,0106	-0,0277	-0,0230	-0,0293	-0,0136	-0,0122	-0,0136
		5	-0,0033	0,0048	0,0050	0,0032	0,0070	0,0079	0,0054
		10	0,0086	0,0583	0,0594	0,0591	0,0426	0,0426	0,0418
VCV	8	0	-0,0333	-0,0998	-0,0976	-0,1053	-0,0696	-0,0689	-0,0705
		5	-0,0120	-0,0368	-0,0347	-0,0411	-0,0182	-0,0178	-0,0200
		10	0,0015	0,0157	0,0170	0,0127	0,0171	0,0173	0,0159
	10	0	-0,0414	-0,1303	-0,1282	-0,1364	-0,0928	-0,0921	-0,0939
		5	-0,0300	-0,1018	-0,1013	-0,1084	-0,0649	-0,0645	-0,0671
		10	-0,0126	-0,0430	-0,0416	-0,0479	-0,0234	-0,0223	-0,0245

Inertância estimada em cmH₂O·L⁻¹·s²

Assim como nos atrasos, a I_{SR} sofreu influência da aplicação dos filtros, porém as diferenças encontradas na estimativa não foram significativas em nenhum dos tipos de filtro e FC aplicados e nem sempre os valores estimados também não foram positivos como esperado.

Como as alterações nas estimativas da I_{SR} não são relevantes, os histogramas não foram capazes de representá-las. Todos os histogramas da evolução da I_{SR} ao longo deste processamento encontram-se no Apêndice 13.

4.4.3 Inertância e os filtros com FC diferentes

O comportamento da I_{SR} em relação à aplicação de filtros com FC diferentes para os canais de vazão e pressão é descrita na Tabela 19, nela são apresentados os valores médios das medianas da I_{SR} estimada nos sinais originais comparadas às estimativas destes parâmetros nos sinais processados.

Tabela 19 - Estimativa da inertância para os filtros com FC diferentes no canal de pressão e vazão

Modo Ventilatório	V _T (ml/kg)	PEEP (cmH ₂ O)	Inertância estimada						
			Original	10_0	10_1	10_2	20_0	20_1	20_2
PCV	8	0	-0,0008	0,2971	0,0199	0,1930	-0,1955	0,0153	-0,1124
		5	0,0150	0,3768	0,0815	0,2529	-0,1214	0,0564	-0,0485
		10	0,0178	0,3795	0,1111	0,2649	-0,0836	0,0718	-0,0206
	10	0	-0,0106	0,2638	-0,0202	0,1528	-0,2207	-0,0138	-0,1366
		5	-0,0033	0,3313	0,0055	0,1886	-0,1926	0,0046	-0,1145
		10	0,0086	0,3656	0,0595	0,2325	-0,1435	0,0404	-0,0675
		0	-0,0333	0,2120	-0,0964	0,0827	-0,2879	-0,0709	-0,2017
VCV	8	5	-0,0120	0,2272	-0,0331	0,1249	-0,2167	-0,0224	-0,1404
		10	0,0015	0,2491	0,0181	0,1604	-0,1687	0,0144	-0,0942
	10	0	-0,0414	0,1911	-0,1270	0,0532	-0,3144	-0,0941	-0,2257
		5	-0,0300	0,1874	-0,0996	0,0683	-0,2724	-0,0697	-0,1938
		10	-0,0126	0,2337	-0,0401	0,1239	-0,2266	-0,0266	-0,1460

Inertância estimada em cmH₂O·L⁻¹·s²

Estes resultados mostram que a I_{SR} foi estimada com valores positivos apenas para os filtro não-nulos (tipo 0 e tipo 2) com FC de 10 Hz no canal de vazão e 20 Hz no canal de pressão, evidenciando uma grande distorção dos valores da I_{SR} estimada. A outra combinação de FC também produziu distorções nas estimativas da I_{SR} tornando-a mais negativa. Apesar deste comportamento, a I_{SR} estimada não se apresentou próxima aos valores esperados, entre 0,076 cmH₂O·L⁻¹·s² e 0,097 cmH₂O·L⁻¹·s², para o TOT número 8.0 e para o TOT número 7.0, respectivamente (SULLIVAN *et al.*, 1976).

As distorções encontradas na I_{SR} com este processamento foram significativamente relevantes, principalmente para os filtros não-nulos com FC de 10 Hz no canal de vazão e 20 Hz no canal de pressão. Todos os histogramas da evolução da I_{SR} com este processamento encontram-se no Apêndice 14.

5 DISCUSSÃO

5.1 Reprocessamento dos dados originais (PACHECO, 2007)

Os resultados encontrados tanto para os parâmetros quanto para o $\%E_2$ seguiram o mesmo comportamento dos parâmetros estimados por Pacheco (2007). O reprocessamento apresentou resultados semelhantes embora tendo sido aplicado uma nova metodologia para a exclusão dos ciclos e o $\%E_2$ tenha sido calculado por uma equação modificada (equação 20), na qual houve a inclusão do módulo do E_2 no denominador (equação 22).

Tal modificação da equação havia sido sugerida por Pacheco (2007) e se baseia no comportamento do sinal de E_2 que pode enviesar o resultado do $\%E_2$, conforme as Figuras 16 e 17.

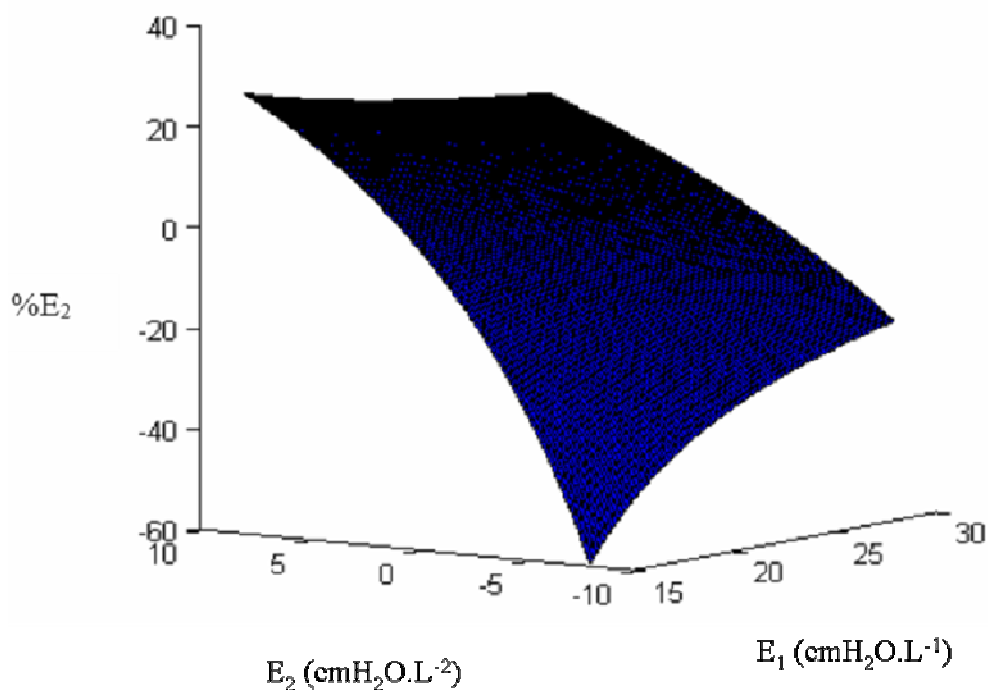


Figura 16 - Comportamento do $\%E_2$ calculado com a equação 20, proposta por Kano *et al.* (1994), em função de E_1 e E_2 obtidos por Pacheco (2007).

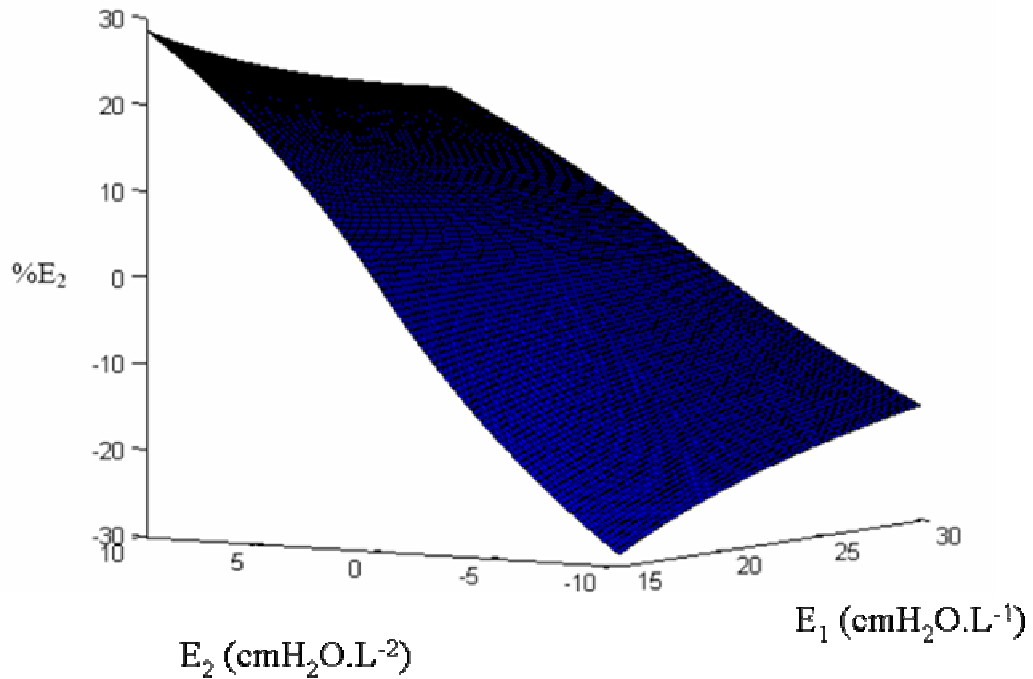


Figura 17 - Comportamento do $\%E_2$ calculado com a equação 22, modificada da equação 20 em função de E_1 e E_2 obtidos por Pacheco (2007).

Este viés matemático ocorre pelo fato de que, quando o E_2 estimado for negativo o denominador da equação 22 gera um resultado do $\%E_2$ que tende ao infinito negativo e compromete sua interpretação. Utilizar o módulo do E_2 no denominador da equação tem por objetivo tornar a equação uma função ímpar e simétrica de E_2 para cada valor de E_1 . A Figura 17 apresenta o comportamento do índice dado pela equação 24 e revela que o $\%E_2$ apresenta estimativas em espelho dos valores negativos de E_2 , ao passo que a Figura 16 apresenta um comportamento peculiar onde o índice tende ao infinito negativo à medida que E_2 torna-se negativo.

Como esperado, os resultados encontrados com o novo processamento, dado pela modificação da equação do $\%E_2$, revelaram um aumento dos valores estimados dos parâmetros em todos os ajustes ventilatórios, especialmente no modo PCV e PEEP de 0 cmH_2O , porque os valores estimados do $\%E_2$ tornam-se mais positivos.

5.2 Influência dos modelos no $\%E_2$ obtido dos dados originais

A utilização de modificações do MLU tem sido alvo de grande discussão entre pesquisadores. Muramatsu *et al.* (2001), por exemplo, defenderam o uso do K_2 em simulações com modelos de estimativa da quarta ordem, embora não tenham estudado o uso da I_{SR} no modelo.

Uma das justificativas apontadas para a escolha de modelos mais completos seria um melhor ajuste das variáveis ao modelo, porém Peslin *et al.* (1992) não identificaram diferenças significativas no coeficiente de determinação ou no erro quadrático médio que justificassem o uso de um modelo de estimativa mais completo. Tal comportamento também foi visto por Modesto (2006) em seu estudo, no qual foi observado que a escolha do modelo pelo coeficiente de determinação não é um bom indicador das diferenças entre os modelos de recuperação.

Nesse sentido, a introdução de modelos diferentes neste estudo buscou identificar o comportamento do índice de distensão pulmonar diante da inclusão de K_2 e I_{SR} aos modelos de estimativa. Observou-se, então, que o $\% E_2$ estimado neste trabalho com ajuste de PEEP de 0 cmH₂O apresentou diferenças em relação aos valores encontrados por Pacheco (2007), estas diferenças foram de 6 p.p. para o $\%E_2$ estimado com o M1 e 3 p.p. para o estimado com o M2, em modo PCV, e de 3 e 2 p.p. para os respectivos modelos, em modo VCV. Na PEEP de 5 cmH₂O, estas diferenças foram menores, da ordem de 2 p.p. e na PEEP de 10 cmH₂O foram muito pequenas.

Este comportamento no reprocessamento dos dados está possivelmente associado à aplicação de um critério de exclusão diferente daquele utilizado nos dados originais, bem como a utilização da modificação da equação para obtenção do índice.

Em relação às estimativas do $\%E_2$ dadas pelos vários modelos empregados, observou-se um comportamento semelhante ao encontrado por Pacheco (2007), no qual as diferenças entre as estimativas em M1 e M2 foram maiores em modo PCV do que em modo VCV, cerca de 10 p.p. e 1 p.p., respectivamente. Neste trabalho, tais diferenças foram de 7 p.p. e 1 p.p. para o modo PCV e VCV, respectivamente.

Por sua vez, Edibam *et al.* (2003) observaram diferenças na estimativa do $\%E_2$ em modo PCV e modo VCV, no presente estudo estas diferenças na estimativa do índice evidenciaram que o problema possivelmente está associado ao modelo de estimativa dos parâmetros da mecânica ventilatória.

Cabe ressaltar o fato de que as diferenças encontradas pela inclusão da I_{SR} não foram suficientes para produzir alterações significativas no $\%E_2$, o que não está de acordo com a literatura, já que Sullivan *et al.* (1976) já mostravam que a estimativa dos parâmetros era influenciada pela presença deste termo. Em estudos de simulação, a negligência do termo inercial gerou erros importantes na identificação do $\%E_2$ (MODESTO *et al.*, 2006; JANDRE *et al.*, 2008).

Em outro estudo, Dosman *et al.* (1975) já apontavam para a importância da I_{SR} para medir elastância a altas frequências. Lanteri *et al.* (1999) também evidenciaram diferenças nas estimativas dos parâmetros da mecânica quando a I_{SR} não é considerada no modelo, porém a significância deste achado foi remetida para condições em que as frequências respiratórias foram maiores que 20 e 30 irpm, embora Modesto (2006) tenha observado perturbação com frequências da ordem de 10 irpm. Além disso, a importância da inclusão da I_{SR} no modelo foi especialmente descrita em um estudo com simulação, no qual artefatos da instrumentação foram induzidos e a estimativa com o M3 indicou uma minimização dos erros nas estimativas, principalmente do E_2 (JANDRE *et al.*, 2005).

Entretanto, o presente trabalho mostrou que a I_{SR} não produziu diferenças importantes nas estimativas do $\%E_2$ que aproximassem os valores estimados dos valores esperados como identificado por Jandre *et al.* (2008), ou que melhorassem ou minimizassem a influência de artefatos provocados por atrasos e filtros, ao contrário do visto por Jandre *et al.* (2005).

Pode-se então hipotetizar alguns fatores que justifiquem este resultado, dentre eles: a) alterações na constituição do gás que tenham contribuído negativamente para a estimativa da I_{SR} e pouco influenciado na estimativa do $\%E_2$; b) problemas de calibração do sinal de vazão e pressão; c) problemas com a linha de base para aquisição dos sinais e d) erros no cálculo do V_T .

Para se confirmar a hipótese de alteração na constituição dos gases seriam necessários testes específicos de simulação *in vitro* e *in vivo* que determinassem a relevância desta alteração no comportamento da I_{SR} sob estas condições. Por outro lado, em relação à calibração, observa-se que neste estudo foi utilizado um polinômio de quinta ordem com um erro inferior a 5%. No entanto, cabe ressaltar que a forma de calibração destes sinais ainda é empírica, não havendo um protocolo específico e padronizado para obtenção do polinômio de calibração. Este fato aponta para a condição de grande parte dos estudos no que tange à descrição criteriosa da metodologia. Como

criticado por Jandre *et al.* (2005), muitas pesquisas não apresentam detalhamento de como é realizada a calibração dos sinais adquiridos para o estudo.

Para os problemas de linha de base, foi observado que todos os sinais desta base de dados possuem uma linha de base muito próxima ou igual a zero (Figura 18). Tal constatação indica que as possíveis alterações na estimativa do %E₂ não estão relacionadas a problemas com a linha de base, neste trabalho.

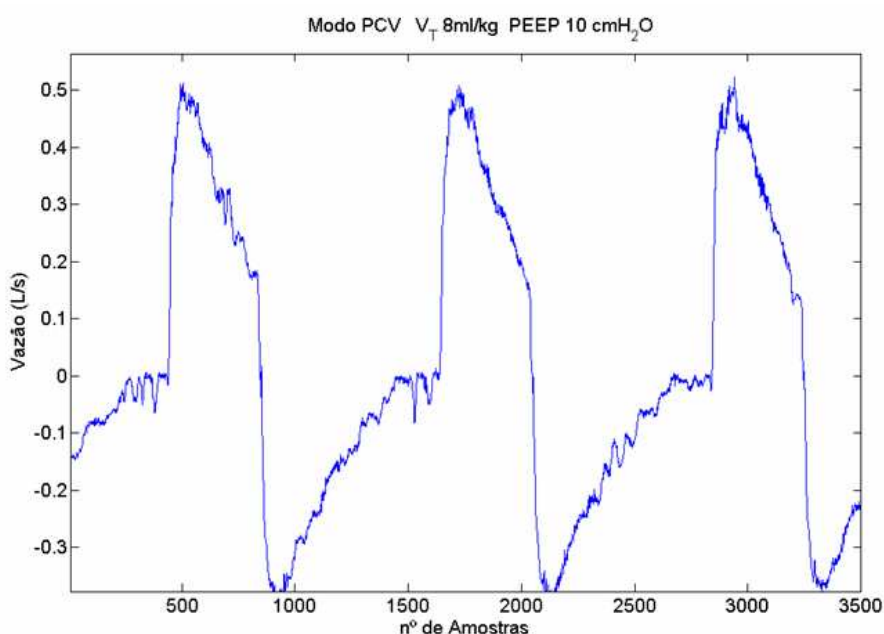


Figura 18 - Sinal de Vazão obtido no Paciente 3 ventilado em modo PCV, V_T de 8 ml/kg e PEEP de 10 cmH₂O (acima) e uma aproximação do gráfico indicando uma linha de base com uma oscilação de cerca de 0,02 L/s.

Por fim, em relação ao cálculo do volume, foi escolhida uma técnica na qual o volume expiratório (V_{exp}) é corrigido ciclo a ciclo pelo volume inspiratório (V_{insp}) (PACHECO, 2007; CARVALHO *et al.*, 2006). Entretanto, esta técnica aponta para problemas quanto a qualidade da aquisição de dados, pois ao se avaliar o V_{Insp} em relação ao V_{exp} foi observado um fator de correção de 10 a 15% no V_{exp}. A Figura 19 mostra um exemplo do fator de correção que leva a diferença entre V_{Insp} e V_{exp} zero, os outros fatores de correção encontrados estão descritos no Apêndice 5. Este erro na aquisição do sinal pode ter comprometido a estimativa dos parâmetros da mecânica e influenciado diretamente a estimativa do %E₂ que é dependente do V_T.

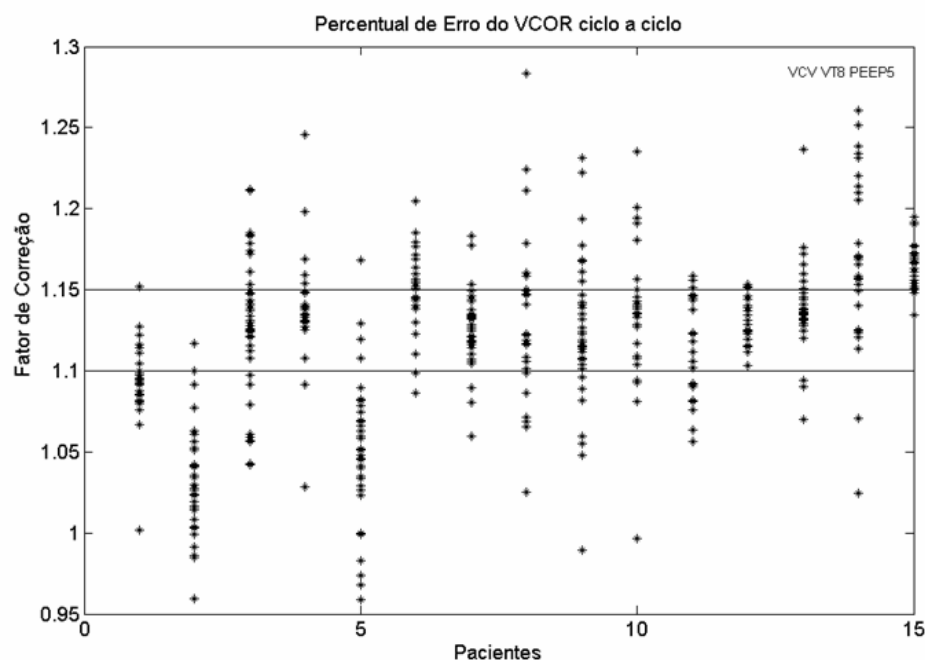


Figura 19 - Fator de Correção para cálculo do volume expiratório com o Método VCOR ciclo a ciclo para o Modo VCV, V_T de 8 ml/kg e PEEP de 5 cmH₂O.

Além disso, as evidências de problemas no processamento são reforçadas pelo fato das estimativas da I_{SR} terem gerados valores negativos e não serem próximas dos valores apresentados por Sullivan *et al.* (1976), entre 0,076 cmH₂O·s²·L⁻¹ (TOT número 8.0) e 0,097 cmH₂O·s²·L⁻¹ (TOT número 7.0). Erros na estimativa dos parâmetros gerados por problemas na coleta dos sinais e atrasos entre canais de aquisição são algumas hipóteses que podem justificar este fato.

É importante investigar a influência da FR na estimativa do % E_2 e no aumento da parcela da I_{SR} no modelo de estimativa. Estudos com neonatos apontam que a I_{SR} possui uma parcela mais representativa para FR maiores que 20 irpm (LANTERI *et al.*, 1999), Dorkin *et al.* (1983) realizaram estudos com neonatos e observaram que a I_{SR} constitui a parcela mais importante da impedância respiratória, porém trata-se de um elemento bastante ligado ao TOT, neste estudo os neonatos entubados possuíam um valor estimado de I_{SR} variando entre 0,216 e 0,335 cmH₂O·s²·L⁻¹ ao passo que os não-entubados apresentavam valores de I_{SR} variando entre 0 e 0,047 cmH₂O·s²·L⁻¹. Neste estudo, as frequências respiratórias são menores e as diferenças entre o tamanho do TOT são consideráveis.

Um estudo piloto no LEP realizado com dois ratos identificou que a I_{SR} é um fator importante na estimativa do % E_2 , principalmente, no que diz respeito a correção

de erros de instrumentação. A Tabela 20 apresenta os resultados da estimativa dos parâmetros da mecânica respiratória dos dois ratos ventilados com V_T de 2 ml/kg e PEEP de 5 cmH₂O.

