

INFLUÊNCIA DE PARÂMETROS LINEARES E NÃO-LINEARES DA MECÂNICA
RESPIRATÓRIA NUM MODELO DE IDENTIFICAÇÃO DE HIPERDISTENSÃO
PULMONAR.

Felipe Cardozo Modesto

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA 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. Antonio Giannella Neto, D.Sc.

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

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Pedro Lopes de Melo D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

SETEMBRO DE 2006

MODESTO, FELIPE CARDOZO

Influência de Parâmetros Lineares e Não lineares da Mecânica Respiratória num Modelo de Identificação de Hiperdistensão Pulmonar [Rio de Janeiro] 2006.

XI, 74 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Biomédica, 2006)

Dissertação - Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Engenharia Pulmonar
2. Mecânica Respiratória
3. Ventilação Mecânica

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Dedicatória

A toda minha família e a Juliana Pereira por todo amor e dedicação.

Agradecimentos

Aos meus pais, Luiz dos Santos Modesto e Cecília Cardozo Modesto, por toda a dedicação e empenho na minha educação, não só no que diz respeito a formação profissional, mas também a minha formação ética e moral.

A Juliana Pereira por todo amor, dedicação e amizade. Seu companheirismo foi essencial para a concretização deste projeto.

Aos meus irmãos e amigos que me acompanharam ao longo dessa trajetória e vibram comigo a cada vitória.

Aos meus orientadores por todo apoio no desenvolvimento deste estudo e pelos créditos em mim depositados.

Aos companheiros do Laboratório de Engenharia Pulmonar (LEP), Luiz Costa, Andréa Cruz, Paulo Granja Filho, Sergio Pacheco, Alysson Roncally e Alexandre Pino pelo suporte técnico na obtenção de conhecimentos teóricos e práticos e na solução de problemas.

As fisioterapeutas Renata Cavalcanti e Roberta Correia pela supervisão e treinamento na prática clínica em fisioterapia respiratória na Unidade de Pacientes Graves (UPG) e na Centro de Terapia Intensiva Pediátrico (CTIP) do Hospital Municipal Souza Aguiar.

A todos os professores que ao longo da minha formação acadêmica e profissional dividiram comigo seus conhecimentos e me apresentaram ao mundo que vislumbro hoje.

A Deus por todas as dificuldades que Ele me concede, para que eu contemple em pequenos passos o aprendizado necessário para o meu crescimento.

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

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

INFLUÊNCIA DE PARÂMETROS LINEARES E NÃO-LINEARES DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA NUM MODELO DE IDENTIFICAÇÃO DE HIPERDISTENSÃO PULMONAR.

Felipe Cardozo Modesto

Setembro/2006

Orientadores: Antonio Giannella-Neto

Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Programa: Engenharia Biomédica

INTRODUÇÃO: A identificação de hiperdistensão (Over) e recrutamento (Rec) usando um modelo de mecânica ventilatória (MV) com elastâncias linear (E_1) e não-linear (E_2) pode auxiliar a evitar a lesão pulmonar associada à ventilação mecânica (VM). **OBJETIVO:** Avaliar os efeitos da não inclusão de parâmetros da MV num modelo de estimativa de um índice de não-linearidade da elastância ($\%E_2$), usado para identificar Over ($\%E_2 > 30\%$) e Rec ($\%E_2 < 0$). **MÉTODOS:** Um sistema respiratório humano foi modelado, considerando a presença de inertância (In) e não-linearidades resistivas (K_2) e elásticas da MV. A VM foi simulada em modo controlado a volume com fluxo inspiratório constante e desacelerado, na presença de tubo oro-traqueal (TOT) de 6, 7 e 8 mm e nas condições de Over, Rec e linearidade (Lin). As estimativas foram obtidas pelo método dos mínimos quadrados, considerando o modelo completo e modelos que excluam In, K_2 ou ambos, em ciclo completo ou apenas na inspiração (insp.). **RESULTADOS E CONCLUSÃO:** A exclusão de K_2 e In no modelo envia as estimativas dos componentes elásticos da mecânica, afetando a identificação do $\%E_2$ e o reconhecimento das condições de Rec, Lin e Over (Over_TOT6 mm_fluxo constante: $\%E_2$ simulado = 30,3%; $\%E_2$ sem K_2 e In = 5,0%). A estratégia de estimar sem K_2 e In apenas na inspiração melhorou expressivamente esse resultado ($\%E_2$ insp. = 29,4%) para fluxo inspiratório constante.

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

INFLUENCE OF LINEAR AND NONLINEAR PARAMETERS OF THE
RESPIRATORY MECHANIC IN A MODEL FOR ESTIMATE OF THE
PULMONARY OVERDISTENTION

FELIPE CARDOZO MODESTO

September / 2006

Advisors: Antonio Giannella-Neto

Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Department: Biomedical Engineering

INTRODUCTION: The identification of the lung overdistension (Over) and recruitment (Rec) based on a model of ventilatory mechanics (VM) with linear (E_1) and nonlinear (E_2) elastances can help to prevent lung injury associated to the mechanical ventilation (MV). **OBJECTIVE:** To evaluate the effect of the non inclusion of VM parameters on the estimate of an index of nonlinearity of the elastance ($\%E_2$) employed to identify Over ($\%E_2 > 30\%$) and Rec ($\%E_2 < 0$). **METHODS:** A human respiratory system was modeled, considering the presence of inertance (In) and the elastic and resistive (K_2) nonlinearities of the VM. The MV was simulated in controlled volume (VCV) with endotracheal tubes (ETT) of 6, 7 and 8 mm, constant and descending inspiratory flow waveforms, in the conditions of Over, Rec and linearity (Lin). The estimates were obtained by the least squares method, assuming the complete model and models excluding In, K_2 or both, either in the entire respiratory cycle or in the inspiration (insp.). **RESULTS AND CONCLUSION:** The exclusion of K_2 and In biases the estimates of the elastic components of the VM influencing the identification of $\%E_2$ and the conditions of Rec, Lin and Over (Over_TOT 6 mm_constant flow: simulated $\%E_2 = 30.3\%$; $\%E_2$ without K_2 e In = 5.0 %). The strategy of estimating without K_2 and In only in the inspiration resulted more accurate ($\%E_2$ insp. = 29.4 %) for constant inspiratory flow.

Glossário:

a , c	constantes
b	índice de hiperdistensão de Ranieri
C	complacência do sistema respiratório
CO ₂	gás carbônico
CRF	capacidade residual funcional
CTI(s)	centro(s) de terapia intensiva
C20/C	razão entre os 20% finais da C e C total
DPOC	doença pulmonar obstrutiva crônica
E	elastância do sistema respiratório
ET	elastância total
E ₁	componente elástico independente do volume
E ₂ V	componente elástico dependente do volume
Hu	unidades Hounsfield
In	inertância do sistema respiratório
insp.	inspiração
K ₁	componente resistivo independente do fluxo
K ₂ \dot{V}	componente resistivo dependente do fluxo
LFE	limitação do fluxo expiratório
Lin	condição ventilatória de linearidade
LPE	laboratório de engenharia pulmonar
máx	máximo
mín	mínimo
MLU	modelo linear unicompartimental
MMQ	método dos mínimos quadrados
MVD	modelo volume dependente
ODE	equações diferenciais ordinárias
Over	condição de hiperdistensão pulmonar
O ₂	gás oxigênio
P _{ava}	pressão de abertura de vias aéreas
PaCO ₂	pressão arterial de CO ₂
P ₁	pressão quase instantânea a oclusão do sistema

P_{alv}	pressão alveolar
P_{atm}	pressão atmosférica
PCV	ventilação controlada a pressão
PEF	pressão expiratória final
PEEP	pressão positiva ao final da expiração
PEEPi	PEEP intrínseca ou auto PEEP
P_{el}	pressão elástica
P _{II}	ponto de inflexão inferior
P _{IS}	ponto de inflexão superior
P_{imax}	pressão inspiratória máxima
P_{Iva}	pressão inertiva de via aérea
P_o	pressão residual ao final da expiração
P_{pl}	pressão pleural
$P_{platô}$	pressão de platô
P_{res}	pressão resistiva
P_xV	curva pressãoXvolume
P_xT	curva pressãoXtempo
R	resistência linear do sistema respiratório
Re	índice de Reynoud
Rec	condição de recrutamento alveolar
RLM	regressão linear múltipla
R^2	coeficiente de determinação estatística
S^2	variância estatística
Setsimulado	modelo matemático da simulação
Setcompleto	modelo matemático com todos os parâmetros da simulação
SetsemK ₂	modelo matemático que negligencia o K ₂
SetsemIn	modelo matemático que negligencia a In
SetKano	modelo matemático que negligencia a In e K ₂ (proposto por Kano <i>et al.</i> , 1994)
Setlinear	correspondente ao MLU
SR	sistema respiratório
t	tempo
TC	tomografia computadorizada
TOT	tubo oro-traqueal

V	Volume
VCV	ventilação controlada a volume
VD	volume-dependente
VILI	lesão induzida pelo ventilador
V _T	volume corrente
\dot{V}	fluxo (neste estudo considerou-se vazão = fluxo)
\ddot{V}	derivação temporal do fluxo
ΔV	variação do volume
ΔP	variação da pressão
%E ₂	$\%E_2 = \frac{100 \cdot E_2 \cdot V}{E_1 + E_2 \cdot V}$ (percentual de E ₂ V na E total)
I:E	relação entre tempo inspiratório e tempo expiratório
ZEEP	condição de PEEP zero

Índice

Folha de rosto	i
Ficha catalográfica	ii
Dedicatória	iii
Agradecimentos.....	iv
Resumo	v
Abstract	vi
Glossário	vii
Índice	x
Capítulo I – Introdução e objetivos.....	1
Capítulo II – Revisão de literatura.....	3
Seção II.1 – Mecânica respiratória	3
Seção II.2 – Modelos matemáticos da mecânica respiratória	7
Seção II.3 – Métodos de medição da mecânica respiratória	9
Seção II.3.1 – Método da oclusão ao final da inspiração	9
Seção II.3.2 – Análise com regressão linear múltipla	11
Seção II.4 – Ventilação mecânica	12
Seção II.5 – Métodos de monitorização de hiperdistensão pulmonar	15
Seção II.5.1 – Curva PxV e razão C20/C	16
Seção II.5.2 – Tomografia computadorizada	17
Seção II.5.3 – Índice de <i>stress</i> pulmonar	18
Seção II.5.4 – Percentual de Elastância dependente do volume	19
Seção II.6 – Simulação	21
Capítulo III – Métodos	23
Seção III.1 – Modelo experimental	23
Seção III.2 – Análise dos sinais	25
Seção III.3 – Análise dos resultados	26

Seção III.4 – Resultados apresentados em Apêndices	27
Capítulo IV – Resultados	27
Seção IV.1 – Método de análise dos sinais em ciclo completo	28
Seção IV.1.1 – Combinações de E_1 e E_2 , retiradas de HARRIS <i>et al.</i> (2000)	28
Seção IV.1.2 – Combinações de E_1 e E_2 , retiradas de EDIBAM <i>et al.</i> (2003)	34
Seção IV.2 – Método de análise dos sinais em semi-ciclo	36
Seção IV.1.1 – Combinações de E_1 e E_2 , retiradas de HARRIS <i>et al.</i> (2000) em semi-ciclo	36
Seção IV.1.2 – Combinações de E_1 e E_2 , retiradas de EDIBAM <i>et al.</i> (2003) em semi-ciclo	40
Capítulo V – Discussão	42
Capítulo VI – Conclusão	47
Capítulo VII – Referências	48
Apêndice A1 – Definição da estratégia de eliminação de trechos	55
Apêndice A2 – Variação de K_2 e sua influência nas estimativas	60
Apêndice A3 – Dependência entre os sinais	64
Apêndice A4: VCV com In e R	66
Apêndice A5 - Filtragem dos sinais	68
Anexo I – Modelo VCV	71
Anexo II – Geradores de fluxo inspiratório	72
Anexo III – Curvas PxV: Recrutamento, Linearidade e Hiperdistensão	73
Anexo IV – Curvas de pressão e fluxo ciclo completo e semi-ciclo inspiratório	74

Capítulo I- Introdução

Modelos matemáticos do sistema respiratório (SR) buscam representar seu comportamento em diferentes condições fisiológicas e têm contribuído para melhor compreensão da mecânica respiratória. O conhecimento dos parâmetros da mecânica respiratória tem demonstrado ser uma informação auxiliar aos profissionais de saúde na escolha da conduta terapêutica a ser abordada nos pacientes e no ajuste do ventilador artificial.

O modelo linear unicompartmental (MLU) é o modelo mais simples para descrever os mecanismos físicos do SR, entretanto, modelos mais complexos podem possibilitar melhor compreensão desses mecanismos, especialmente na presença de doenças, e uma análise mais detalhada dos sinais (BATES, 1993). Sabe-se, porém, que a inclusão de parâmetros ao MLU exige maiores cuidados instrumentais, para que não haja aumento na incerteza das estimativas (JANDRE *et al.*, 2005), o que nem sempre é possível à beira do leito.

A aplicação de um modelo de equação do movimento contendo elastância dependente do volume (MVD) pode ajudar a explicar as não linearidades elásticas encontradas no sistema respiratório, quando submetido à abertura e fechamento cíclico de vias aéreas e à hiperdistensão pulmonar (KANO *et al.*, 1994; BERSTEN, 1998; VASSILIOU *et al.*, 2000). Em 1994, KANO *et al.* propuseram um índice, caracterizado pelo percentual de elastância dependente do volume na elastância total ($\%E_2$), identificando recrutamento quando esse índice é menor que zero e hiperdistensão quando o índice é maior que trinta. Desde então este índice mostra ter importante aplicação como previsor de lesões induzidas pelo ventilador mecânico (NEVÈ *et al.*, 2001). Porém, nesses estudos não foi considerada a influência que a presença de um elemento inercial e ou uma resistência dependente do fluxo (neste texto ficou definido fluxo como sinônimo de vazão) podem provocar na estimativa da elastância e de índices dela derivados.

Os modos ventilatórios controlados a volume (VCV) ou a pressão (PCV) se diferenciam, entre outros aspectos, pelas formas de onda dos sinais de fluxo e pressão. Em ambos os modos, nos momentos de transição dos semi-ciclos inspiratório e expiratório dos sinais, a presença de variações abruptas do fluxo pode gerar um comportamento turbulento na via aérea e no tubo oro - traqueal (TOT), que caracteriza o elemento resistivo do sistema respiratório dependente do fluxo. SULLIVAN *et al.* (1976) mostraram que o TOT pode apresentar valores representativos de resistência dependente do fluxo e inércia.

Alguns estudos mostraram que a pressão resistiva não linear do TOT pode influenciar nas estimativas dos parâmetros da mecânica respiratória (MURAMATSU *et al.*, 2000; WAGERS *et al.*, 2002) e que negligenciar a inércia pode perturbar as estimativas dos componentes elásticos do sistema respiratório (LORINO *et al.*, 1996; LANTERI *et al.*, 1999). Estes achados sugerem que modelos incompletos podem estar sujeito a erros de estimativas dos parâmetros e isso pode acarretar numa errônea interpretação do comportamento mecânico do SR.

No presente estudo, o recurso da simulação computacional de um modelo mais completo, contendo parâmetros lineares e não lineares do SR é aplicado para analisar a mecânica respiratória em ventilação controlada a volume (VCV) com fluxo inspiratório constante ou desacelerado, este apresenta comportamento equivalente ao fluxo inspiratório em modo PCV.

I.1- Objetivos

Avaliar as influências de desprezar características lineares e não lineares do sistema respiratório, na estimativa da elastância linear (E_1) e dependente do volume (E_2V) e, conseqüentemente, do índice de identificação da hiperdistensão pulmonar ($\%E_2$).

Propor uma estratégia de análise dos sinais para minimizar essas influências.

Capítulo II - Revisão de literatura

II. 1- Mecânica Respiratória

Por muito tempo, a mecânica respiratória foi um fator negligenciado na monitorização do paciente com insuficiência respiratória. Os fisiologistas então começaram a perceber que as propriedades da mecânica respiratória eram importantes fatores para identificação da fisiopatologia de doenças pulmonares e que apresentavam características que poderiam determinar a insuficiência respiratória do paciente (*apud* MEAD, 1961).

O sistema respiratório é constituído pelas vias aéreas, superiores e inferiores, árvore brônquica e pulmões, e pelas estruturas envoltórias como parede torácica, cavidade abdominal e musculatura respiratória. A forma como essas estruturas se relacionam tem influência direta no comportamento mecânico do SR e na ventilação pulmonar.

A ventilação é um processo fisiológico composto por fenômenos que têm como função prioritária a renovação do ar alveolar, eliminando o gás carbônico (CO_2) proveniente do metabolismo tecidual e disponibilizando o gás oxigênio (O_2) do ar atmosférico, no pulmão. Em ventilação espontânea, esse processo ventilatório ocorre pelo deslocamento de ar para dentro e para fora dos pulmões, sempre que estabelecida uma diferença entre a pressão alveolar (P_{alv}) e a pressão atmosférica (P_{atm}).

Durante a inspiração, a musculatura inspiratória expande a parede torácica, promovendo uma queda na pressão pleural (P_{pl}). Conseqüentemente há uma distensão das estruturas pulmonares, fazendo com que a P_{alv} atinja valores menores que a P_{atm} (Figura 1). Essa diferença de pressão gera o fluxo de ar para dentro dos pulmões, correspondendo à fase inspiratória do ciclo ventilatório. O comprometimento desse processo pode gerar a necessidade do indivíduo receber um suporte ventilatório artificial.

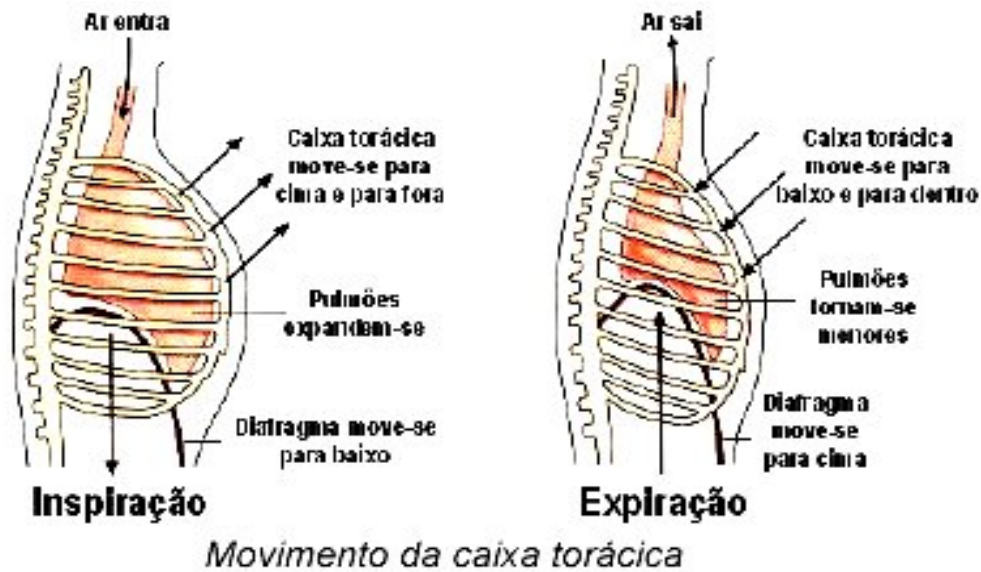


Figura 1: Movimento da parede torácica durante o ciclo ventilatório, evidenciando a expansão pulmonar na inspiração, desencadeada pelo movimento expansivo das estruturas envoltórias e a expiração pela força de retração de todo o sistema respiratório (retirada de ZIN, W.A.; Curso de Mecânica Respiratória da Bancada à Prática Clínica, Coordenação de Atividades de Extensão do Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho - UFRJ).

No final da inspiração, as forças de retração das estruturas envoltórias e do parênquima pulmonar elevam a P_{alv} acima da P_{atm} , iniciando a fase expiratória. Em ventilação espontânea, esta fase ocorre passivamente até que o equilíbrio pressórico se estabeleça, a menos que haja necessidade de uma expiração forçada, quando a musculatura expiratória é recrutada para aumentar a velocidade do fluxo aéreo.

As características elásticas do sistema respiratório são modeladas pela elastância (equação 1), matematicamente inversa à complacência, sendo compreendida pela razão entre a variação de pressão e o volume de ar mobilizado:

$$E = \frac{\Delta P}{\Delta V} \quad (1)$$

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

Essas características dependem da capacidade que os tecidos possuem de retornarem ao seu estado de repouso após serem submetidos a uma força de distorção (ZIN, 1990).

Outro fator que tem grande importância no comportamento elástico do sistema respiratório é a tensão superficial dos alvéolos. Um dos fatores controladores dessa tensão superficial é a produção de substância surfactante pelos pneumócitos do tipo II. Estas substâncias são responsáveis pela diminuição da tensão superficial. Qualquer condição que comprometa a ação e/ou a produção de surfactantes irá diminuir a complacência pulmonar (MEAD, 1970). Neergaard em 1929 demonstrou que as forças superficiais são responsáveis por grande parte da pressão de recolhimento elástico dos pulmões (*apud* JONSON and SVANTERSON, 1999).

A resistência do sistema respiratório é uma propriedade mecânica caracterizada pelas forças de atrito desencadeadas pelo deslocamento de ar nas vias aéreas e pela movimentação tecidual. Pode ser calculada pela razão entre a variação de pressão e o fluxo (equação 2):

$$R = \frac{\Delta P}{\dot{V}} \quad (2)$$

onde R é a resistência e \dot{V} é o fluxo.

A resistência nas vias aéreas pulmonares está relacionada com o comportamento do fluxo aéreo. Esse fluxo pode ser laminar, dependendo das características do gás mobilizado e do comprimento e diâmetros das vias aéreas; ou turbulento, passando a ser dependente da densidade e da velocidade do deslocamento do ar, nas vias aéreas (Figura 2). Para tubos rígidos, cilíndricos e longos existe um número adimensional, o número de Reynould (Re), que identifica se o fluxo é laminar ($Re \leq 2000$) ou turbulento ($Re > 2000$).

