

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA DEPARTAMENTO
DE ENGENHARIA MECÂNICA

ESTIMAÇÃO DA CONTRAÇÃO DO DIAFRAGMA DURANTE VENTILAÇÃO
POSITIVA

Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Graduação em Engenharia

Marcelo de Almeida Milani

Orientador: Raul Gonzalez Lima

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

São Paulo

2014

Milani, Marcelo de Almeida

**Estimação da contração do diafragma durante ventilação
positiva / M.A. Milani. – São Paulo, 2014.**

92 p.

**Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.**

**1. Ventilação 2. Biomecânica I. Universidade de São Paulo.
Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II. t.**

RESUMO

O processo de retirada do auxílio respiratório, denominado desmame, é responsável pela maior incidência de dificuldades durante a ventilação mecânica. Com o intuito de facilitar este processo, o trabalho em questão contempla o desenvolvimento de um algoritmo para a estimação da contração do diafragma durante ventilação positiva. Este trabalho descreve a problemática e apresenta uma coleção do material técnico necessário para a abordagem do problema, elabora um modelo do mecanismo humano de ventilação e deduz as equações que regem o movimento respiratório durante a ventilação. Com base em medições do fluxo de ar e da pressão esofágica à entrada das vias aéreas de um porco em ventilação espontânea, são estimados os parâmetros das equações e é proposto um algoritmo de estimação da força de contração dos músculos da inspiração em tempo real.

ABSTRACT

The weaning process from respiratory assistance responds for the largest contribution in difficulties which occur within mechanical ventilation. With the purpose of facilitating this process, this work regards the development of an algorithm for the estimation of muscle contraction during mechanical ventilation. This work describes the problematic and presents a collection of the technical material necessary for an appropriate approach the problem, develops a model of the human ventilation mechanism and provides a mathematical deduction of the equations which govern the respiratory movement. Based on measurements of the air flow and the esophageal pressure in the airways opening of a pig under spontaneous ventilation, the equation parameters are estimated and an algorithm for the real time estimation of the contraction force of muscles dedicated to the inspiration is proposed.

SUMÁRIO

1	Introdução.....	8
2	Objetivos.....	10
3	Revisão de Material Técnico	11
3.1	A respiração pulmonar e a ventilação	11
3.1.1	Vias Aéreas	13
3.1.2	Pleuras.....	16
3.1.3	Diafragma.....	17
3.2	Mecânica Ventilatória	23
3.2.1	Propriedades elásticas do pulmão	24
3.2.2	Propriedades elásticas da parede torácica	25
3.2.3	Resistência ao fluxo das vias aéreas	27
3.2.4	Pressões durante o ciclo ventilatório	28
3.3	Ventilação Mecânica.....	30
3.3.1	Ventiladores.....	31
3.3.2	Modos de ventilação	33
3.4	Modelo básico de ventilação	35
4	Desenvolvimento do modelo	38
4.1	Descrição	38
4.1.1	Pulmões	39
4.1.2	Vias aéreas.....	40
4.1.3	Pleuras.....	41
4.1.4	Caixa torácica	42
4.1.5	Diafragma e demais músculos.....	42
4.2	Equacionamento.....	42
5	Calibração	50

5.1	Dados experimentais	50
5.2	Estimação da Força Muscular.....	54
5.3	Estimação das constantes da equação de movimento do conjunto válvula- pistão inferior.....	59
5.4	Estimação da Força Muscular em tempo real.....	61
6	Conclusão	64
7	Anexos.....	66
7.1	Anexo A – Dados experimentais de Fluxo e Pressão Esofágica	66
7.2	Anexo B – Programa em MATLAB	67
8	Referências Bibliográficas.....	73