Tabela 20- % E_2 estimado de estudos piloto no LEP

Processamento	% E_2 estimado*					
	80 ciclos, FR de 80 irpm, V_T de 2 ml/kg e PEEP de 5 cmH ₂ O					
	Rato A			Rato B		
	M1	M2	M3	M1	M2	M3
Sinal Original	14,68	10,38	9,66	36,04	34,28	32,25
Atraso de 5 ms no canal de pressão	17,19	12,78	9,52	41,90	40,27	31,53
Atraso de 20 ms no canal de pressão	24,28	19,99	9,86	41,32	39,60	31,86

*Valores apresentados como a mediana dos ciclos

Observou-se nesse caso, que ao se introduzir atrasos de 5 e 20 ms no canal de pressão em relação ao canal de vazão, os valores do % E_2 estimados com o M1 e com o M2 foram superestimados. Já os valores do índice estimados com o M3 se aproximaram das estimativas obtidas com o sinal original para os dois atrasos produzidos. Estes resultados reforçam o que foi observado por Jandre *et al.* (2005) que afirmaram sobre o efeito “buffer” que a I_{SR} parece oferecer aos sinais quando sofre esse tipo de perturbação e apoiam a importância da presença da I_{SR} na estimação de parâmetros da mecânica ventilatória.

5.3 Evolução do % E_2 e PEEP

Carvalho *et al.* (2006) consideraram a PEEP ideal como sendo aquela, do ponto de vista mecânico, em que há balanço entre RC e HD associado a uma grande quantidade de tecido ventilado. No presente estudo, % E_2 estimado por todos os modelos foi próximo de zero para o ajuste de PEEP de 5cmH₂O.

É importante observar que este achado já foi evidenciado em estudos com ventilação em suínos (CARVALHO *et al.*, 2006) e em estudos com simulação matemática (JANDRE *et al.*, 2008) embora recentemente um estudo realizado em suínos com pulmões saudáveis também tenha apontado que o $\%E_2$ estimado foi próximo de zero para ajuste de PEEP entre 12 e 8 cmH₂O (CARVALHO *et al.*, 2008).

5.4 Comportamento do $\%E_2$ estimado a partir dos dados processados com atrasos

O processamento com atrasos identificou que tanto no canal de pressão quanto no canal de vazão, os sinais apresentaram modificações clinicamente pouco significativas no $\%E_2$ estimado por todos os modelos e em todos os ajustes ventilatórios comparado às estimativas do $\%E_2$ nos dados sem qualquer processamento. Entretanto, estas alterações foram estatisticamente significativas para todos os casos.

Quando comparados entre si os atrasos no canal de vazão ou de pressão não causaram alterações importantes que identificassem um canal como mais susceptível a perturbações do que o outro. Este comportamento está de acordo com os resultados obtidos em simulação no qual as alterações no $\%E_2$ são identificadas tanto no canal de pressão quanto no canal de vazão, mas sem nenhum predomínio de maior ou menor influência de um canal em relação ao outro (JANDRE *et al.*, 2005).

Ao se analisar a influência dos atrasos no $\%E_2$, as maiores alterações deste foram encontradas com o atraso de 20 ms para todos os ajustes e modelos de estimativa. Entretanto, tais alterações foram inferiores a 6 p.p. Cabe observar que estes resultados estão de acordo com aqueles obtidos em simulação, nos quais houve maior alteração no $\%E_2$ estimado para o maior atraso no canal de vazão (JANDRE *et al.*, 2005).

Já o atraso de 5 ms, tanto no canal de vazão quanto no canal de pressão, não produziu modificações importantes no índice, diferentemente dos resultados simulados, nos quais o atraso de 3 ms foi capaz de produzir alterações de, aproximadamente, 10 p.p. no $\%E_2$ (JANDRE *et al.*, 2005).

A avaliação dos modelos mostrou diferenças significativas entre o $\%E_2$ estimado M1 e com os modelos mais completos nos sinais obtidos em modo PCV, para todos os valores de PEEP, V_T e atrasos empregados, exceto no atraso de 5 ms do canal de vazão para o V_T de 10 ml/kg e PEEP de 0 cmH₂O. Em modo VCV, estas diferenças também

foram significativas para todos os ajustes e modos ventilatórios empregados, exceto o atraso de 5 ms, no canal de vazão, V_T de 8 ml/kg e PEEP de 10 cmH₂O.

As diferenças apontadas pelo M1 e os outros modelos é esperada, uma vez que segue o mesmo comportamento evidenciado nos dados originais. Jandre *et al.* (2008) observaram que as comparações entre as estimativas com o M1 e o M2 com e sem I_{SR} , também foram significativas para ambos os modos ventilatórios e as diferenças foram superiores a 10 p.p.

Ao se comparar as estimativas do M2 e do M3, houve poucos casos de diferença significativa nas estimativas do índice; para o modo PCV, nos atrasos de 5, 10 e 20 ms no canal de pressão, para os ajustes de V_T de 8 e 10 ml/kg e PEEP de 5 e 10 cmH₂O, V_T de 8 ml/kg e PEEP de 5 cmH₂O e V_T de 8 ml/kg e PEEP de 10 cmH₂O, respectivamente. Para o modo VCV, houve diferenças apenas na PEEP de 0 cmH₂O, com atrasos de 10 ms no canal de vazão para o V_T de 10ml/kg e 20 ms em ambos os canais para o V_T de 8ml/kg.

As diferenças encontradas entre o M2 e o M3 são muito pequenas. Observa-se um comportamento na estimativa do M3 que tende a melhorar a estimativa dos parâmetros da mecânica respiratória com atrasos, mas esta melhora é pequena. Esta característica não era esperada, pois, como pode ser visto na Tabela 21, na simulação as estimativas do $\%E_2$ mostraram-se mais próximas dos resultados esperados quando a I_{SR} não era negligenciada do modelo (JANDRE *et al.*, 2005). Entretanto, os filtros utilizados por este autor foram diferentes daqueles aplicados nos dados do presente estudo. Recentemente, também em simulação matemática, foram observadas diferenças na estimativa do $\%E_2$ com o M2 e o M3 de aproximadamente 10 p.p. para as condições simuladas de RC, linearidade e HD (JANDRE *et al.*, 2008).

Tabela 21 - Medida do componente linear, não-linear da elastância e do índice de distensão pulmonar obtidos em simulação matemática (JANDRE *et al.*, 2005)

Processamento**	Frequência de Corte	Atrasos	E ₁ *		E ₂ *		%E ₂		
			M2	M3	M2	M3	M2	M3	
Filtros	Idênticos	30 Hz	-	50,02	49,95	-80,39	-79,77	-47,37	-46,89
	Diferentes (Pressão/Vazão)	35/25 Hz	-	51,77	49,59	-101	-79	-63,98	-46,76
	Diferentes (Pressão/Vazão)	25/35 Hz	-	48,11	49,75	-63,27	-79,93	-35,69	-47,35
Atrasos	Idênticos	10 Hz	-	50,15	49,85	-82,40	-79,32	-48,95	-46,68
	Pressão	-	25 ms	40,94	44,33	-15,30	-50,21	-8,13	-29,12
		-	3 ms	48,98	50,04	-69,50	-80,25	-39,62	-47,21
		-	3 ms	51,10	49,91	-92,17	-80,08	-56,43	-47,25
Vazão	-	25 ms	58,98	55,71	-175,88	-142,68	-147,77	-105,01	

* E₁ é medido em cmH₂O·L⁻¹, E₂ em cmH₂O·L⁻²

** processamento foi realizado com sinais simulados em modo VCV, PEEP de 0 cmH₂O, E₁ de 50 cmH₂O·L⁻¹, E₂ de -80 cmH₂O·L⁻², V_T de 0,2L/s, FR de 20 irpm e tempo inspiratório de 1s. O %E₂ esperado para essa simulação foi de -47,05.

Vale ressaltar que a aquisição dos sinais se dá de modo independente nestas placas e a ordem da aquisição pode induzir a atrasos tanto na pressão quanto na vazão. Um limitador deste estudo foi o fato de que em todos os experimentos, a pressão sempre foi colhida antes da vazão. Esta situação pode ter induzido atrasos neste canal que não foram considerados durante o processamento, ou enviesado as estimativas da I_{SR}, por exemplo.

5.5 Comportamento do %E₂ dos dados processados com diferentes filtros

5.5.1 Comportamento do %E₂ estimado dos dados processados com filtros com FC idênticas e diferentes para os canais de vazão e pressão

Para os filtros com FC idênticas entre os canais, observou-se que ao se comparar as estimativas obtidas por este processamento não foram evidenciadas alterações significativas nas estimativas do %E₂. Estes resultados concordam com os achados da

simulação matemática feita por Jandre *et al.* (2005), embora estes autores tenham realizado estimativas de sinais filtrados com FC de 10 e 30 Hz (Tabela 21).

Para os filtros com FC diferentes entre os canais, a comparação entre as FC de 10 e 20 Hz no canal de pressão e vazão, respectivamente, e o contrário evidenciaram diferenças nas estimativas, onde a menor FC aplicada ao canal de vazão produziu subestimação do $\%E_2$ e a maior FC aplicada ao canal de vazão produziu superestimação do índice e estes resultados também concordam com os resultados apresentados na simulação matemática (JANDRE *et al.*, 2005).

A avaliação dos tipos de filtros empregados indicou que, para os sinais oriundos do processamento dos filtros com FC idênticas, não foi identificada nenhuma diferença significativamente importante na estimativa do $\%E_2$ que priorizasse a utilização de um filtro em detrimento do outro. Para os sinais oriundos do processamento dos filtros com FC diferentes, as diferenças encontradas na estimativa do $\%E_2$ foram significativas para os filtros tipo 0 e tipo 2 (fase não-nula), assim o filtro que menos provocou interferência na estimativa do índice foi o filtro tipo 1 (fase nula).

Este comportamento indica que a aplicação de filtros de fase nula ou não-nula não traz diferença para a instrumentação, uma vez que na montagem experimental, em geral, as FC são idênticas para os canais de aquisição. Esta característica permite que os sinais possam ser colhidos a uma frequência de amostragem alta e posteriormente subamostrados sem perder componentes de frequência ao se aplicar filtros digitais em um processamento “off-line”.

Ao se avaliar o comportamento do $\%E_2$ estimado pelos modelos de estimativa nestes sinais processados, observou-se que nos filtros com FC diferentes, para todos os ajustes na PEEP de 0 cmH₂O não houve diferenças entre as estimativas do $\%E_2$ dadas pelos três modelos. Na PEEP de 5 cmH₂O, as diferenças foram vistas entre o M1 e os modelos mais completos, estes não mostraram diferenças nas estimativas do $\%E_2$ quando comparados entre si. Na PEEP de 10 cmH₂O, o M1 apresentou estimativas do $\%E_2$ subestimadas em relação aos dados originais e as estimativas dadas pelo M2 e pelo M3 foram diferentes quando comparadas entre si.

Os resultados obtidos com a PEEP de 0 cmH₂O estão de acordo com aqueles apresentados em simulação (Tabela 21), nos quais o M2 e o M3 não apresentam diferenças nas estimativas do $\%E_2$ (JANDRE *et al.*, 2005). Para os outros ajustes de PEEP, cabe ressaltar que as diferenças entre as estimativas parecem ser mais evidentes em ajustes maiores de PEEP. O papel da I_{SR} no modelo parece não corrigir os erros

apresentados nas estimativas do $\%E_2$, mas vale ressaltar que as diferenças nas estimativas do índice encontradas não chegam a 1 p.p., tornando esta possível contribuição da I_{SR} dispensável.

A participação da I_{SR} , como um “buffer” que absorve os erros gerados pelas estimativas, apontado nas simulações matemáticas (JANDRE *et al.*, 2005), é identificada nas seguintes condições: na PEEP de 0 cmH₂O e todos os ajustes, a I_{SR} tenta corrigir os erros das estimativas do $\%E_2$, mas este efeito não é suficiente para produzir a correção completa do $\%E_2$; na PEEP de 5 cmH₂O e modo PCV, observa-se a mesma tentativa de correção das estimativas do $\%E_2$ e na PEEP de 10 cmH₂O e todos os ajustes, a I_{SR} tentou fazer correções, mas estas são menores do que as evidenciadas nos outros ajustes de PEEP.

Estes resultados não são esperados, pois na simulação matemática (JANDRE *et al.*, 2005), os artefatos gerados pela aplicação de filtros com FC alternadas geravam estimativas do $\%E_2$ que eram corrigidas quando estimadas pelo M3.

Como este comportamento foi visualizado nos dados originais e nos dados processados com artefatos (atrasos e filtros), todas as hipóteses recaem para erros gerados na estimativa da I_{SR} e indicam que mais estudos devem ser realizados para caracterizar o comportamento deste parâmetro e sua influência na estimativa de E_1 e E_2 , principalmente em animais de pequeno porte ou neonatos, pois nestes grupos a FR é maior e o peso da I_{SR} no modelo também parece ser maior, já que este termo está diretamente relacionado ao diâmetro dos tubos, que nestes grupos é bem menor que os utilizados no presente estudo.

6 CONCLUSÃO

Este trabalho se propôs a identificar os efeitos de alterações na instrumentação, atrasos e aplicação de filtros digitais, e aplicação de diferentes modelos matemáticos na estimativa do $\%E_2$ de pacientes anestesiados e ventilados mecanicamente. Partiu-se do pressuposto que as alterações do $\%E_2$ eram amenizadas pela presença da I_{SR} no modelo.

Os resultados apresentados mostraram que, sem qualquer tipo de processamento, a presença da I_{SR} não produziu grandes alterações no índice. Além disso, houve a reprodução dos resultados obtidos na base de dados, confirmando a importância da inclusão de K_2 na estimativa dos parâmetros da mecânica ventilatória.

Com a presença de atrasos, foi observado que a interferência no $\%E_2$ é significativa estatisticamente, mas talvez não clinicamente, para os três modelos de estimativa propostos. Os grandes atrasos produziram maiores alterações e os pequenos atrasos (5 ms) indicaram que, mesmo sendo pequenos, não podem ser desprezados da estimativa. Atrasos em ambos os canais afetaram o $\%E_2$. Cabe ressaltar a importância de se conhecer bem as placas de aquisição e prevenir que outros artefatos possam gerar atrasos adicionais a estas, uma vez que os pesquisadores podem falhar em minimizar os efeitos dessas placas nos sinais (deformação da amplitude do sinal e atrasos gerados entre os canais de aquisição) antes da coleta de dados.

Em relação aos filtros digitais, as diferenças nas estimativas foram menores que as encontradas nos atrasos, independentemente do tipo de filtro empregado ou FC ajustada. Este comportamento é relevante, porque facilita o processamento “off-line” dos sinais com diferentes filtros digitais sem o comprometimento do resultado final obtido.

Já a análise da modificação da equação do $\%E_2$ apresentou resultados concordantes com a literatura, o que reforça a sua utilização na estimativa do índice, bem como viabiliza maior segurança com a estimativa apresentada pelo $\%E_2$.

A presença da I_{SR} , para estes dados operou no sentido de minimizar os erros gerados por alguns casos de atrasos e filtros, mas estas alterações no $\%E_2$ não foram suficientemente corrigidas pela I_{SR} . Estudos com amostra maior, em que as condições de instrumentação sejam especificamente preparadas podem indicar resultados melhores da influência deste parâmetro no índice, como observado em simulação.

7 REFERÊNCIAS

- AMATO, M.B.; BARBAS, C.S.; MEDEIROS, D.M. *et al.* 1998 “Effect of a protective-ventilation strategy on mortality in the acute respiratory distress syndrome”, *New England Journal of Medicine*, v. 338, p. 347-354.
- BATES, J.H.T., 1993 “Understanding Lung Tissue Mechanics in Terms of a Mathematical Models”, *Monaldi Archives for Chest Disease* v. 48, p.134-139.
- BERSTEN, A.D, 1998 Measurement of overinflation by multiple linear regression analysis in patients with acute lung injury. *European Respiratory Journal*, v. 12, p.526-532.
- BIGATELLO, L. M.; DAVIGNON, K. R.; STELFOX, H.T., 2005 “Respiratory Mechanics and Ventilator Waveforms in the Patient with Acute Lung Injury”, *Respiratory Care*, v. 20, n. 2, p. 235-245.
- CARVALHO, A.R.S. **Identificação da Hiperdistensão Pulmonar – Modelo de Elastância Dependente do Volume**, 2003. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2003.
- CARVALHO, A.R.S.; JANDRE, F.C.; PINO, A.V.; BOZZA, F.A.; SALLUH, J.I.; RODRIGUES, R.S.; SOARES, J.H.; GIANNELLA-NETO, A., 2006 “Effects of descending positive end-expiration pressure on lung mechanics and aeration in healthy anaesthetized piglets.”, *Critical Care Medicine*. v.10, n.4.

- CARVALHO, A.R.S.; SPIETH, P.M.; PELOSI, P.; MELO, M.F.V; KOCH, T.; JANDRE, F.C.; GIANELLA-NETO, A.; ABREU, M.G. 2008 “Ability of dynamic airway pressure curve profile and elastance for positive end-expiratory pressure titration.”, *Intensive Care Medicine*, v. 34, p. 2291-2299.
- DORKIN, H.L.; STARK, A.R.; WERTHAMMER, J.W.; STRIEDER, D.J.; FREDBERG, J.J. e FRANTZ III, I.D. 1983 “Respiratory System Impedance from 4 to 40 Hz in Paralyzed Intubated Infants with Respiratory Disease”, *The Journal of Clinical Investigation.*, v. 72, p. 903-910.
- DOSMAN, J.; BODE, F.; URBANETTI, J.; MARTIN, R. e MACKLEM, P. T., 1975 “Role of inertia in the measurement of dynamic compliance”, *Journal of Applied Physiology*, v. 38, p.64-69.
- DRIES, D.; MARINI, J., 2002 “Optimized positive end-expiratory pressure – An elusive target”, *Critical Care Medicine*, v. 30, n. 5, p. 1159-1160.
- DUBOIS, A. B.; BRODY, A. W.; LEWIS, D. H., *et al.*, 1956 “Oscillation mechanics of lungs and chest in man”, *Journal of Applied Physiology*, v. 8, n. 1, p. 587-594.
- DUGGAN, M.; KAVANAGH, B. P., 2005 “Pulmonary atelectasis”, *Anesthesiology*, v.102, n. 4, p. 838-854.
- EDIBAM, C.; RUTTEN, A.J.; COLLINS, D.V.; BERSTEN, A.D. 2003 “Effect of inspiratory flow pattern and inspiratory to expiratory ratio on nonlinear elastic behavior in patients with acute lung injury”, *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v. 167, p. 702-707.
- FISHER, J.B.; MAMMEL, M.C.; COLEMAN, J.M.; BING, D.R.; BOROS, S.J., 1988 “Identifying Lung Overdistension During Mechanical Ventilation by Using Volume Pressure Loops”, *Pediatric Pulmonology*, v. 5, p. 10-14.

- FAHY, B.G.; BARNAS, G.M.; FLOWERS, J.L.; SHERYL, E.N.; AGARWAL, M., 1997 “Effects of PEEP on respiratory mechanics are tidal volume and frequency dependent” *Respiration Physiology*, v.109, p.53-64.
- FRY, D.L.; HYATT, R.E., 1960 “Pulmonary Mechanics”, *American Journal of Medicine*, v. 19, p. 672-689.
- GATTINONI, L.; PESENTI, A.; AVALLI, L.; ROSSI, F.; BOMBINO, M., 1987 “Pressure-volume curve of total respiratory system in acute respiratory failure: computed tomographic scan study”, *The American Review of Respiratory Disease*, v. 3, n. 136, p. 730-736.
- GATTINONI, L.; CAIRONI, P.; PELOSI, P.; GOODMAN, L. R., 2001 “What has computed tomography taught us about the acute respiratory distress syndrome?” *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. v.1, n. 164, p. 1701–1711.
- GIANNELLA-NETO, A.; BELLIDO, C.; BARBOSA, R.B., VIDAL MELO, M.F. 1998 “Design and Calibration of Unicapillary Pneumotachographs”, *Journal of Applied Physiology*, v. 84, n.1, p. 335-343.
- GRASSO, S.; TERRAGNI, P.; MASCIA, L.; FANELLI, V.; QUINTEL, M.; HERRMANN, P.; HEDENSTIERNA, G.; SLUTSKY, A.S.; RANIERI, M. 2004 “Airway pressure-time curve profile (stress index) detects tidal recruitment/hyperinflation in experimental acute lung injury”, *Critical Care Medicine*, v. 32, n. 4, p. 1018-1027.

HARRIS, R.S.; DEAN, R.H.; VENEGAS, J.G., 2000 “An Objective Analysis of the Pressure-Volume Curve in the Acute Respiratory Distress Syndrome”, *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v.161, p.432-439.

HARRIS, R.S. 2005 “Pressure-Volume Curves of the Respiratory System”, *Respiratory Care*, v.50, n. 1, p. 78-99.

HICKLING, K.G., 1998 “The pressure volume curve is greatly modified by recruitment. A mathematical model of ARDS lungs”, *American Journal of Respiratory Critical Care Medicine* v.158, p. 194-202.

JANDRE, F.C; RONCALLY, S.C.; PINO, A.V.; GIANNELLA-NETO, A., 2005 “Effects of filtering and delays on the estimates of a nonlinear respiratory mechanics model”, *Respiratory Physiology & Neurobiology*. v. 148, n. 3, p. 309-314.

JANDRE, F.C.; MODESTO, F.C.; CARVALHO, A.S.R; GIANNELLA-NETO,A., 2008 “The endotracheal tube biases the estimates of pulmonary recruitment and overdistension”, *Medical & Biological Engineering & Computing* v. 46, p. 69-73.

JONSON, B.; BEYDON, L.; BRAUER, K.; MANSSON, C.; VALIND, S.; GRYTZELL, H., 1993 “Mechanics of respiratory system in healthy anesthetized humans with emphasis on viscoelastic properties”, *Journal of Applied Physiology*, v. 75, p. 132–140.

- KACZKA, D.W.; BARNAS, G.M.; SUKI, B.; LUTCHEN, K.R., 1995 “Assessment of Time-domain Analyses for Estimation of Low-frequency Respiratory Mechanical Properties and Impedance Spectra” *Annals of Biomedical Engineering*, v.23, p. 135-151.
- KANO, S.; LANTERI, C.J.; DUNCAN, A.W.; SLY, P.D., 1994 “Influence of nonlinearities on estimates of respiratory mechanics using multilinear regression analysis” *Journal of Applied Physiology*, v. 77, n. 3, p. 1185-1197.
- KARASON, S.; SONDERGAARD, S.; LUNDIN, S.; STENQVIST, O., 2001 “Continuous on-lie measurements of respiratory system, lung and chest wall mechanics during mechanic ventilation”, *Intensive Care Medicine*, v. 27, n. 8, p. 1328-1339.
- LANTERI, C.J., PETÁK, F., GURRIN, L.; SLY, P.D., 1999 “Influence of Inertance on Respiratory Mechanics Measurements in Mechanically Ventilated Puppies”, *Pediatric Pulmonology*, v. 28, p. 130-138.
- LIU, J.M.; ROBERTIS, E.D.; BLOMQUIST, S.; DAHM, P.L.; SVANTESSON, C.; JONSON, B., 1999 “Elastic pressure-volume curves of the respiratory system reveal a high tendency to lung collapse in young pigs”, *Intensive Care Medicine*, v.25, p. 1140-1146.
- LUCANGELO, U.; BERNABE', F.; BLANCH, L., 2005 “Respiratory Mechanics Derived From Signals in the Ventilator Circuit”, *Respiratory Care*, v. 50, n.1, p.55-65.