LAMINAR



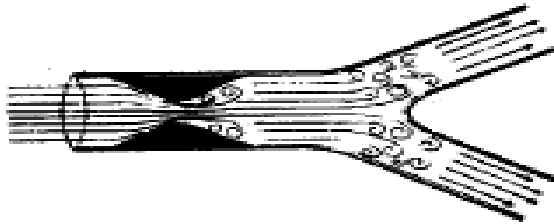
$$P = K_1 \dot{V}$$

TURBULENTO



$$P = K_2 \dot{V}^2$$

TRAQUEOBRÔNQUICO



$$P = K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2$$

Figura 2: Comportamento do fluxo na via aérea de acordo com as características do gás mobilizado e da via aérea propriamente dita (retirada de ZIN, W.A.; Curso de Mecânica Respiratória da Bancada à Prática Clínica, Coordenação de Atividades de Extensão do Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho - UFRJ).

O tubo oro-traqueal (TOT) é passível de turbulência, por isso a resistência passa a depender do componente não linear que varia em função do fluxo, obedecendo à equação de Rohrer (equação 3):

$$P_{\text{TOT}} = (K_1 + K_2 \cdot |\dot{V}|) \cdot \dot{V} \quad (3)$$

onde P_{TOT} é a pressão resistiva do tubo oro-traqueal, K_1 o componente linear da resistência e $K_2 |\dot{V}|$ o componente da resistência não linear.

A inércia (I_n) é o componente mecânico presente no sistema respiratório que expressa a relação entre pressão (ΔP) e a derivada temporal do fluxo (\ddot{V}), descrita pela equação 4:

$$I_n = \frac{\Delta P}{\ddot{V}} \quad (4).$$

II. 2- Modelagem matemática do sistema respiratório

A necessidade de compreender melhor a mecânica respiratória fez com que modelos matemáticos fossem constituídos para interpretar o significado dos valores de volume, fluxo e pressão na via aérea, em diferentes condições.

No início do século XX (*apud* MEAD, 1961), Rohrer estudando os fenômenos físicos envolvidos no movimento mecânico do sistema respiratório analisou a influência dos componentes elástico, resistivo e inertivo. Modelou a equação do movimento pela soma da pressão resistiva (P_{res}), relacionada com o fluxo de ar nas vias aéreas, da pressão inertiva (P_{Iva}), relacionada com a derivada temporal do fluxo, e a pressão elástica (P_{el}), relacionada com o volume (V) acima da capacidade residual funcional (CRF), mais uma pressão residual ao final da expiração (P_o) (equação 5), constituindo o modelo linear unicompartimental (MLU).

$$P_{ava} = R \cdot \dot{V} + E \cdot V + In \cdot \ddot{V} + P_o \quad (5)$$

onde P_{ava} é a pressão de abertura de vias aéreas, R é a resistência, E é a elastância, In é a inertância do sistema respiratório, \dot{V} é o fluxo e \ddot{V} é a derivada temporal do fluxo.

Modelos matemáticos representam a natureza intrínseca do sistema e o MLU tem sido suficiente para explicar o comportamento mecânico do sistema respiratório em diferentes condições fisiológicas. Porém, a utilização de modelos mais complexos visa permitir uma melhor interpretação dos mecanismos físicos, especialmente na presença de doenças, e possibilitam uma análise minuciosa dos sinais (BATES, 1993; WAGERS *et al.*, 2002; JANDRE *et al.*, 2005).

Considerações são feitas sobre a influência da pressão resistiva do TOT na estimativa dos parâmetros da mecânica respiratória, devido à presença de um componente de resistência dependente do fluxo, gerado pela turbulência do fluxo no TOT, sendo proposto à inclusão desse parâmetro no modelo de equação do movimento (MURAMATSU *et al.*, 2000; WAGNERS *et al.*, 2002). Modelos onde são incrementados componentes resistivos dependentes do fluxo ao MLU (equação 6):

$$P_{ava} = (K_1 + K_2 \cdot |\dot{V}|) \cdot \dot{V} + E \cdot V + P_o \quad (6)$$

são freqüentemente utilizados para tentar explicar as não-linearidades resistivas do sistema respiratório.

Desprezando a Inertância, KANO *et al.* (1994) e BERSTEN (1998) mostraram que as não-linearidades do sistema respiratório também estão relacionadas aos componentes elásticos do pulmão, podendo ser caracterizados por dois termos, um independente e outro dependente do volume (equação 7).

$$P_{ava} = R \cdot \dot{V} + (E_1 + E_2 \cdot V) \cdot V + P_o \quad (7)$$

onde E_1 é o componente elástico independente do volume e E_2V é o componente elástico dependente do volume.

Estudos recentes mostraram que modelos que contenham não-linearidades têm apresentado melhor representação nas estimativas das medidas mecânicas do sistema respiratório (KANO *et al.*, 1994; MURAMATSU *et al.*, 2000). No entanto, comparando os valores do coeficiente de determinação (R^2) de modelos mais completos com o R^2 do modelo linear, PESLIN *et al.* (1992) verificaram que não houve diferença representativa entre os ajustes dos modelos que justificasse a inclusão de parâmetros adicionais ao modelo linear.

O componente de inércia do sistema respiratório é freqüentemente considerado desprezível em padrão ventilatório eupnéico (normal), sendo significativo apenas em altas freqüências respiratória (MEAD, 1961). YUKITAKE *et al.* (1999) e JANDRE *et al.* (2005) sugeriram a aplicação desse componente na equação do movimento (equações 5 e 8, respectivamente), como um atenuador do modelo, para minimizar os erros de estimativa da elastância. Um estudo experimental mostrou que a inertância, em condições que coloca a freqüência respiratória acima dos valores de normalidade, pode promover importante influência nos cálculos dos componentes elásticos do sistema respiratório (LANTERI *et al.*, 1999).

$$P_{\text{ava}} = (K_1 + K_2 \cdot |\dot{V}|) \cdot \dot{V} + (E_1 + E_2 \cdot V) \cdot V + I_n \cdot \ddot{V} + P_0 \quad (8)$$

SULLIVAN *et al.* (1976) já haviam demonstrado que os valores de resistência não linear e inertância do TOT, já eram suficientes para perturbar a identificação dos parâmetros da mecânica respiratória, inclusive apontando para uma relação dessa perturbação com o diâmetro interno do TOT, devido às variações de K_1 , K_2 e I_n .

II. 3- Métodos de medição da mecânica respiratória

Com o surgimento das técnicas de ventilação artificial, viu-se a necessidade de estudar novos métodos de monitorização da mecânica respiratória que permitam uma melhor aplicação dessas técnicas.

As propriedades mecânicas do sistema respiratório podem ser obtidas por diferentes métodos de medição. O método da oclusão ao final da inspiração e o método computadorizado com o emprego da análise de regressão linear múltipla são alguns dos recursos usados nos centros de terapia intensiva (CTI) e por pesquisadores que vêm buscando um método prático e eficiente para medir os parâmetros mecânicos do sistema respiratório à beira do leito. Essas medidas são obtidas, analisando sinais de fluxo, volume e pressão.

II- 3.1 - Método da oclusão ao final da inspiração

Esse é um método clássico aplicado nos CTIs, mas exige que algumas precauções sejam tomadas para garantir a eficácia de sua aplicabilidade. O paciente deve estar sedado e curarizado, para eliminar a ação muscular e garantir a obtenção das características passivas do sistema respiratório. Além disso, é um método limitado à ventilação controlada a volume (VCV) com fluxo inspiratório constante e que apresenta variações hemodinâmicas frequentes (TERRAGNI *et al.*, 2003).

O método consiste de realizar uma oclusão rápida ao final da inspiração. Muitos ventiladores permitem essa oclusão rápida da via aérea. Com a pausa no final da

inspiração, o fluxo aéreo cai rapidamente à zero, mantendo o volume pulmonar, acima da CRF, constante. Esse volume de ar na via aérea sofre uma acomodação, promovendo uma queda quase instantânea da pressão até que esta atinja um ponto de inflexão (P_1), depois a queda continua de forma mais suave até que se atinja um platô (ZIN, 1990; LUCANGELO *et al*, 2005). A Figura 3 é uma representação da aplicação do método de oclusão ao final da inspiração.

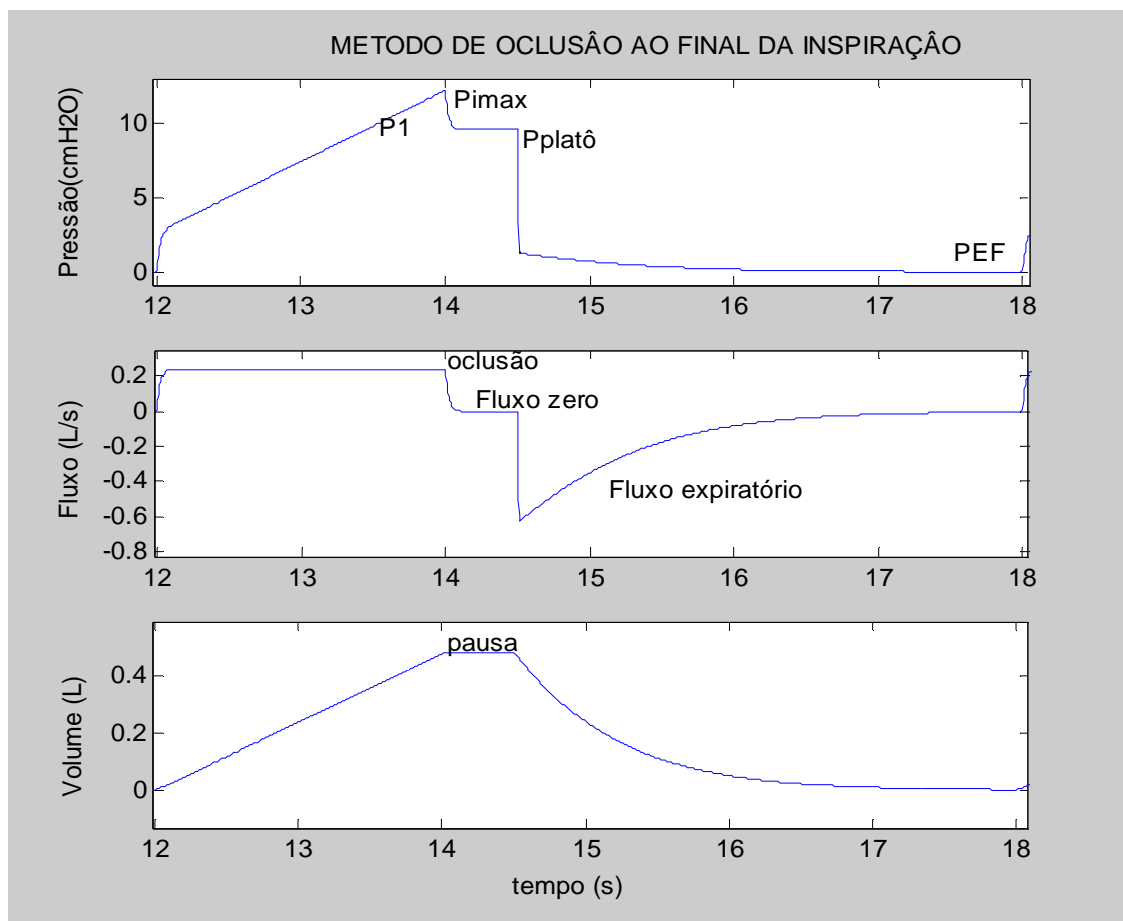


Figura. 3: Gráfico do método de oclusão rápida ao final da inspiração. Onde P_{imax} é a pressão inspiratória máxima, P_1 é a pressão quase instantânea a oclusão do sistema, $P_{\text{platô}}$ é a pressão de platô e PEF é a pressão expiratória final. Os sinais foram gerados em modo ventilatório controlado a volume com pausa no final da inspiração, por um modelo de simulação do SR linear, contendo $R=10 \text{ cmH}_2\text{O/l.s}^{-1}$; $E=20 \text{ l/cmH}_2\text{O}$; $\text{PEEP}=0 \text{ cmH}_2\text{O}$; $K_1=0.076 \text{ cmH}_2\text{O/l.s}^{-1}$ e $K_2=4.8$, referentes ao TOT de 8 mm.

Um dos atributos desse método é que a análise da razão entre a variação entre os diferentes pontos de pressão e a variação de volume no período correspondente permite avaliar aspectos específicos da complacência, podendo esta ser diferenciada em complacência efetiva, estática e dinâmica. Assim como para resistência, onde as relações entre a variação entre os diferentes pontos de pressão e o fluxo de ar na via

aérea, imediatamente antes da oclusão, permitem subdividir as resistências do SR, dos pulmões e da parede torácica, em seus subcomponentes homogêneos e inhomogêneos (ZIN, 1990).

II. 3.2 - Análise da regressão linear múltipla

A análise da regressão linear múltipla (RLM) com o método dos mínimos quadrados (MMQ) é usada para ajustar uma função a um conjunto de pontos (Exemplo 1), tornando mínima a soma dos quadrados dos desvios (menor erro). Este método foi utilizado pela primeira vez para identificar a mecânica respiratória por WALD *et al.* (1969).

$$\text{Exemplo 1: } P_{\text{ava}} = R \cdot \dot{V} + E \cdot V + I_n \cdot \ddot{V} + P_0$$

$$\begin{matrix} (n \times 1) & & (n \times 4) & & (4 \times 1) & (n \times 1) \\ \begin{pmatrix} P_1 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ P_n \end{pmatrix} & = & \begin{pmatrix} \dot{V}_1 & V_1 & \ddot{V}_1 & 1_1 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \dot{V}_n & V_n & \ddot{V}_n & 1_n \end{pmatrix} & \bullet & \begin{pmatrix} R \\ E \\ I_n \\ P_0 \end{pmatrix} & + & \begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ \varepsilon_n \end{pmatrix} \end{matrix}$$

A medição da mecânica respiratória com métodos computadorizados, como a RLM vem sendo aplicada em diversas populações de pacientes, com resultados significativos comparados aos métodos convencionais. Quando comparada com o método de oclusão ao final da inspiração, mostrou-se que a avaliação dos componentes elásticos e resistivos do sistema respiratório pelo MMQ pode ser potencialmente aplicada à beira do leito, para monitorização de pacientes ventilados mecanicamente (JOAQUIM, 1996).

O MMQ é aplicado para identificar parâmetros da mecânica respiratória, utilizando modelos aplicativos da equação do movimento do sistema respiratório e tem sido de grande ajuda no estudo da mecânica respiratória em neonatos e crianças ventilados mecanicamente (ROUSELOT *et al.*, 1992). É um método que requer

menores cuidados especiais, não depende da colaboração do paciente, não se limita a formas de onda específicas do sinal de fluxo e permite a análise dos parâmetros da mecânica respiratória em ciclo completo e separadamente nos semi-ciclos inspiratório e expiratório. VOLTA *et al.* (2002) aplicaram o MMQ em semi-ciclo inspiratório, visando eliminar os efeitos da limitação de fluxo expiratório nas estimativas dos parâmetros.

II.4- Ventilação Mecânica

A ventilação mecânica tem sido um recurso primordial na prática clínica como um suporte essencial para manutenção da vida de pacientes em falência respiratória e outros procedimentos de risco que necessitem preservar a função ventilatória do paciente.

A ventilação controlada a pressão (PCV) e a ventilação controlada a volume (VCV) são os dois modos ventilatórios utilizados com maior frequência nos CTIs. Esses modos ventilatórios vêm sendo abordados em muitos estudos de estratégias de ventilação protetoras, mas ainda há muitas dúvidas sobre qual é o modo ventilatório mais seguro para o paciente, ou em quais circunstâncias escolher um ou o outro modo (KESSLER *et al.*, 2003).

Em modo VCV, controla-se o volume corrente pelo ajuste dos valores de fluxo e do tempo inspiratório. Esse modo ventilatório permite geração de fluxo inspiratório controlado com forma de onda desacelerada ou quadrada. A VCV tem a vantagem de maior controle da ventilação minuto, mas a variação livre da pressão de abertura de via aérea (P_{ava}) expõe o pulmão do paciente a maior risco de barotraumas (RANIERI *et al.*, 2000).

O modo PCV é caracterizado por uma pressão inspiratória constante, durante tempo inspiratório pré-estabelecido, volume corrente livre e onda de fluxo inspiratório apresentando altos picos no início da inspiração, seguidos de desaceleração. Essas características do fluxo fazem desse modo ventilatório quase que um equivalente do modo VCV com fluxo desacelerado.

Tanto no modo PCV como no modo VCV, os parâmetros não controlados do ventilador variam em função das características mecânicas do sistema respiratório (LUCANGELO *et al.*, 2005). Em ambos os modos, a expiração ocorre de forma passiva e o pico de fluxo expiratório depende do volume pulmonar no final inspiração e das forças de retração elástica do tecido pulmonar e parede torácica. A saída rápida do ar dos pulmões é gerada pelo alto gradiente de pressão entre a pressão alveolar e a pressão atmosférica. Deve-se estar atento ao tempo expiratório, pois se este não for suficiente para expirar todo o ar inspirado, pode haver surgimento de uma pressão intrínseca no final da expiração (auto-PEEP) (MARIK and KRIKORIAN, 1997).

As diferenças entre esses dois modos podem ser melhor compreendidas, analisando a associação das formas de onda de fluxo inspiratório com as condições ventilatórias, como relação entre tempo inspiratório e tempo expiratório (I:E), geração de auto-PEEP, frequência respiratória e a resistência nas vias aéreas. Estudos comparando os modos PCV e VCV com fluxo inspiratório constante mostraram a preocupação em explorar as vantagens e desvantagens desses modos quanto à manutenção da função pulmonar, tempo de desmame, índice de mortalidade e estimativa da mecânica respiratória (MARIK and KRIKORIAN, 1997; ESTEBAN *et al.*, 2000; KESSLER *et al.*, 2003).

POLESE *et al.* (1999) mostraram que a ventilação com fluxo inspiratório desacelerado promove maior trabalho respiratório devido ao maior trabalho resistivo do TOT, evidenciando que este trabalho resistivo é maior quanto menor o diâmetro interno do TOT.

Alguns estudos vêm mostrando que altos picos de fluxo inspiratório com forma de onda desacelerada resultam num fluxo mais laminar no final da inspiração. Isso proporciona uma distribuição mais homogênea da ventilação nos pulmões, menos pressões inspiratórias e melhora na oxigenação e com valores de resistência, variando de uma região para outra (MARIK and KRIKORIAN, 1997; MUNOZ *et al.*, 1993). Além disso, essa forma de onda não gera alterações hemodinâmicas e promove a diminuição da pressão parcial de CO₂ no sangue (PaCO₂), sendo sugerido o seu uso em pacientes com DPOC (YANG, S.C. and YANG, S.P., 2002).

Estudos recentes ajudam na monitorização e ajustes do ventilador mecânico, visando manter uma faixa de segurança para as pressões impostas ao sistema, PEEP e P_{imax} , e para o volume corrente, reduzindo o índice de lesões induzidas pelo ventilador (KANO *et al*, 1994; RANIERI *et al*, 2000; GRASSO *et al*, 2004).

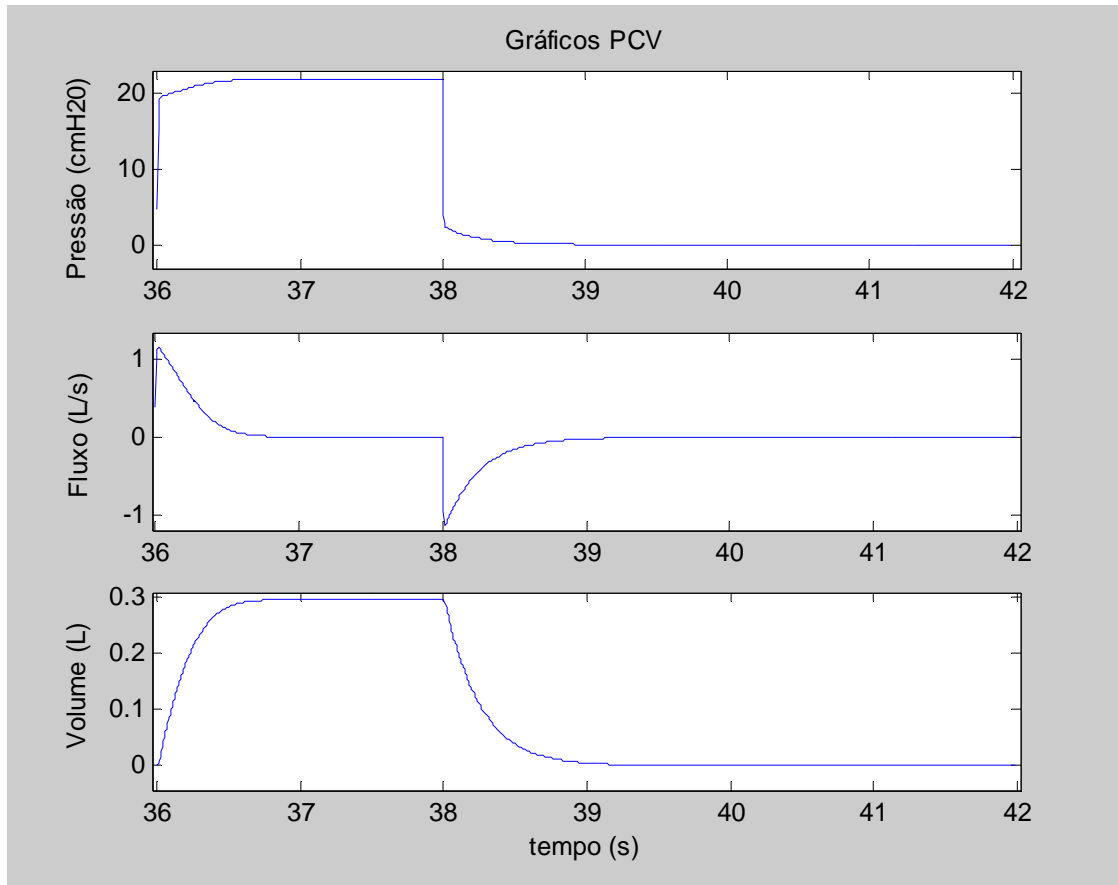


Figura 4: Gráfico do modo ventilatório controlado a pressão com fluxo inspiratório desacelerado. Exibindo os sinais de Pressão, Volume e Fluxo, com volume corrente de 300ml, obtidos com o modelo de simulação do SR, contendo $E_1 = 50 \text{ cmH}_2\text{O/l}$; $E_2 = 80$; $K_1 = 10 \text{ cmH}_2\text{O/l.s}^{-1}$; $K_2 = 5$; PEEP = 0.