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1 - Musculatura participante na respiração.	14
Fig. 2 – Detalhamento das vias aéreas, da traqueia aos alvéolos.	15
Fig. 3 - Vista inferior do diafragma.	21
Fig. 4 - Anatomia do Diafragma.	22
Fig. 6 – Diagrama de complacência ou curva pressão-volume.	25
Fig. 7 – Curvas pressão-volume do pulmão, da caixa torácica e do conjunto do sistema respiratório.	27
Fig. 8 – Curvas de volume corrente, pressão intrapleural, fluxo e pressão alveolar em um ciclo ventilatório	31
Fig. 9 - Circuito de ventilação do paciente	33
Fig. 10 - Diagrama de blocos de um ventilador básico	33
Fig. 11 - Modelo básico da respiração	37
Fig. 12 – Modelo de cilindro com pistões e válvula para representação do mecanismo ventilatório.	40
Fig. 13 – Parte do modelo funcionalmente correspondente aos pulmões.	40
Fig. 14 - Parte do modelo funcionalmente correspondente às vias aéreas.	41
Fig. 15 - Parte do modelo funcionalmente correspondente à região intrapleural	42
Fig. 16 - Parte do modelo funcionalmente correspondente à caixa torácica e ao diafragma.	43
Fig. 17- Diagrama de corpo livre do pistão superior	44
Fig. 18 – Diagrama de corpo livre do pistão inferior.	45
Fig. 19 – Volumes e coordenadas de posição dos pistões considerados no equacionamento.	47
Fig. 20 – Esquema da válvula de entrada e saída de ar dos pulmões utilizada no modelo para o equacionamento.	49
Fig. 21 – Gráficos obtidos experimentalmente de pressão esofágica, fluxo e atividade neural em porcos	52
Fig. 22– Gráficos do volume corrente de ar ao longo do ciclo estudado. Estimção feita a partir da curva de fluxo.	53
Fig. 232 – Gráficos do volume corrente de ar ao longo do ciclo estudado. Estimção feita a partir da curva de fluxo.	53
Fig. 243 – Gráfico do volume corrente de ar ao longo do ciclo estudado. Estimção feita a partir da curva de fluxo.	54
Fig. 25 - Gráfico da aceleração do ar ao longo do ciclo estudado. Estimção feita a partir da curva de fluxo.	55
Fig. 26 – Estimção da pressão muscular e da pressão elástica comparadas à pressão esofágica quando desprezada a inércia do pistão superior e assumindo $P_{mus}=0$ em $t=0s$ e $t=1,8s$.	57
Fig. 27 – Estimção da pressão muscular, da pressão elástica e da inércia do pistão superior considerando $P_{mus}=0$ em $t=1,2s$, $t=1,4s$ e $t=2,5s$.	59
Fig. 28 – Comparação entre os valores da pressão esofágica estimada e da pressão esofágica medida	62
Fig. 29 – Estimção da pressão muscular durante ventilação mecânica e durante ventilação espontânea	64

1 INTRODUÇÃO

A eficiência respiratória é um fator de vital importância para uma atividade saudável dos sistemas do corpo humano e requer uma atenção especial durante determinados procedimentos médicos. A respiração pulmonar garante que ocorram as trocas gasosas entre o ar e o sistema circulatório, provendo o sangue de oxigênio, necessário para o bom funcionamento dos órgãos. Na falta de oxigênio, desencadeia-se uma série de problemas, desde o aumento das pressões no circuito arterial pulmonar até o comprometimento de mecanismos aeróbicos, afetando o coração e o cérebro.

Em alguns procedimentos, o paciente é mantido incapaz de coordenar os movimentos ventilatórios, responsáveis pela inspiração e expiração. A incapacidade de controlar estes movimentos é induzida com o propósito de anestesiá-lo, provocar o relaxamento dos músculos ou mesmo reduzir a atividade metabólica (CHATBURN, 2003)(Orlando Regional Healthcare Education & Development, 2004). Nestas circunstâncias, a fim de garantir a eficiência respiratória, supre-se a demanda do paciente por ventilação com o auxílio de aparelhos denominados ventiladores (PINHEIRO, 2008).

Em condições normais, a ventilação ocorre devido à contração muscular, a qual induz uma diferença de pressão entre o ambiente externo e os pulmões do indivíduo, ocasionando a entrada de ar pelas vias respiratórias (WEST, 2013). Com o relaxamento dessa musculatura, o gradiente de pressão é invertido e o ar é naturalmente expulso dos pulmões. Ventiladores são equipamentos que desenvolvem a ventilação de maneira artificial, provendo um suporte temporário, completo ou parcial ao paciente.