- LUTCHEN, K.R. 1990 “Sensitivity Analysis of Respiratory Parameters Uncertainties: Impact of Criterion Function Form and Constraints”. *Journal of Applied Physiology*, v. 68, p. 2139-2149.
- MEAD, J. 1956 “Measurement of inertia of the lungs at increased ambient pressure”, *Journal of Applied Physiology*, v. 9, p. 208–212.
- MEAD, J.; WHITTENBERGER, J.L.; RADFORD, E.P. Jr., 1957 “Surface tension as a factor in pulmonary volume-pressure hysteresis”, *Journal of Applied Physiology*, v.10, n.2, p. 191-196.
- MELO, P.L.; WERNECK, M.M.; GIANNELLA-NETO, A., 1998 “Linear servo-controlled pressure generator for forced oscillation measurements.” *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 36, p. 11-16.
- MODESTO, F. C. **Influência de Parâmetros Lineares e Não-lineares da Mecânica Respiratória num Modelo de Identificação de Hiperdistensão Pulmonar**, 2006. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2006.
- MILIC-EMILI, J., 2003 “A respiratory physiologist by hook or by crook”, *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v. 167, n. 9, p. 1167-1168.
- MOLS, G.; PRIEBE, H.-J.; GUTTMANN, J., 2006 “Alveolar recruitment in the acute lung injury”, *British Journal of Anaesthesia*, v.96, n.2, p.156-66.

MURAMATSU, K., YUKITAKE, K., NAKAMURA, M., MATSUMOTO, L.; MOTOHIRO, Y., 2001 “Monitoring of Nonlinear Respiratory Elastance Using A Multiple Linear Regression Analysis”, *The European Respiratory Journal*, v. 17, n. 6, p. 1158-1166.

NÈVE, V., de la ROQUE, LECLERC, F. *et al.*, 2000 “Ventilator-induced overdistension in children. Dynamic versus low-flow inflation volume-pressure curves” *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v.162, p. 139-147.

NÈVE, V.; LECLERC, F.; ROQUE, E.D.; LETEURTRE, S.; RIOU, Y. 2001 “Overdistension in ventilated children”, *Critical Care*, v. 5, n. 4, p. 196-203.

OFFICER, T. M.; PELLEGRINO, R.; BRUSASCO, V., *et al.*, 1998 “Measurement of pulmonary resistance and dynamic compliance with airway obstruction”, *Journal of Applied Physiology*, v. 85, n. 5, p. 1982-1988.

PACHECO, S. A. G. **Hiperdistensão e recrutamento cíclico alveolar durante anestesia geral em pacientes com pulmões sadios**, 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2007.

PESLIN, R.; FELICIO, J.S.; CHABOT, F.; DUVIVIER, C., 1992 “Respiratory mechanics studied by multiple linear regression in unsedated patients”, *The European Respiratory Journal*, v. 5, p. 871-878.

- PESLIN, B.; ROTGER, M.; FARRÈ, R.; NAVAJAS, D., 1996 “Assessment of respiratory pressure-volume nonlinearity in rabbits during mechanical ventilation”, *Journal of Applied Physiology*, v.80, n.5, p. 1637-1648.
- PETAK, F.; HAYDEN, M. J.; HANTOS, Z.; SLY, P. D., 1997 “Volume Dependence of Respiratory Impedance in Infants”, *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v.156, n. 4., p.1172-1177.
- PINO, A. V. **Ventilação Automática Protetora na Lesão Pulmonar Aguda**, 2004. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2004.
- PINO, A.V.; COSTA, J.C.G.D.; JANDRE, F.; GIANNELLA-NETO, A., 2002 Mecânica: Um programa para Análise do Sistema Respiratório. **Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, São Paulo, Brasil, p. 253-257.
- PINO, A.V.; KAGAMI, L.T.; JANDRE, F.C. *et al.* 2004 DAS – Um Programa de Aquisição e Processamento de Sinais para Engenharia Pulmonar. **Anais do III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica**. Paraíba, Brasil.
- POLESE, G.; ROSSI, A.; APPENDINI, L.; BRANDI, G.; BATES, J.H.T.; BRANDOLESE, R. 1991 “Partitioning of Respiratory Mechanics in Mechanically Ventilated Patients”, *Journal of Applied Physiology*, v. 71, n. 6, p. 2425-2433.
- RAHN, H., OTIS, A. B., CHADWICK, L. E., *et al.*, 1946 “The pressure-volume diagram of the thorax and lung” *American Journal of Physiology*, v. 146, p.161-178.

RANIERI, V.M.; ZHANG, H.; MASCIA, L.; AUBIN, M.; LIN, C.Y.; ENG, P.; SLUTSKY, A.S., 2000 “Pressure-Time Curve Predicts Minimally Injurious Ventilatory strategy in an Isolated Rat Lung Model”, *Anesthesiology*, v.93, n. 5, p.1320-1328.

ROUBY, J.J.; LU, Q.; GOLDSTEN, I. 2002 “Selecting the right level of positive end-expiratory pressure in patients with acute respiratory distress syndrome” *Respiratory Critical Care Medicine*, v.165, p.1182-1186.

ROUBY, J.J.; CONSTANTIN, J.M.; GIRARDI, C.R.A.; ZHANG, M.; LU, Q., 2004 “Mechanical Ventilation in Patients with Acute Respiratory Distress Syndrome” *Anesthesiology* v.101, n.1.

SUAREZ-SIPMANN, F.; BÖHM, S.H.; TUSMAN, G.; PESCH, T.; THAMM, O.; REISSMANN, H.; RESKE, A.; MAGNUSSON, A.; HEDENSTIERNA, G. 2007 “Use of dynamics compliance for open lung positive end-expiratory pressure titration in an experimental study”, *Critical Care Medicine*, v.35, n. 1, p. 1-8.

SULLIVAN, M.; PALIOTTA, J.; SAKLAD, M., 1976 “Endotracheal tube as a factor in measurement of respiratory mechanics”, *Journal of Applied Physiology*, v. 41, n. 4, p. 590-592

STENQVIST, O., 2003 “Practical Assessment of Respiratory Mechanics” *British Journal of Anaesthesia*, v. 91, n.1, p. 92-105.

- VENEGAS, J.G.; HARRIS, R.S.; SIMON, B.A., 1998 “A comprehensive equation for the pulmonary pressure-volume curve. *Journal of Applied Physiology*, v. 84, n. 1, p. 389-395.
- VIEILLARD-BARON, A., JARDIN, F., ROUBY, J. J., *et al.*, 2003 “Right level of positive end-expiratory pressure in acute respiratory distress syndrome” *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v. 167, n. 11, p. 1576-1577.
- VIEIRA, S.R., 1999 “Curvas de complacência ou curvas pressão-volume na insuficiência respiratória aguda” *Jornal de Pneumologia*, v. 25, n. 6, p. 335-339.
- WAGERS, S.; LUMDBLAD, L.; MORIYA, H.T.; BATES, J.H.T.; IRVIN, C.G., 2002 “Nonlinearity of respiratory mechanics during bronchoconstriction in mice with airway inflammation” *Journal of Applied Physiology*, v.92, p. 1802-1807.
- WEST, J. B. 1995 “Respiratory Physiology – the essentials”, Boston. Williams & Wilkins.
- YUKITAKE, K.; MOTOHIRO, Y.; MATSUMOTO, I.; NAKAMURA, M.; MURAMATSU, K.; MOPRI, T.; MITSUDOME, A., 1999 “Effect of respiratory inertance on elastance and resistance measurement using multiple linear regression analysis during mechanical ventilation” *Medicine Bull Fukuoka University*, v.26, p. 199-204.

APÊNDICE 1 – CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS DOS PACIENTES SELECIONADOS PARA O ESTUDO

Paciente	Peso (kg)	Idade (anos)	Altura (cm)	Duração da cirurgia (minutos)
1	73,7	41	157	245
2	69,0	49	164	175
3	58,0	52	171	190
4	72,8	35	158	180
5	63,5	47	167	240
6	69,2	49	153	190
7	55,6	53	152	115
8	65	49	154	195
9	60,8	41	159	150
10	70,2	63	150	142
11	70,3	56	152	90
12	93,6	45	163	207
13	68,2	63	153	330
14	73,1	43	162	245
15	54,8	62	147	185
Média	67,8	49	157	192
Desvio-Padrão	9,5	8	7	59

APÊNDICE 2 – DISTRIBUIÇÃO DA MEDIANA DO %E₂ ESTIMADOS PARA OS CICLOS DE CADA PACIENTE

Critério de inclusão proposto por Pacheco (2007)

$$1 - R^2 < 2 \times \left(1 - \overline{R^2} \right)$$

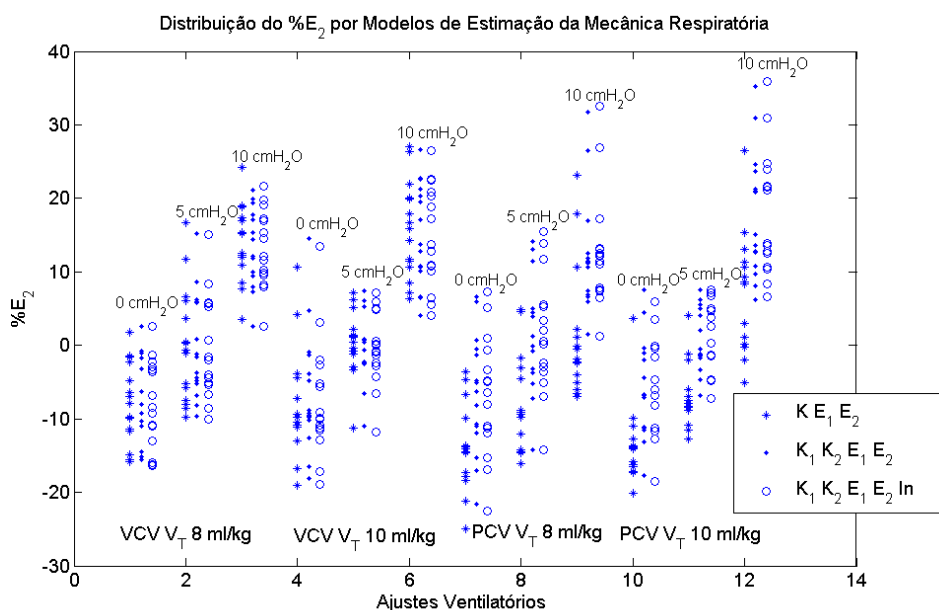
onde R^2 é o coeficiente de determinação estatístico do ciclo a ser avaliado e $\overline{R^2}$ é o coeficiente de determinação estatístico médio do sinal estudado.

Critério de Exclusão utilizado no presente trabalho

$$(3 \times sd) + a < x < b + (3 \times sd)$$

onde a e b correspondem aos valores do %E₂ do ciclo do 1º e do 3º quartil, respectivamente, sd corresponde ao desvio padrão dado pela média dos %E₂ dos ciclos oriundos da exclusão do primeiro e último ciclos do sinal original e x corresponde ao %E₂ dos ciclos a serem analisados.

Figura 1 – Distribuição do %E₂ estimados pelos três modelos de estimativa propostos com aplicação do critério de exclusão



APÊNDICE 3 – FUNÇÕES UTILIZADAS NA CONSTRUÇÃO DOS FILTROS DIGITAIS EMPREGADOS NOS CANAIS DE VAZÃO E PRESSÃO

- **Filtro tipo 0 (4ª ordem, fase não=nula)**

```
mecanica
Mecanica_Importar('AbrirDAS_BIN');
Sinal.Nome
Pboca= Sinal.Dado(:,1);
Fluxo= Sinal.Dado(:,2);

Fc1=10;
Fc2=20;
Fs=200;
[B A]=butter(4,Fc1/Fs*2,'low');
[D C]=butter(4,Fc2/Fs*2,'low');

Fluxof10_0 = filter(B, A, Fluxo);
Fluxof10_0 = filter(B, A, Fluxof10_0);

Pressaof10_0 = filter(B, A, Pboca);
Pressaof10_0 = filter(B, A, Pressaof10_0);
```

- **Filtro tipo 1 (4ª ordem, fase nula)**

```
mecanica
Mecanica_Importar('AbrirDAS_BIN');
Sinal.Nome
Pboca= Sinal.Dado(:,1);
Fluxo= Sinal.Dado(:,2);

Fc1=10;
Fc2=20;
Fs=200;
[B A]=butter(4,Fc1/Fs*2,'low');
[D C]=butter(4,Fc2/Fs*2,'low');

Fluxof10_1 = filtfilt(B, A, Fluxo);

Pressaof10_1 = filtfilt(B, A, Pboca);
```

- **Filtro tipo 2 (2ª ordem, fase não-nula)**

```
mecanica
Mecanica_Importar('AbrirDAS_BIN');
Sinal.Nome
Pboca= Sinal.Dado(:,1);
Fluxo= Sinal.Dado(:,2);

Fc1=10;
Fc2=20;
Fs=200;
[B A]=butter(4,Fc1/Fs*2,'low');
[D C]=butter(4,Fc2/Fs*2,'low');
```

```
[F E]=butter(2,Fc1/Fs*2,'low');  
[H G]=butter(2,Fc2/Fs*2,'low');  
  
Fluxof10_3 = filter(F, E, Fluxo);  
Fluxof10_3 = filter(F, E, Fluxof10_3);  
  
Pressaof10_3 = filter(F, E, Pboca)  
Pressaof10_3 = filter(F, E, Pressaof10_3);
```

APÊNDICE 4 – EXEMPLO DE UM HISTOGRAMA DA DISTRIBUIÇÃO DO % E_2 COMPARADO A DISTRIBUIÇÃO NORMAL

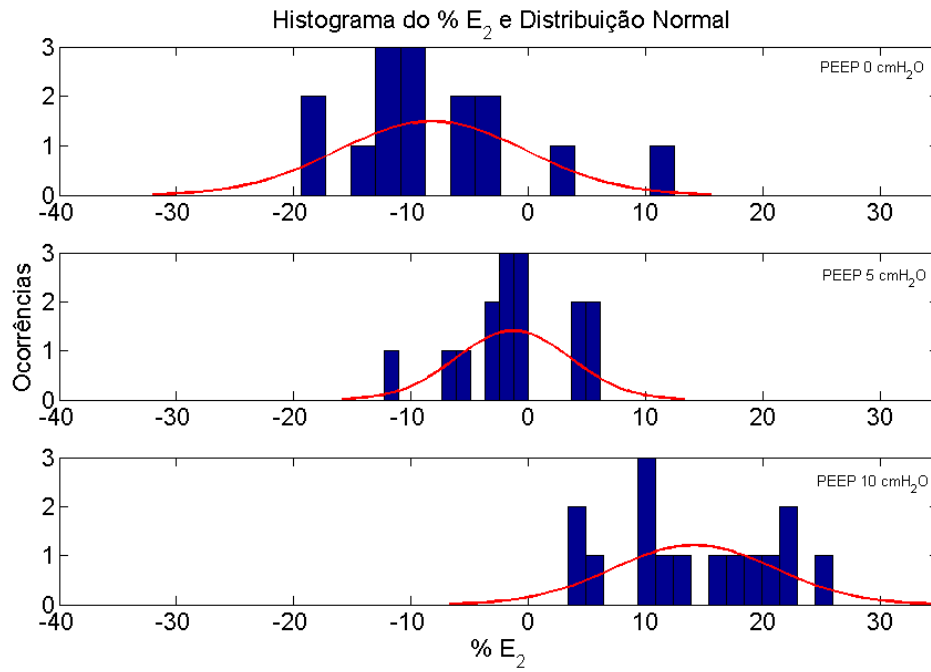
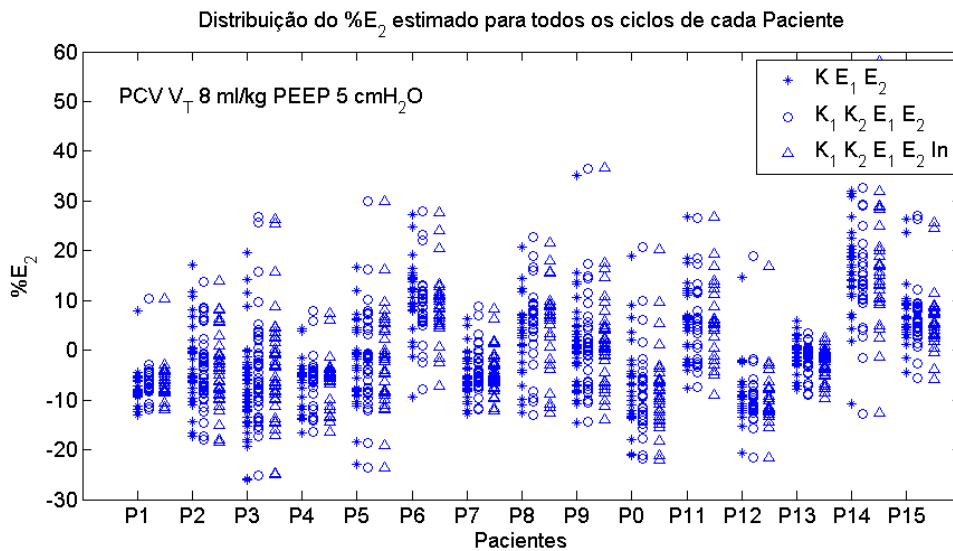
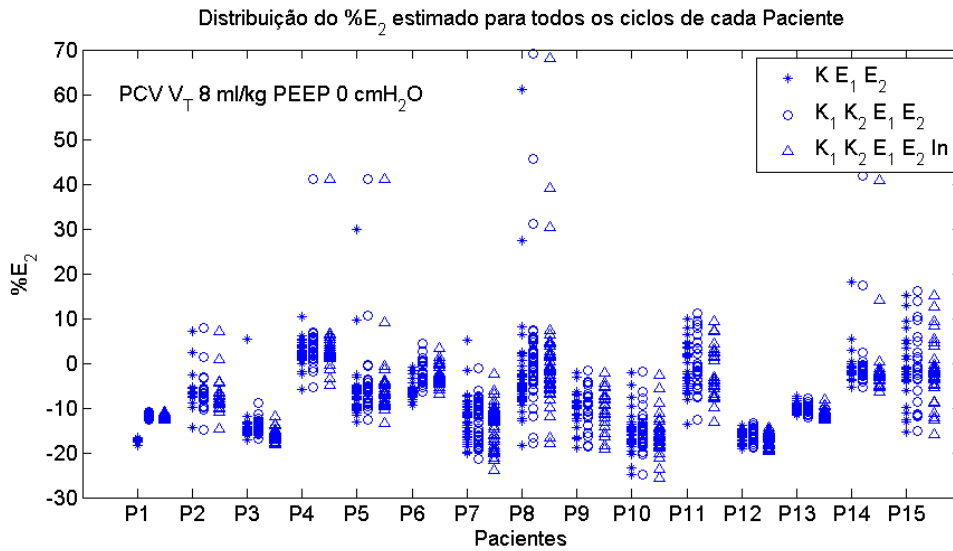


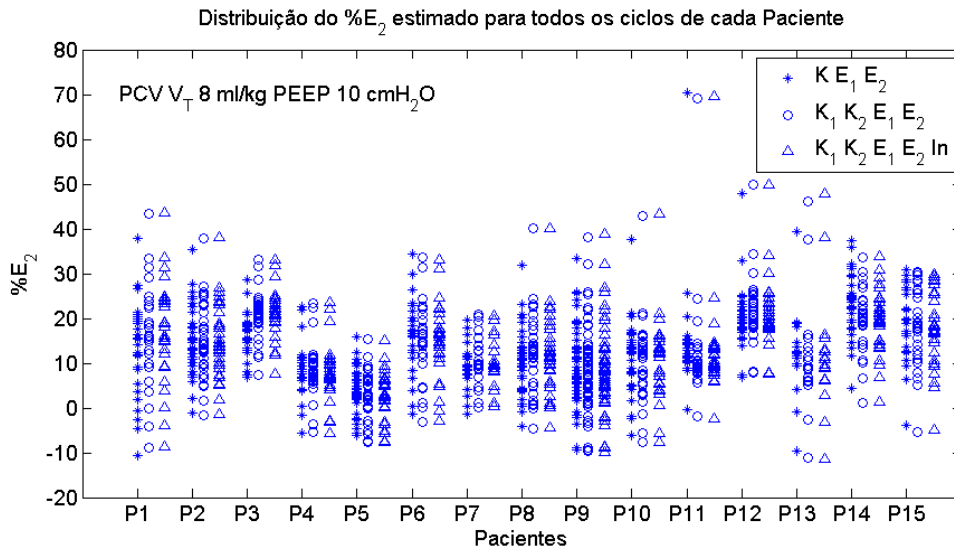
Figura 1 - Histograma de ocorrência do % E_2 comparado a distribuição normal do sinal ventilatório ajustado em modo VCV, V_T de 10 ml/kg e PEEP de 0, 5 e 10 cmH₂O, com atraso de 5 ms no canal de vazão em relação ao canal de pressão.