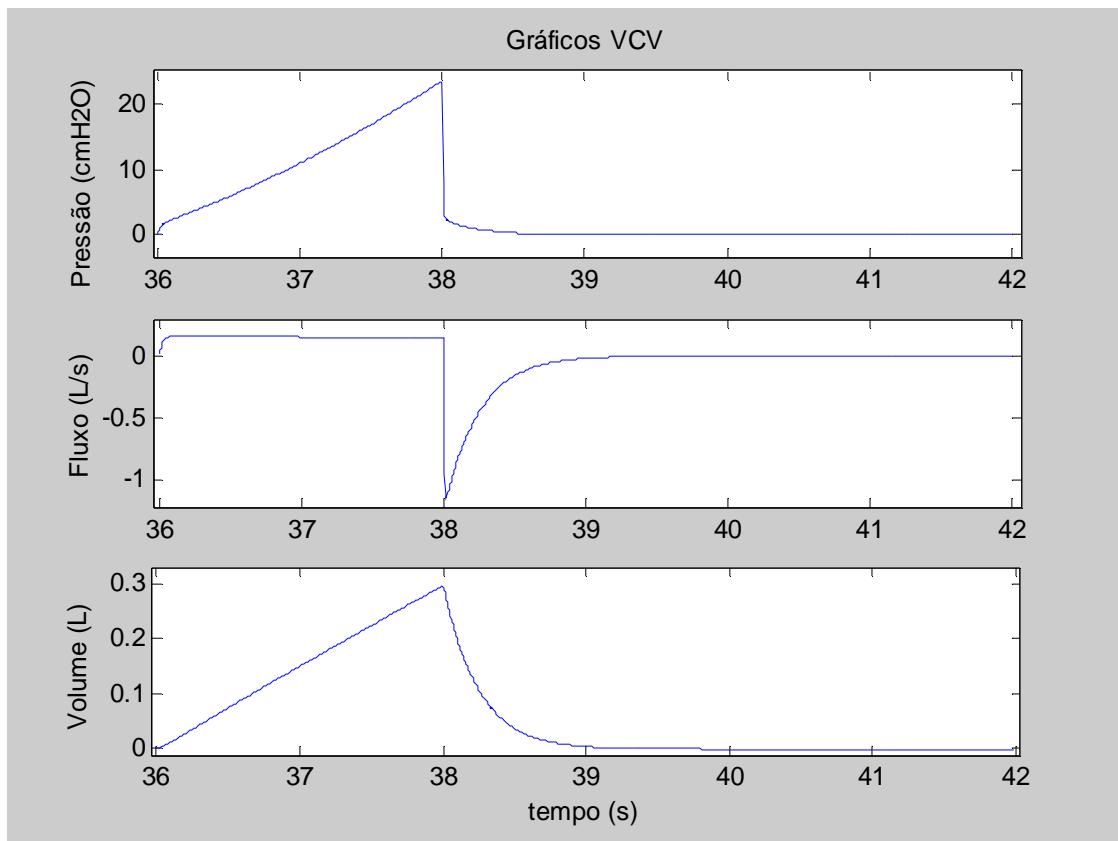


Figura 5: Gráfico do modo ventilatório controlado a volume com fluxo inspiratório constante. Exibindo os sinais de Pressão, Volume e Fluxo, com volume de 300ml, obtidos com o modelo de simulação do SR, contendo $E_1 = 50 \text{ cmH}_2\text{O/l}$; $E_2 = 80$; $K_1 = 10 \text{ cmH}_2\text{O/l.s}^{-1}$; $K_2 = 5$; PEEP = 0.

Observando as Figuras 4 e 5, pode-se notar que, para um mesmo volume corrente (0,3 l) e mesmos parâmetros da mecânica respiratória, a P_{imax} é menor em modo PCV (21,8 cmH₂O) que em modo VCV (23,4 cmH₂O), porém, a transição do fluxo inspiratório em PCV (1,16 l/s) apresenta um valor expressivamente maior que em VCV (0,16 l/s) e a expiração não varia de um modo para outro.

II. 5- Métodos de monitorização de hiperdistensão pulmonar

Os sinais de fluxo, volume e pressão nos fornecem informações relativas ao sistema respiratório que possibilitam a melhor interpretação do comportamento mecânico e a obtenção de índices quantitativos e avaliativos da hiperdistensão pulmonar.

Um avanço na monitorização em ventilação mecânica foi a exposição gráfica da relação temporal dos sinais de fluxo, volume e pressão, e das curvas pressão *versus* volume, fluxo *versus* volume que permitem a análise do comportamento do sistema respiratório, auxiliando nos ajustes dos parâmetros do ventilador mecânico.

Alguns métodos de identificação de hiperdistensão pulmonar vêm contribuindo para melhor adaptação do paciente ao ventilador mecânico e ajudando a amenizar o *stress* pulmonar, reduzindo a ocorrência de lesão induzida pelo ventilador.

II. 5.1- Curva pressão *versus* volume e razão C20/C

A curva pressão *versus* volume (PxV) vem sendo um recurso muito utilizado para observar a elastância pulmonar que apresenta comportamento aproximadamente linear na região entre o ponto de inflexão inferior (PII) e o ponto de inflexão superior (PIS). Abaixo do PII a elastância é não linear, representando a abertura e fechamento cíclico de alvéolos. Acima do PIS a elastância também é não linear, e a partir desse ponto, representa a hiperdistensão pulmonar. O PII e o PIS são usados como referência para os ajustes da PEEP e da P_{imax} , respectivamente, visando manter a ventilação numa faixa de elastância linear (JONSOM *et al.*, 1999; VIEIRA, 1999; TERRAGNI *et al.*, 2003).

O PIS é o ponto a partir do qual, maiores variações de pressão são impostas para gerar pequenas variações de volume, sendo descrito como uma evidência de hiperdistensão pulmonar. Visando quantificar essa evidência, FISHER *et al.* (1988) propuseram a razão C20/C, onde C é a complacência pulmonar total do SR e C20 é a complacência calculada com os últimos 20% da curva PxV. Quando $C20/C < 0,8$, a razão é um indicativo de hiperdistensão pulmonar.

Esse método, porém é bastante sensível às variações do sistema respiratório, sendo influenciado pelo modo ventilatório, pela resistência do TOT e pelo tamanho da via aérea (KANO *et al.*, 1994).

II. 5.2- Tomografia computadorizada

A análise da dinâmica pulmonar em diversas fases do ciclo, utilizando avaliação da imagem com tomografia computadorizada (TC) tem mostrado, sobretudo em pulmões com lesão pulmonar aguda, o pulmão dividido em três regiões. Uma região dita normalmente ventilada, outra hiperdistendida, compreendida entre -900 e -1000 Hu (unidades Hounsfield), e uma terceira, de recrutamento, compreendida entre -100 e +100 Hu (GRASSO *et al.*, 2004). A Figura 6 mostra a distribuição da ventilação pulmonar durante a inspiração.

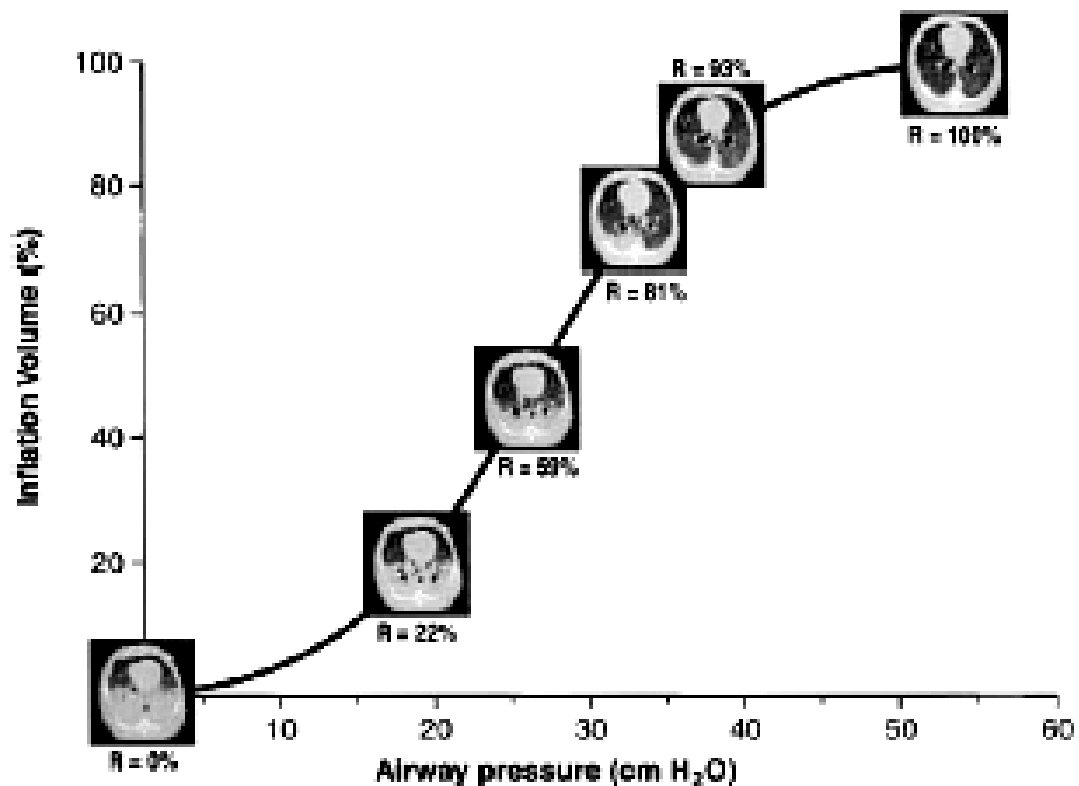


Figura 6: Curva volume *versus* pressão (VxP) com imagens de TC pulmonar nas respectivas fases do semi-ciclo inspiratório, onde “R” representa o percentual de alvéolos recrutados na respectiva pressão de vias aéreas (retirada de GATTINONI *et al.*, 2001).

A TC não permite uma medida contínua à beira do leito, além disso, apresenta um alto custo do exame e o transporte do paciente grave do CTI até o tomógrafo expõe o paciente a riscos de descompensação clínica.

II. 5.3- Índice de *stress* pulmonar

A curva pressão *versus* tempo (PxT) tem um fator característico durante VCV com fluxo inspiratório constante. No início do semi-ciclo inspiratório a curva PxT sofre um aumento vertical devido à força de atrito gerada pelo fluxo necessário para transpor a resistência da via aérea e do TOT. A curva segue até a $P_{i_{max}}$ no final da inspiração (Figura 7). Esse segmento tem comportamento linear, côncavo ou convexo dependendo da complacência do sistema respiratório (LUCANGELO *et al.*, 2005).

A análise da curva PxT foi aplicada por RANIEIRI *et al.* (2000) para monitorização da mecânica pulmonar de pacientes com lesão pulmonar aguda, modelando o *stress* (b) pulmonar como o expoente da equação 9, que descreve a pressão em função do tempo.

$$P_{ava} = a \cdot t^b + c \quad (9)$$

onde t é o tempo, a e c são constantes e b é o coeficiente que descreve a forma da curva.

Esse modelo de análise da curva PxT dinâmica permite avaliar e quantificar o *stress* mecânico (Figura 7), onde $b < 1$ representa a curva PxT convexa correspondente ao comportamento semelhante ao encontrado no PII da curva PxV, sugestivo de abertura e fechamento cíclico de alvéolos. O $b > 1$ representa a curva PxT côncava correspondente ao comportamento encontrado no PIS, sugestivo de hiperdistensão. O $b = 1$ representa o trecho linear que minimiza o *stress*, admitindo com faixa de segurança valores de b entre 0,9 a 1,1. Essa análise deve ser realizada em modo VCV com fluxo inspiratório constante (RANIERI *et al.*, 2000; TERRAGNI *et al.*, 2003; GRASSO *et al.*, 2004).

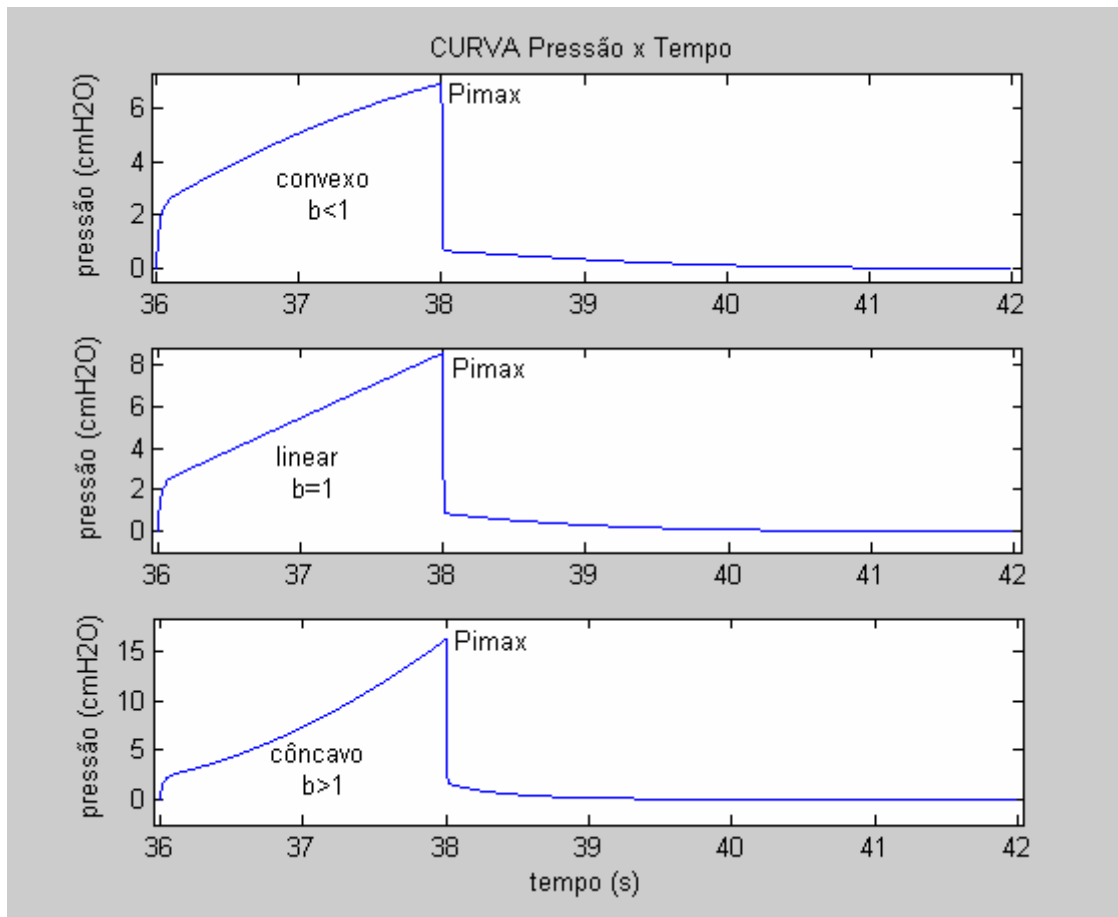


Figura 7: Curva PxT representando o modelo de equação (equação 14) proposta por Ranieri *et al.* (2000), onde o índice b determina o comportamento da curva. Os sinais foram obtidos em modo VCV fluxo constante com um modelo de simulação do SR contendo $E_1 = 15 \text{ cmH}_2\text{O/l}$; $K_1 = 10 \text{ cmH}_2\text{O/l.s}^{-1}$; $K_2 = 5$ e $E_2 = -10$ (janela superior); $E_2 = 50$ (janela inferior); $E_2 = 0$ (janela intermediária).

O índice de *stress* b na verdade não é exatamente um preditor de hiperdistensão, mas um fator que explica o comportamento da curva PxT e tem grande valia na minimização da lesão induzida pelo ventilador (RANIERI *et al.*, 2000; GRASSO *et al.*, 2004).

II. 5.4- Percentual de elastância dependente do volume (%E₂)

Avaliando o comportamento elástico dos pulmões, observou-se que uma parcela da elastância total mantinha uma relação de dependência com a variação de volume corrente, sendo a elastância total (equação 10) modelada como a soma do comportamento da elastância linear com esse componente de elastância dependente do volume:

$$ET = E_1 + E_2 \cdot V \quad (10)$$

onde ET é a elastância total, E₁ é elastância independente do volume, E₂V é a elastância volume-dependente e V é o volume.

Propondo a aplicação de um modelo contendo resistência linear (K₁), elastância linear (E₁) e elastância dependente do volume (E₂), KANO *et al.* (1994) sugeriram um índice derivado dos componentes elásticos do SR, que representa o percentual de elastância volume dependente na elastância total (%E₂) (equação 11):

$$\%E_2 = \frac{100 \cdot E_2 \cdot V_T}{E_1 + E_2 \cdot V_T} \quad (11)$$

onde %E₂ é o percentual de E₂ e V_T é o volume corrente; para monitorar recrutamento e hiperdistensão pulmonar. Esses autores analisaram dados de crianças e neonatos de dois grupos, hiperdistendidos (%E₂ > 30) e não hiperdistendidos (%E₂ < 30), verificando os ajustes (coeficiente de determinação – R²) e a identificação da PEEP intrínseca (PEEPi) calculados por três modelos: o modelo linear simples, o modelo com resistência dependente do fluxo e o modelo com elastância dependente do volume; e constataram que não houve diferença no ajuste dos três modelos para o grupo não hiperdistendido. Entretanto, no grupo hiperdistendido foi constatado que à medida que o %E₂ aumentava, os valores de R² e PEEPi relativos as estimativas com os modelos linear e fluxo dependente apresentaram grande, quando o % E₂ atingiu valores maiores que 30, enquanto o modelo volume dependente não apresentou essa tendência. Concluíram que esse índice é um bom estimador da hiperdistensão pulmonar.

O %E₂ apresentou bons resultados em sua aplicação, tanto em PCV como em VCV, para identificar hiperdistensão em pacientes com síndrome da angústia respiratória aguda (BERSTEN, 1998; EDIBAM *et al.*, 2003). Tem sido considerado um método prático e eficiente de monitorização de hiperdistensão à beira do leito em pacientes pediátricos e neonatos. (NEVÈ *et al.*, 2001)

Esse índice, porém pode ser sensível às variações da mecânica respiratória e sofrer alteração na presença de inertância e da resistência dependente do fluxo (PINO, 2004). Um recente estudo experimental com humanos, realizado por PACHECO *et al.*

(2006) comparou as estimativas do $\%E_2$ em modos VCV fluxo constante e PCV, utilizando o MVD e um outro modelo, que acrescentou ao MVD um termo resistivo dependente do fluxo (K_2). Neste estudo, os autores observaram que não houve diferença entre os valores de $\%E_2$ estimados para ventilação em modo VCV. Não foi encontrada, também, diferença entre os modos PCV e VCV ao estimar o $\%E_2$ com o modelo com resistência não linear. Entretanto, os valores de $\%E_2$ estimados com o MVD, em PCV, apresentaram-se subestimados em relação às estimativas com o modelo com resistência não linear e às estimativas em modo VCV.

II.6- Simulação

Os modelos de simulação permitem avaliar e entender as variações dos parâmetros respiratórios e as interações humanas com os equipamentos de suporte ventilatório e têm sido uma ferramenta importante para a área médica e outras áreas na compreensão do sistema respiratório.

O primeiro modelo de simulação da mecânica pulmonar foi desenvolvido cerca de 300 anos atrás pelo fisiologista John Mayow (*apud DENISON et al*, 1982). Desde então, muitos modelos vêm sendo utilizados para explicar o comportamento mecânico do sistema respiratório e para o desenvolvimento de novas técnicas para monitorização da mecânica respiratória em pacientes ventilados mecanicamente.

Um simulador pulmonar com valores predeterminados de resistência (R), complacência (C) e inertância (In) foi utilizado por TURNER *et al.* (1991). Os sinais simulados foram analisados pelo MMQ aplicando dois modelos, um contendo R, C e In (MLU) e o outro que desprezou a In, detectando que a complacência era erroneamente estimada ao negligenciar a In.

No estudo de NUCCI *et al.* (2002), os autores simularam a ventilação controlada a volume, com fluxo inspiratório constante e pausa no final da inspiração, para analisar os efeitos dos padrões de constrição da via aérea e a distribuição do fluxo e da pressão, durante a ventilação mecânica. Concluíram que constrições marcadamente heterogêneas podem aumentar o risco de lesões induzidas pelo ventilador (VILI).

No estudo de PINO (1996) desenvolvido no laboratório de engenharia pulmonar (LEP), o “Ventila”, um programa para estudar mecânica ventilatória, foi constituído de um módulo de simulação e um outro para aquisição de sinais de fluxo e pressão. GUIMARÃES (1998) utilizou o “Ventila” para testar limitações e particularidades do MMQ na estimativa de parâmetros da mecânica ventilatória simulada em um modelo físico de pulmão, também desenvolvido em nosso laboratório (MELLO-NETO, 1992).

Em 2002, PINO *et al.* apresentaram o “Mecânica”, um programa mais aprimorado para análise da mecânica respiratória, desenvolvido em MATLAB. Esse programa disponibiliza modelos do sistema respiratório, elaborados em Simulink/MATLAB, incluindo o MLU que foi adicionado, neste presente estudo, com inertância e não linearidades resistivas e elásticas da mecânica respiratória, para realização deste trabalho.

Capítulo III – Métodos

III. 1- Modelo experimental

O modelo simulou um aparato experimental para suporte ventilatório, exemplificado na Figura 8.