A utilização de ventiladores mecânicos é uma prática relativamente recente, que se tornou mais frequente nos últimos 30 anos (BORGES, ANDRADE, LOPES, 2004). Há uma diversidade de ventiladores e modos de ventilação, dentre os quais destacam-se atualmente de forma predominante os aparelhos de ventilação positiva, que começaram a ser desenvolvidos em 1952 com Engström e se consolidaram devido à sua maior simplicidade e eficiência, substituindo assim os equipamentos

que até então trabalhavam com pressão negativa (FORNAZIER et al, 2011). A ventilação de pressão positiva promove o aumento da pressão na entrada das vias respiratórias, provocando a movimentação do ar para dentro dos pulmões e assim permitindo a renovação do ar na região respiratória para que sejam efetuadas as trocas gasosas. O movimento expiratório ocorre espontaneamente com a retirada da pressão positiva (CHATBURN, 2003)(WEST, 2013).

O procedimento mais delicado na ventilação mecânica consiste na retirada do suporte respiratório oferecido pelo ventilador, fase denominada desmame. Nesta etapa, o paciente retoma aos poucos o controle da respiração. Este processo de transição da ventilação artificial para a ventilação espontânea pode ser relativamente longo, correspondendo em média a 40% do período da ventilação mecânica. Uma demonstração da complicação do desmame é o fato de que de 5 a 30% dos procedimentos apresentam dificuldades (BORGES, ANDRADE, LOPES, 2004). Como medida para minimizar suas complicações, procura-se estabelecer um consenso sobre as condições mínimas que o paciente deve apresentar para que ele possa ser exposto à tentativa de ventilação espontânea.

Uma das principais causas de dificuldades durante o desmame é que o paciente, que até então estava sedado e não atuava no processo de ventilação assistida, tenta assumir o controle sobre a contração muscular. Nesta fase, o ventilador deve identificar as tentativas de inspiração do paciente e responder a elas sem interferir de forma prejudicial. Caso o sistema de controle do equipamento não seja adequado e não responda corretamente às tentativas de inspiração do paciente, desenvolve-se uma situação em que o paciente passa a “lutar” contra o ventilador.

Assim, deve-se garantir que o ventilador consiga estimar a cada instante a intensidade do esforço muscular do paciente, podendo então reagir da maneira correta e não representar um impedimento ou um retardo à recuperação do mesmo.

Inserido neste contexto, este trabalho foi proposto para desenvolver um método pouco invasivo de estimação da força de contração do diafragma durante ventilação positiva valendo-se de medidas de pressão e fluxo nas vias respiratórias do paciente.

2 OBJETIVOS

Diante do contexto acima descrito, surge a motivação de melhorar o sistema dos ventiladores de maneira a contribuir para um processo de desmame mais eficaz, cujo sucesso dependa em maior medida das condições clínicas do paciente no início do procedimento, e cada vez menos das condições de funcionamento do ventilador. Este deve sempre colaborar para um processo rápido e tranquilo de retirada do auxílio respiratório.

Assim, este trabalho busca aperfeiçoar o sistema de ventilação artificial, incrementando-o com ferramentas que o permitam perceber melhor o paciente e responder da maneira apropriada aos seus movimentos. O foco de estudo é dado para o monitoramento da contração muscular do paciente durante a ventilação, e mais especificamente a contração do diafragma, músculo responsável pela maior contribuição na tentativa de inspiração.

O objetivo é estudar a mecânica ventilatória e as variáveis envolvidas no processo de desmame. Valendo-se destas informações, o trabalho consiste na estruturação de um modelo adequado do mecanismo respiratório durante ventilação de pressão positiva, contribuindo para a obtenção de um método que permite estimar a contração do diafragma a cada instante. Ademais, deseja-se que este modelo proposto seja material para uma análise da correspondência das medidas de pressão e fluxo tomadas nas vias respiratórias e a real força de contração muscular.