APÊNDICE 5 – DISTRIBUIÇÃO DO $\%E_2$ DOS CICLOS DOS PACIENTES DA BASE DE DADOS

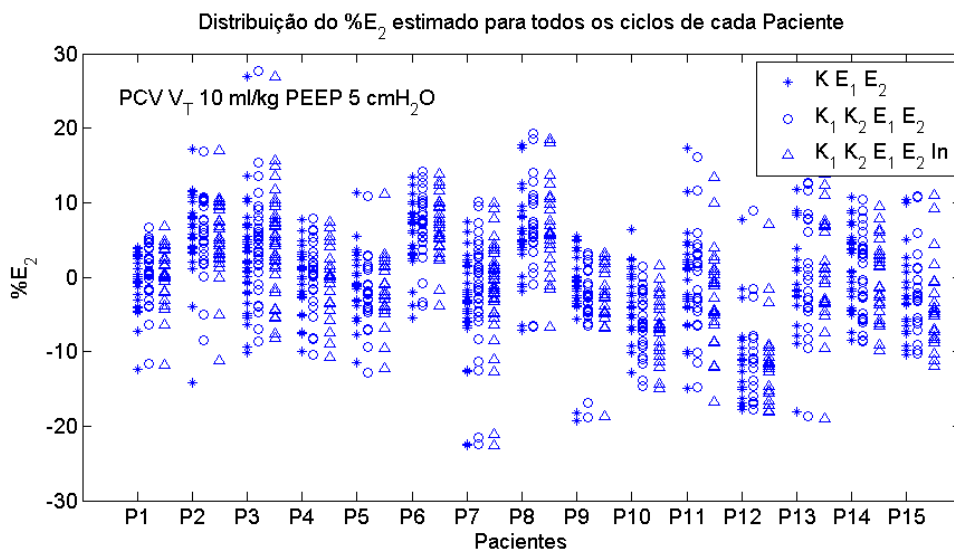
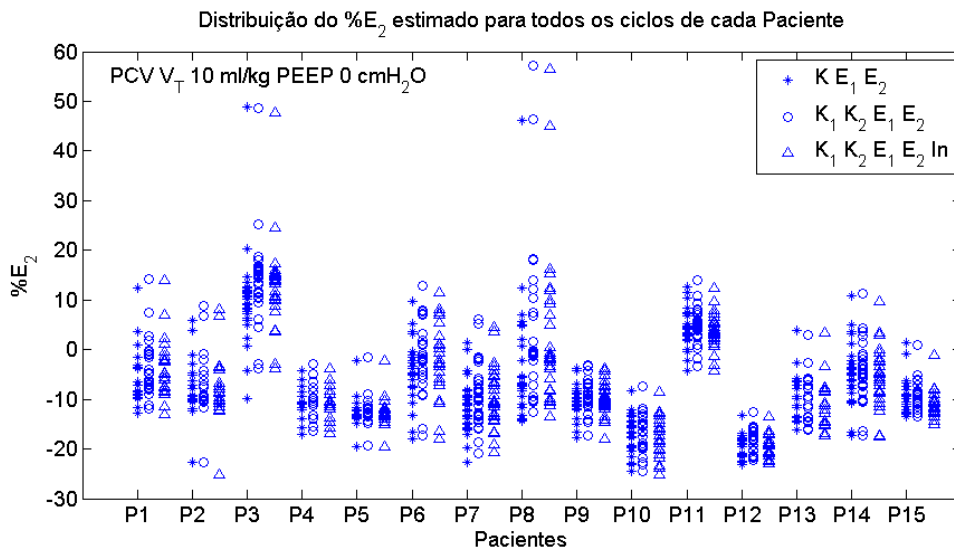
$\%E_2$ dos ciclos sem aplicação do critério de exclusão (equação 4.7)

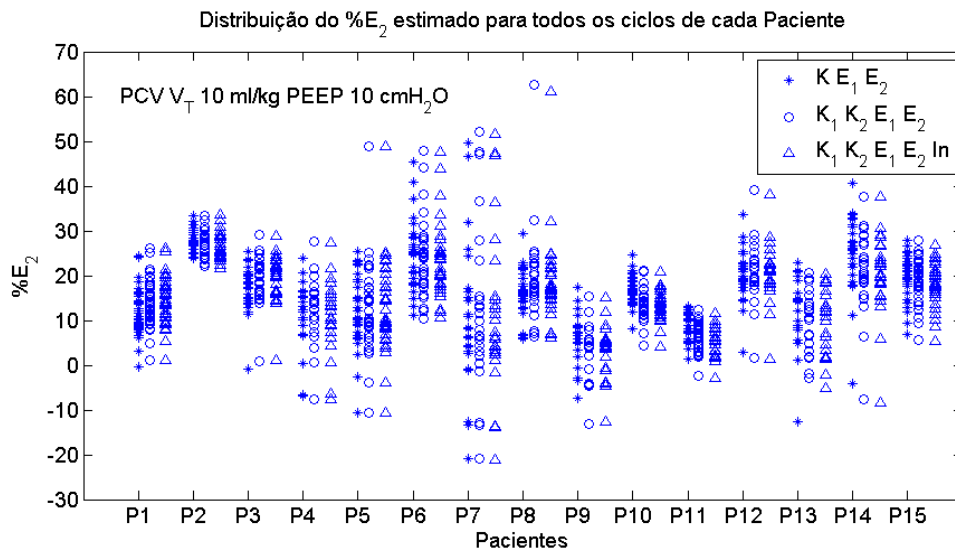
- Modo PCV e V_T de 8ml/kg



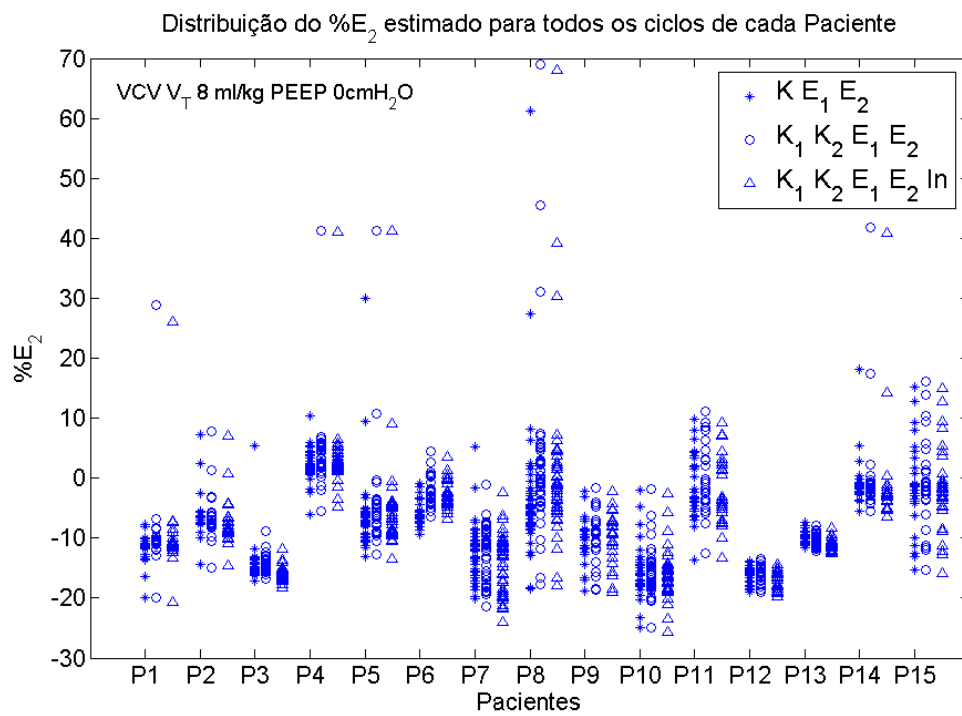


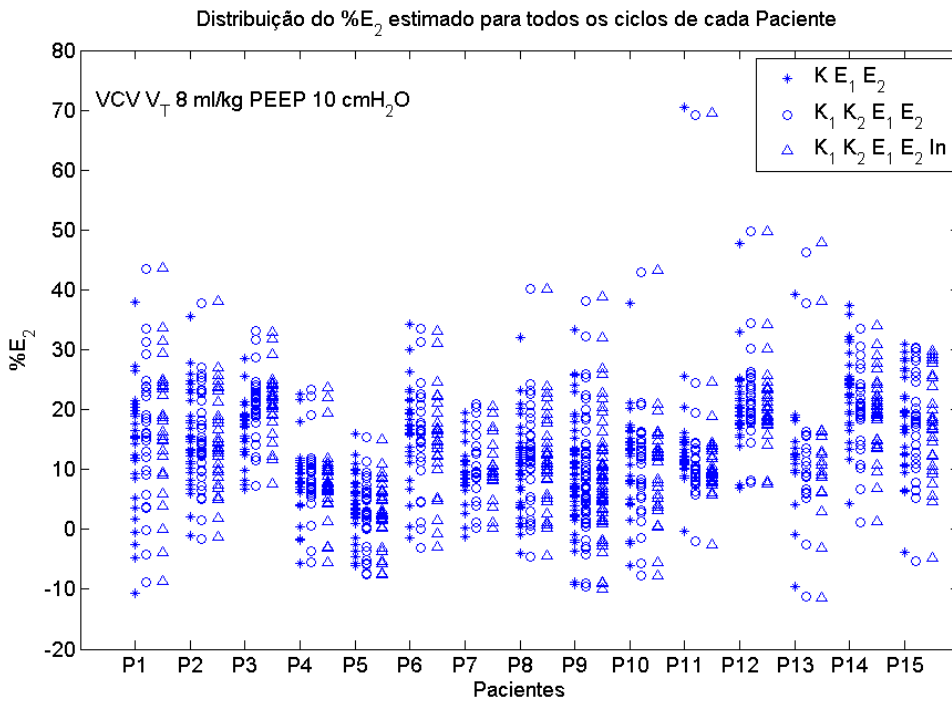
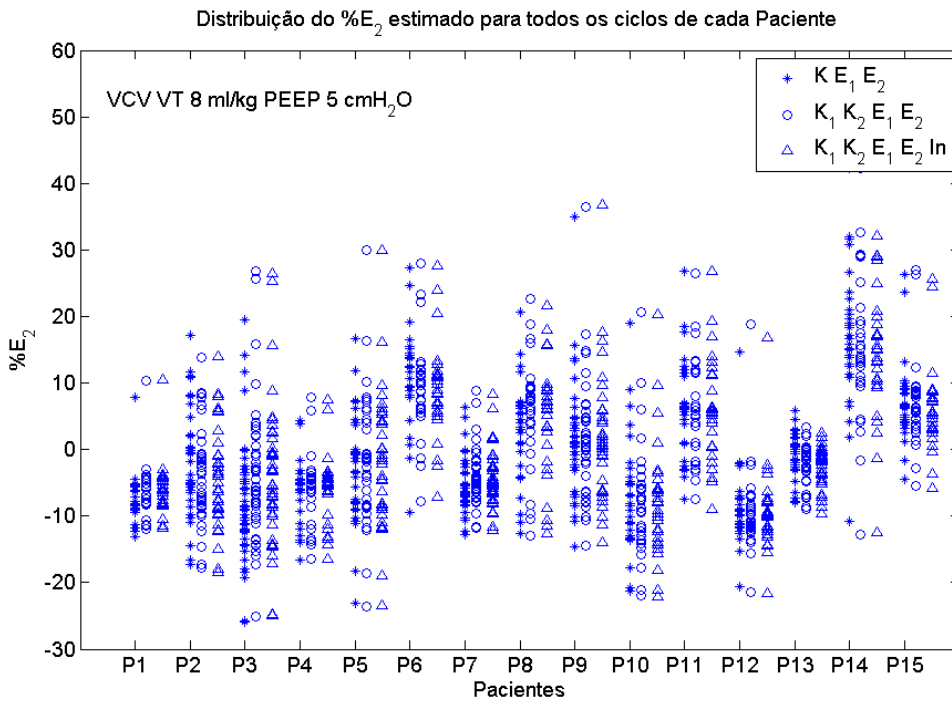
- Modo PCV e V_T de 10ml/kg



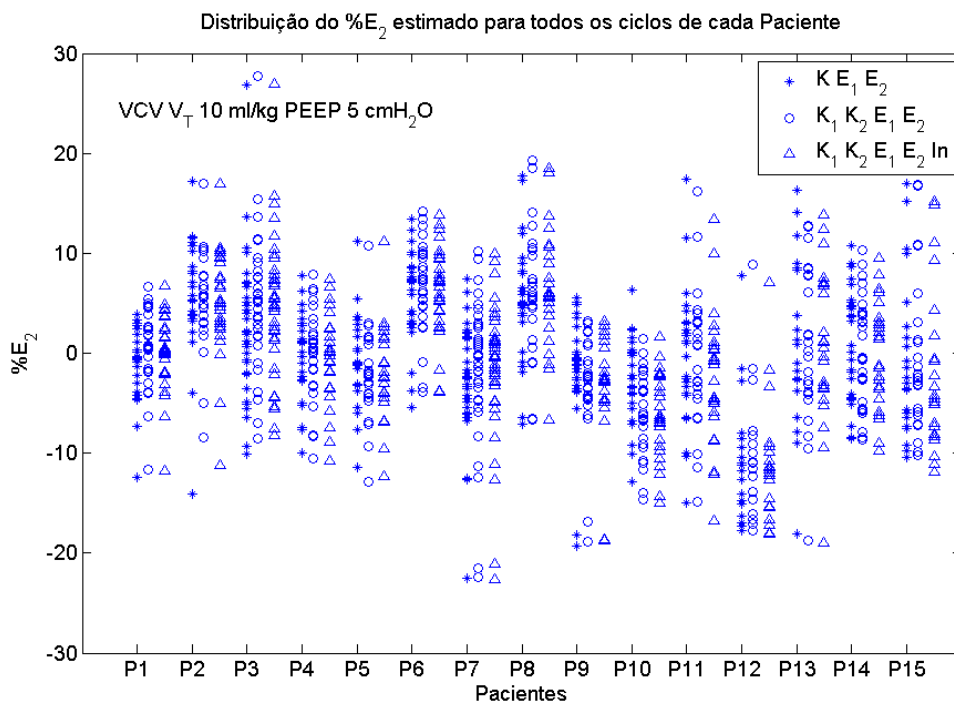
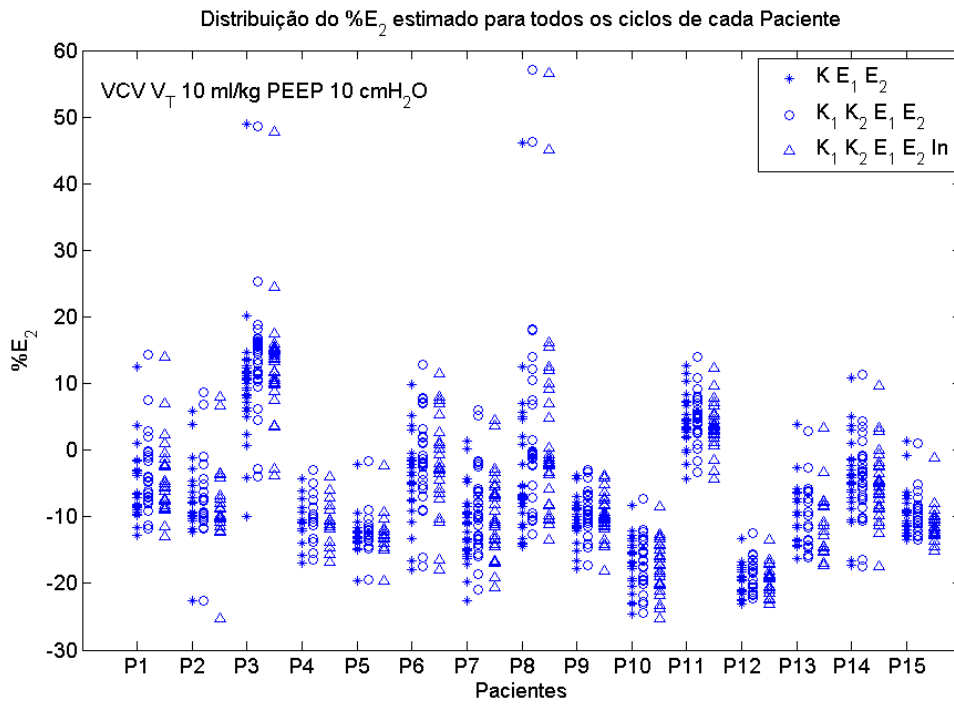


- Modo VCV, V_T 8 ml/kg

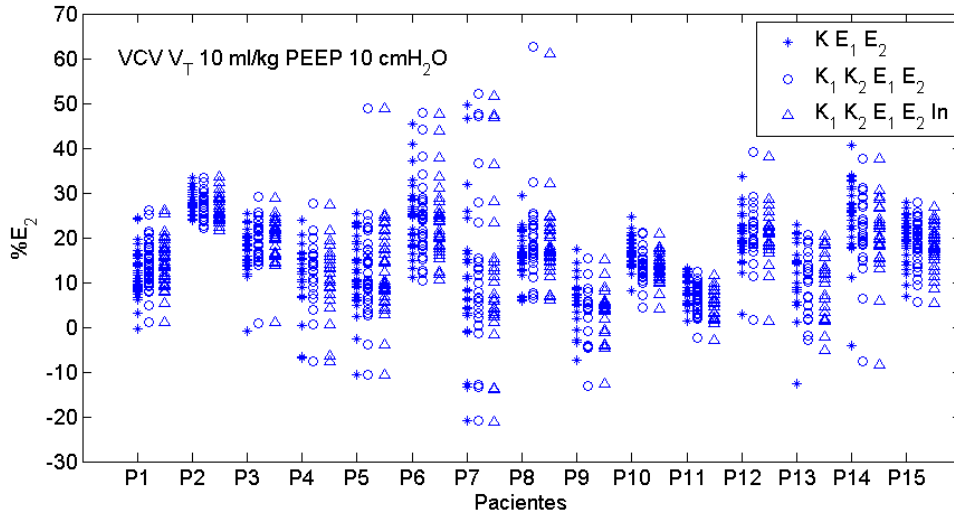




- Modo VCV, V_T 10 ml/kg



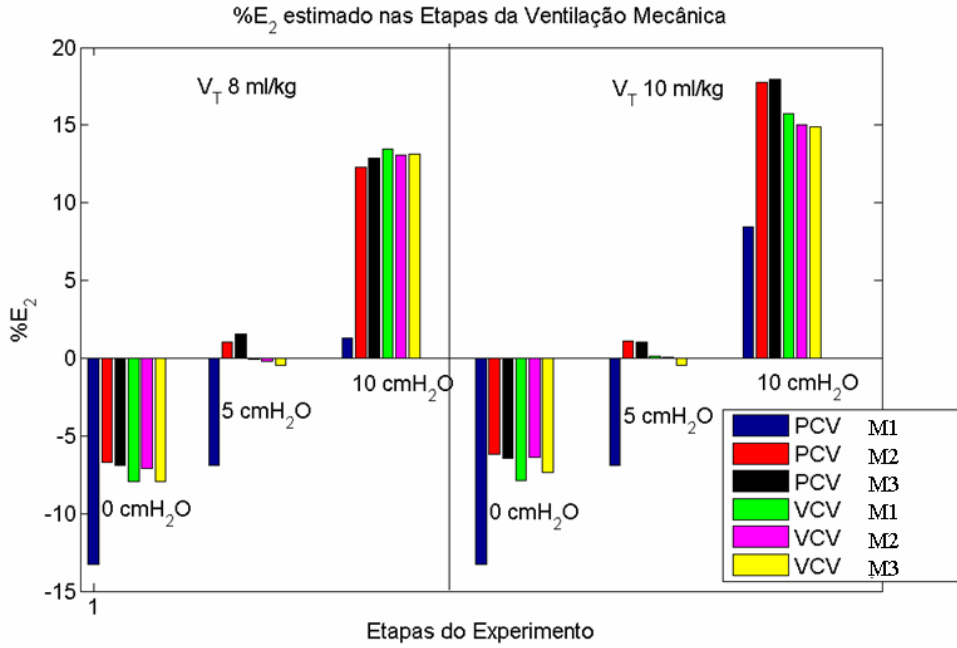
Distribuição do %E₂ estimado para todos os ciclos de cada Paciente



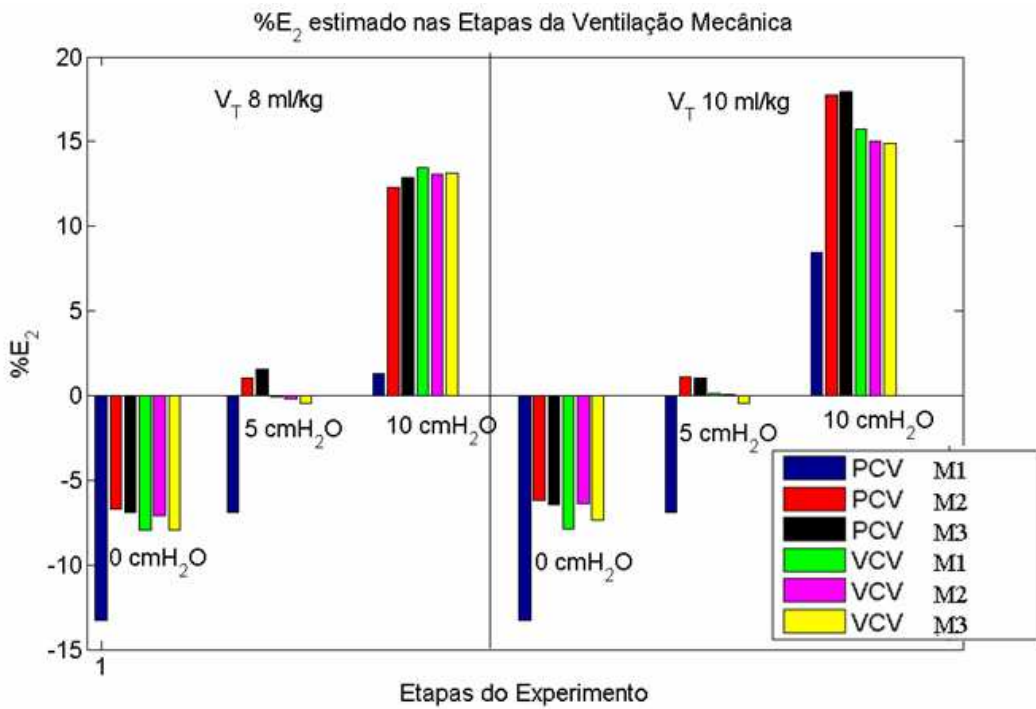
APÊNDICE 6 – EVOLUÇÃO DA ESTIMATIVA DO $%E_2$ DOS SINAIS COM ATRASOS COM O AUMENTO DA PEEP