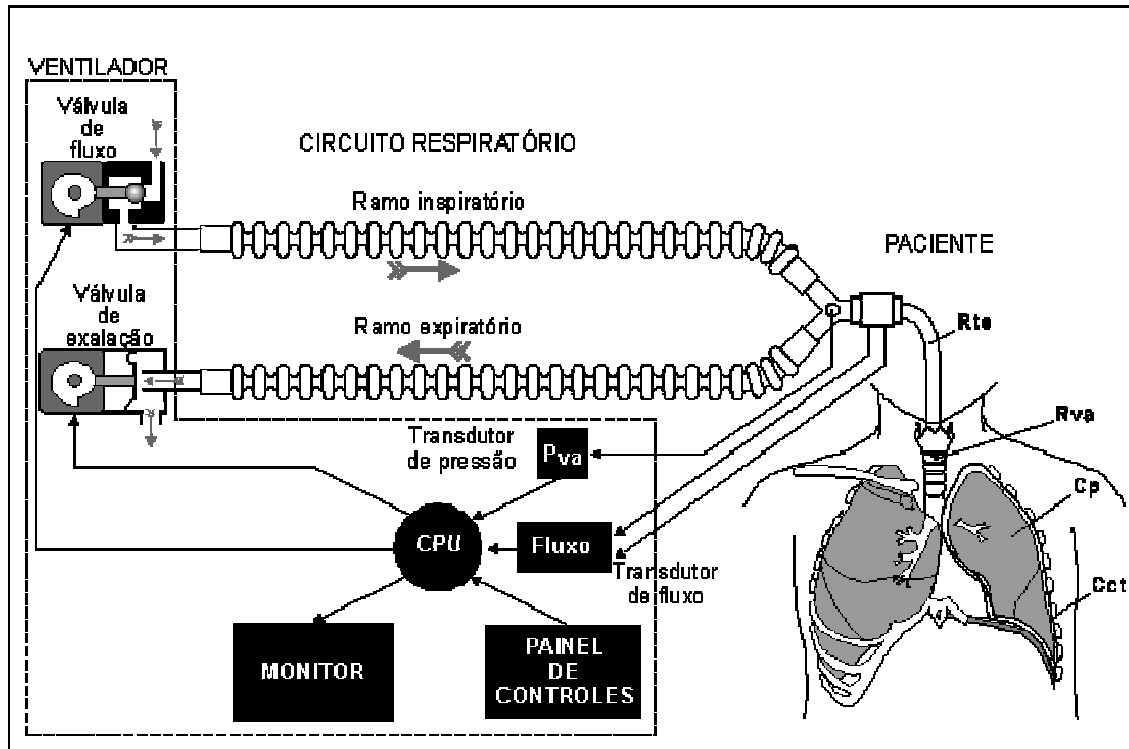


Figura 8: Modelo de um aparato experimental e/ou ventilatório de um paciente, consistindo de um ventilador, um circuito ventilatório com ramo inspiratório e expiratório, transdutores para medição de sinais de fluxo e pressão de abertura de vias aéreas, um TOT e o sistema respiratório do paciente (retirada de ROCCO, P.R.M.; Curso de Mecânica Respiratória da Bancada à Prática Clínica, Coordenação de Atividades de Extensão do Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho - UFRJ).

O modelo da simulação acrescentou ao MLU (equação 5), resistência dependente do Fluxo ($K_2|\dot{V}|$) e elastância dependente do volume (E_2V), compondo a equação 8, citada no Capítulo II. Este modelo mais completo teve seus parâmetros designados como Setsimulado.

O modelo completo foi constituído com um gerador de fluxo constante (modo VCV onda quadrada de fluxo) ou desacelerado (modo VCV onda descendente de fluxo) (anexos I e II), um sistema de tubulação com resistência linear de $2 \text{ cmH}_2\text{O/l.s}^{-1}$ e complacência linear de $2 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$, conectado ao sistema respiratório. Os parâmetros de mecânica respiratória do modelo foram pré-determinados, usando três combinações de resistência linear (K_1), resistência dependente do fluxo (K_2) e inertância (In), representando TOTs de 6, 7 e 8 mm de diâmetro interno, retiradas de SULLIVAN *et al.* (1976) (Tabela 1):

Tabela 1: Dados de SULLIVAN *et al.* (1976), utilizados neste estudo

TOT (mm)	K_1 (cmH ₂ O/l.s ⁻¹)	K_2	In (cmH ₂ O/l.s ⁻²)
6	2,7	17,5	0,115
7	1,8	8,1	0,097
8	1,3	4,8	0,076

Adicionalmente, foram utilizadas combinações de E_1 e E_2 nas condições ventilatórias de recrutamento (Rec) ($\%E_2 < 0$), linearidade (Lin) ($0 \leq \%E_2 \leq 30$) e hiperdistensão (Over) ($\%E_2 > 30$) pulmonar: A primeira combinação de E_1 e E_2 foi calculada em três trechos da curva PxV apresentada na Figura 1 do artigo de HARRIS *et al.* (2000) (Anexo III e IV) (Tabela 2):

Tabela 2: Combinações calculados de HARRIS *et al.* (2000)

Condição ventilatória	E_1 (cmH ₂ O/l)	E_2
Rec	18,9	-7,3
Lin	10,8	0,8
Over	11,1	11,5

e a segunda combinação de E_1 e E_2 foi estabelecida, baseada nos valores encontrados por EDIBAM *et al.* (2003) (Tabela 3).

Tabela 3: Combinações baseadas em EDIBAM *et al.* (2003)

Condição ventilatória	E ₁ (cmH ₂ O/l)	E ₂
Rec	13,0	- 2,0
Lin	18,0	7,0
Over	22,0	16,0

A opção de realizar simulações com diferentes combinações de parâmetros foi estabelecida para que se possa avaliar se os resultados encontrados neste estudo se reproduzem independente da condição de mecânica respiratória.

Aplicou-se zero de pressão expiratória final (ZEEP) para todos os casos.

Foram realizadas 18 simulações para cada combinação de E₁ e E₂ (2 modos ventilatórios x 3 TOTs x 3 condições (Rec, Lin e Over)) em MATLAB[®]/Simulink. Os sinais de fluxo e pressão de abertura de vias aérea (P_{ava}) foram gerados em passo fixo de 1/1000 s, utilizando o método de solução de equações diferenciais ordinárias ODE5. O período de simulação foi de 48 s, com ciclo ventilatório de 6 s, relação I:E de 1:3, a fim de evitar a formação de PEEP intrínseca, e volume corrente (V_T) de 600 ml.

III. 2- Análise dos sinais

Os sinais de fluxo e P_{ava} gerados pelo modelo experimental foram analisados por rotinas desenvolvidas em MATLAB[®]. O algoritmo identifica os semi-ciclos inspiratórios e expiratórios, usando a ferramenta do programa “Mecânica” (PINO *et al.*, 2002) e seleciona o penúltimo ciclo ventilatório. O volume é calculado a partir da integração do sinal de fluxo.

Os parâmetros da mecânica respiratória, usados no modelo de simulação (Setsimulado) foram estimados com o método dos mínimos quadrados (MMQ) em ciclo completo (nos dois modos ventilatórios) ou apenas na inspiração (para VCV com fluxo

inspiratório constante), utilizando diferentes modelos e seus valores estimados foram expostos em Sets. Segue abaixo a relação dos Sets e seus respectivos modelos de recuperação dos parâmetros:

$$\text{Setsimulado} - P = (K_1 + K_2 \cdot |\dot{V}|) \cdot \dot{V} + (E_1 + E_2 \cdot V) \cdot V + In \cdot \ddot{V} + P_o$$

Setcompleto – equivalente ao Setsimulado.

$$\text{SetsemK}_2 - P = K_1 \cdot \dot{V} + (E_1 + E_2 \cdot V) \cdot V + In \cdot \ddot{V} + P_o$$

$$\text{SetsemIn} - P = (K_1 + K_2 \cdot |\dot{V}|) \cdot \dot{V} + (E_1 + E_2 \cdot V) \cdot V + P_o$$

$$\text{SetKano (sem K}_2 \text{ e In)} - P = K_1 \cdot \dot{V} + (E_1 + E_2 \cdot V) \cdot V + P_o$$

$$\text{Setlinear} - P = R \cdot \dot{V} + E \cdot V + P_o$$

O %E₂ foi então calculado com os valores de E₁ e E₂ estimados em cada modelo, aplicando a equação 11.

III.3- Análise dos resultados

Os resultados foram avaliados pela análise das estimativas de E₁, E₂ e %E₂ dos modelos de recuperação, comparadas com os valores pré-estabelecidos no modelo de simulação (Setsimulado), através das médias dos desvios absolutos das estimativas em relação aos valores esperados e a dispersão avaliada pelos desvios mínimos e máximos (mín_máx) para cada diâmetro do TOT.

Esses resultados foram apresentados como método de análise dos sinais em ciclo completo para as combinações de E₁ e E₂ de HARRIS *et al.* (2000) e EDIBAM *et al.* (2003), sendo para esse método de análise, calculados os coeficientes de determinação (R²) entre a pressão simulada e a pressão estimada em cada modelo de recuperação. E apresentado como método de análise dos sinais em semi-ciclo inspiratório.

III. 4- Resultados apresentados em Apêndices

Outras simulações e análises foram realizadas na tentativa de esclarecer melhor o comportamento das estimativas da mecânica respiratória em relação à influência do K_2 nas estimativas de E_1 , E_2 e do $\%E_2$, à estratégia de análise por trechos dos sinais, à relação de dependência entre os sinais e aos efeitos da filtragem dos sinais, com um filtro *Butterworth* passa baixa de 4ª ordem e frequência de corte de 33 Hz, nas estimativas dos parâmetros da mecânica. Esses resultados são apresentados como apêndices desse estudo, onde estão descritas as respectivas metodologias.

Capítulo IV - Resultados

IV.1 – Método de análise dos sinais em ciclo completo

IV.1.1- Combinações de E_1 e E_2 , retiradas de HARRIS *et al.* (2000)

As estimativas dos parâmetros da mecânica respiratória foram realizadas aplicando o MMQ com diferentes modelos de recuperação, visando observar as quão perturbadas podem ficar estas estimativas, à medida que esses modelos de recuperação tornam-se menos completos.

Os valores pré-estabelecidos na simulação (Setsimulado) e os parâmetros estimados com os modelos de recuperação, referentes às estimativas nas condições de Rec, Lin e Over, são apresentados, respectivamente, nas Tabela 4, 5 e 6, considerando um TOT de 7 mm.

Tabela 4: Parâmetros estimados na condição de recrutamento para TOT de 7 mm

Forma de onda	Set	Rec					
		K_1	K_2	In	E_1	E_2	$\%E_2$
Quad,	simulado	6,8	8,1	0.10	18,9	-7,4	-30,3
	completo	6,8	8,1	0.10	18,9	-7,4	-30,2
	sem K_2	10,4	-	0.09	19,7	-10,7	-48,3
	semIn	7,9	5,6	-	20,1	-10,6	-46,6
	Kano	10,4	-	-	20,5	-12,8	-59,7
	linear	10,4	-	-	14,4	-	-
Desacel.	simulado	6,8	8,1	0.10	18,9	-7,4	-30,3
	completo	6,8	8,1	0.10	18,9	-7,3	-30,3
	sem K_2	11,2	-	0.08	21,9	-14,8	-67,9
	semIn	7,8	6,2	-	19,8	-9,9	-42,6
	Kano	11,2	-	-	22,1	-15,5	-72,4
	linear	11,2	-	-	14,0	-	-

* Onde vemos (-) representa que o parâmetro não foi incluído no modelo de recuperação.

Tabela 5: Parâmetros estimados na condição de linearidade para TOT de 7 mm

Forma de onda	Set	Lin					
		K ₁	K ₂	In	E ₁	E ₂	%E ₂
Quad,	simulado	6,8	8,1	0.10	10,8	0,9	4,7
	completo	6,8	8,1	0.10	10,8	0,9	4,9
	semK ₂	10,0	-	0.09	12,1	-2,6	-14,9
	semIn	8,3	4,1	-	12,1	-2,5	-14,2
	Kano	10,0	-	-	12,7	-4,2	-24,9
	linear	10,0	-	-	10,8	-	-
Desacel.	simulado	6,8	8,1	0.10	10,8	0,9	4,7
	completo	6,8	8,1	0.10	10,8	0,9	4,7
	semK ₂	10,9	-	0.08	14,2	-6,7	-39,7
	semIn	7,3	6,9	-	11,3	-0,6	-3,8
	Kano	10,9	-	-	14,3	-7,1	-43,1
	linear	10,9	-	-	10,4	-	-

* Onde vemos (-) representa que o parâmetro não foi incluído no modelo de recuperação.

Tabela 6: Parâmetros estimados na condição de hiperdistensão para TOT de 7 mm

Forma de onda	Set	Over					
		K ₁	K ₂	In	E ₁	E ₂	%E ₂
Quad,	simulado	6,8	8,1	0.10	11,2	11,6	38,3
	completo	6,8	8,1	0.10	11,2	11,6	38,3
	semK ₂	10,5	-	0.09	12,8	6,1	22,4
	semIn	7,8	5,7	-	12,5	7,6	26,7
	Kano	10,5	-	-	13,6	4,0	15,1
	linear	10,5	-	-	15,6	-	-
Desacel.	simulado	6,8	8,1	0.10	11,2	11,6	38,3
	completo	6,8	8,1	0.10	11,2	11,6	38,3
	semK ₂	11,3	-	0.08	14,5	3,3	12,1
	semIn	7,9	6,1	-	12,2	8,6	29,6
	Kano	11,3	-	-	14,7	2,5	9,4
	linear	11,3	-	-	16,1	-	-

* Onde vemos (-) representa que o parâmetro não foi incluído no modelo de recuperação.

Nas Tabelas 4,5 e 6, nota-se para SetKano (K_2 e In são negligenciados) que E_1 foi superestimado e E_2 foi subestimado. Esse comportamento nas estimativas de E_1 e E_2 foi observado nas três condições simuladas (linearidade, recrutamento e hiperdistensão), sendo os desvios nas estimativas de E_2 sempre maiores que os de E_1 .

As simulações que selecionaram combinações de E_1 e E_2 na condição de linearidade revelaram que os valores de E_2 estimados pelos modelos incompletos são sempre negativos (Tabela 5). Nota-se na Tabela 7, onde encontram-se os valores estimados de $\%E_2$ para os TOTs 6, 7 e 8 mm, que para todos os valores de TOT, as estimativas do $\%E_2$ com os modelos incompletos identificaram recrutamento, quando a condição era linear e não identificaram condição de hiperdistensão pulmonar, quando essa estava ocorrendo, mostrando como esse índice é sensível aos erros das estimativas de E_1 e E_2 .

Tabela 7: Valores de $\%E_2$ para diferentes TOTs

TOT		6 mm			7 mm			8 mm		
Forma de onda	Set	Rec $\%E_2$	Lin $\%E_2$	Over $\%E_2$	Rec $\%E_2$	Lin $\%E_2$	Over $\%E_2$	Rec $\%E_2$	Lin $\%E_2$	Over $\%E_2$
Quadrada	simulado	-30,3	4,7	38,3	-30,3	4,7	38,3	-30,3	4,7	38,3
	completo	-30,2	4,9	38,3	-30,2	4,9	38,3	-30,2	4,8	38,3
	sem K_2	-61,1	-26,9	10,8	-48,3	-14,9	22,4	-42,5	-8,9	27,6
	semIn	-47,1	-15,6	24,8	-46,6	-14,2	26,7	-44,3	-10,6	28,6
	Kano	-71,3	-36,1	4,1	-59,7	-24,9	15,1	-53,1	-18,1	20,7
Desacelerada	simulado	-30,3	4,7	38,3	-30,3	4,70	38,3	-30,3	4,7	38,3
	completo	-30,3	4,7	38,2	-30,3	4,7	38,3	-30,3	4,7	38,3
	sem K_2	-117,5	-90,4	-21,5	-67,8	-39,7	12,1	-50,6	-21,3	23,8
	semIn	-40,2	-0,9	30,7	-42,6	-3,8	29,6	-40,6	-4,4	31,7
	Kano	-121,6	-93,7	-23,8	-72,3	-43,1	9,3	-54,9	-24,5	21,1

Nas simulações com valores de TOT 6 e 8 mm, o comportamento dos dados é muito semelhante ao comportamento das estimativas em TOT de 7 mm (Tabelas 4, 5 e 6), embora as maiores perturbações nas estimativas dos parâmetros estejam associadas ao menor diâmetro do TOT, onde os valores de K_2 e In são maiores.

A comparação entre as estimativas de E_1 e E_2 usando o modelo de recuperação que despreza apenas o K_2 (Setsem K_2), com o que despreza apenas a In (Setsem In), pode-se observar que o peso, na perturbação das estimativas, ao negligenciar a presença de In foi menor que ao negligenciar a presença de K_2 e pioraram ainda mais, quando esses dois parâmetros foram negligenciados no modelo (Tabelas 4, 5 e 6), comprometendo a identificação exata das condições de linearidade e de hiperdistensão pulmonar.

As médias dos desvios das estimativas de E_1 , E_2 e do $\%E_2$ são apresentadas nas Tabelas 8, 9 e 10, para as simulações em TOT 6, 7 e 8 respectivamente, junto com as dispersões, dadas pelos desvios mínimos e máximos das estimativas em cada modelo de recuperação.

Tabela 8: Desvios das estimativas de E_1 , E_2 e do $\%E_2$ para TOT de 6 mm

Forma de onda	Set	TOT 6mm		
		ΔE_1	ΔE_2	$\Delta \%E_2$
Quad.	completo	0,0 (0,0_0,0)	0,0 (0,0_0,1)	0,2 (0,0_0,3)
	sem K_2	2,9 (2,5_3,5)	-6,8 (-8,6_-5,7)	-29,9 (-31,6_-27,4)
	sem In	1,6 (1,3_1,8)	-3,9 (-4,4_1,8)	-16,9 (-20,4_-13,4)
	Kano	3,6 (3,2_4,2)	-8,5 (-10,5_-7,2)	-38,7 (-41,0_-34,1)
Desac.	completo	0,0 (0,0_0,1)	0,0 (0,0_0,1)	0,1 (-0,1_0,3)
	sem K_2	5,3 (2,5_7,9)	-11,6 (-17,2_-5,7)	-55,3 (-95,1_-27,4)
	sem In	1,1 (0,3_1,8)	-2,9 (-4,4_1,8)	-12,3 (-20,4_-5,6)
	Kano	5,6 (3,2_8,0)	-12,7 (-17,7_-7,2)	-61,3 (-98,5_-34,1)

* os valores são expostos como média (mín_máx) dos desvios.

Tabela 9: Desvios das estimativas de E_1 , E_2 e do $\%E_2$ para TOT de 7 mm

Forma de onda	Set	TOT 7mm		
		ΔE_1	ΔE_2	$\Delta \%E_2$
Quad.	completo	0,0 (0,0_0,0)	0,0 (0,0_0,1)	0,1 (0,1_0,2)
	semK ₂	1,3 (0,8_1,6)	-4,1 (-5,4_-3,4)	-17,8 (-19,7_-15,8)
	semIn	1,3 (1,1_1,4)	-3,5 (-3,9_1,4)	-15,6 (-18,9_-11,5)
	Kano	2,0 (1,6_2,5)	-6,0 (-7,5_-5,1)	-27,4 (-29,7_-23,2)
Desac.	completo	0,0 (0,0_0,0)	0,0 (0,0_0,1)	0,1 (0,0_0,2)
	semK ₂	2,3 (0,8_3,4)	-5,9 (-8,2_-3,4)	-26,9 (-44,4_-15,8)
	semIn	1,1 (0,6_1,4)	-2,9 (-3,9_1,4)	-12,7 (-18,9_-8,5)
	Kano	2,7 (1,6_3,6)	-7,2 (-9,0_-5,1)	-33,5 (-47,8_-23,2)

* os valores são expostos como média (mín_máx) dos desvios.

Tabela 10: Desvios das estimativas de E_1 , E_2 e do $\%E_2$ para TOT de 8 mm

Forma de onda	Set	TOT 8mm		
		ΔE_1	ΔE_2	$\Delta \%E_2$
Quad.	completo	0,0 (0,0_0,0)	0,0 (0,0_0,1)	0,1 (0,1_0,2)
	semK ₂	0,7 (0,3_1,0)	-2,9 (-3,8_-2,2)	-12,2 (-13,7_-10,7)
	semIn	1,0 (0,9_1,1)	-3,0 (-3,3_1,1)	-13,0 (-15,4_-9,6)
	Kano	1,4 (1,0_1,8)	-4,7 (-5,9_-4,0)	-21,0 (-22,8_-17,5)
Desac.	completo	0,0 (0,0_0,0)	0,0 (0,0_0,1)	0,1 (0,0_0,2)
	semK ₂	1,2 (0,3_2,0)	-3,7 (-4,8_-2,2)	-16,2 (-26,0_-10,7)
	semIn	0,9 (0,6_1,1)	-2,5 (-3,3_1,1)	-10,8 (-15,4_-6,5)
	Kano	1,7 (1,1_2,1)	-4,9 (-5,9_-4,0)	-22,3 (-29,2_-17,1)

* os valores são expostos como média (mín_máx) dos desvios.

Note nas Tabelas 8, 9 e 10 que as perturbações são maiores à medida que os modelos tornam-se mais incompletos e que o fluxo inspiratório desacelerado torna essas perturbações ainda mais evidentes, tanto nas médias quanto nas dispersões, exceto para

“SetsemIn” e para TOT 8 na condição Over (Tabela 7), que parecem sofrer maiores desvios em fluxo inspiratório com forma de onda quadrada.

A Tabela 11 exprime os coeficientes de determinação, mostrando a correlação entre a pressão simulada e a pressão estimada em cada modelo de recuperação. Pode-se observar que, à medida que os modelos se tornam mais incompletos, os valores de R^2 diminuem e, ainda que os valores não apresentem variações significativas, os ajustes mostrados pelo R^2 não correspondem às tendências aos desvios de estimativas vistos nas Tabelas 8, 9 e 10.