3 REVISÃO DE MATERIAL TÉCNICO

O desenvolvimento de um método para estimação da força de contração do diafragma depende diretamente da compreensão da fisiologia respiratória, da anatomia e do funcionamento do diafragma, bem como das técnicas de ventilação mecânica existentes para que se possa adotar um modelo adequado do sistema em questão.

Nesta sessão são expostos os conteúdos mais relevantes de cada um destes tópicos a fim de se formar uma estrutura introdutória para o desenvolvimento do modelo. Ela é iniciada por um capítulo que esclarece em linhas gerais a respiração pulmonar e a ventilação, introduzindo a participação de cada parte do aparelho respiratório e dos demais elementos envolvidos na ventilação. Então são aprofundados os aspectos fisiológicos e funcionais dos temas mais relevantes para a modelagem. Em seguida, tem-se um capítulo dedicado ao detalhamento dos aspectos mecânicos de cada elemento e outro ao o processo da ventilação mecânica. Por fim, é apresentada uma referência de um modelo básico da mecânica ventilatória.

3.1 A respiração pulmonar e a ventilação

O pulmão humano é funcionalmente desenvolvido para promover as trocas gasosas do organismo com o meio da maneira mais eficiente possível. A sua principal função é permitir que o oxigênio se desloque do ar para o sangue venoso e que o dióxido de carbono realize o caminho oposto. Outras funções do pulmão compreendem metabolizar alguns componentes, filtrar materiais indesejados na circulação e atuar como reservatório de sangue.

As trocas gasosas ocorrem nas regiões terminais das vias respiratórias (nos alvéolos pulmonares) por difusão através da membrana alvéolo-capilar, que como o nome sugere, separa o ar alveolar dos vasos capilares, efetuando a ligação entre o sistema respiratório e o sistema circulatório. Um estudo mais aprofundado do processo difusivo em si não se vê estritamente necessário para a elaboração do trabalho em questão, mas é com a finalidade de propiciar as condições adequadas para que as trocas gasosas ocorram que se deve garantir a devida ventilação pulmonar. Isto é,

para que ocorra troca gasosa, é necessário que ocorra a renovação do ar nos alvéolos, que entre ar fresco nos pulmões durante a inspiração e saia ar durante a expiração.

Para explicar o mecanismo de ventilação é preciso passar brevemente pelas condições a que o pulmão está sujeito que possibilitam o funcionamento deste mecanismo. A via de ligação dos pulmões com o ambiente externo é a traqueia. É através dela que se desenvolvem os fluxos de entrada e saída de ar dos pulmões. Cada pulmão é composto por um conjunto de brônquios, bronquíolos e alvéolos e se encontra dentro da caixa torácica, mas não está preso a ela, exceto onde é suspenso no seu hílum pelo mediastinum. Pode-se afirmar que os pulmões “flutuam” na cavidade torácica envoltos separadamente por uma membrana, a pleura visceral. A caixa torácica, por sua vez, também está recoberta por uma membrana, a pleura parietal. Entre as pleuras encontra-se o líquido intrapleural, que lubrifica o movimento do pulmão. Embora estejam livres para escorregar devido às pleuras e ao líquido intrapleural, os pulmões se expandem, de forma que acompanham o movimento de expansão e contração da caixa torácica.

Na etapa da inspiração, a entrada de ar nos pulmões se dá pela expansão da cavidade torácica, que faz com que a pressão na região entre as pleuras diminua e conseqüentemente gere uma pressão negativa no interior dos pulmões, formando um gradiente de pressão entre os alvéolos e o ar atmosférico à entrada das vias respiratórias. Esse gradiente de pressão é então responsável pelo surgimento de um fluxo convectivo de ar fresco para dentro dos pulmões, até os alvéolos (WEST,2013).

A expansão da caixa torácica, responsável pela queda de pressão no interior dos pulmões, é provocada, por sua vez, pela contração de músculos responsáveis por alongar e alargar a mesma. São eles: o diafragma, que provoca o alongamento e encurtamento na direção vertical; e os intercostais externos, que levantam as costelas, provocando o conseqüente alargamento da caixa torácica. Outros músculos que agem com menor intensidade são o músculo esternocleidomastoide, que auxilia no levantamento do esterno, o serrátil anterior, que ergue várias das costelas, e o escaleno, que ergue as duas primeiras (GUYTON, 2006).