- Canal de Pressão

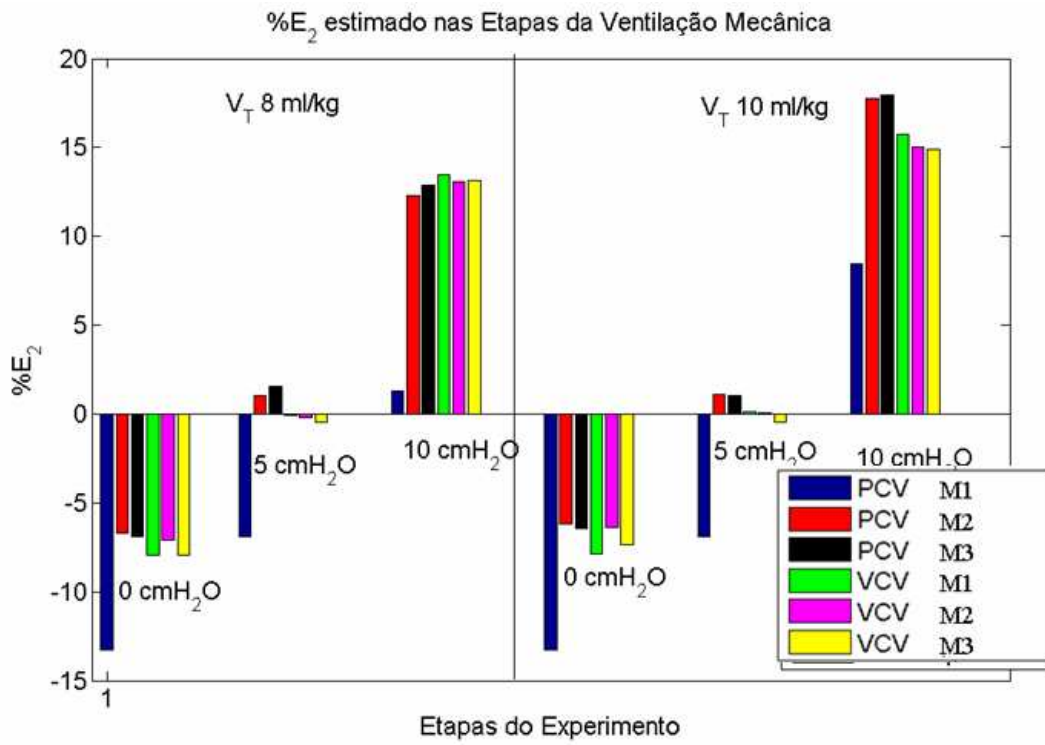
Atraso de 5 ms



Atraso de 10 ms

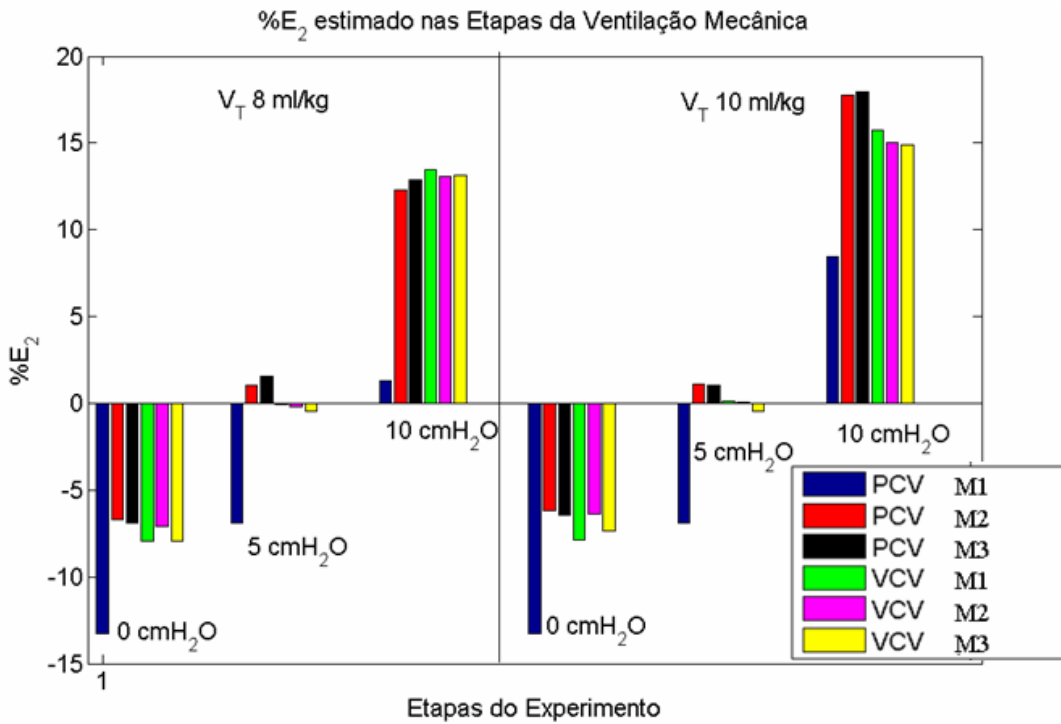


Atraso de 20 ms

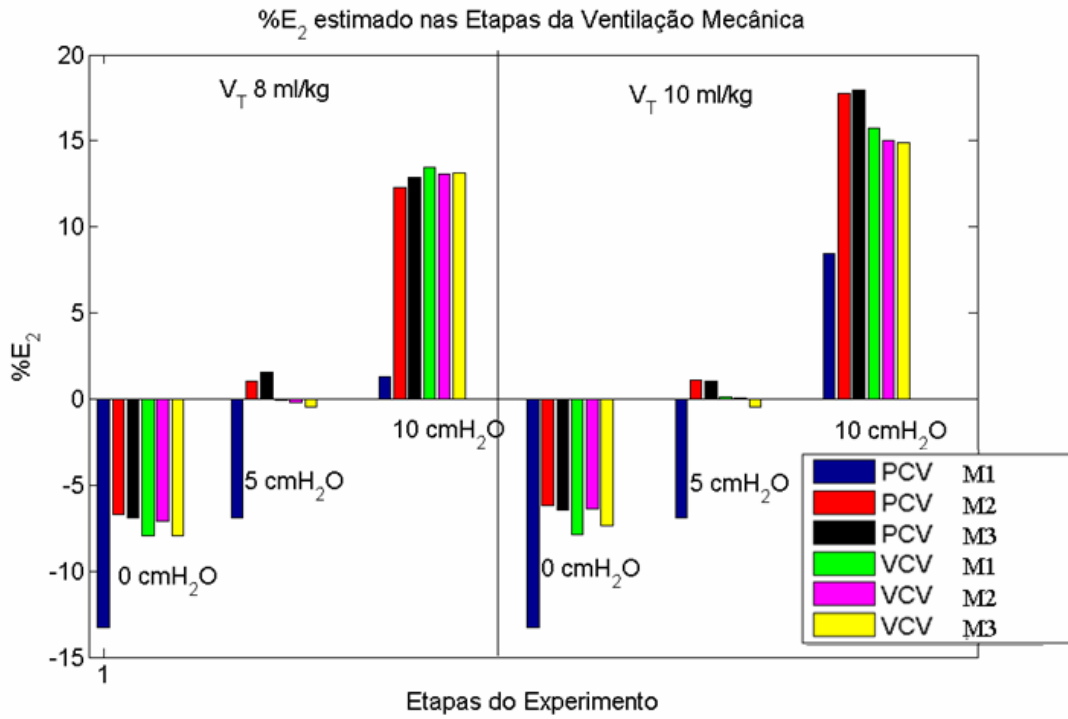


- Canal de Vazão**

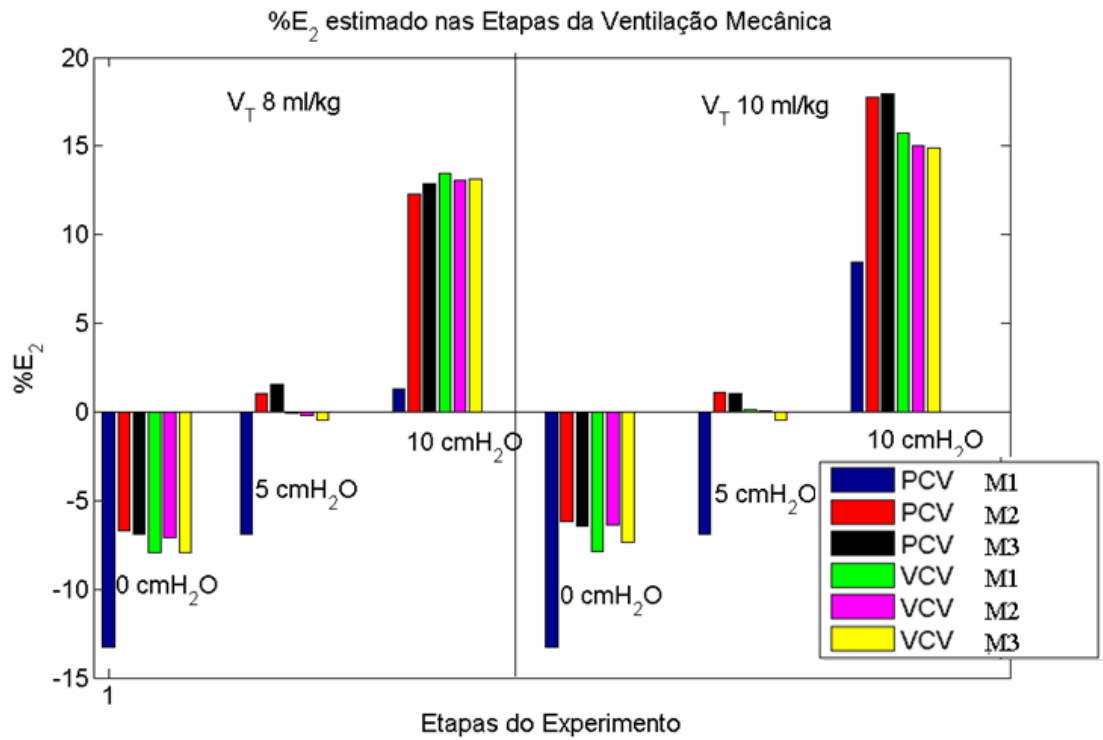
Atraso de 5 ms



Atraso de 10 ms

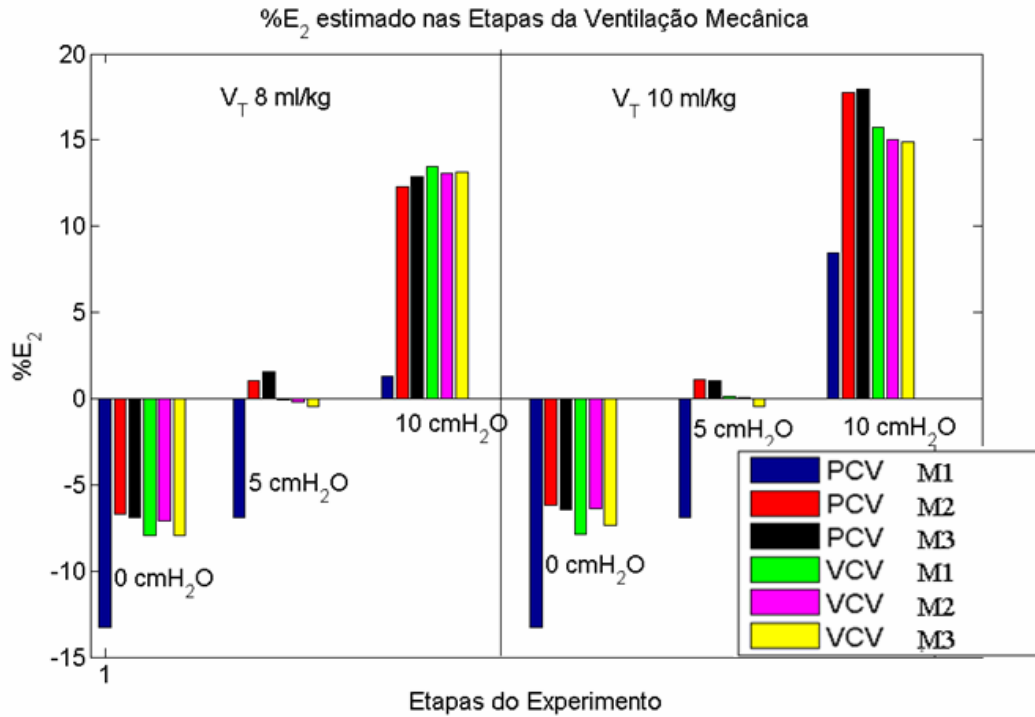


Atraso de 20 ms

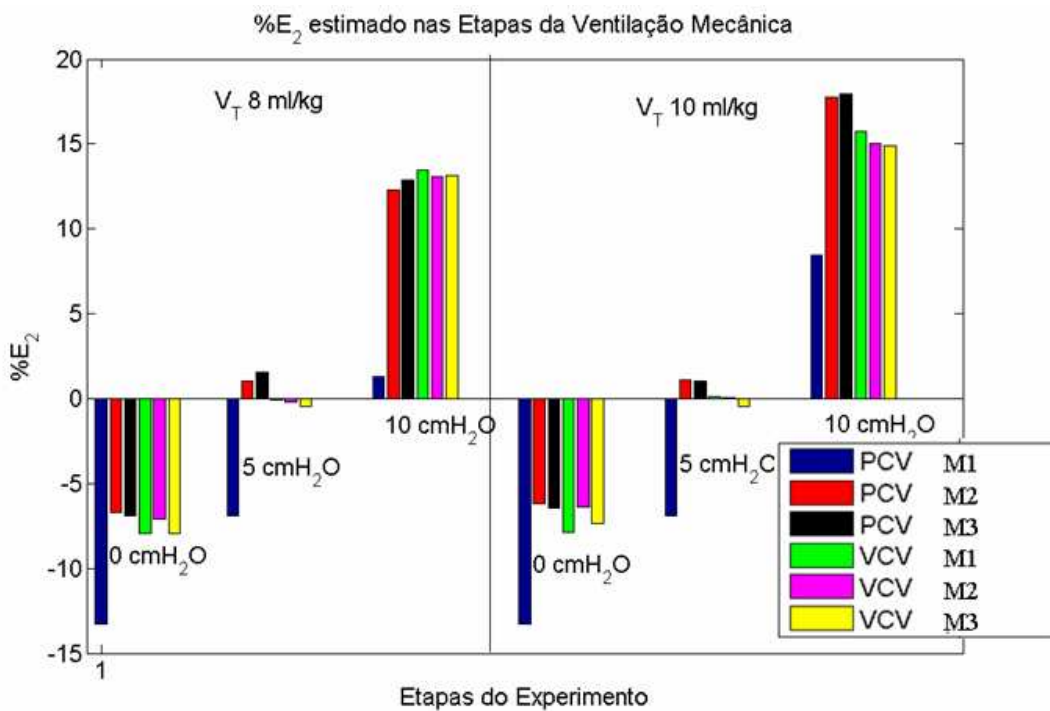


APÊNDICE 7 - EVOLUÇÃO DA ESTIMATIVA DO %E₂ DOS SINAIS FILTRADOS COM FREQUÊNCIA DE CORTE IDÊNTICA COM O AUMENTO DA PEEP

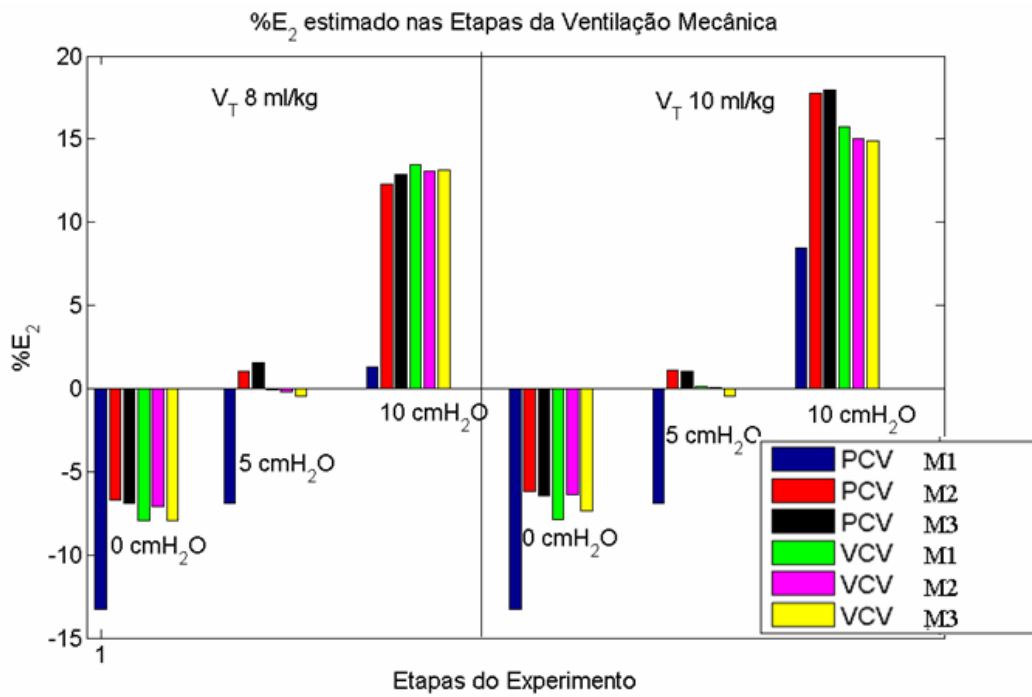
- Filtro FC de 10 Hz, tipo 0



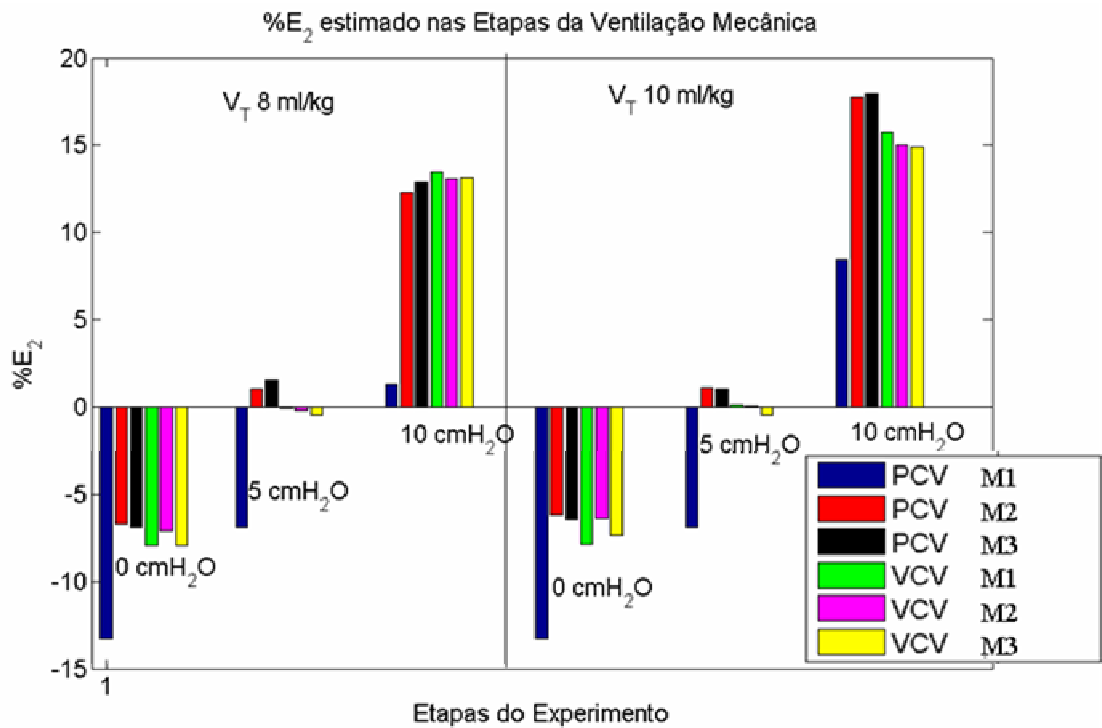
- Filtro FC de 10 Hz, tipo 1



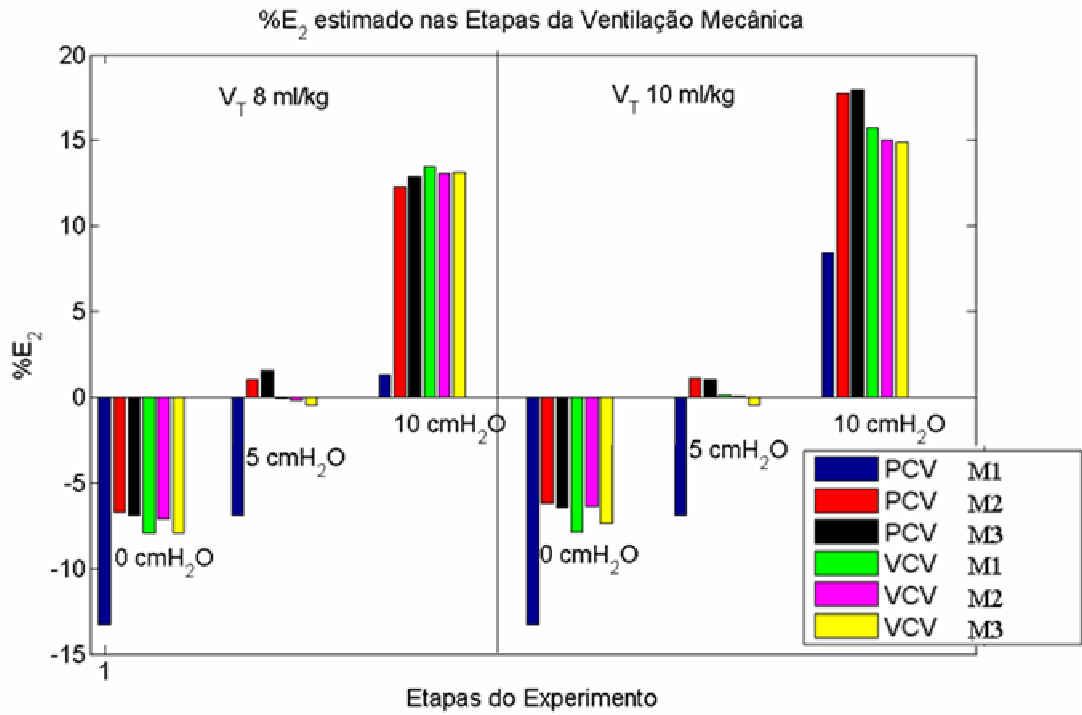
- Filtro FC de 10 Hz, tipo 2