Tabela 11: coeficientes de determinação das estimativas:

Forma de onda	Set	TOT 6mm			7mm			8mm		
		Rec	Lin	Over	Rec	Lin	Over	Rec	Lin	Over
Quadrada	simulado	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
	completo	0,9989	0,9995	0,9986	0,9989	0,9994	0,9984	0,9991	0,9995	0,9987
	semK ₂	0,9976	0,9974	0,9971	0,9968	0,9965	0,9961	0,9970	0,9966	0,9962
	semIn	0,9969	0,9972	0,9963	0,9963	0,9963	0,9953	0,9965	0,9964	0,9955
	Kano	0,9931	0,9963	0,9963	0,9927	0,9957	0,9949	0,9933	0,9961	0,9948
Desacelerada	simulado	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
	completo	0,9964	0,9942	0,9968	0,9987	0,9979	0,9987	0,9993	0,9991	0,9991
	semK ₂	0,9991	0,9991	0,9989	0,9985	0,9984	0,9982	0,9985	0,9983	0,9982
	semIn	0,9960	0,9938	0,9962	0,9977	0,9968	0,9974	0,9981	0,9978	0,9977
	Kano	0,9876	0,9899	0,9957	0,9928	0,9953	0,9973	0,9947	0,9971	0,9970

IV.1.2- Combinações de E_1 e E_2 , baseadas em EDIBAM *et al.* (2003)

Foram selecionadas combinações de E_1 e E_2 , baseadas nos resultados apresentados por EDIBAM *et al.* (2003) e aplicou-se a análise MMQ em ciclo completo dos sinais, para verificar se os comportamentos das estimativas encontrados no ensaio anterior (IV.1.1) se reproduzem com outras combinações.

As Tabelas 12, 13 e 14 apresentam os resultados das estimativas dos parâmetros da mecânica respiratória pré-estabelecidos no Setsimulado e os estimados com os modelos de recuperação nas condições de Rec, Lin e Over, respectivamente.

Tabela 12: Parâmetros estimados na condição de recrutamento para TOT de 7 mm

Forma de onda	Set	Rec					
		K_1	K_2	In	E_1	E_2	$\%E_2$
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	13,0	-2,0	-10,2
	completo	6,8	8,1	0,10	13,0	-2,0	-10,0
	sem K_2	10,1	-	0,09	14,3	-5,5	-29,9
	semIn	8,2	4,6	-	14,2	-5,3	-28,7
	Kano	10,1	-	-	14,9	-7,2	-40,6
	linear	10,1	-	-	11,4	-	-
desacelerada	simulado	6,8	8,1	0,10	13,0	-2,0	-10,2
	completo	6,8	8,1	0,10	13,0	-2,0	-10,1
	sem K_2	11,0	-	0,08	16,4	-9,7	-55,0
	semIn	7,5	6,8	-	13,7	-3,8	-20,2
	Kano	11,0	-	-	16,5	-10,2	-59,0
	linear	11,0	-	-	11,1	-	-

* Onde vemos (-) representa que o parâmetro não foi incluído no modelo de recuperação.

Tabela 13: Parâmetros estimados na condição de linearidade para TOT de 7 mm

Forma de onda	Set	Lin					
		K ₁	K ₂	In	E ₁	E ₂	%E ₂
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	18,0	7,0	18,9
	completo	6,8	8,1	0,10	18,0	7,0	19,0
	semK ₂	11,0	-	0,09	19,0	1,7	5,0
	semIn	7,7	6,3	-	19,3	3,0	8,4
	Kano	11,0	-	-	20,0	-0,9	-2,8
	linear	11,0	-	-	19,6	-	-
desacelerada	simulado	6,8	8,1	0,10	18,0	7,0	18,9
	completo	6,8	8,1	0,10	18,0	7,0	19,0
	semK ₂	11,7	-	0,08	20,6	-0,6	-1,7
	semIn	7,9	6,3	-	19,0	4,1	11,4
	Kano	11,7	-	-	21,0	-1,6	-4,9
	linear	11,7	-	-	20,1	-	-

* Onde vemos (-) representa que o parâmetro não foi incluído no modelo de recuperação.

Tabela 14: Parâmetros estimados na condição de hiperdistensão para TOT de 7 mm

Forma de onda	Set	Over					
		K ₁	K ₂	In	E ₁	E ₂	%E ₂
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	22,0	16,0	30,4
	completo	6,8	8,1	0,10	22,0	16,1	30,5
	semK ₂	11,8	-	0,08	22,5	9,7	20,5
	semIn	7,6	6,8	-	23,5	11,3	22,4
	Kano	11,8	-	-	23,8	6,4	13,9
	linear	11,8	-	-	26,8	-	-
desacelerada	simulado	6,8	8,1	0,10	22,0	16,0	30,4
	completo	6,8	8,1	0,10	22,0	16,0	30,4
	semK ₂	12,4	-	0,08	23,4	9,7	19,9
	semIn	7,6	7,0	-	22,8	13,4	26,0
	Kano	12,4	-	-	23,9	8,2	17,0
	linear	12,4	-	-	28,2	-	-

* Onde vemos (-) representa que o parâmetro não foi incluído no modelo de recuperação.

As Tabelas 12, 13 e 14, conforme foi observado nos dados da seção IV.1.1, mostram que desprezar In e K_2 no modelo torna as estimativas de E_1 , E_2 e do $\%E_2$ tendenciosas, prejudicando a identificação das condições de Rec, Lin e Over. Essas tendências se mantêm maiores para TOT de menor diâmetro interno e para fluxo com forma de onda desacelerada, com exceção das estimativas para “SetsemIn” e TOT de 8 mm nas condições de linearidade e hiperdistensão, entretanto para todas as condições simuladas, a utilização de um modelo mais completo tornam as estimativas mais exatas (Tabela 15).

Tabela 15: Valores de $\%E_2$ para diferentes TOTs

Forma de onda	Set	TOT 6 mm			7 mm			8 mm		
		Rec $\%E_2$	Lin $\%E_2$	Over $\%E_2$	Rec $\%E_2$	Lin $\%E_2$	Over $\%E_2$	Rec $\%E_2$	Lin $\%E_2$	Over $\%E_2$
quadrada	simulado	-10,2	18,9	30,4	-10,2	18,9	30,4	-10,2	18,9	30,4
	completo	-9,9	19,0	30,5	-10,0	19,0	30,5	-10,0	19,0	30,5
	sem K_2	-42,3	-6,4	10,8	-29,9	5,0	20,5	-23,8	9,8	24,2
	semIn	-29,7	7,7	22,3	-28,7	8,4	22,4	-25,6	9,8	23,2
	Kano	-52,2	-13,3	5,1	-40,6	-2,8	13,9	-33,6	2,5	17,9
desacelerada	simulado	-10,2	18,9	30,4	-10,2	18,9	30,4	-10,2	18,9	30,4
	completo	-10,2	19,0	30,4	-10,1	19,0	30,4	-10,1	19,0	30,4
	sem K_2	-107,8	-33,4	-3,1	-55,0	-1,7	19,9	-36,0	8,9	27,0
	semIn	-17,0	9,5	23,4	-20,2	11,4	26,0	-20,4	13,7	26,9
	Kano	-111,6	-36,0	-5,3	-59,0	-4,9	17,0	-39,7	5,7	24,0

IV.2- Método de análise dos sinais em semi-ciclo inspiratório

IV.2.1- Combinações de E_1 e E_2 , retiradas de HARRIS *et al.* (2000) em semi-ciclo

Este ensaio avalia a expiração como trecho onde o valor de K_2 torna-se mais representativo, devido ao maior pico de fluxo. Os parâmetros foram estimados com a análise MMQ, aplicando os modelos de recuperação em apenas o semi-ciclo inspiratório dos sinais de fluxo, volume e pressão.

Os parâmetros estimados em cada estratégia de recuperação são apresentados nas Tabelas 16, 17 e 18 conjuntamente aos parâmetros exatos do “Setsimulado”, considerando um TOT de 7 mm.

Tabela 16: Condição de recrutamento TOT 7 semi-ciclo inspiratório

Forma de onda	Set	K ₁	K ₂	In	E ₁	E ₂	%E ₂
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	19,0	-7,4	-30,4
	completo	6,4	9,0	0,10	18,9	-7,3	-30,2
	semK ₂	10,6	-	0,10	19,1	-7,5	-30,9
	semIn	9,8	4,8	-	18,3	-7,2	-31,2
	Kano	12,1	-	-	18,4	-7,3	-31,5

Tabela 17: Condição de linearidade TOT 7 semi-ciclo inspiratório

Forma de onda	Set	K ₁	K ₂	In	E ₁	E ₂	%E ₂
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	10,8	0,9	4,7
	completo	6,6	8,6	0,10	10,8	0,9	4,9
	semK ₂	10,7	-	0,10	10,9	0,7	3,9
	semIn	4,8	12,5	-	10,2	1,0	5,4
	Kano	10,8	-	-	10,4	0,7	3,9

Tabela 18: Condição de hiperdistensão TOT 7 semi-ciclo inspiratório

Forma de onda	Set	K ₁	K ₂	In	E ₁	E ₂	%E ₂
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	11,2	11,6	38,3
	completo	6,1	9,5	0,10	11,2	11,6	38,4
	semK ₂	10,6	-	0,10	11,3	11,4	37,7
	semIn	25,3	-26,0	-	10,7	11,2	38,6
	Kano	13,2	-	-	10,4	11,8	40,7

Nas Tabelas 16, 17 e 18 o modelo completo manteve um comportamento dos resultados semelhante ao que foi observado no método de análise em ciclo completo (seção IV.1.1), mostrando que as estimativas de E_1 , E_2 e $\%E_2$ não sofrem perturbações com a retirada da expiração. E para os modelos incompletos a retirada do trecho expiratório dos sinais revela-se como uma estratégia capaz de identificar valores mais exatos de E_1 , E_2 e $\%E_2$, nas condições de Rec, Lin e Over.

Na análise com ciclo completo viu-se que em todos os diâmetros de TOT, os valores de $\%E_2$ para o “SetKano” identificaram recrutamento, quando deviam encontrar linearidade e não identificaram a condição de hiperdistensão (Tabela 7). A Tabela 19 mostra que a análise de semi-ciclo inspiratório minimizou essas perturbações, tornando mais adequada à identificação das condições ventilatórias.

Tabela 19: $\%E_2$ estimados com apenas semi-ciclo inspiratório

Forma de onda	Set	TOT 6 mm			7 mm			8 mm		
		Rec $\%E_2$	Lin $\%E_2$	Over $\%E_2$	Rec $\%E_2$	Lin $\%E_2$	Over $\%E_2$	Rec $\%E_2$	Lin $\%E_2$	Over $\%E_2$
Quadrada	simulado	-30,4	4,7	38,3	-30,4	4,7	38,3	-30,4	4,7	38,3
	completo	-30,2	4,9	38,4	-30,2	4,9	38,4	-30,2	4,8	38,3
	semK ₂	-33,6	-0,3	34,8	-30,9	3,9	37,7	-30,5	4,5	38,1
	semIn	-29,0	7,8	38,7	-31,2	5,4	38,6	-31,1	4,9	39,5
	Kano	-34,8	-1,3	37,8	-31,5	3,9	40,7	-30,4	5,3	41,5

Pode observar nas Tabelas 20, 21 e 22 que a estratégia de aplicação do MMQ apenas na inspiração reduziu os efeitos de negligenciar In e K₂ no modelo, apresentados nas Tabelas 8, 9 e 10. Mostrando que além de em média apresentar estimativas mais exatas, apresenta também uma menor dispersão em relação as combinações de parâmetros da mecânica respiratória.

Tabela 20: Desvios das estimativas de E_1 , E_2 e do $\%E_2$ para TOT de 6 mm

Forma de onda	Set	TOT 6 mm		
		ΔE_1	ΔE_2	$\Delta \%E_2$
Quad.	completo	0,0 (0,0_0,0)	0,1 (0,0_0,1)	0,2 (0,1_0,2)
	semK₂	0,7 (0,7_0,7)	-0,9 (-1,0_-0,9)	-3,9 (-5,0_-3,2)
	semIn	-0,9 (-1,2_-0,5)	-0,3 (-0,3_-0,5)	1,6 (0,5_3,1)
	Kano	-0,0 (-0,3_0,2)	-0,8 (-1,1_-0,5)	-3,6 (-6,0_-0,4)

* os valores são expostos como média (mín_máx) dos desvios.

Tabela 21: Desvios das estimativas de E_1 , E_2 e do $\%E_2$ para TOT de 7 mm

Forma de onda	Set	TOT 7 mm		
		ΔE_1	ΔE_2	$\Delta \%E_2$
Quad.	completo	0,0 (0,0_0,0)	0,0 (0,0_0,1)	0,2 (0,1_0,2)
	semK₂	0,1 (0,1_0,1)	-0,2 (-0,2_-0,1)	-0,6 (-0,8_-0,5)
	semIn	-0,6 (-0,7_-0,5)	-0,1 (-0,4_0,5)	0,1 (-0,8_0,7)
	Kano	-0,6 (-0,8_-0,4)	-0,2 (-0,2_-0,3)	0,1 (-1,2_2,4)

* os valores são expostos como média (mín_máx) dos desvios.

Tabela 22: Desvios das estimativas de E_1 , E_2 e do $\%E_2$ para TOT de 7 mm

Forma de onda	Set	TOT 8 mm		
		ΔE_1	ΔE_2	$\Delta \%E_2$
Quad.	completo	0,0 (0,0_0,0)	0,0 (0,0_0,0)	0,1 (0,1_0,2)
	semK₂	0,0 (0,0_0,1)	-0,0 (-0,1_-0,0)	-0,2 (-0,2_-0,1)
	semIn	-0,5 (-0,6_-0,4)	-0,0 (-0,4_0,1)	-0,2 (-0,7_1,2)
	Kano	-0,7 (-0,9_-0,5)	0,3 (0,1_0,6)	-1,2 (-3,2_0,0)

* os valores são expostos como média (mín_máx) dos desvios.

IV.2.2- Combinações de E_1 e E_2 , baseadas em EDIBAM *et al.* (2003) em semi-ciclo

As Tabelas 23, 24 e 25 apresentam os resultados das estimativas dos parâmetros da mecânica respiratória pré-estabelecidos no Setsimulado e os estimados com os modelos de recuperação em análise em apenas semi-ciclo inspiratórios dos sinais.

Tabela 23: Condição de recrutamento TOT 7 semi-ciclo inspiratório

Forma de onda	Set	Rec					
		K_1	K_2	In	E_1	E_2	$\%E_2$
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	13,0	-2,0	-10,2
	completo	6,6	8,6	0,10	13,0	-2,0	-10,0
	sem K_2	10,7	-	0,10	13,1	-2,2	-10,9
	semIn	4,8	13,0	-	12,4	-1,9	-10,0
	Kano	11,0	-	-	12,6	-2,2	-11,4
	linear	11,5	-	-	11,3	-	-

* Onde vemos (-) representa que o parâmetro não foi incluído no modelo de recuperação.

Tabela 24: Condição de linearidade TOT 7 semi-ciclo inspiratório

Forma de onda	Set	Lin					
		K_1	K_2	In	E_1	E_2	$\%E_2$
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	18,0	7,0	18,9
	completo	5,9	10,0	0,10	18,0	7,1	19,1
	sem K_2	10,5	-	0,10	18,1	6,8	18,4
	semIn	33,1	-40,3	-	17,5	6,6	18,4
	Kano	14,8	-	-	16,8	7,7	21,4
	linear	13,3	-	-	21,4	-	-

* Onde vemos (-) representa que o parâmetro não foi incluído no modelo de recuperação.

Tabela 25: Condição de hiperdistensão TOT 7 semi-ciclo inspiratório

Forma de onda	Set	Over					
		K ₁	K ₂	In	E ₁	E ₂	%E ₂
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	22,0	16,0	30,4
	completo	5,7	10,4	0,10	22,0	16,1	30,5
	semK ₂	10,5	-	0,10	22,1	15,8	30,0
	semIn	49,0	-69,6	-	21,1	15,5	30,5
	Kano	18,2	-	-	20,1	17,6	34,4
	linear	15,2	-	-	30,7	-	-

* Onde vemos (-) representa que o parâmetro não foi incluído no modelo de recuperação.

Note nas Tabelas 23, 24 e 25 que os resultados são consistentes na minimização das tendências apresentadas na seção IV.1.2, reproduzindo o mesmo comportamento das estimativas em semi-ciclo com os parâmetros da seção IV.2.1.. Esse comportamento das estimativas revelam que esse método de análise em semi-ciclo inspiratório pode ser usada com maior segurança para identificar condições de Rec, Lin e Over, independente do diâmetro do TOT (Tabela 26).

Tabela 26: %E2 estimados com apenas semi-ciclo inspiratório

Forma de onda	Set	TOT 6 mm			7 mm			8 mm		
		Rec %E ₂	Lin %E ₂	Over %E ₂	Rec %E ₂	Lin %E ₂	Over %E ₂	Rec %E ₂	Lin %E ₂	Over %E ₂
Quadrada	simulado	-10,2	18,9	30,4	-10,2	18,9	30,4	-10,2	18,9	30,4
	completo	-10,0	19,2	30,6	-10,0	19,1	30,5	-10,0	19,0	30,4
	semK ₂	-14,7	16,2	28,3	-10,9	18,4	30,0	-10,4	18,8	30,3
	semIn	-7,6	17,8	28,1	-10,0	18,4	30,5	-10,5	19,5	32,9
	Kano	-16,1	19,5	33,7	-11,4	21,4	34,4	-10,1	22,1	34,4

Capítulo V - Discussão

O modelo de equação do movimento escolhido para simulação do sistema respiratório mostrou-se capaz de gerar sinais de fluxo e pressão com as características dos modos ventilatórios e da mecânica respiratória pré-determinada na simulação.

Ainda há especulação na literatura sobre qual modelo seria mais adequado para representação da mecânica do SR visando à identificação de recrutamento e hiperdistensão. No presente estudo, as magnitudes do coeficiente de determinação não discriminaram as diferenças presentes nos modelos de recuperação. PESLIN *et al.* (1992) encontraram resultados semelhantes, aplicando diversas representações para a equação do movimento do SR e concluíram em empregar o MLU já que não havia variação significativa no coeficiente de determinação e no erro médio quadrático que justificasse a aplicação de um modelo mais completo.

Por outro lado, MURAMATSU *et al.* (2001) testaram o ajuste de modelos polinomiais de diferentes graus e defenderam a inclusão da resistência não-linear 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 combinassem a presença de K_2 , I_n e E_2 .

No estudo de KANO *et al.* (1994), o modelo com elastância dependente do volume (MVD) foi sugerido para explicar não-linearidades da elastância do SR. Esses autores descreveram que o $\%E_2$ não sofria influência da pressão resistiva do TOT, o que se contrapõe aos resultados apresentados no presente estudo.

TURNER *et al.* (1991) detectaram que a complacência era erroneamente estimada ao negligenciar a presença da I_n . Estudos posteriores confirmaram esses resultados (LORINO *et al.*, 1996; LANTERI *et al.*, 1999). O presente trabalho manteve-se em coerência com os resultados desses estudos; entretanto LANTERI *et al.* (1999) mostraram que a I_n só se torna representativa, em frequências respiratórias maiores que 0,3 a 0,5 (20 a 30 irpm), enquanto no presente trabalho, a ausência de I_n no modelo (SetsemIn) perturbou de forma expressiva as estimativas dos parâmetros

elásticos, ventilando a uma frequência respiratória de 10 irpm. O modelo completo (Setcompleto), como esperado, foi capaz de minimizar os efeitos de negligenciar a I_n nas estimativas do $\%E_2$, apresentando estimativas mais exatas dos valores de E_1 e E_2 , e sendo convincente ao identificar a resistência não-linear quando esta não estava presente no sistema (Apêndice A4).

A aplicação das estratégias de análises dos sinais nas diferentes combinações de E_1 e E_2 simuladas mostrou o mesmo comportamento para as estimativas dos parâmetros da mecânica respiratória. Nas seções IV.1.1 e IV.1.2 do método de análise em ciclo completo, nota-se que os valores de E_1 são sempre superestimados e que os valores de E_2 e $\%E_2$ se comportam inversamente, sendo subestimados à medida que os termos K_2 e I_n são negligenciados no modelo de recuperação. Comparando esse comportamento de E_1 , E_2 e $\%E_2$ nas estimativas com fluxo inspiratório desacelerado (descendente) e com fluxo inspiratório constante (quadrada), observou-se que os resultados do presente estudo se equivalem aos de EDIBAM *et al.* (2003), onde para um mesmo volume corrente, os valores de E_1 estimados em modo PCV, equivalente ao modo VCV com onda de fluxo inspiratório desacelerado, são maiores que em modo VCV com onda de fluxo inspiratório constante e os valores de E_2 e $\%E_2$ em modo PCV são menores que em modo VCV com onda de fluxo inspiratório constante. Esses autores, entretanto, atribuíram esse comportamento às diferenças de dissipação das pressões viscoelásticas ao final da inspiração, devido às diferenças na forma de onda do fluxo inspiratório, e não questionaram a adequação do modelo, nem consideraram a possibilidade da existência de outras não linearidades, nem a presença de inércia.

Como já foi visto no Capítulo II, a resistência pode ser composta por um termo linear e um outro dependente do fluxo. Valores elevados do fluxo aumentam a turbulência do escoamento dos gases em tubos, fazendo com que a contribuição da pressão resistiva gerada pela presença de K_2 do TOT seja mais expressiva (ZIN,1990), o que justifica o porquê da influência do K_2 ser maior nas estimativas de E_1 , E_2 e $\%E_2$, quando o sistema foi ventilado com fluxo inspiratório desacelerado, onde é necessário um maior pico de fluxo para manter o mesmo volume corrente, presente com fluxo inspiratório constante.

Num recente estudo realizado por PACHECO *et al.* (2006), os autores mostraram que uma diminuição sistemática dos valores do %E₂ pode ser encontrada em modo PCV, ao desprezar a presença de K₂ no modelo. Este achado é consistente com os dados do presente trabalho, onde os valores de %E₂ estimados com o MVD (SetKano) são sempre subestimados em relação aos modelos que consideraram a presença de K₂ e as estimativas obtidas em modo VCV fluxo desacelerado são geralmente subestimadas em relação ao modo VCV fluxo constante, exceto para “SetsemIn”, onde o peso da inércia parece ser maior em ventilação com fluxo constante, como também para o TOT 8 (maior diâmetro) nas condições de linearidade e hiperdistensão.