Já a expiração tranquila (natural, não forçada) não requer em grande medida auxílio muscular, visto que a caixa torácica retoma sua posição através da própria retração elástica dos músculos. Na expiração forçada, o rebaixamento das costelas é desenvolvido tanto pelos músculos retos do abdome (que puxam as costelas inferiores para baixo ao mesmo tempo em que compelem o conteúdo abdominal contra o diafragma, empurrando-o para cima), quanto pelos intercostais internos (que provocam o abaixamento das costelas) (GUYTON, 2006).

Dentre os músculos citados acima, os principais responsáveis pela ventilação, por apresentarem um efeito mais significativo, são o diafragma e os intercostais. O diafragma sozinho é responsável por 60 a 80% da contribuição total na inspiração.

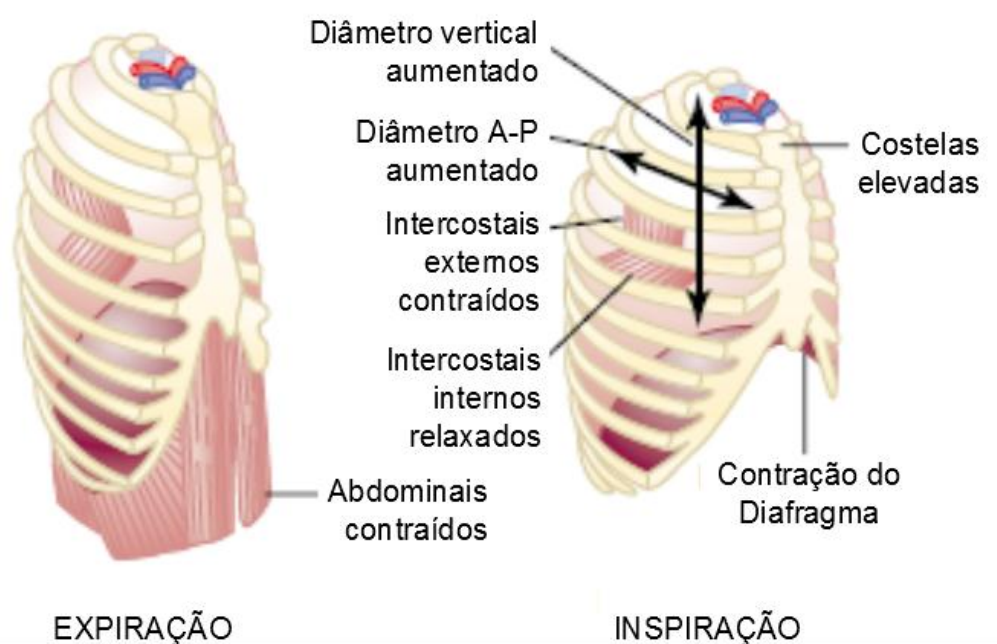


Fig. 4 - Musculatura participante na respiração. Fonte GUYTON, 2006.

3.1.1 Vias Aéreas

As vias respiratórias compõem o caminho que o ar percorre do ambiente externo até os alvéolos para que ocorra a troca gasosa. Elas são divididas entre traqueia, brônquios e bronquíolos.