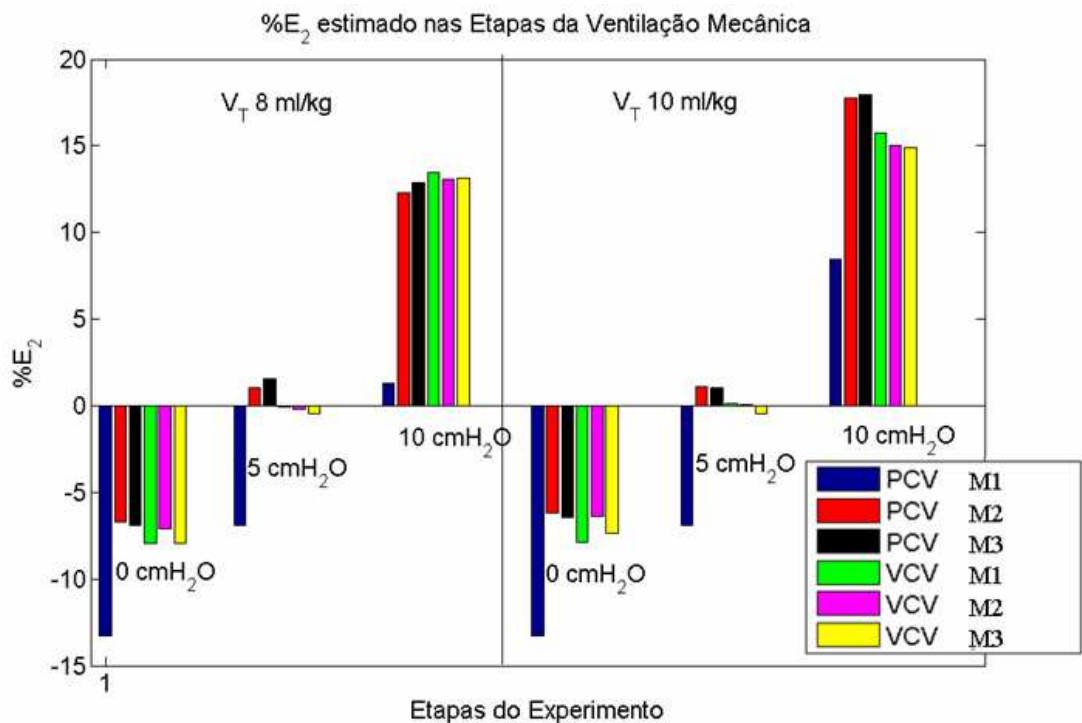
- Filtro FC de 20 Hz, tipo 0



- Filtro FC de 20 Hz, tipo 1

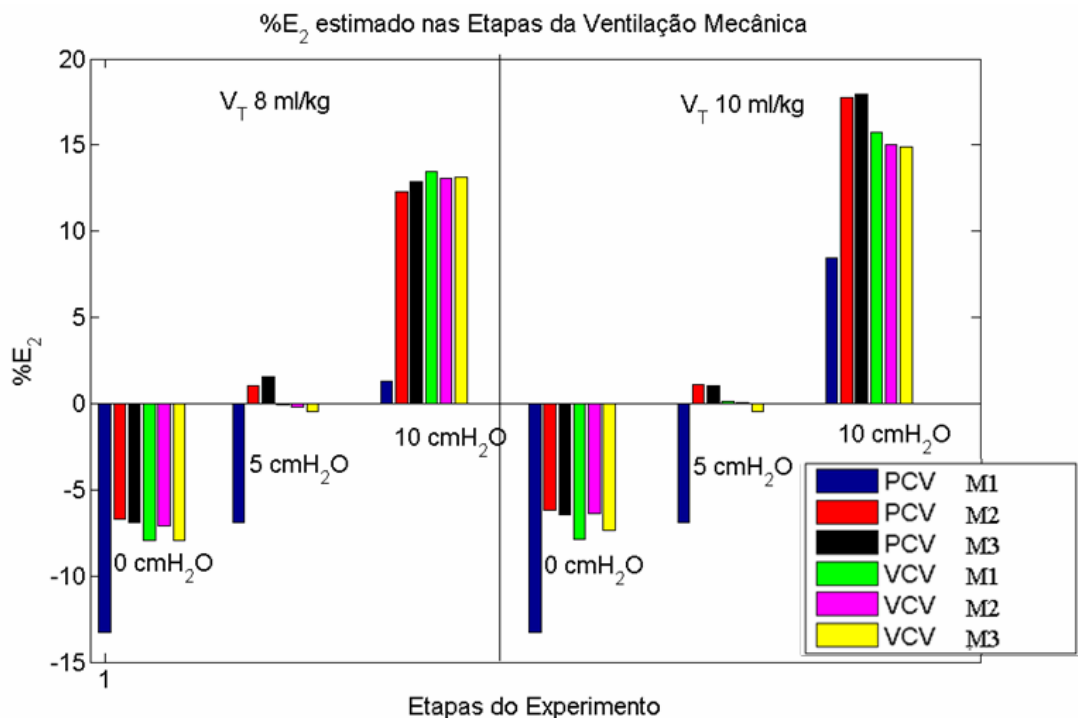


- Filtro FC de 20 Hz, tipo 2

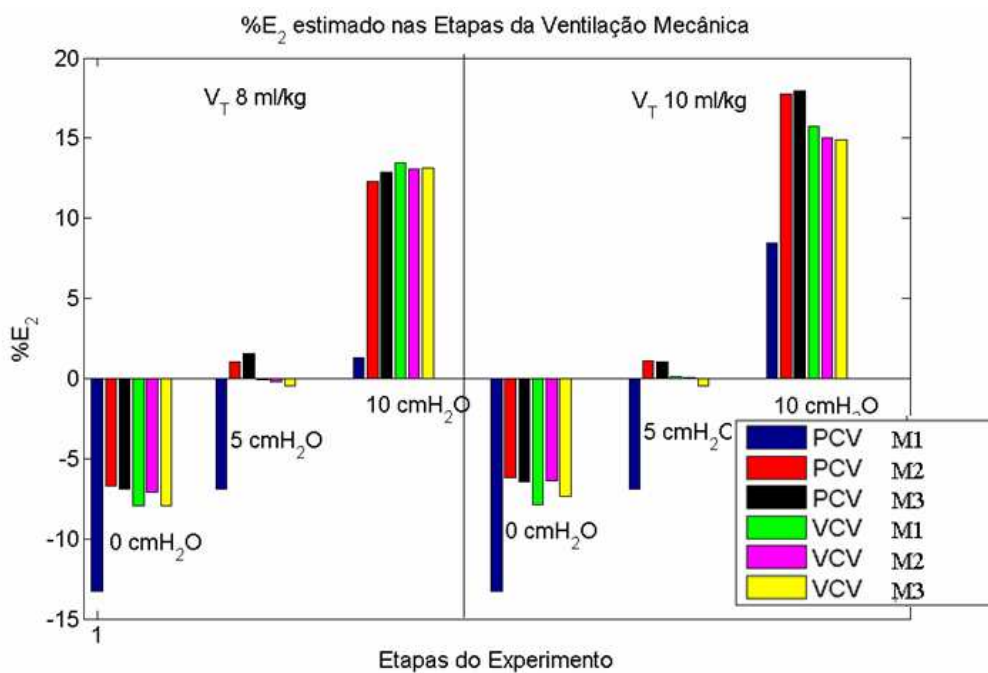


APÊNDICE 8 - EVOLUÇÃO DA ESTIMATIVA DO %E₂ DOS SINAIS FILTRADOS COM FREQUÊNCIA DE CORTE DIFERENTE COM O AUMENTO DA PEEP

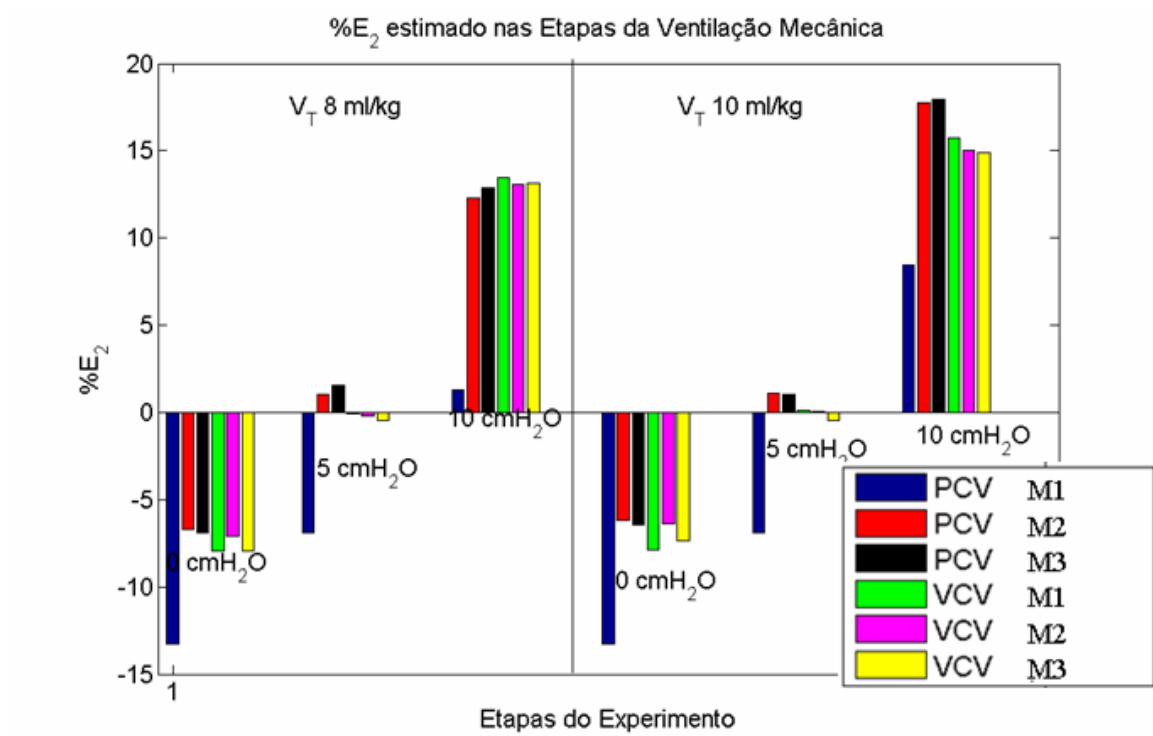
- FC 10 Hz no canal de vazão e 20 Hz no canal de pressão, tipo 0



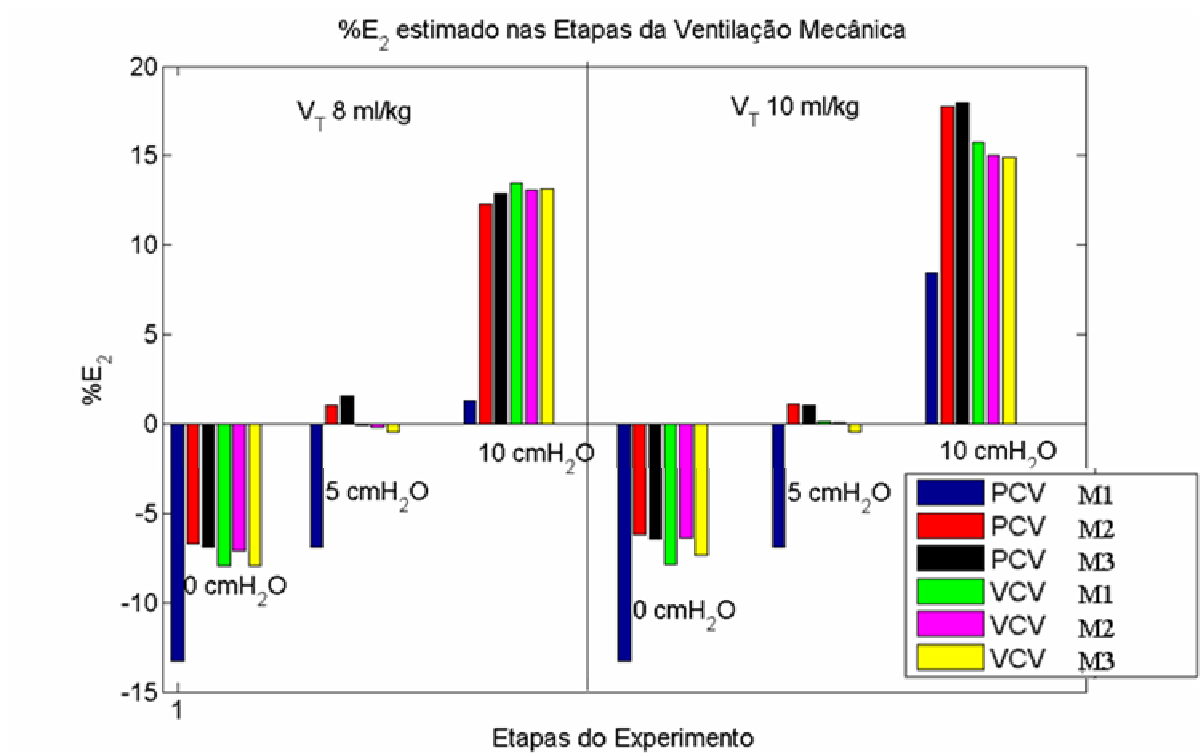
- FC 10 Hz no canal de vazão e 20 Hz no canal de pressão, tipo 1



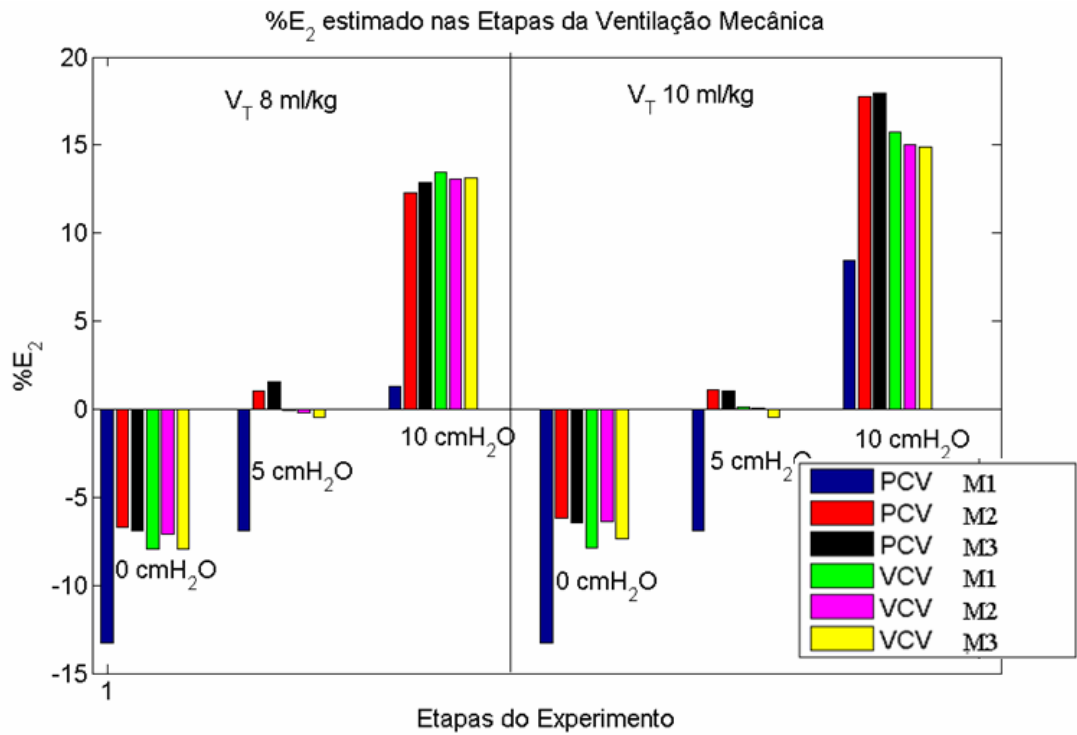
- FC 10 Hz no canal de vazão e 20 Hz no canal de pressão, tipo 2



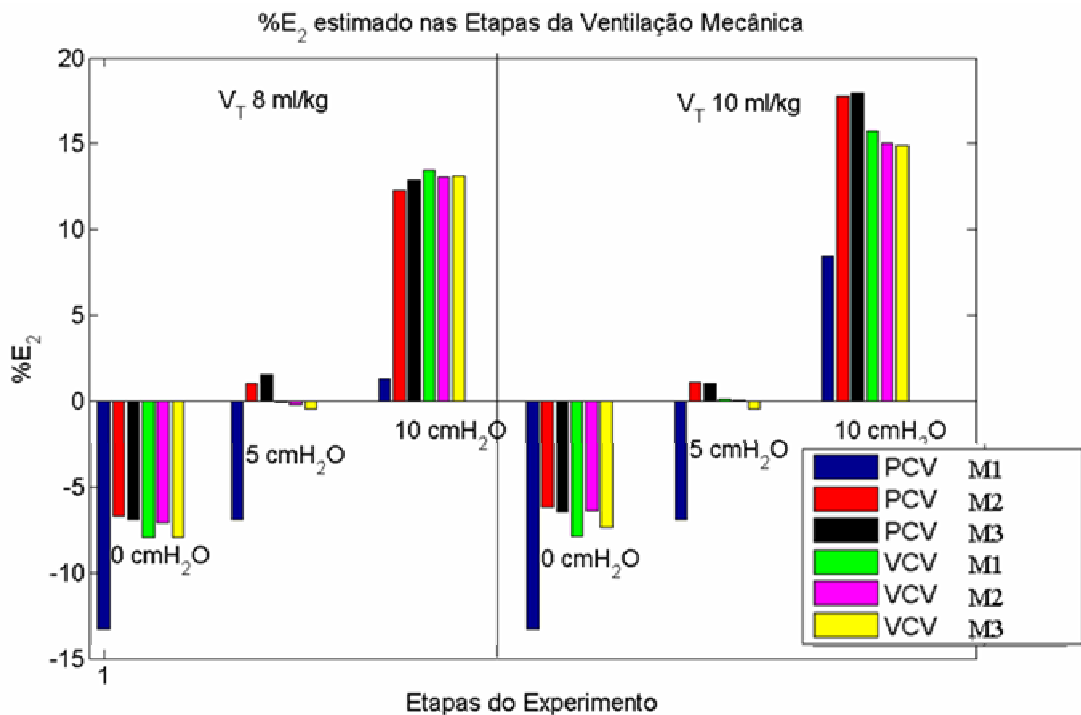
- FC 20 Hz no canal de vazão e 10 Hz no canal de pressão, tipo 0