Independente da combinação de E₁ e E₂ simulada, na análise em ciclo completo as estimativas do %E₂ referente ao MVD (SetKano) identificaram recrutamento, quando a condição ventilatória era linear e não identificaram hiperdistensão, quando esta estava ocorrendo. Isso foi mais exacerbado quanto menor o diâmetro do TOT e quando o sistema foi ventilado com fluxo inspiratório desacelerado. Estes dados levantam o questionamento quanto ao limite de 30% para o %E₂, postulado por KANO *et al.* (1994). Será que este limite (%E₂ > 30%) pode ser usado com segurança para a identificação da hiperdistensão?

Alguns estudos chamam a atenção para a utilização de modelos mais completos, alegando que o aumento do número de parâmetros estimados pode aumentar a incerteza e interferir na tendência das estimativas (AVANZOLINI *et al.*, 1995; KACZKA *et al.*, 1995; LUTCHEN *et al.*, 1990). Em vista disso, a alternativa de eliminar os trechos do ciclo respiratório onde a presença de K₂ é mais relevante, foi realizada para minimizar a influência deste termo nas estimativas de E₁, E₂ e %E₂, mantendo a mesma equação do MVD, proposta na literatura.

No início da expiração a magnitude do fluxo geralmente supera o fluxo inspiratório. Inicialmente tivemos alguns problemas na definição da estratégia de eliminação de trechos (Apêndice A1) porque não foi possível eliminações parciais que minimizassem a influência de K₂ e In no início do semi-ciclo expiratório, o que sugeriu a eliminação completa da expiração na análise dos sinais (SetsemIn) gerados em modo VCV com fluxo constante. Empregando essa idéia, em um estudo recente (VOLTA *et al.*, 2002) eliminaram o semi-ciclo expiratório, aplicando a regressão linear múltipla,

para reduzir os efeitos não lineares da presença de limitação de fluxo expiratório nas estimativas dos parâmetros da mecânica respiratória, mostrando que a utilização do semi-ciclo inspiratório é suficiente para estimar esses parâmetros. Ademais, no sentido de identificar recrutamento e/ou hiperdistensão parece mais apropriado explorar apenas a inspiração, onde estes fenômenos ocorrem.

Os dados observados na seção IV.2, as estimativas para “SetKano” revelam que a aplicação do MMQ em apenas o semi-ciclo inspiratório dos sinais de fluxo, volume e pressão pode promover melhora não só na identificação das condições de recrutamento, linearidade e hiperdistensão, como também pode identificar com erros praticamente desprezíveis, os valores de E_1 , E_2 e $\%E_2$. Isso enfatiza que essa estratégia tem um grande potencial na minimização das influências de K_2 e I_n . Porém tem a desvantagem de limitar o uso da ventilação ao modo VCV com fluxo inspiratório constante.

Houve uma tentativa de eliminar trechos em modo VCV com onda de fluxo inspiratório desacelerado e observou-se que se pode reduzir a influência de K_2 e I_n , retirando a parte inicial dos semi-ciclos inspiratório e expiratório, onde esses termos são mais influentes. Porém, não foi encontrada uma formulação objetiva que pudesse determinar o trecho de cada semi-ciclo que deveria ser eliminado para obter melhora das estimativas (Apêndice A1).

Os resultados do presente estudo apontam que o $\%E_2$ é um índice que depende de uma boa identificação dos termos linear e não-linear de elastância; entretanto, mostram também que o modelo proposto para estimar esses termos despreza outras propriedades da mecânica respiratória que estão presente no sistema e que ao serem negligenciadas podem perturbar a estimativa de E_1 e E_2 .

Nesse estudo, uma rotina foi elaborada inicialmente, para verificar a influência do K_2 na estimativa de E_1 e E_2 e a relação de dependência entre esses parâmetros, analisando o ângulo entre os sinais de fluxo (\dot{V}) e volume (V), \dot{V} e volume quadrático (V^2), “fluxo quadrático” ($|\dot{V}| * \dot{V}$) e V , $|\dot{V}| * \dot{V}$ e V^2 (Apêndice A2 e A3). Esses resultados mostraram que houve uma relação de dependência entre esses sinais e que o erro das estimativas ao negligenciar o K_2 aumenta quanto mais representativo for o

valor desse termo e que não houve variações expressivas do coeficiente de determinação. Olhar para esses parâmetros isoladamente pode ser importante para melhor compreensão do sistema, assim como, um maior aprofundamento de nossa compreensão sobre a relação de dependência dos sinais pode trazer novos achados.

Quando os sinais de fluxo e P_{ava} foram filtrados a 33 Hz, com um filtro *Butterworth* passa baixa de 4ª ordem, a fim de simular condições de medidas e análise dos sinais, mais próximas das condições experimentais, os resultados (veja Apêndice A5) apresentaram as mesmas características descritas no Capítulo de resultados (sinais sem a presença de filtragem). Entretanto os filtros empregados para o fluxo e P_{ava} foram idênticos o que, certamente, minimiza seus efeitos (JANDRE *et al.*, 2005).

A avaliação prática dos resultados do presente trabalho ainda deve ser realizada com sinais simulados ou experimentais na presença de ruído. Adicionalmente, o modelo considerado como completo, empregado no presente trabalho, não incluiu outras características mecânicas presentes no SR, tais como viscoelasticidade e multicompartimentalidade. Seus efeitos na identificação dos componentes elásticos e do $\%E_2$ devem ser estudados, especialmente na presença de doenças pulmonares.

Capítulo VI - Conclusão

Esse estudo revelou que há uma complexa relação de dependência entre os parâmetros da mecânica respiratória quando modelos incompletos são empregados. A não inclusão de componentes inercial e resistivo dependente do fluxo no modelo de regressão linear geraram erros importantes nas estimativas, especialmente do componente elástico não-linear (E_2) do SR, e isso repercutiu na identificação do $\%E_2$, impedindo o reconhecimento correto das condições de recrutamento, linearidade e hiperdistensão. Isso foi mais agravado em modo VCV fluxo desacelerado na presença de TOTs de menor diâmetro. Como era esperado, a aplicação de um modelo mais completo mostrou-se capaz de identificar com mais exatidão os parâmetros de mecânica respiratória que estavam presentes ou não no sistema.

O emprego do modelo com poucos parâmetros (MVD), proposto na literatura para estimar o $\%E_2$, em conjunto com a estratégia de eliminação dos semi-ciclos expiratórios dos sinais, em modo VCV fluxo constante, minimizou os efeitos da não inclusão da inércia e do termo resistivo dependente do fluxo nos modelos empregados para estimar as elastâncias linear e não-linear. Conseqüentemente, o índice $\%E_2$ foi mais adequadamente quantificado, assim como as condições simuladas de recrutamento, linearidade e hiperdistensão.

Referências

AMATO MBP, BARBAS CSV, MEDEIROS DM, *et al.*; 1995. “Beneficial effects of the “Open lung approach” with low distending pressures in acute respiratory distress syndrome: a prospective randomized study on mechanical ventilation”. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v.152, pp. 1835–1846.

AVANZOLINI, G. BARBINI, P. CAPPELLO, A. *et al.*; 1995. “Influence of flow pattern on the parameter estimates of a simplebreathing mechanics model” *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, v. 42, n.4, pp. 394-402.

BATES, J.H.T, 1993. “Understanding Lung Tissue Mechanics in Terms of a Mathematical Models”, *Archives for Chest Disease.*; v. 48, pp.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, pp. 526–532.

DENISON, D.M.; WALLER, J.F.; TURTON, C.W.G. *et al.*; 1982: “Does the lung work? Breathing in and breathing out”. *British Journal. Diseases Chest*; v.76m, pp. 237-252.

EDIBAM,C.; RUTTEN, A.J.; COLLINS, D.V. *et al.*; 2003. “Effect of inspiratory flow pattern and inspiratory to expiratory ration on nonlinear elastic behavior in patients whith acute lung injury”. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v.167, pp. 702-707.

ESTEBAN, A.; ALYÁ, I.; GORDO, F.; *et al.*; 2000. “Prospective Randomized Trial Comparing Pressure-Controlled Ventilation and Volume-Controlled Ventilation in ARDS*”. *Chest*; v.117, pp. 1690–1696.

FISHER JB, MAMMEL MC, COLEMAN JM, *et al.*; 1988. “Identifying Lung Overdistension During Mechanical Ventilation by Using Volume Pressure Loops”. *Pediatric Pulmonoogy*, v.5, pp. 10-14.

GATTINONI L, CAIRONI P, PELOSI P, *et al*; 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, pp. 1701–1711

GRASSO, S., TERRAGNI, P., MASCIA, L., *et al.*, 2004. ”Airway pressure-time curve profile (stress index) detects tidal recruitment/hyperinflation in experimental acute lung injury”. *Critical Care Medicine*, v. 32, n. 4, pp. 1018-1027.

GUIMARÃES, F.S., 1998. *Medição de Parâmetros da Mecânica Ventilatória em Modelos Mecânicos de Pulmão*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

HARRIS, R. S.; HESS, D.R.; 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, pp.432–439.

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

JOAQUIM, M.L.S.S.,1996. *Análise Computadorizada da Mecânica Respiratória na Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo*. Tese de D.Sc., FMUSP, São Paulo, SP, Brasil.

JONSON, B. AND SVANTESSON, C.; 1999. “Elastic pressure-volume curves: what information do they convey?”. *Thorax*, v.54, pp. 82-87.

JONSON, B., RICHARD, J., STRAUS, C., MANCEBO, J., *et al.*, 1999. “Pressure–Volume Curves and Compliance in Acute Lung Injury Evidence of Recruitment Above the Lower Inflection Point”. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v. 159, pp. 1172–1178.

KACZKA,D.W.; BARNAS,G.M.; SUKI, B.; *et al.*; 1995. “Assessment of Time-domain Analyses for Estimation of Low-frequency Respiratory Mechanical Properties and Impedance Spectra”. *Annals of Biomedical Engineering*, v.23, pp. 135-151.

KANO, S., C. J. LANTERI, A., DUNCAN, W., *et al.*. 1994. “Influence of Nonlinearities on Estimates of Respiratory Mechanics Using Multilinear Regression Analysis”. *Journal of Applied Physiology*, v. 77, pp.1185–1197.

KESLLER, V.; GUTTMANN, J; NEWTH, C.J.L.; 2001. “Dinamic Respiratory System Mechanics in Infants During Pressure and Volume Controlled Ventilation”. *European Respiratory Journal*, v17, pp. 115-121.

LANTERI, C.J., PETÁK, F., GURRIN, L. *et al.*. 1999. “Influence of Inertance on Respiratory Mechanics Measurements in Mechanically Ventilated Puppies”. *Pediatric Pulmonology*; v.28, pp. 130-138.

LORINO, A.M. ; BEYDON, L ; MARIETTE, C. *et al.*; 1996. “A new correction technique for measuring respiratory impedance through an endotracheal tube”. *European Respiratory Journal*, v. 9, pp. 1079–1086.

LUCANGELO, U.; BERNABE', F.; BLANCH, L.; 2005. “Respiratory Mechanics Derived From Signals in the Ventilator Circuit”. *Respiratory Care*, v. 50, n.50, pp. 55-65.

LUTCHEN, K.R.; 1990. “ Sensitivity Analysis of Respiratory Parameters Uncertainties: Impact of Criterion Function Form and Constraints”. *Journal of Applied Physiology*, v6, pp. 2139-2149.

MARIK, P.E and KRIKORIAN, J.; 1997: “Pressure-controlled ventilation in ARDS: a practical approach”. *Chest*, v. 112, pp. 1102-1106.

MEAD,J., 1961. “Mechanical Properties of Lung”. *The American of Physiology Society*; v. 41, n. 2, pp. 281-330.

MEAD, J; TAKISHIMA, T; LEITH, D.; 1970. "Stress Distribution in Lungs: A Model of Pulmonary Elasticity". *Journal of Applied Physiology*, v.28, n.5, pp. 596-608.

MELLO-NETO, V.; 1992. *Construção de um Modelo Mecânico Pulmonar para teste de Ventiladores*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

MORIYA, H.T., 2003. *Contribuições Não-lineares e Aproximação no Domínio do Tempo do Modelo de Fase Constante na Mecânica Respiratória em Camundongos*. Tese de D.Sc. da Escola Politécnica da USP, São Paulo, SP, Brasil.

MUNOZ J, GUERRERO JE, ESCALANTE JL, *et al.*; 1993. "Pressure-Controlled Ventilation Versus Controlled Mechanical Ventilation With Decelerating Inspiratory Flow". *Critical Care Medicine*, v.21, n.8, pp. 1143-1148.

MURAMATSU, K., YUKITAKE, K., NAKAMURA, M., *et al.*; 2000. "Monitoring of Nonlinear Respiratory Elastance Using A Multiple Linear Regression Analysis". *European Respiratory Journal*, v.17, n.6, pp.1158-1166.

NÈVE, V.; LECLERC, F.; ROQUE, E.D.; LETEURTRE, S.; and RIOU, Y.; 2001. "Overdistension in ventilated children". *Critical Care Medicine*, v.5, pp. 196-203.

NUCCI, G.; TESSARIN, S; COBELLI, C.; 2002. "A morphometric model of lung mechanics for time-domain analysis of alveolar pressures during mechanical ventilation." *Annals of Biomedical Engineering*, v.30, n.4, pp. 537-545.

PACHECO, S.A.G.; JANDRE, F.C.; OTTO, C.C.; *C et al.*; 2006. "Quantificação do recrutamento e hiperdistensão alveolar na anestesia geral". *Aceito para apresentação no XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São Pedro, SP, Brasil*.

PESLIN, R.; FELICIO, J.S.; CHABOT, F.; *et al.*; 1992. "Respiratory mechanics studied by multiple linear regression in unsedated patients". *European Respiratory Journal*, v.5, pp. 871-878.

PINO, A.V., 1996. *Identificação da Mecânica Respiratória e Controlada PEEP Durante Ventilação Mecânica: Simulação*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

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 José dos Campos, SP, Brasil*, pp. 253-257.

PINO, A.V., 2004. *Ventilação Automática Protetora na Lesão Pulmonar Aguda*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

POLESE, G.; D'ANGELO, E.; ROSSI, A.; MILLIC-EMILI, J.; 1999. “Effect of inspiratory flow waveform on work on endotracheal tubes: a model analysis”. *Intensive Care Medicine*, v.25, pp. 503-507.

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, pp.1320-1328.

ROUSSELOT JM, PESLIN R, DUVIVIER C.; 1992. “Evaluation of the Multiple Linear Regression Method to Monitor Respiratory Mechanics in Ventilated Neonates and Young Children”. *Pediatric Pulmonology* v. 13, n.3, pp.161-168.

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, in U.S.A.

TERRAGNI, P.P.; ROSBOCH, G.L.; LISI, A.; VIALE, A.G.; RANIERI, V.M.; 2003. “How Respiratory System Mechanics May Help in Minimising Ventilator-induced Lung Injury in ARDS Patients”. *European Respiratory Journal*, v. 22, n.42, pp. 15s–21s

TURNER MJ, MACLEOD IM, ROTHBERG AD.; 1991. "Effect of airway inertance on linear regression estimates of resistance and compliance in mechanically ventilated infants: a computer model study". *Pediatric Pulmonology*, v.11, n.2 , pp. 147-52.

VASSILIOU, M.P.; PETI, L.; AMYGDALOU, A.; .; *et al.*; 2000. "Linear and Nonlinear Analysis of Pressure and Flow During Mechanical Ventilation". *Intensive Care Medicine*, 26:1057–1064.

VIEIRA, S.R. R., 1999. "Curvas de complacência ou curvas pressão-volume na insuficiência respiratória aguda". *Jornal de Pneumologia*; v. 25, n. 6, pp. 335-339.

VOLTA, C.A.; MARANGONI, E.; ALVISI, V.; *et al.*; 2002. "Respiratory mechanics by least squares fitting in mechanically ventilated patients: application on flow-limited COPD patients". *Intensive Care Medicine*, v.28, pp. 48–52

WAGERS, S.; LUMDBLAD, L.; MORIYA, H.T.; BATES, J.H.T.; and IRVIN, C.G. ; 2002. "Nonlinearity of respiratory mechanics during bronchoconstriction in mice with airway inflammation". *Journal of Applied Physiology*, v.92, pp. 1802-1807.

WALD, A., JASON, D., MURPHY, T. W., *et al.*, 1969, "A computers system for respiratory parameters", *Computers and Biomedical Research, an International Journal*, v. 2, n. 5, pp. 411-429.

WEST, J.B.. *Fisiologia Respiratória*, Editora Manole, São Paulo, SP, Brasil, 1977.

YANG, S.C. AND YANG, S. P.; 2002. "Effects of Inspiratory Flow Waveforms on Lung Mechanics, Gas Exchange, and Respiratory Metabolism in COPD Patients During Mechanical Ventilation". *Chest*, v.122, pp. 2096-2104

YUKITAKE, K.; MOTOHIRO, Y.; MATSUMOTO, I.; *et al.*; 1999. "Effect of respiratory inertance on elastance and resistance measurement using multiple linear regression analysis during mechanical ventilation". *Medicine Bull. Fukuoka University*, v.26, pp.199-204.

ZIN, W.A., 1990. “Métodos e Técnicas para Monitorização das Propriedades Elásticas e Resistivas dos Pulmões e da Parede Torácica na Insuficiência Respiratória Aguda”. *Jornal de Pneumologia*, v.16, pp.91-96.

ZIN, W.A.. *Mecânica Respiratória*. In Fisiologia do Margarida M. Aires, Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, RJ, Brasil; v. 1, pp. 514-526, 1991.

ZIN, W.A., GOMES, R.F.M.,1996. “Mathematical Models in Respiratory Mechanics”. *Critical Care Medicine*, v.10, pp. 391-400.

Apêndice A1 - Definição da estratégia de eliminação de trechos

Os sinais foram gerados por um modelo de simulação semelhante ao usado para os experimentos desse presente estudo, porém considerou-se aqui a inércia desprezível, na intenção de enfatizar os efeitos de negligenciar o K_2 , representando a equação 12.

$$P = (K_1 + K_2 \cdot \dot{V}) \cdot \dot{V} + (E_1 + E_2 \cdot V) \cdot V + P_0 \quad (12)$$

Os sinais de pressão e fluxo foram simulados em batelada e a cada simulação, o algoritmo de estimação do corte expiratório eliminava 10 amostras do trecho inicial da expiração, onde a influência do K_2 é mais presente (Ex: 10, 20, 30,...). Posteriormente, esses sinais foram analisados com o MMQ para recuperar os parâmetros de mecânica respiratória, considerando a equação de movimento volume dependente, proposta por KANO *et al.* (1994). Esses parâmetros estimados foram usados para estimar uma nova pressão. O número de amostras que devem ser retiradas para melhorar as estimativas dos parâmetros foi determinado através da análise do menor erro médio quadrático (EMQ) entre pressão simulada e a pressão estimada. Para verificar se o EMQ estava nos fornecendo uma informação confiável, foi usado como padrão ouro os vetor da diferença entre os valores de E_1 , E_2 e $\%E_2$ estimados e os valores estabelecidos no modelo simulado.

Na primeira aplicação, os sinais foram simulados em VCV, com fluxo inspiratório constante de $0,22 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$, tempo inspiratório de 2 segundos (s) e tempo expiratório de 4 segundos (relação I:E = 1:2), resultando em um volume corrente de $\pm 0.400\text{L}$ e um total de 20 ciclos amostrados. Os parâmetros de mecânica respiratória do modelo foram fixados em $K_1=10$; $K_2=5$; $E_1=24$; $E_2= 34$; PEEP= 0.

Nos sinais de dispersão dos parâmetros, padrão ouro para confirmação da precisão da estratégia (janela inferior da Figura 9), observa-se três pontos de mínimos, porém o primeiro ponto é muito sensível a variação de posição. Por outro lado, o terceiro mínimo sugere uma eliminação das amostras no final da expiração. Optamos então por usar o mínimo intermediário, por ter uma base mais alargada, sendo com isso

menos sensível a variação de deslocamento do erro na estimativa. Além de ser o ponto, onde os valores de E_1 e de E_2 estão mais bem estimados.

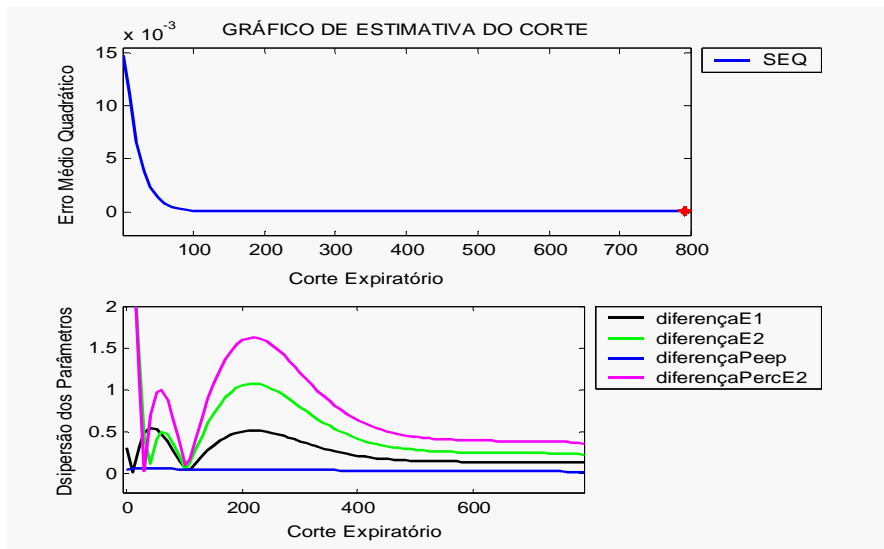


Figura 9: Gráfico de estimativa do corte expiratório de um modelo VCV com E_2 . Na janela superior podemos observar a erro médio quadrático (EMQ), convergindo para o zero, com ponto mínimo (marcado em vermelho), sugerindo o corte no final da expiração, enquanto que na janela inferior, onde temos o sinal da dispersão das estimativas dos parâmetros para confirmar se o EMQ está nos dando uma informação correta, podemos observar um ponto de dispersão mínima comum aos parâmetros E_1 , E_2 , PEEP e $\%E_2$, sugerindo um corte em 100 amostras do início da expiração.