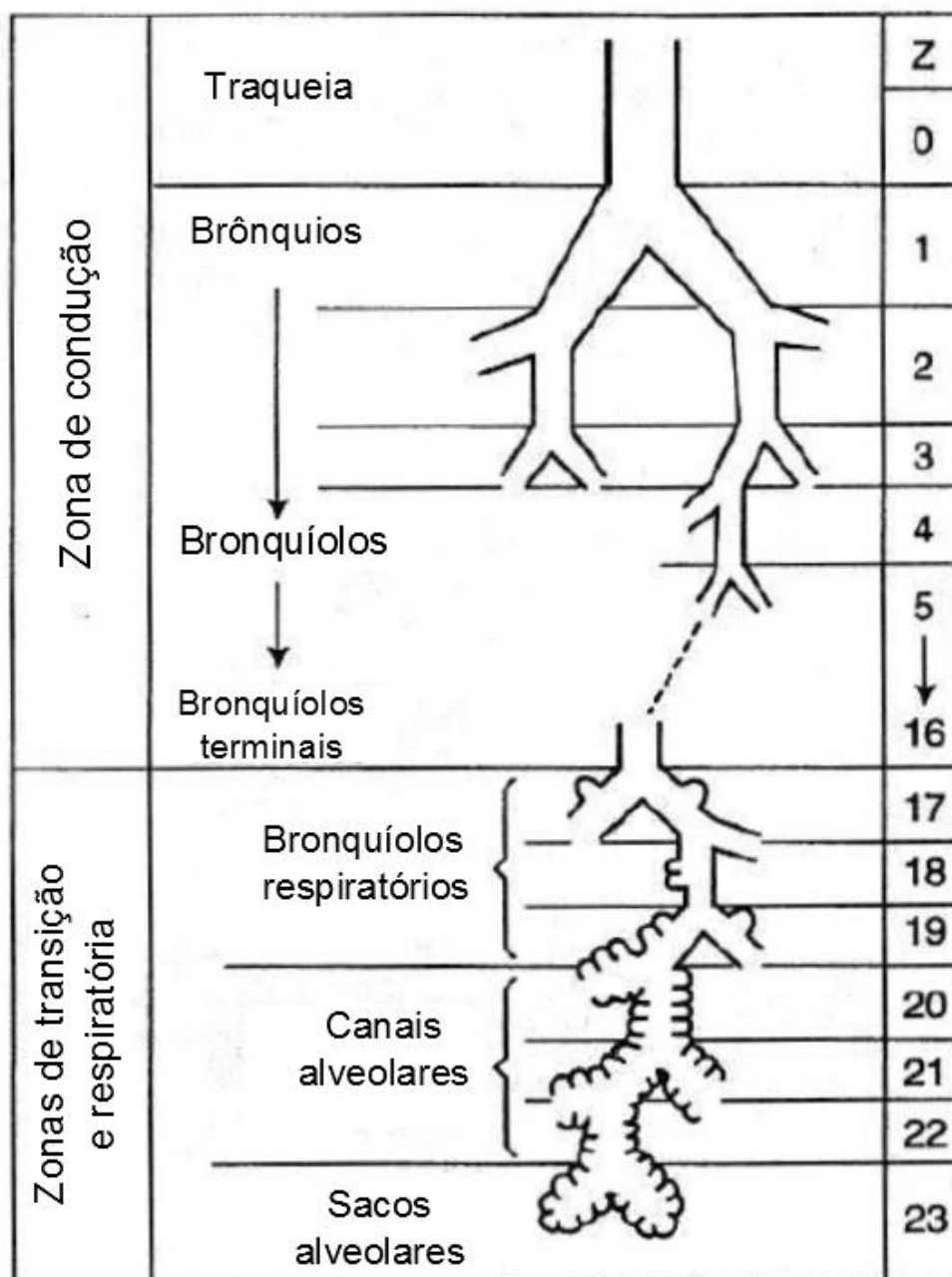


Fig. 2 – Detalhamento das vias aéreas, da traqueia aos alvéolos. Fonte: WEST, 2013

Uma das principais dificuldades das vias respiratórias é permanecerem abertas, de forma a permitir a passagem de ar. Com a função de prevenir o colapso da traqueia, há anéis cartilágeos posicionados em torno da mesma, garantindo a rigidez da estrutura. Nos brônquios também se encontram placas cartilágeas curvadas para manter uma certa rigidez sem no entanto impedir o movimento de expansão e contração dos pulmões. As placas cartilágeas vão se tornando progressivamente menos extensas ao longo dos brônquios e desaparecem nos bronquíolos. Estes não se

encontram, portanto, impedidos de colapsar, e são mantidos abertos pela pressão transpulmonar (diferença de pressão entre o interior dos pulmões e a região entre as pleuras), da mesma forma que os alvéolos (WEST,2013).