- FC 20 Hz no canal de vazão e 10 Hz no canal de pressão, tipo 1

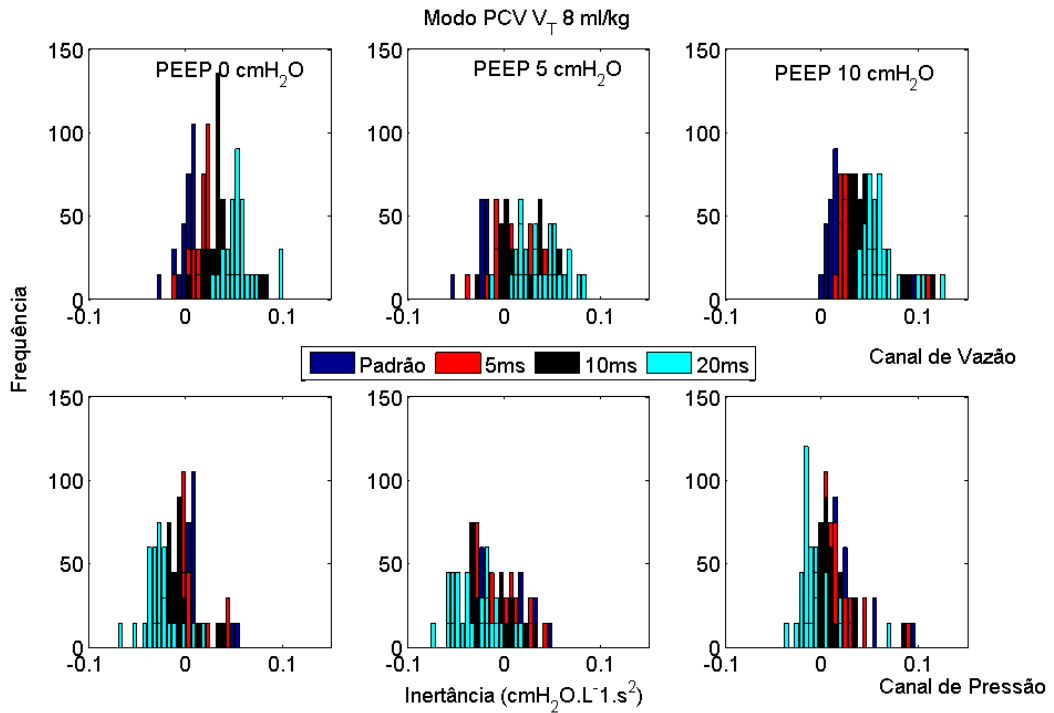


- FC 20 Hz no canal de vazão e 10 Hz no canal de pressão, tipo 2

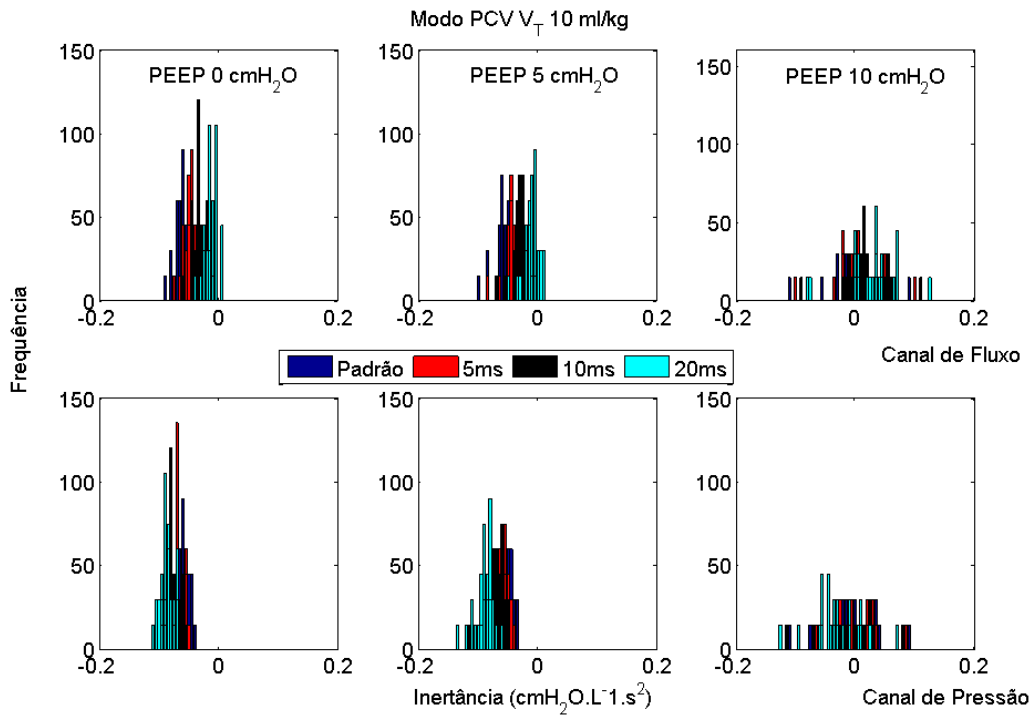


APÊNDICE 9 – HISTOGRAMA DO COMPORTAMENTO DA INERTÂNCIA PARA OS SINAIS PROCESSADOS COM ATRASOS

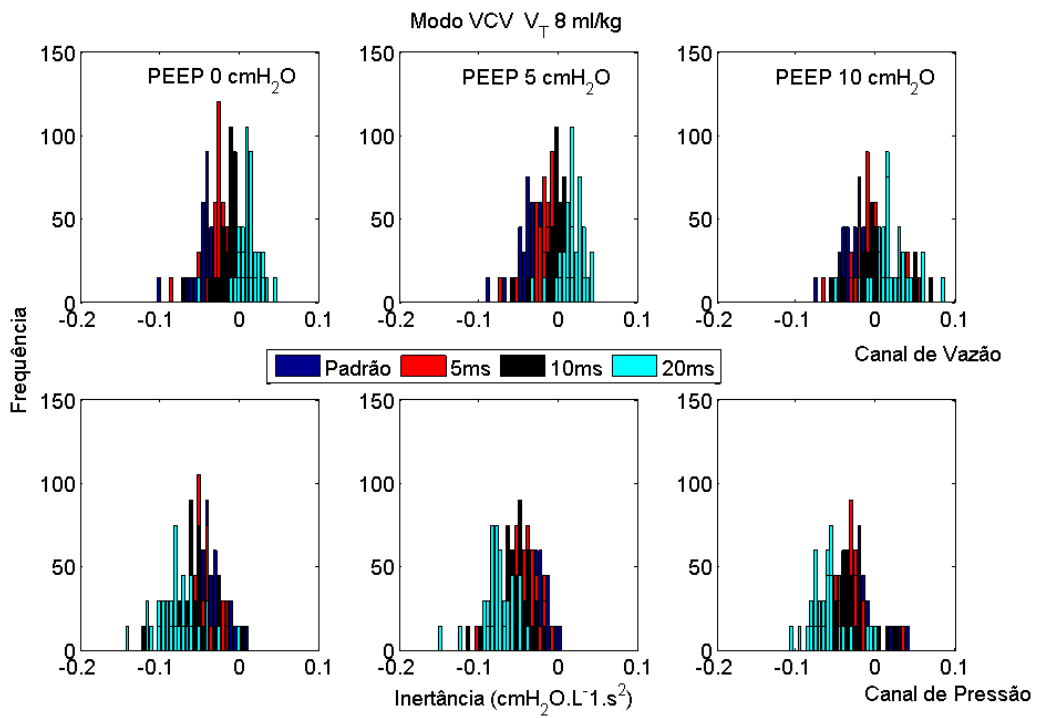
- Modo PCV, V_T de 8 ml/kg



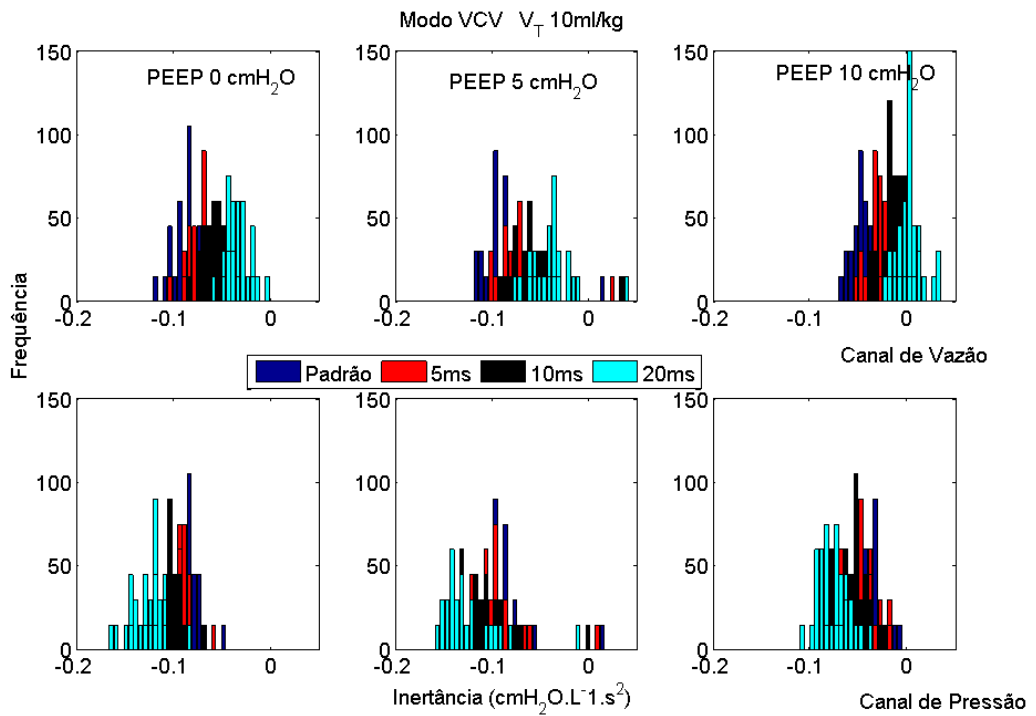
- Modo PCV, V_T de 10 ml/kg



- Modo VCV, V_T de 8 ml/kg

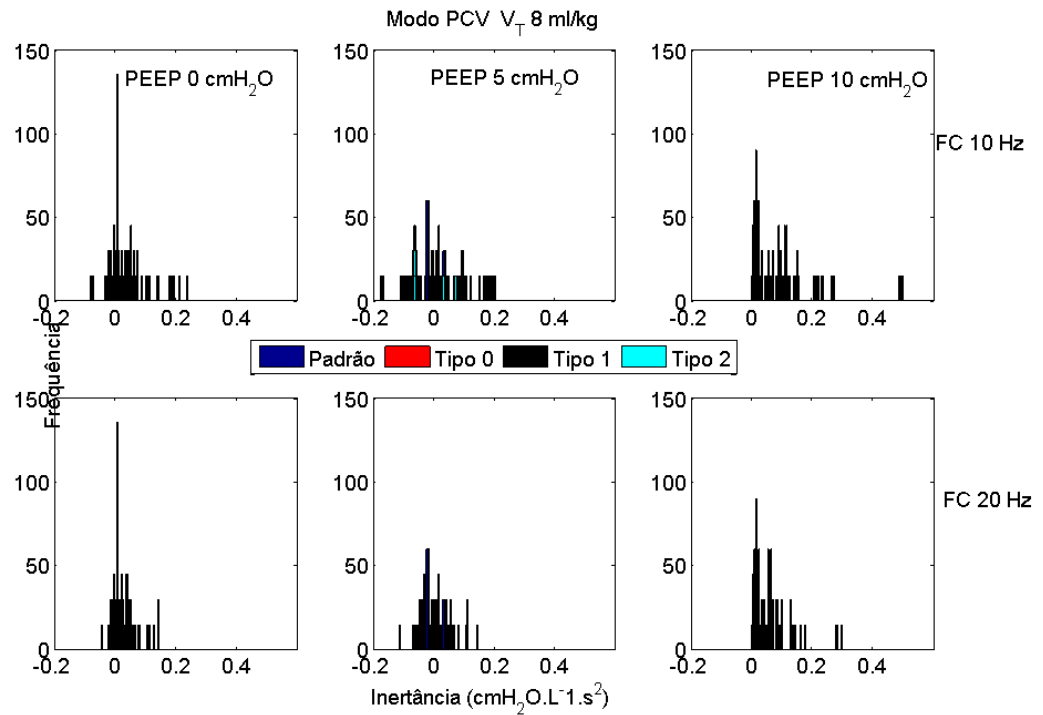


- Modo VCV, V_T de 10 ml/kg

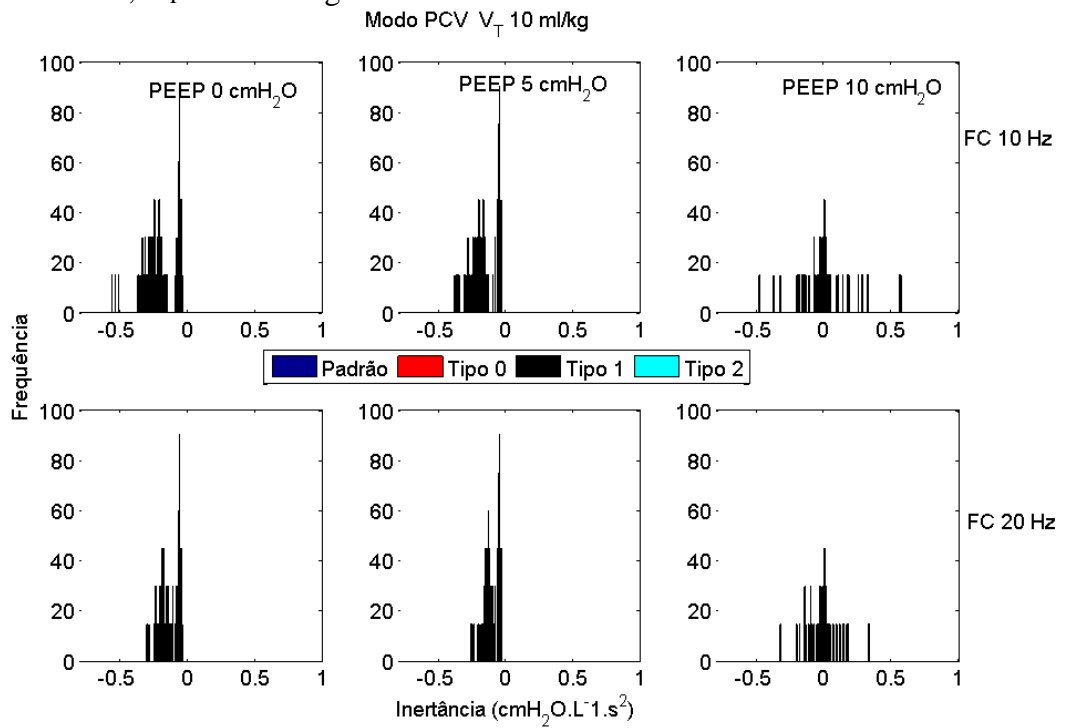


APÊNDICE 10 – HISTOGRAMA DO COMPORTAMENTO DA INERTÂNCIA PARA OS SINAIS PROCESSADOS COM FILTROS (FC IDÊNTICA)

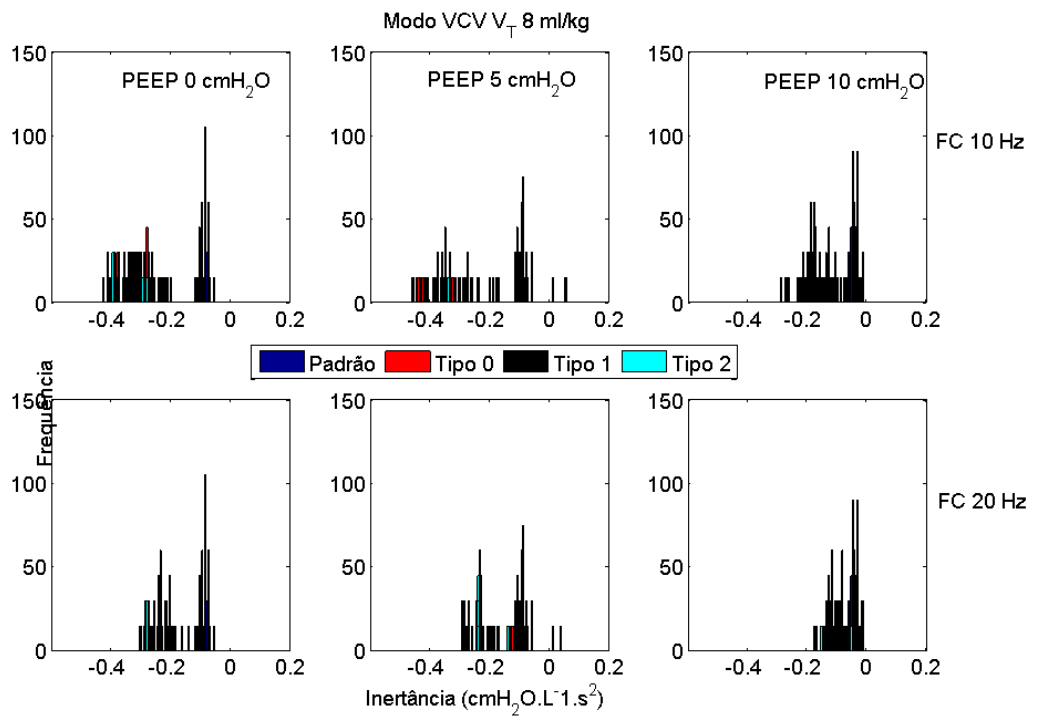
- Modo PCV, V_T de 8 ml/kg



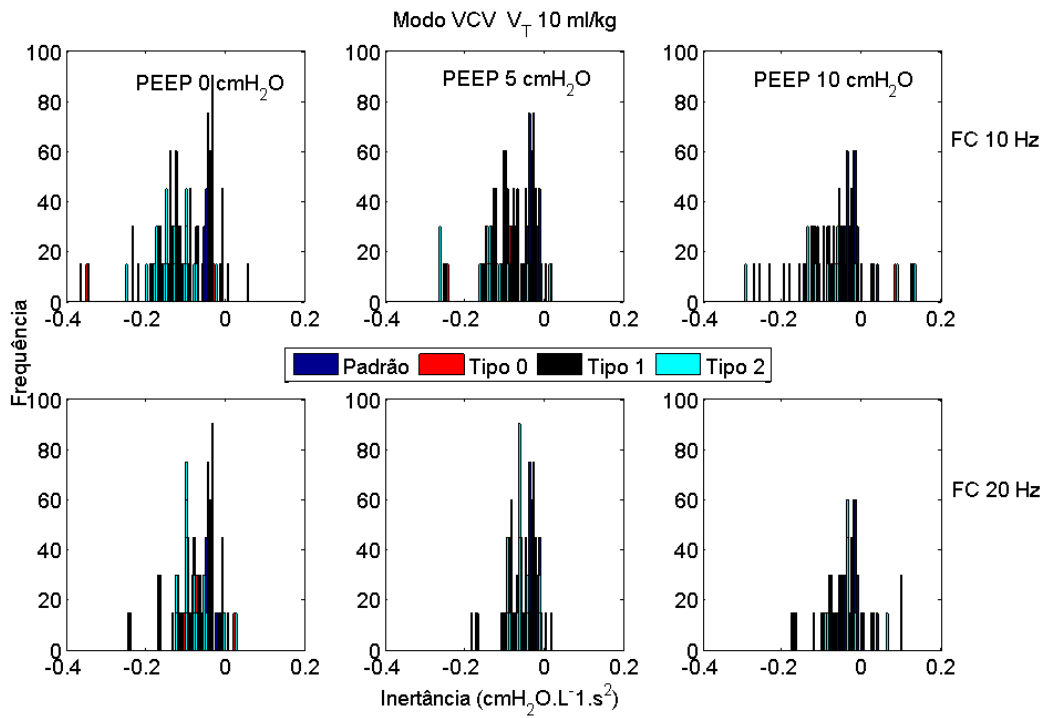
- Modo PCV, V_T de 10 ml/kg



- Modo VCV, V_T de 8 ml/kg

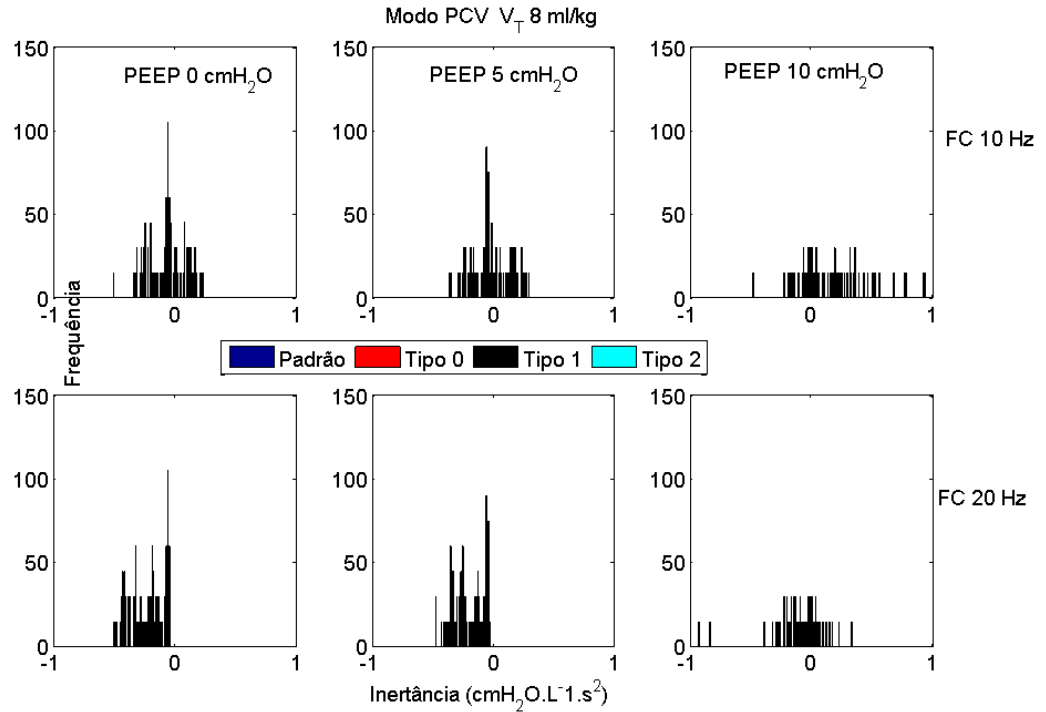


- Modo VCV, V_T de 10 ml/kg

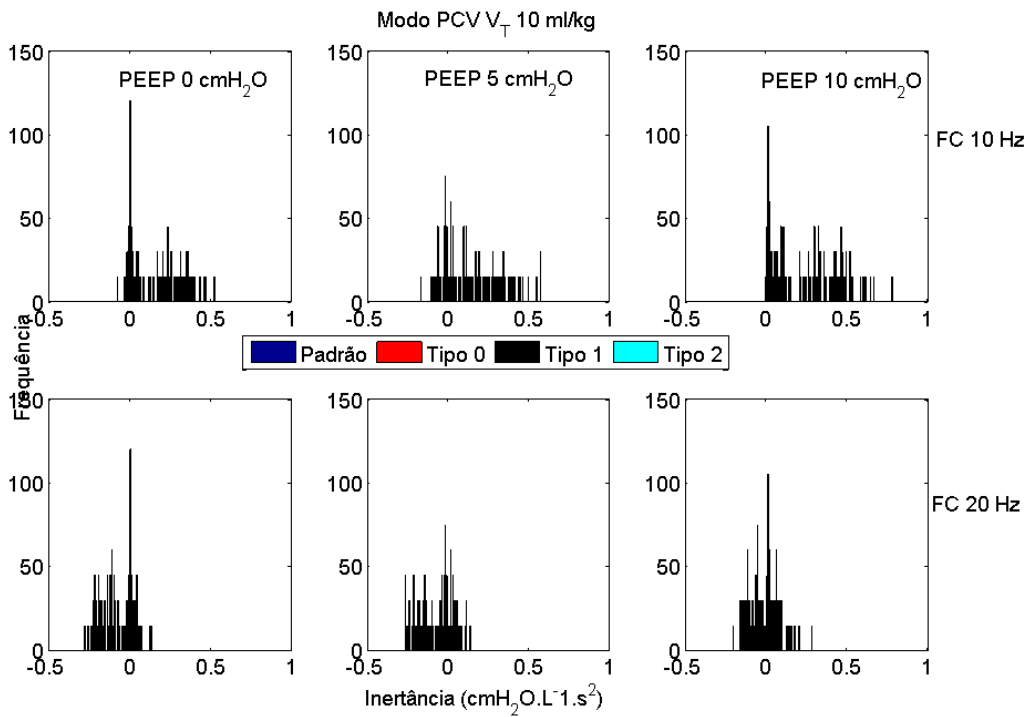


APÊNDICE 11 – HISTOGRAMA DO COMPORTAMENTO DA INERTÂNCIA PARA OS SINAIS PROCESSADOS COM FILTROS (FC DIFERENTE)