O primeiro problema encontrado foi que a estimativa da pressão com os parâmetros calculados revelou um comportamento falso positivo, ou seja, à medida que as amostras foram retiradas do início da expiração, a estimativa da pressão melhorava, mesmo não sendo os parâmetros, nem o $\%E_2$ bem estimados. Com isso, o menor erro médio quadrático entre as pressões não nos fornecia o melhor ponto de eliminação de trechos dos sinais (Figura 9).

Na primeira tentativa de resolver o problema, a pressão passou a ser estimada, não mais nos trechos restantes dos sinais que não foram eliminados do ciclo, mas no ciclo completo.

Outra vez, a pressão estimada foi enviesada. Quando a pressão foi estimada, usando ciclo completo dos sinais, um erro na estimativa da pressão, nos trechos onde as amostras foram retiradas para estimar os parâmetros, gerou um aumento desordenado da

soma do erro quadrático entre as pressões simuladas e medidas à medida que as amostras foram retiradas dos início da expiração (Figura 10).

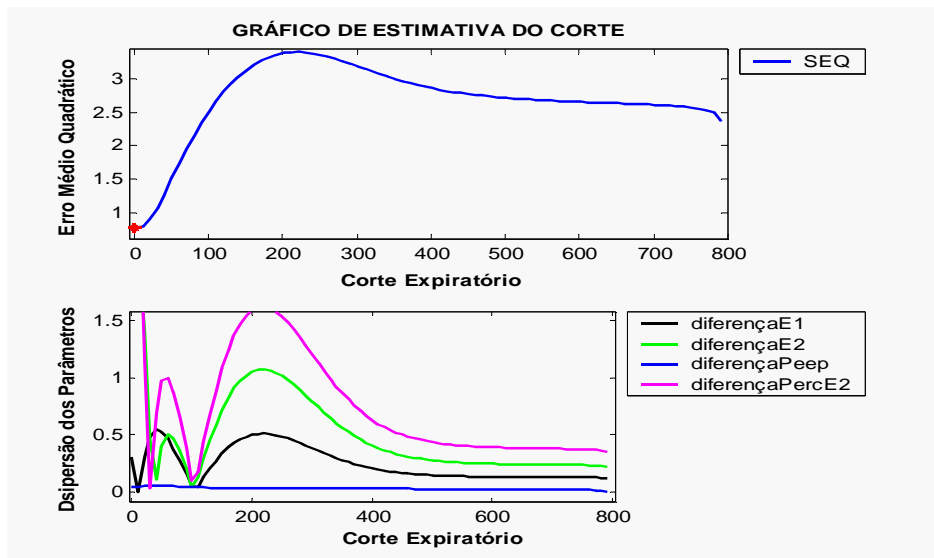


Figura 10: Gráfico de estimativa do corte expiratório de um modelo VCV com E_2 . Na janela superior podemos observar o EMQ, aumentando com a eliminação dos trechos iniciais da expiração. Na janela inferior, o sinal da dispersão das estimativas sugere um corte em 100 amostras do início da expiração.

Na segunda tentativa de solucionar o problema pensou-se que se as amostras só foram eliminadas apenas na expiração para estimar os parâmetros, se apenas à inspiração fosse utilizada para calcular a pressão estimada, poderíamos encontrar uma melhor aproximação da menor soma do erro quadrático e o ponto de mínima dispersão dos parâmetros estimados (Figura 11).

Os parâmetros foram estimados com o algoritmo em batelada, mas pressão estimada foi calculada com os sinais de fluxo e volume no trecho inspiratório do ciclo. A soma do erro quadrático entre o trecho inspiratório da pressão simulada e a pressão estimada foi calculada, armazenando este valor no sinal SEQ (Figura 11). O menor valor do SEQ sugere o trecho expiratório a ser eliminado.

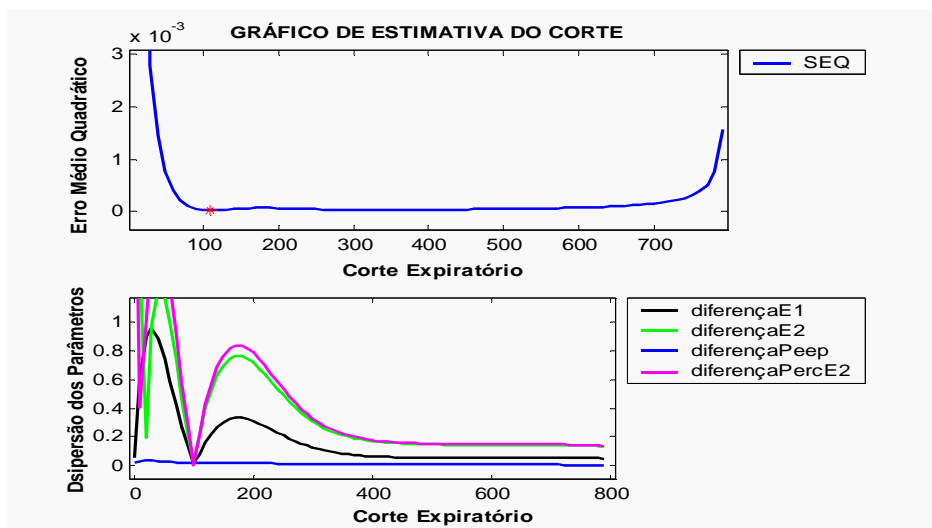


Figura 11: Gráfico de estimativa do corte expiratório de um modelo VCV com E_2 . Na janela superior podemos observar o ponto mínimo da EMQ (marcado em vermelho), sugerindo a eliminação dos trechos iniciais da expiração em 120 amostras, mostrando uma boa aproximação com o valor sugerido (corte em 100 amostras) pelo o sinal de dispersão dos parâmetros (ponto de dispersão mínima para todos os parâmetros).

Os resultados obtidos eram comparados com os valores estabelecidos no modelo, avaliando o erro percentual entre o $\%E_2$ simulado e o estimado, considerando uma boa estimativa, quando o erro percentual foi menor que 5% ($\alpha=0,05$).

Como pode ser observada na Tabela 27, a estimativa dos parâmetros com os sinais completos apontam um erro percentual de 13%, com uma subestimação do $\%E_2$, e a estratégia de eliminação do trecho inicial do sinal expiratório revelou uma melhora relevante da estimativa dos parâmetros da mecânica respiratória e do $\%E_2$. Exceto na terceira aplicação, onde o erro percentual é de 15%, e na quinta aplicação, onde o erro percentual é de 9%, sugerindo que a influência do K_2 na estimativa dos parâmetros pode ter uma relação com a variação abrupta do fluxo em relação ao tempo dos semi-ciclos inspiratório e expiratório e com o valor de K_2 , podendo ser evidente, também, no início da inspiração.

Tabela 27: Parâmetros simulados e estimados:

	(tempo) ins:exp	V _T (L)	%E ₂ Sim.	%E ₂ Estim.	Erro % do %E ₂	Corte Sugerido	R/ E ₁ / E ₂ / PEEP (simulados)	R total / E ₁ / E ₂ / PEEP (estimados)
Sinais Completos	2:4	0.92	47.84	41.35	13%	XXX	14.44 / 20 / 20 / 0	16.62 / 20.69/15.91 / 0.15
Primeira Aplicação	2:4	0.92	47.84	46.83	2%	120	14.44/ 20 / 20 / 0	14.09 /20.37 / 19.57 / 0.14
Segunda Aplicação	2:2	0.92	47.82	45.50	5%	160	14.44 / 20 / 20 / 0	13.89 /21.75 / 19.81 / 1.07
Terceira Aplicação	1:2	0.46	31.48	26.70	15%	90	14.44 / 20 / 20 / 0	13.86 /22.07 / 17.49 / 0.57
Quarta Aplicação	2:4	0.88	74.65	73.73	1%	100	14.44 / 15 / 50 / 0	14.09 / 15.57 / 49.47/ 0.15
Quinta Aplicação K₂=1	2:4	0.92	47.90	47.75	0.3%	100	11.48 / 20 / 20 / 0	11.42/ 20.07 / 19.95 / 0.04
Quinta Aplicação K₂=2	2:4	0.92	47.89	47.53	0.7%	110	11.95 / 20 / 20 / 0	11.84 / 20.15/ 19.86 / 0.05
Quinta Aplicação K₂=5	2:4	0.92	47.86	47.01	1.7%	120	13.39 / 20 / 20 / 0	13.12 /20.32 / 19.64 / 0.09
Quinta Aplicação K₂=10	2:4	0.92	47.81	46.09	4%	130	15.77 / 20 / 20 / 0	15.22 /20.64 / 19.27 / 0.17
Quinta Aplicação K₂=20	2:4	0.91	47.70	43.38	9%	150	20.52 / 20 / 20 / 0	19.21/ 21.66 / 18.19 / 0.34

($\alpha=0,05$)

Esses dados mostraram que a influência do K₂ na estimativa dos parâmetros é expressiva e que desprezar esse importante componente da mecânica respiratória na modelagem da equação do movimento pode comprometer a identificação da hiperdistensão.

A estratégia proposta foi consistente na melhora da estimativa dos parâmetros e pode ser relevante, quando a equação do movimento com elastância não-linear é modelada sem o K₂, mas apesar de minimizar o erro de identificação do %E₂, foi observado que as variações das condições ventilatórias como os valores dos parâmetros, frequência respiratória e da relação I:E, pode deslocar o ponto de mínimo e variar os valores do erro percentual da estimativa do %E₂. Conclui-se com isso, que não é possível identificar um ponto preciso de eliminação de trecho expiratório que minimize a influência do K₂ nas estimativas de E₁, E₂ e %E₂. Como os sinais padrão ouro sugere sempre um mínimo no final da expiração, ficou definido eliminar todo o semi-ciclo expiratório o que foi aplicado para os resultados apresentados na seção IV.2.

Apêndice A2 - Variação da resistência não linear e sua influência nas estimativas.

O mesmo modelo do apêndice A1, representando a equação do modelo “SetsemIn”, foi ajustado com combinações de E_1 e E_2 ($E_1 = 24$; $E_2 = 11$; $E_1 = 17$; $E_2 = 21$; $E_1 = 22$; $E_2 = 16$; $E_1 = 34$; $E_2 = 13$; $E_1 = 15$; $E_2 = 30$; $E_1 = 24$; $E_2 = 34$; $E_1 = 26$; $E_2 = 7$), baseados nos dados de EDIBAM *et al.* (2003) e $K_1=10$ e K_2 variando ($K_2 = 0, 1, 2,5, 10, 20$). Os valores gerados de fluxo, em modo VCV, e de pressão, em modo PCV, foram ajustados para gerar um volume de 400 mL.

Para avaliar as influências da não inclusão do termo de resistência não linear nas estimativas dos elementos elásticos linear (E_1) e não linear (E_2) e do percentual de elastância volume dependente ($\%E_2$) presentes no sistema respiratório, elaborou-se uma rotina que registra as estimativas desses componentes da mecânica respiratória, calculando e armazenando a diferença absoluta entre os parâmetros estimados e os parâmetros simulados no modelo (equação 13).

$$\text{Erro} = | \text{Parâmetros}_{\text{simulados}} - \text{Parâmetros}_{\text{estimados}} | \quad (13)$$

onde Parâmetros referem-se às elastâncias linear e não linear e ao $\%E_2$.

Esse ensaio direcionou a análise dos sinais de fluxo, pressão e do volume, obtido pela integração do fluxo, explorando a presença do componente resistivo dependente do fluxo no modelo. Isso possibilitou melhor conhecimento sobre como este parâmetro se comporta nas diferentes formas de ondas dos modos ventilatórios controlados a pressão (PCV) e a volume (VCV) e o quanto o K_2 perturbou as estimativas dos parâmetros da mecânica respiratória.

Observando as Tabelas de 28ª a 31 nota-se que os coeficientes de determinação (R^2) diminuem e o erro médio quadrático (EMQ) aumentam, a medida que os valores de K_2 aumentam, ficando evidente que a presença de K_2 no SR gera variações do ajuste do modelo ao comportamento do sistema, ainda que essas variações não sejam expressivas.

Tabela 28: Coeficientes de determinação (R^2) em VCV

Combinações de E_1 e E_2	$K_2=0$	$K_2=1$	$K_2=2$	$K_2=5$	$K_2=10$	$K_2=20$
$E_1=24; E_2=11$	1	1	0,9999	0,9995	0,9989	0,9981
$E_1=17; E_2=21$	1	1	0,9999	0,9995	0,9989	0,9981
$E_1=22; E_2=16$	1	1	0,9999	0,9995	0,9989	0,9981
$E_1=34; E_2=13$	1	1	0,9999	0,9996	0,999	0,9981
$E_1=15; E_2=30$	1	1	0,9999	0,9995	0,9989	0,9981
$E_1=34; E_2=24$	1	1	0,9999	0,9996	0,9991	0,9982
$E_1=26; E_2=7$	1	1	0,9999	0,9995	0,9989	0,9981

Tabela 29: Coeficientes de determinação (R^2) em PCV

Combinações de E_1 e E_2	$K_2=0$	$K_2=1$	$K_2=2$	$K_2=5$	$K_2=10$	$K_2=20$
$E_1=24; E_2=11$	1	1	0,9999	0,9994	0,9987	0,9976
$E_1=17; E_2=21$	1	1	0,9999	0,9995	0,9988	0,9978
$E_1=22; E_2=16$	1	1	0,9998	0,9994	0,9987	0,9976
$E_1=34; E_2=13$	1	0,9999	0,9998	0,9992	0,9983	0,9969
$E_1=15; E_2=30$	1	1	0,9999	0,9994	0,9987	0,9976
$E_1=34; E_2=24$	1	0,9999	0,9998	0,9992	0,9982	0,9966
$E_1=26; E_2=7$	1	1	0,9999	0,9994	0,9987	0,9976

Tabela 30: Erro quadrático médio em VCV

Combinações de E_1 e E_2	$K_2=0$	$K_2=1$	$K_2=2$	$K_2=5$	$K_2=10$	$K_2=20$
$E_1=24; E_2=11$	0,0595*10-5	0,0014	0,0047	0,0186	0,044	0,0862
$E_1=17; E_2=21$	0,0237*10-5	0,001	0,0034	0,0137	0,0328	0,0645
$E_1=22; E_2=16$	0,0493*10-5	0,0014	0,0046	0,0185	0,0436	0,0854
$E_1=34; E_2=13$	0,2185*10-5	0,0034	0,0107	0,0402	0,0914	0,1757
$E_1=15; E_2=30$	0,0228*10-5	0,0012	0,0039	0,016	0,038	0,0743
$E_1=34; E_2=24$	0,2629*10-5	0,0043	0,0135	0,0503	0,113	0,2156
$E_1=26; E_2=7$	0,073*10-5	0,0015	0,0049	0,0194	0,0458	0,0898

Tabela 31: Erro quadrático médio em PCV

Combinações de E_1 e E_2	$K_2=0$	$K_2=1$	$K_2=2$	$K_2=5$	$K_2=10$	$K_2=20$
$E_1=24; E_2=11$	0,0508*10-5	0,0022	0,0071	0,0274	0,0619	0,1115
$E_1=17; E_2=21$	0,0355*10-5	0,0022	0,0073	0,0278	0,0616	0,1072
$E_1=22; E_2=16$	0,0462*10-5	0,0022	0,0071	0,0274	0,0618	0,1117
$E_1=34; E_2=13$	0,0978*10-5	0,0018	0,006	0,0239	0,0567	0,1124
$E_1=15; E_2=30$	0,0381*10-5	0,0022	0,007	0,0271	0,061	0,1094
$E_1=34; E_2=24$	0,1021*10-5	0,0017	0,0056	0,0226	0,0543	0,1094
$E_1=26; E_2=7$	0,057*10-5	0,0022	0,007	0,0273	0,0617	0,1116

As Tabelas 32 e 33 mostram os desvios das estimativas dos parâmetros, calculados pela diferença absoluta em os parâmetros estimados e os parâmetros simulados. Observe que à medida que os valores de resistência dependente do fluxo são mais evidentes, as estimativas são mais perturbadas.

Tabela 32: Desvios de estimativa do Percentual de E2 em VCV

Combinações de E ₁ e E ₂	K ₂ =0	K ₂ =1	K ₂ =2	K ₂ =5	K ₂ =10	K ₂ =20
E ₁ =24; E ₂ =11	0,055	0,8317	1,5853	3,4105	5,7973	9,7154
E ₁ =17; E ₂ =21	0,0255	0,9503	1,7554	3,7517	6,3904	10,6459
E ₁ =22; E ₂ =16	0,0423	0,8384	1,5894	3,4156	5,8106	9,7392
E ₁ =34; E ₂ =13	0,0961	0,5888	1,1282	2,3498	3,9172	6,6599
E ₁ =15; E ₂ =30	0,1361	1,015	1,7769	3,661	6,1549	10,2076
E ₁ =34; E ₂ =24	0,0952	0,5177	0,9883	2,0333	3,3764	5,7965
E ₁ =26; E ₂ =7	0,0643	0,8181	1,5639	3,3601	5,7011	9,5538

Tabela 33: Erros de estimativa do Percentual de E2 em PCV

Combinações de E ₁ e E ₂	K ₂ =0	K ₂ =1	K ₂ =2	K ₂ =5	K ₂ =10	K ₂ =20
E ₁ =24; E ₂ =11	0,0253	1,2633	2,3682	5,2096	9,1723	16,0874
E ₁ =17; E ₂ =21	0,133	1,6775	3,0286	6,3841	10,8148	18,1167
E ₁ =22; E ₂ =16	0,0468	1,3717	2,5404	5,4868	9,472	16,2166
E ₁ =34; E ₂ =13	0,0182	0,8435	1,5708	3,3989	5,8498	9,9396
E ₁ =15; E ₂ =30	0,2777	1,8629	3,2302	6,5372	10,7026	17,1795
E ₁ =34; E ₂ =24	0,0374	0,9313	1,7052	3,5885	5,9757	9,6702
E ₁ =26; E ₂ =7	0,0129	1,156	2,187	4,8846	8,7417	15,6323

As Tabelas de 28 a 31 revelam que praticamente não houve diferença em usar PCV ou VCV para explicar o comportamento do SR, já que não houve diferença representativa entre os modos ventilatório, ao avaliar a influência da resistência dependente do fluxo no ajuste do modelo.

Já em relação às estimativas da elastância linear e da elastância dependente do volume, os desvios foram maiores em modo PCV que em VCV, mostrando que a influência da resistência não linear nas estimativas dos parâmetros foi mais evidente em PCV. Conseqüentemente, a identificação da hiperdistensão com o %E₂ é mais comprometida em modo PCV, visto pelas maiores variações dos desvios das estimativas. Desvios estes, que tanto para VCV como para PCV, aumentaram com o aumento dos valores de K₂.

Apêndice A3 - Dependência entre os sinais

Os sinais foram gerados com o modelo de simulação do SR aplicado ao ensaio anterior, com as mesmas combinações de E_1 e E_2 , fixando $K_1=10$ e $K_2=5$, retirados de Jandre *et al.* (2005), ajustando o fluxo para gerar um volume de 400 mL.

Foi elaborada uma rotina em MATLAB[®] para calcular o ângulo entre os sinais de fluxo (\dot{V}) e volume (V), \dot{V} e volume quadrático (V^2), “fluxo quadrático” ($|\dot{V}| \cdot \dot{V}$) e V , e $|\dot{V}| \cdot \dot{V}$ e V^2 .

$$\theta = \arccos \left(\frac{\text{Sinal1} \cdot \text{Sinal2}}{|\text{Sinal1}| \cdot |\text{Sinal2}|} \right) \quad (14)$$

onde θ é o ângulo entre os sinais. E calculando também o quanto esses ângulos se afastam da ortogonalidade (90°), para analisar o grau de dependência entre esses sinais (equação 15).

$$\text{DEP} = \theta - \frac{\pi}{2} \quad (15)$$

onde DEP é o grau dependência entre os sinais dada pelo o quanto o ângulo entre os sinais se afasta de 90° .

Dois sinais são independentes quando são ortogonais entre si, ou seja, quando entre eles forma-se um ângulo de 90° ou quando o produto escalar entre esses sinais é igual à zero. Conseqüentemente o grau de dependência entre esses sinais será dado pela diferença entre o ângulo entre eles e a ortogonalidade (equação 15).

Nesse ensaio, observou-se os ângulos entre os sinais de fluxo (\dot{V}) e volume (V), \dot{V} e volume quadrático (V^2), “fluxo quadrático” ($|\dot{V}| \cdot \dot{V}$) e V , e $|\dot{V}| \cdot \dot{V}$ e V^2 (equação 15). Já que esses são os sinais utilizados na aplicação do MMQ para estimar os parâmetros de mecânica respiratória, considerando um modelo de recuperação com resistência e elastância não lineares. Essa aplicação foi realizada na tentativa explicar a influência do componente resistivo dependente do fluxo nas estimativas dos parâmetros

elásticos da mecânica respiratória e do %E₂, conforme resultados encontrados no apêndice A2.

Os dados das Tabelas 34 e 35 apresentaram o sinal de fluxo relacionado ao componente de resistência linear, praticamente ortogonal aos sinais de volume e volume quadrático, relacionados aos componentes de elastância linear e não linear, respectivamente. Pode-se ver também, que as combinações de mecânica respiratória podem influenciar na relação de dependência entre esses sinais. Pode-se observar também, que para todas as combinações, a dependência com o sinal de fluxo quadrático, relacionado ao componente resistivo não linear, é maior com o volume quadrático do que com o volume. Essa maior dependência entre fluxo quadrático e volume quadrático pode ser uma explicação do porquê dos valores de E₂ sofrerem maiores desvios de estimativa, quando o K₂ não é incluído no modelo de recuperação no apêndice A2.