As áreas da traqueia e dos brônquios que não são ocupadas por placas cartilaginosas são compostas principalmente por músculo liso. O mesmo vale para os bronquíolos, que são quase completamente compostos por músculo liso, à exceção do bronquíolo terminal, que é composto principalmente por epitélio pulmonar, tecido fibroso e algumas fibras de músculo liso. Algumas doenças obstrutivas resultam do estreitamento dos brônquios menores e dos bronquíolos maiores, devido frequentemente à contração excessiva da própria musculatura lisa.

Esta configuração confere ao pulmão a rigidez estrutural necessária em sua maior parte, ao mesmo tempo em que confere flexibilidade às porções mais terminais. Isto permite que o pulmão tenha uma grande superfície de contato com o sistema circulatório na região dos alvéolos e que ele se expanda o bastante para favorecer as trocas gasosas e comportar o ar que flui em direção aos alvéolos (WEST,2013).

Sob condições normais, o ar flui facilmente pelas vias respiratórias, bastando um gradiente de pressão de menos de 1 cmH₂O entre os alvéolos e a atmosfera para provocar um fluxo suficiente durante respiração tranquila.

Em condições naturais, a região que oferece maior resistência a este fluxo não é constituída pelas diminutas passagens de ar dos bronquíolos terminais, mas sim pelos bronquíolos maiores e pelos brônquios próximos à traqueia. Este fato, que pode parecer anti-intuitivo num primeiro momento, se dá por existir uma quantidade pequena de brônquios em comparação aos aproximadamente 65.000 bronquíolos terminais, e por passar apenas uma quantidade muito pequena de ar por cada um desses bronquíolos.

Já em condições de patologia, os bronquíolos menores passam a contribuir em maior medida na determinação da resistência ao fluxo por causa das suas pequenas dimensões e por serem facilmente fechados por contração dos músculos em suas paredes, por edemas nas paredes ou por coletar muco dos bronquíolos.

3.1.2 Pleuras

A pleura é uma membrana serosa dobrada sobre si própria formando uma estrutura membranosa de duas camadas, semelhante a um saco. A camada externa (pleura parietal) está presa à caixa torácica, enquanto a camada interna (pleura visceral) reveste os pulmões e suas estruturas adjacentes, como vasos sanguíneos, brônquios e nervos. Entre as duas pleuras há um espaço laminar denominado cavidade pleural, que normalmente é preenchido por uma pequena quantidade de fluido pleural. Em seres humanos, há uma cavidade pleural para cada pulmão, e elas não estão anatomicamente conectadas, de forma que em caso de pneumotórax (quando devido a doença ou lesão, ocorre a entrada de ar na cavidade pleural), o pulmão não lesionado costuma seguir funcionando normalmente (WEST,2013).

A maior parte do fluido pleural é produzida pela circulação parietal, em grande parte pelas artérias intercostais, e é reabsorvida pelo sistema linfático. Sendo assim, o fluido pleural é produzido e reabsorvido continuamente, de forma que haja sempre alguns mililitros dentro do espaço intrapleural. Essa quantidade de fluido é balanceada pelos processos de produção e reabsorção. A taxa de reabsorção pode aumentar até quarenta vezes como resposta ao acúmulo de fluido, sendo necessária uma produção muito elevada de fluido ou um bloqueio na reabsorção pelo sistema linfático para que ocorra de fato o acúmulo de fluido no espaço intrapleural (WEST,2013).

Segundo West (2013), a função do conjunto das pleuras e do fluido pleural é lubrificar e facilitar o movimento dos pulmões na mecânica da ventilação pulmonar. Além disso, a contínua absorção do excesso de fluido para os vasos linfáticos mantém uma leve sucção entre a superfície da pleura visceral, que recobre os pulmões, e a superfície da pleura parietal, ligada à caixa torácica. Assim, os pulmões são suportados pela caixa torácica como se estivessem colados à ela, estando, não obstante, lubrificados e livres para deslizar nos movimentos de expansão e contração.