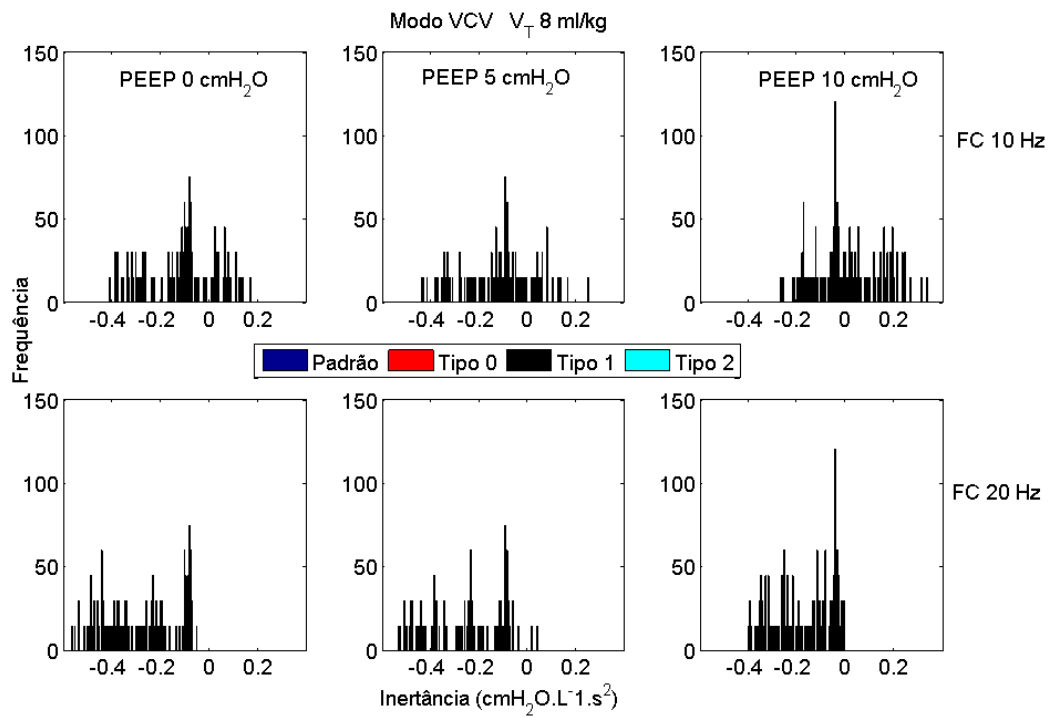
- Modo PCV, V_T de 8 ml/kg



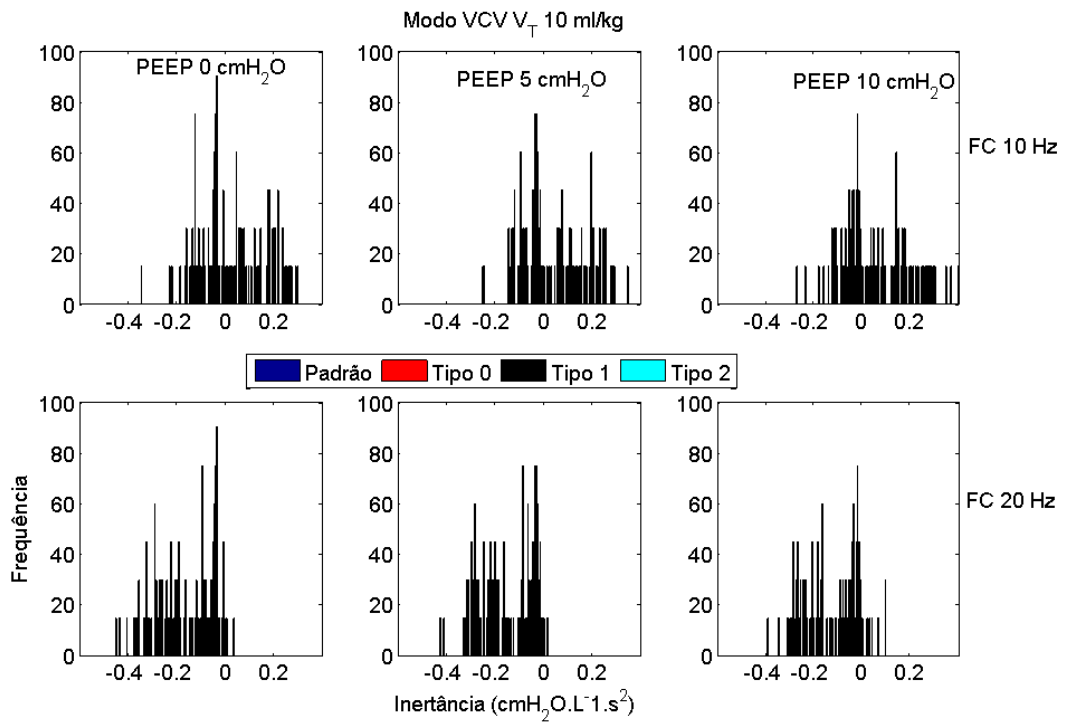
- Modo PCV, V_T de 10 ml/kg



- Modo VCV, V_T de 8 ml/kg

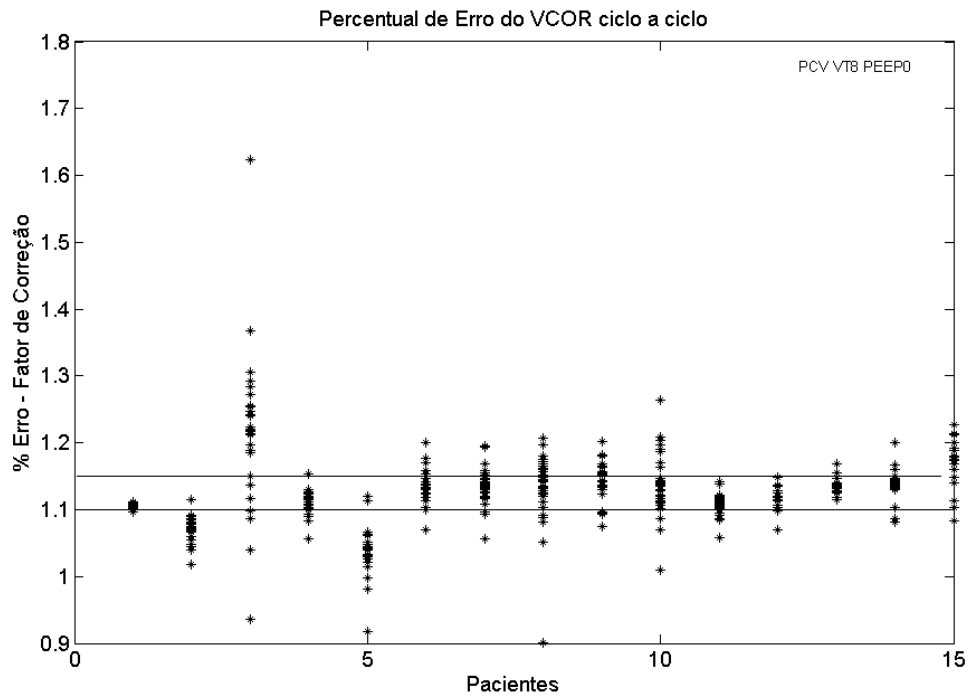


- Modo VCV, V_T de 10 ml/kg

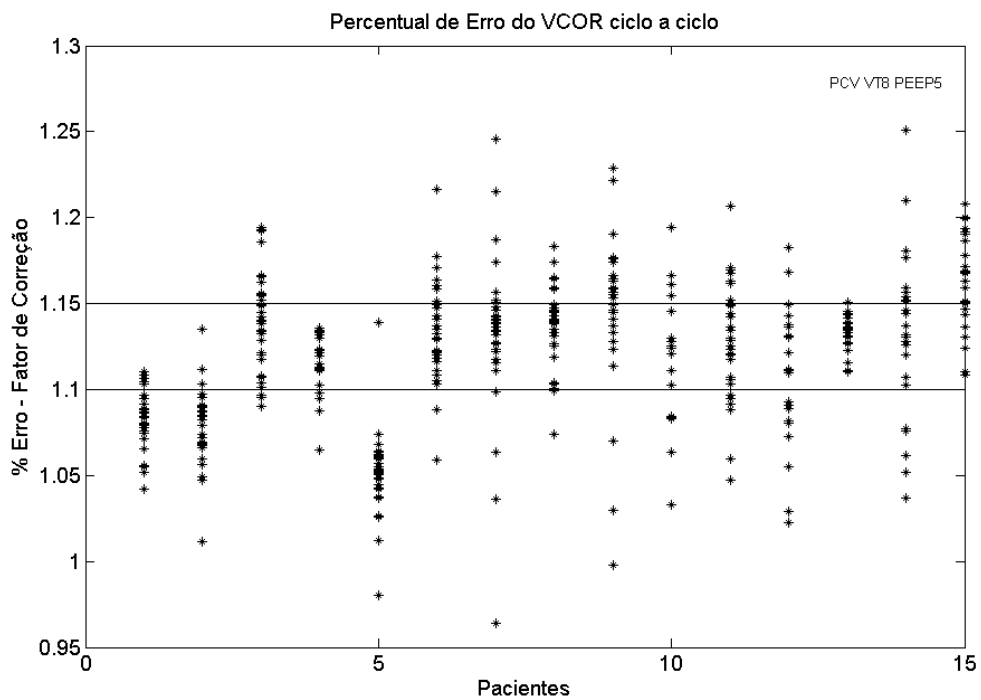


APÊNDICE 12 – ERRO DO FATOR DE CORREÇÃO DO VOLUME DADO PELO MÉTODO VCOR CICLO A CICLO

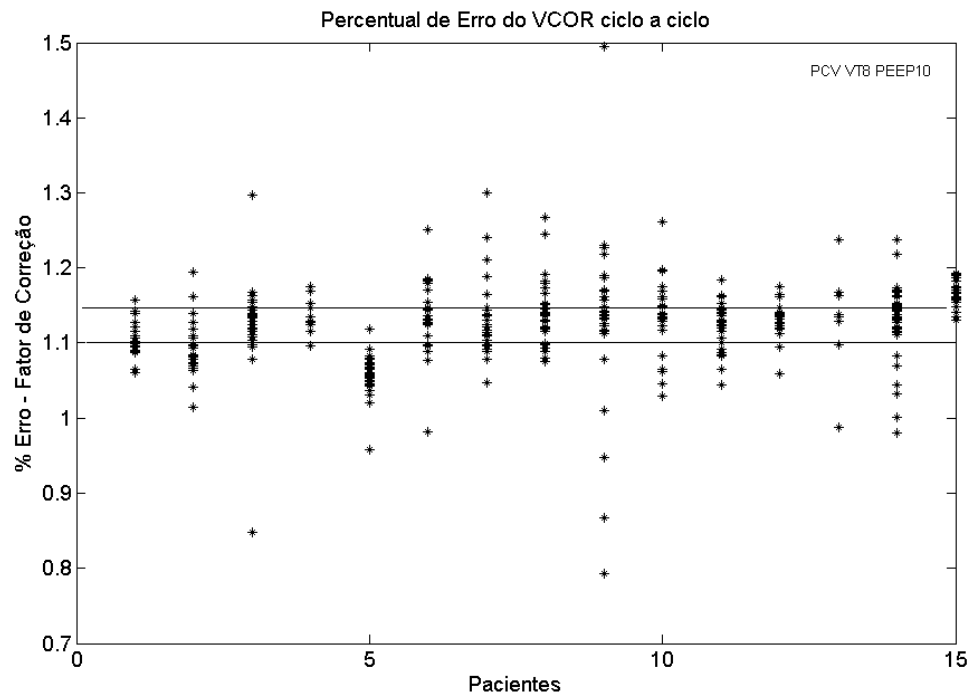
- Modo PCV, V_T de 8 ml/kg, PEEP 0 cmH₂O



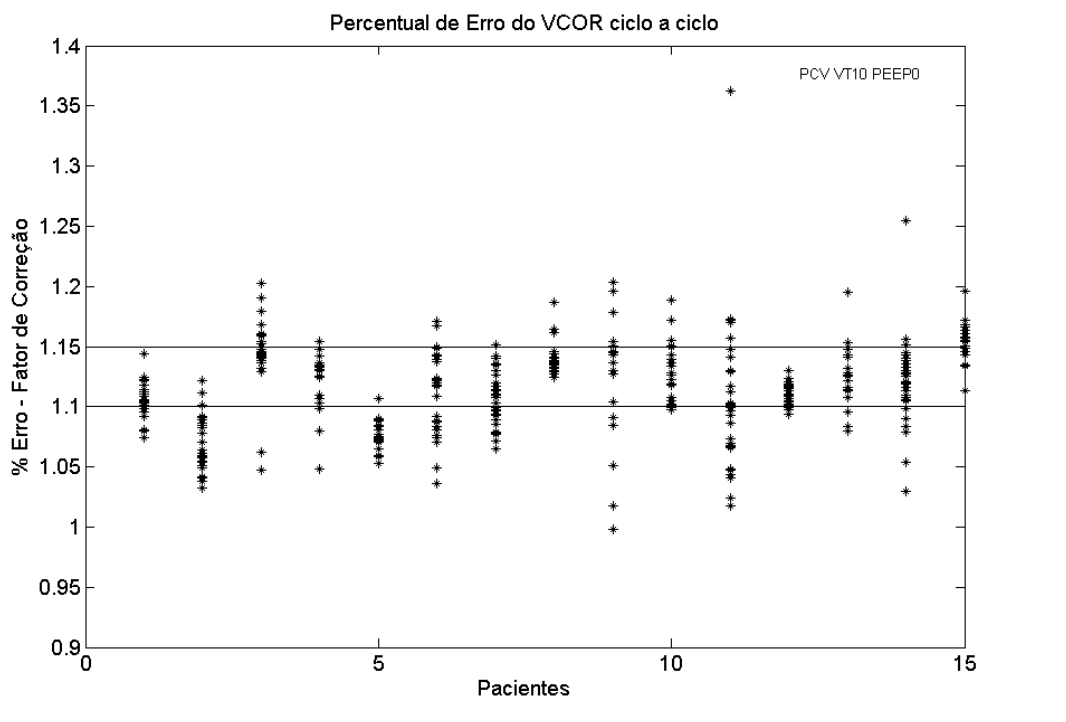
- Modo PCV, V_T de 8 ml/kg, PEEP 5 cmH₂O



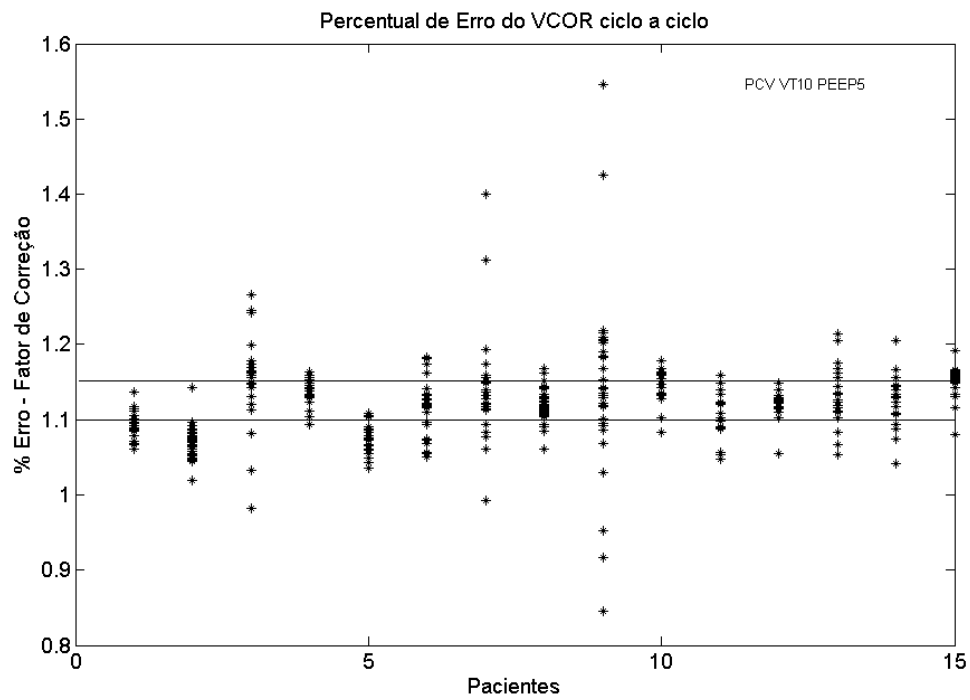
- Modo PCV, V_T de 8 ml/kg, PEEP 10 cmH₂O



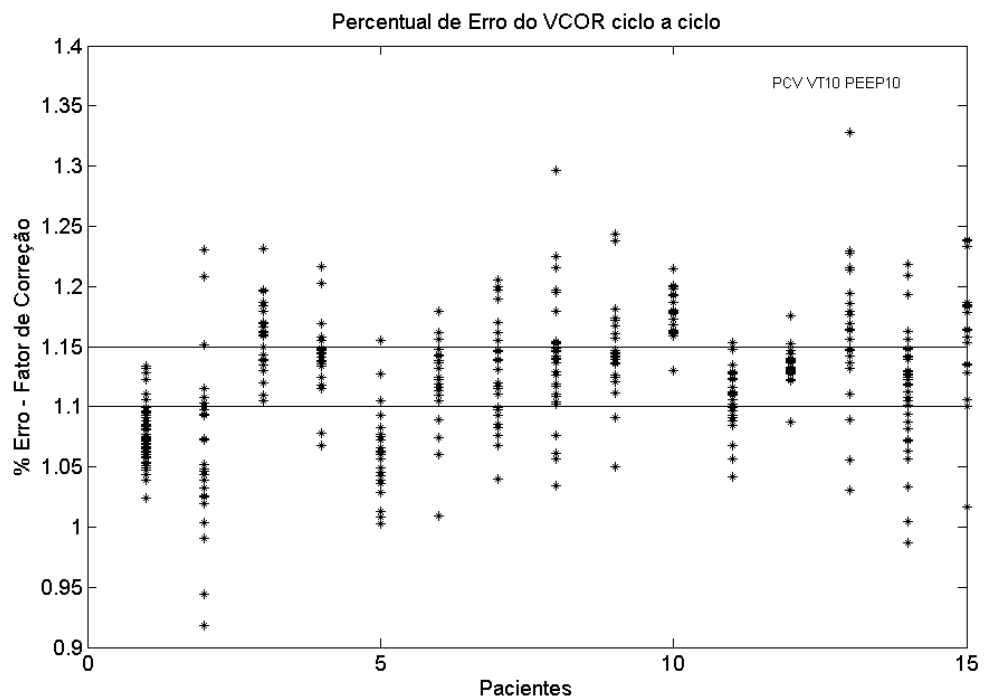
- Modo PCV, V_T de 10 ml/kg, PEEP 0 cmH₂O



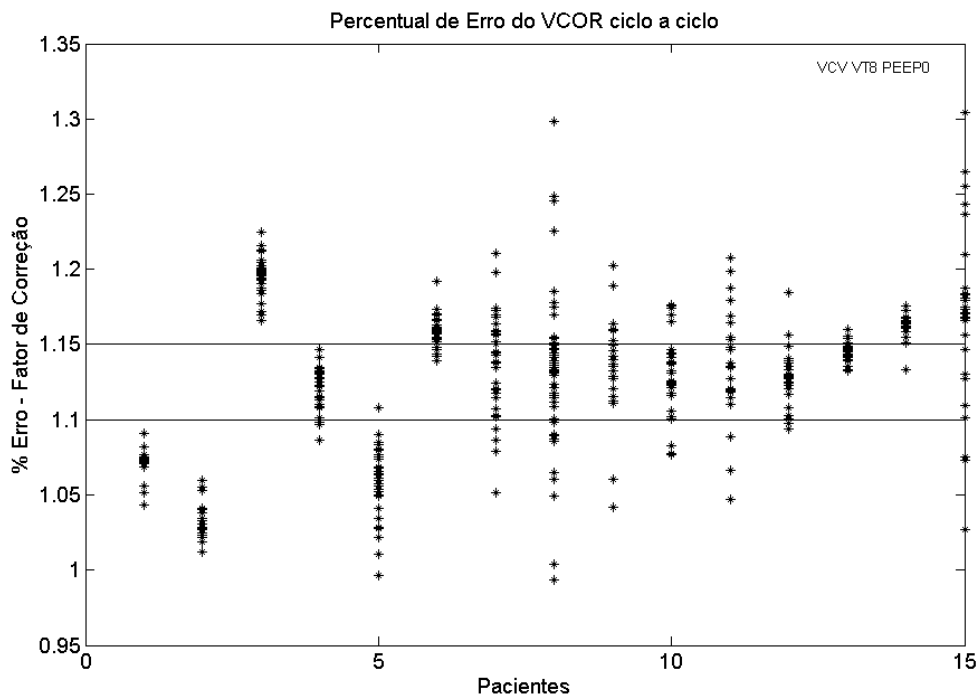
- Modo PCV, V_T de 10 ml/kg, PEEP 5 cmH₂O



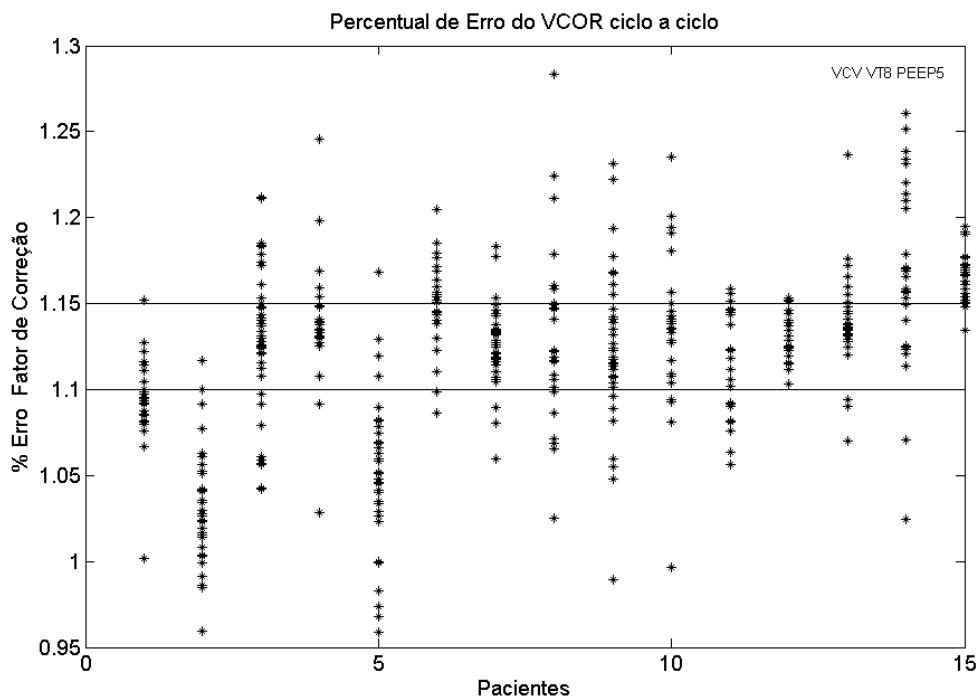
- Modo PCV, V_T de 10 ml/kg, PEEP 10 cmH₂O



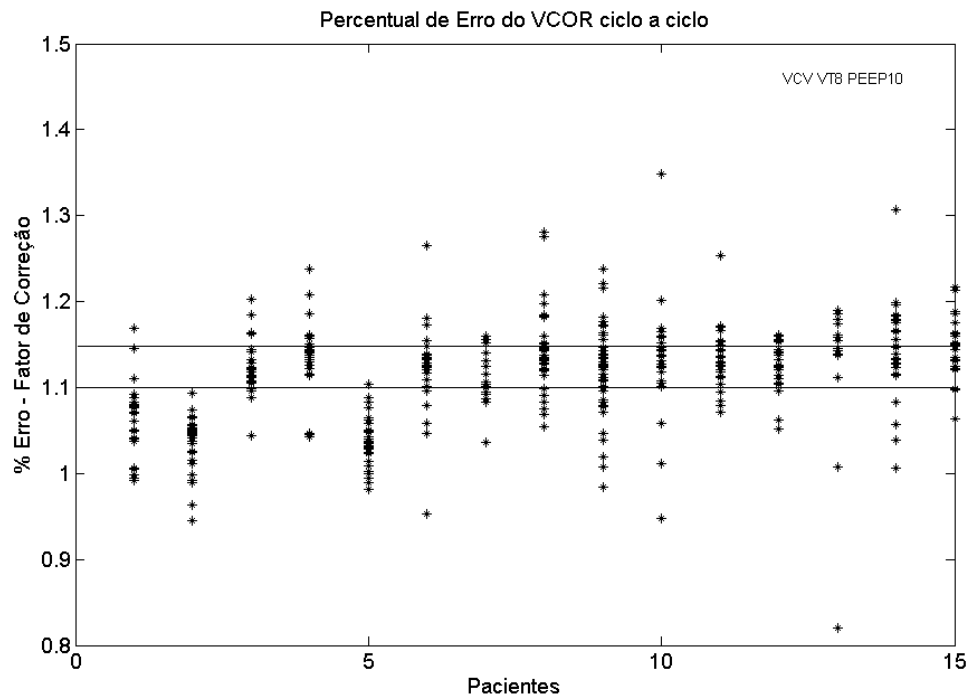
- Modo VCV, V_T de 8 ml/kg, PEEP 0 cmH₂O



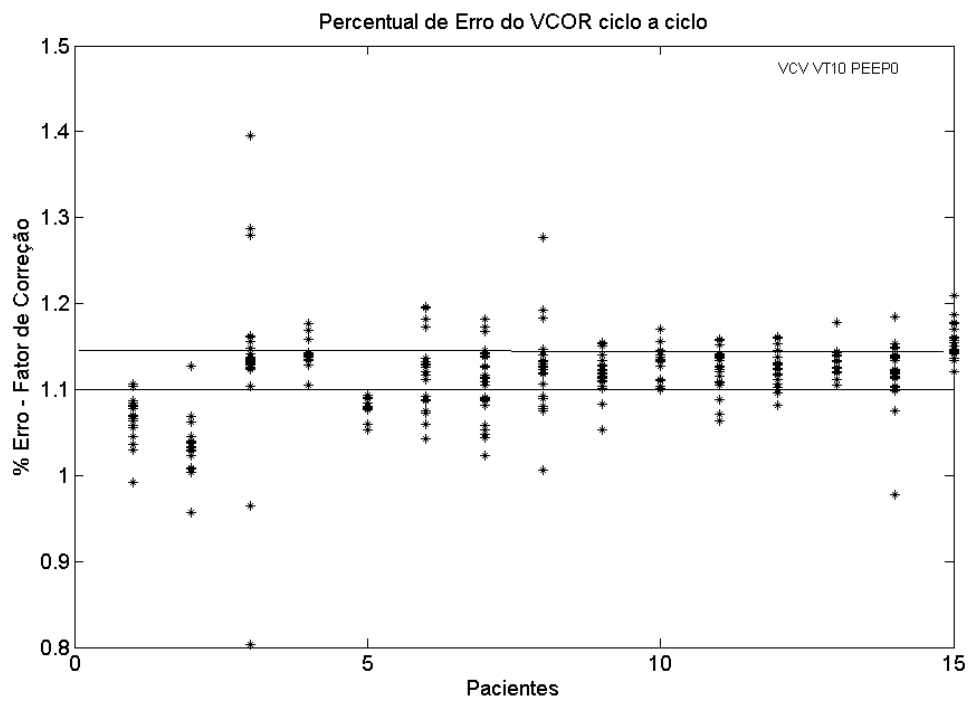
- Modo VCV, V_T de 8 ml/kg, PEEP 5 cmH₂O



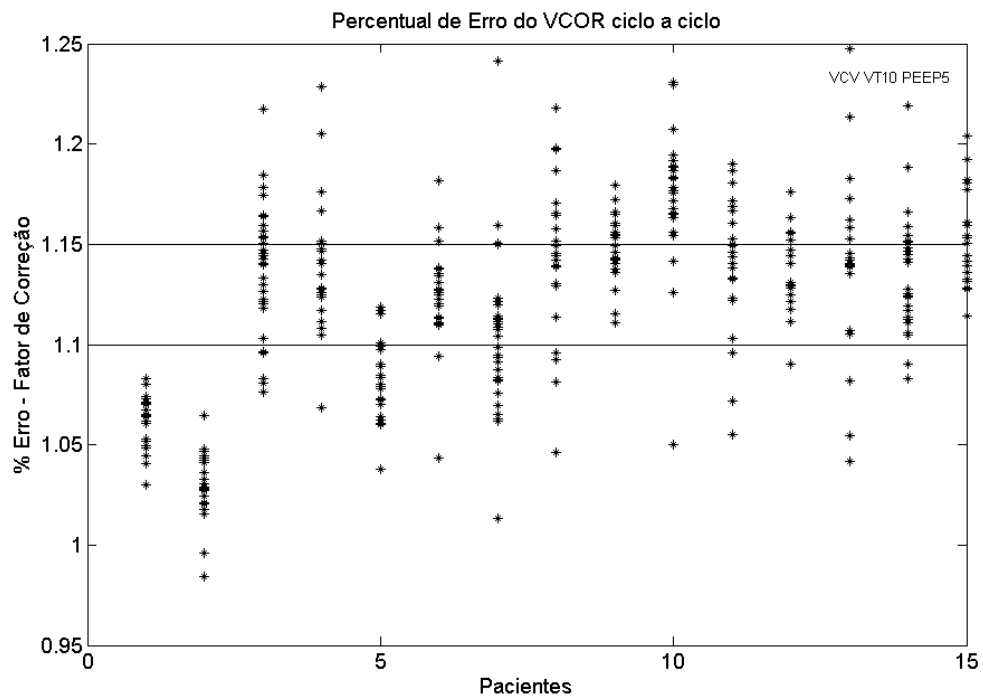
- Modo VCV, V_T de 8 ml/kg, PEEP 10 cmH₂O



- Modo VCV, V_T de 10 ml/kg, PEEP 0 cmH₂O



- Modo VCV, V_T de 10 ml/kg, PEEP 5 cmH₂O



- Modo VCV, V_T de 10 ml/kg, PEEP 10 cmH₂O