Tabela 34: Ângulos entre os sinais

Combinações de E ₁ e E ₂	FxV	FxV ²	F ² xV	F ² xV ²
E ₁ =24; E ₂ =11	1,5708	1,5708	1,8653	1,8823
E ₁ =17; E ₂ =21	1,5708	1,5708	1,8391	1,8671
E ₁ =22; E ₂ =16	1,5708	1,5708	1,8614	1,8812
E ₁ =34; E ₂ =13	1,5708	1,5708	1,8908	1,8972
E ₁ =15; E ₂ =30	1,5708	1,5708	1,8411	1,8716
E ₁ =34; E ₂ =24	1,5708	1,5708	1,8912	1,8978
E ₁ =26; E ₂ =7	1,5708	1,5708	1,8698	1,8842

Tabela 35: Grau de dependência entre os sinais (o quanto se afastam de 90°)

Combinações de E ₁ e E ₂	FxV	FxV ²	F ² xV	F ² xV ²
E ₁ =24; E ₂ =11	0,0774*10 ⁻⁶	0,2081*10 ⁻⁵	-0,2945	-0,3115
E ₁ =17; E ₂ =21	0,0700*10 ⁻⁶	0,1502*10 ⁻⁵	-0,2683	-0,2963
E ₁ =22; E ₂ =16	0,0774*10 ⁻⁶	0,2005*10 ⁻⁵	-0,2907	-0,3105
E ₁ =34; E ₂ =13	0,0967*10 ⁻⁶	0,3777*10 ⁻⁵	-0,3200	-0,3264
E ₁ =15; E ₂ =30	0,0724*10 ⁻⁶	0,1617*10 ⁻⁵	-0,2703	-0,3008
E ₁ =34; E ₂ =24	0,1042*10 ⁻⁶	0,4308*10 ⁻⁵	-0,3204	-0,3270
E ₁ =26; E ₂ =7	0,0782*10 ⁻⁶	0,2205*10 ⁻⁵	-0,2990	-0,3134

Apêndice A4: VCV com In e R

Esse ensaio mantém os valores de In retirados de SULLIVAN *et al.* (1976) e considera a resistência linear, ou seja, K_2 nulo. Utilizaram-se, nas simulações, valores de K_1 do “Setlinear”, estimados pelo modelo linear na análise em ciclo completo com as combinações de E_1 e E_2 , retiradas de HARRIS *et al.* (2000), (Tabelas 4, 5 e 6).

Na Tabela 36, nota-se que praticamente não houve diferença entre estimar com ou sem K_2 no modelo, mostrando que o modelo de recuperação mais completo (Setcompleto) foi capaz de identificar com acurácia todos os parâmetros, inclusive o termo de resistência não linear que não está presente no sistema. Quando o K_2 foi incluído e a In negligenciada (SetsemIn), os valores de K_2 estimados foram sempre negativos, o que não condiz com a realidade física.

Tabela 36: Valores estimados para TOT de 7mm com K_2 nulo:

Forma de onda	Set	Rec				Lin				Over			
		K_2	E_1	E_2	% E_2	K_2	E_1	E_2	% E_2	K_2	E_1	E_2	% E_2
Quadrada	simulado	0	18,9	-7,4	-30,3	0	10,8	0,9	4,7	0	11,2	11,6	38,3
	completo	0,0	18,9	-7,3	-30,2	0,0	10,8	0,9	4,9	0,0	11,3	11,6	38,1
	semK2	-	18,9	-7,3	-30,3	-	10,8	0,9	4,7	-	11,3	11,6	38,1
	semIn	-2,9	20,2	11,3	-50,7	-5,9	12,6	-4,1	-24,4	-2,0	12,7	7,3	25,6
	Kano	-	19,7	-9,5	-40,7	-	11,3	-0,6	-3,7	-	12,2	9,1	31,1
	linear	-	15,1	-	-	-	11,0	-	-	-	16,7	-	-
Desacelerada	simulado	0	18,9	-7,4	-30,3	0	10,8	0,9	4,7	0	11,2	11,6	38,3
	completo	0,0	18,9	-7,3	-30,3	0,0	10,8	0,9	4,7	0,0	11,3	11,6	38,0
	semK2	-	18,9	-7,3	-30,3	-	10,8	0,9	4,7	-	11,3	11,6	37,9
	semIn	-1,8	19,8	-9,9	-42,9	-0,9	11,2	-0,4	-2,3	-1,7	12,3	8,8	30,0
	Kano	-	19,2	-8,2	-34,7	-	10,8	0,4	2,3	-	11,6	10,5	35,3
	linear	-	14,8	-	-	-	11,1	-	-	-	17,3	-	-

A Tabela 36 mostra que desprezar a inércia tem um peso importante na indução de erro nas estimativas de E_1 e E_2 e, conseqüentemente, no $\%E_2$, e que esse peso é maior em modo VCV com fluxo de onda quadrada, confirmando o que foi observado no primeiro ensaio.

Os erros de estimativas de E_1 , E_2 e $\%E_2$ continuam apresentando um comportamento crescente com as retiradas de parâmetros dos modelos de recuperação, mas ao contrário do que foi observado na presença de resistência não linear, vemos na Tabela 36 e 37 que os erros tornam-se mais sensíveis para fluxo inspiratório de onda quadrada do que para fluxo de onda desacelerada, devido a influencia da inércia e que na ausência de K_2 , não há interferência do diâmetro do TOT.

Tabela 37: Estimativas de $\%E_2$ para todos os TOTs com K_2 nulo

TOT	6mm			7mm			8mm			
Forma de onda	Set simulado	Rec	Lin	Over	Rec	Lin	Over	Rec	Lin	Over
		$\%E_2$	$\%E_2$	$\%E_2$	$\%E_2$	$\%E_2$	$\%E_2$	$\%E_2$	$\%E_2$	$\%E_2$
		-30,3	4,7	38,3	-30,3	4,7	38,3	-30,3	4,7	38,2
Quadrada	completo	-30,1	5,1	37,7	-30,2	4,9	38,1	-30,2	4,8	38,2
	semK2	-30,3	4,7	37,6	-30,3	4,7	38,1	-30,3	4,7	38,2
	semIn	-62,3	-32,7	20,4	-50,7	-24,4	25,6	-45,9	-14,8	28,2
	Kano	-39,1	-2,2	31,6	-40,7	-3,7	31,1	-40,2	-3,2	31,6
Desacelerada	simulado	-30,3	4,7	38,3	-30,3	4,7	38,3	-30,3	4,7	38,3
	completo	-30,5	4,7	37,2	-30,3	4,7	38,0	-30,3	4,7	38,2
	semK2	-30,5	4,7	37,2	-30,3	4,7	37,9	-30,3	4,7	38,1
	semIn	-37,9	1,6	31,3	-42,9	-2,3	30,0	-40,8	-4,0	32,1
	Kano	-33,3	3,9	35,7	-34,7	2,3	35,3	-34,9	1,8	35,2

Apêndice A5 -Filtragem dos sinais

Neste ensaio, a idéia foi tentar reproduzir uma condição mais próxima da situação real de medição e análise dos sinais. Para isso, foi realizada uma filtragem dos sinais de fluxo e pressão de abertura de vias aéreas gerados nas simulações para as combinações de E_1 e E_2 , retiradas de HARRIS *et al.* (2000).

Os sinais foram filtrados com um filtro *Butterworth* passa baixa de 4ª ordem, com frequência de corte de 33 Hz, de acordo com a aplicação realizada por JANDRE *et al.* (2005).

A análise dos parâmetros foi realizada em ciclo completo dos sinais e aplicando os modelos de recuperação conforme descrito na metodologia desse estudo.

Os resultados apresentados nas Tabelas 38, 39 e 40 são correspondentes as estimativas para TOT 7 mm.

Tabela 38: Estimativas após filtragem no recrutamento para TOT 7 mm

Forma de onda	Set	Rec					
		K_1	K_2	In	E_1	E_2	$\%E_2$
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	19,0	-7,4	-30,4
	completo	6,9	7,9	0,10	18,9	-7,3	-29,9
	sem K_2	10,4	-	0,09	19,8	-10,8	-48,3
	semIn	8,0	5,4	-	20,0	-10,6	-46,7
	Kano	10,4	20,6	-	20,6	-12,8	-59,6
	Linear	10,4	0,0	-	14,4	-	-
desacelerada	simulado	6,8	8,1	0,10	19,0	-7,4	-30,4
	completo	6,8	8,0	0,10	19,0	-7,4	-30,4
	sem K_2	11,2	-	0,08	22,0	-14,8	-67,9
	semIn	7,8	6,2	-	19,9	-10,0	-43,0
	Kano	11,2	22,2	-	22,2	-15,5	-72,4
	Linear	11,2	0,0	-	14,1	-	-

Tabela 39: Estimativas após filtragem na linearidade para TOT 7 mm

Forma de onda	Set	Lin					
		K ₁	K ₂	In	E ₁	E ₂	%E ₂
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	10,8	0,9	4,7
	completo	6,9	7,9	0,10	10,8	0,9	4,9
	semK ₂	10,0	-	0,09	12,2	-2,6	-15,0
	semIn	8,4	4,0	-	12,1	-2,5	-14,4
	Kano	10,0	12,8	-	12,8	-4,3	-24,9
	Linear	10,0	-	-	10,7	-	-
desacelerada	simulado	6,8	8,1	0,10	10,8	0,9	4,7
	completo	6,8	8,1	0,10	10,8	0,9	4,6
	semK ₂	11,0	-	0,08	14,2	-6,7	-39,7
	semIn	7,4	6,9	-	11,4	-0,7	-4,0
	Kano	11,0	14,3	-	14,3	-7,2	-43,1
	Linear	11,0	0,0	-	10,5	-	-

Tabela 40: Estimativas após filtragem na hiperdistensão para TOT 7 mm

Forma de onda	Set	Over					
		K ₁	K ₂	In	E ₁	E ₂	%E ₂
quadrada	simulado	6,8	8,1	0,10	11,2	11,5	38,3
	completo	6,9	7,8	0,10	11,2	11,6	38,3
	semK ₂	10,5	0,0	0,09	12,8	6,2	22,5
	semIn	8,0	5,5	0,00	12,6	7,6	26,5
	Kano	10,5	13,6	0,00	13,6	4,0	15,1
	Linear	10,5	0,0	0,00	15,6	0,0	0,0
desacelerada	simulado	6,8	8,1	0,10	11,2	11,5	38,3
	completo	6,9	8,0	0,10	11,3	11,5	38,0
	semK ₂	11,3	0,0	0,08	14,5	3,3	12,1
	semIn	8,0	6,0	0,00	12,3	8,5	29,3
	Kano	11,3	14,8	0,00	14,8	2,6	9,4
	Linear	11,3	0,0	0,00	16,1	0,0	0,0

Nota-se que, embora a filtragem dos sinais tenha atenuado as perturbações encontradas na seção IV.2, essa atenuação não foi expressiva, sendo mantido o mesmo

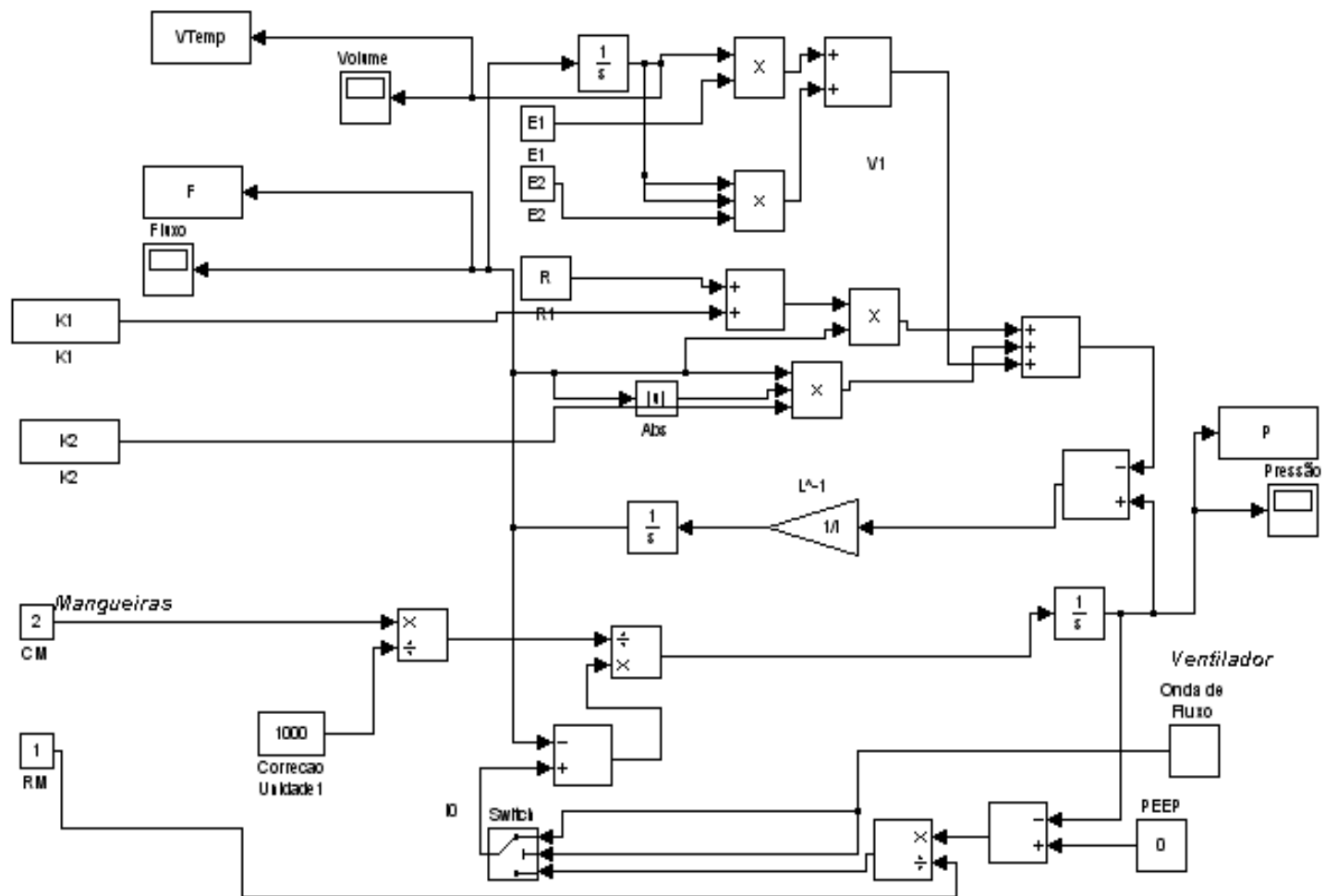
comportamento das estimativas em relação ao diâmetro interno do TOT e à forma de onda do fluxo (Tabela 41).

Tabela 41: Estimativas do %E₂ após filtragem para todos os TOTs

Forma de onda	Set	TOT 6 mm			7 mm			8 mm		
		Rec %E ₂	Lin %E ₂	Over %E ₂	Rec %E ₂	Lin %E ₂	Over %E ₂	Rec %E ₂	Lin %E ₂	Over %E ₂
quadrada	simulado	-30,4	4,7	38,3	-30,4	4,7	38,3	-30,4	4,7	38,3
	completo	-30,2	4,2	37,8	-29,9	4,9	38,3	-29,9	4,9	38,4
	semK ₂	-61,2	-27,1	10,7	-48,3	-15,0	22,5	-42,4	-8,9	27,7
	semIn	-47,2	-16,5	24,2	-46,7	-14,4	26,5	-44,4	-10,9	28,5
	Kano	-71,3	-36,2	4,2	-59,6	-24,9	15,1	-52,9	-18,0	20,8
desacelerada	simulado	-30,4	4,7	38,3	-30,4	4,7	38,3	-30,4	4,7	38,3
	completo	-30,3	4,7	38,0	-30,4	4,6	38,0	-30,5	4,6	38,0
	semK ₂	-117,8	-90,5	-21,7	-67,9	-39,7	12,1	-50,6	-21,3	23,9
	semIn	-40,6	-1,0	30,3	-43,0	-4,0	29,3	-40,9	-4,7	31,5
	Kano	-121,6	-93,8	-23,8	-72,4	-43,1	9,4	-54,9	-24,5	21,2

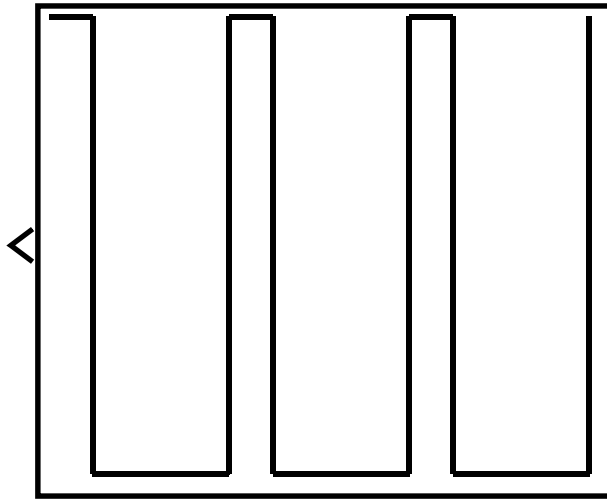
Anexo I:

Modelo VCV - $P=K1 \cdot F+ K2 \cdot |F|^n \cdot F+E1 \cdot V+E2 \cdot V \cdot V^m + \ln \cdot F'$

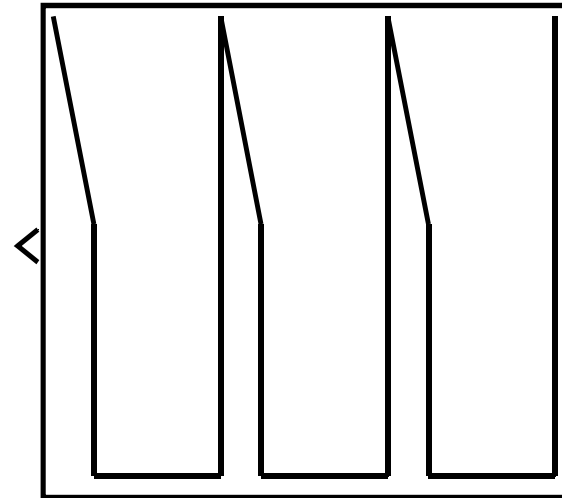


Anexo II: Geradores de fluxo inspiratório, representando os modos VCV onda quadrada e VCV onda desacelerada.

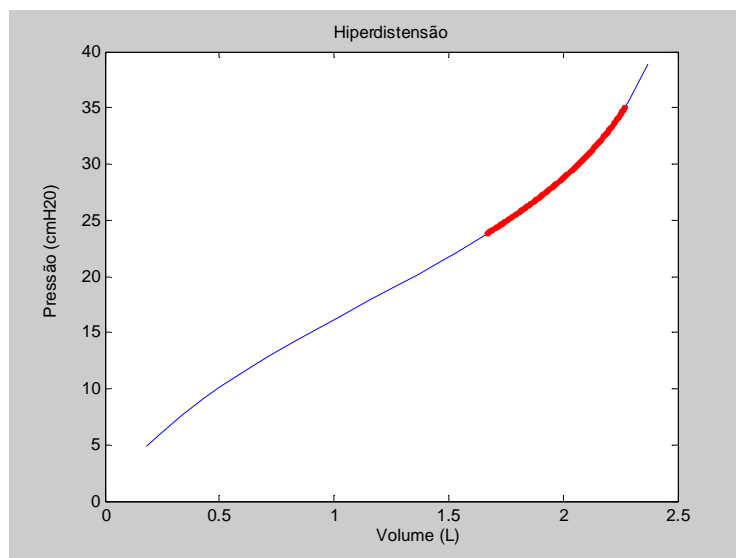
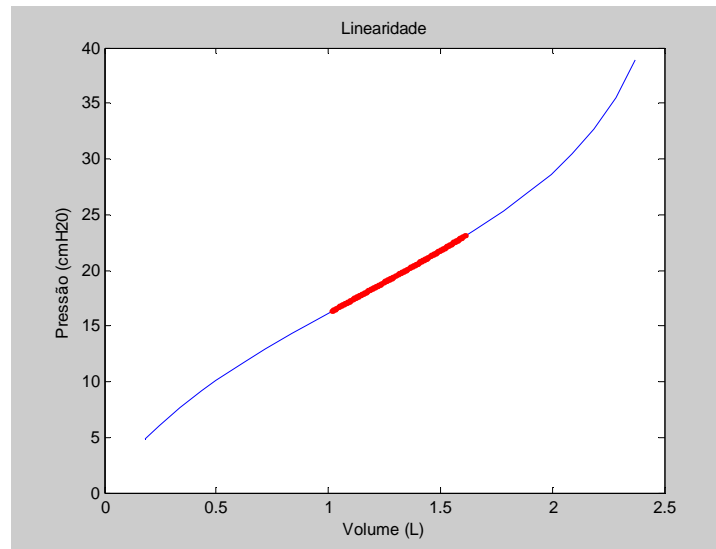
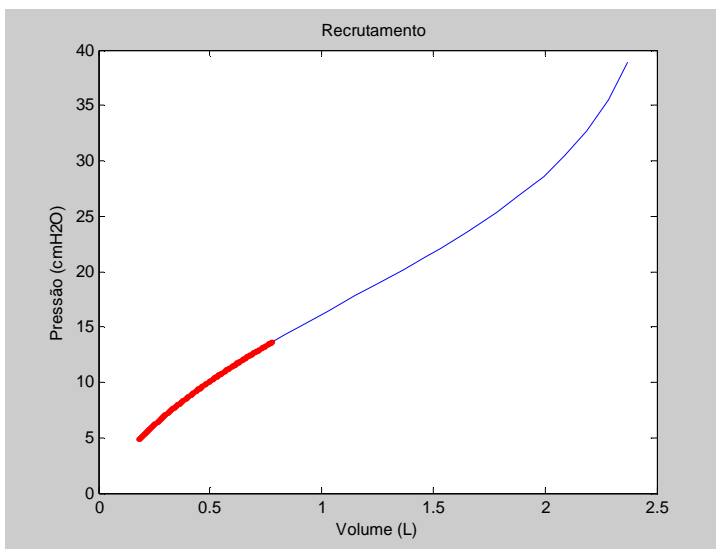
**Onda de
Fluxo inspiratório quadrada**



**Onda de
Fluxo inspiratório desacelerada**



Anexo III: Curvas Pressão versus Volume: Recrutamento, Linearidade e Hiperdistensão.



Anexo IV: Curvas de pressão e fluxo ciclo completo e semi-ciclo inspiratório.