Portanto, as pleuras atuam como intermediárias na interação entre as pressões do ar no interior dos pulmões, a pressão atmosférica na superfície da caixa torácica e a pressão resultante da contração muscular. Por sintetizar o efeito das pressões

externas aos pulmões, a pressão intrapleural é frequentemente aplicada no estudo da ventilação mecânica. No entanto, pela dificuldade de se obter esta medida, é um procedimento comum se medir alternativamente a pressão esofágica introduzindo-se no interior do esôfago - que se encontra bastante próximo à região intrapleural - um cateter com um delicado balão preso à sua extremidade. As pressões esofágica e intrapleural possuem uma boa correlação entre seus valores (WEST,2013).

3.1.3 Diafragma

É especialmente importante para o propósito deste projeto estudar o diafragma em maiores detalhes. Ele é o músculo com maior atuação na inspiração, e é estimando a sua força de contração que se deseja monitorar a tentativa de inspiração do paciente e regular o funcionamento do ventilador.

Através do detalhamento funcional e anatômico do diafragma é possível avaliar de maneira crítica em que grau foram adotadas simplificações no modelo e se elas podem ser consideradas válidas. A seguir o diafragma é descrito em termos de forma, inserção, tendões associados, aberturas, nervos, musculatura, vascularização, movimento e pressões a que está submetido.

Forma

O diafragma é uma lâmina músculo-fibrosa que separa a cavidade torácica da cavidade abdominal tanto física quanto funcionalmente. Sua forma é determinada pelos órgãos que o circundam, podendo ser descrito como um cilindróide elíptico coberto superiormente por um par de cúpulas com um platô central. Próximo ao diafragma, no lado da cavidade torácica, encontram-se os pulmões e o pericárdio, que fazem com que o diafragma assuma uma posição oblíqua em relação ao plano coronal, sendo mais elevado na parte anterior e mais rebaixado na parte posterior. Na cavidade abdominal, o diafragma apoia-se sobre o fígado, o baço, o estômago e o intestino. O apoio sobre o fígado, que se localiza um pouco mais elevado que os demais órgãos abdominais, faz com que a cúpula do lado direito do diafragma seja ligeiramente maior que a esquerda (DRAKE, VOGL, MITCHELL, 2008)..

Podem-se diferenciar duas regiões que compõem o diafragma quando este se encontra relaxado:

- A *zona diafragmática*, quase plana, correspondente ao platô e as duas cúpulas
- A *zona de aposição*, quase vertical, compondo as paredes laterais do diafragma.

Inserção

A fixação se dá através de tendões, que se ligam por um lado aos feixes musculares que compõem o diafragma e por outro ao esqueleto.

O diafragma está preso ao esqueleto da apófise xifóide, na extremidade do osso esterno, até as vértebras, ao longo da cavidade abdominal. Ao centro e na porção anterior, está aderido à parte de trás da apófise xifóide. Na região lombar, duas tiras cartilaginosas, as crura, se fixam nas cinco primeiras vértebras lombares. E lateralmente, ao longo da região costal, o músculo é preso à superfície interna das seis cartilagens costais inferiores e suas costelas adjacentes (7^a a 11^a) (DRAKE, VOGL, MITCHELL, 2008)..

Tendões

No topo do diafragma localiza-se o tendão central, também chamado de centro frênico. Este é formado por uma fina camada, composta por uma forte aponeurose de fibras de colágeno entrelaçadas. Esta conformação confere ao diafragma a predisposição a manter sua forma mesmo durante a contração.

Outros tendões auxiliam na fixação do diafragma. Estes se encontram em todas as extremidades onde o músculo se fixa nos ossos (DRAKE, VOGL, MITCHELL, 2008)..

Aberturas

Como já citado, o diafragma separa fisicamente as cavidades abdominal e torácica. Para que a comunicação entre estas regiões não seja interrompida, o diafragma

apresenta algumas aberturas em sua superfície que permitem a passagem de determinadas estruturas (DRAKE, VOGL, MITCHELL, 2008).

Aqui se destacam três aberturas principais:

- Abertura aórtica

Localiza-se numa região posterior e um pouco inferior na zona diafragmática e permite a passagem da aorta, conforme o próprio nome sugere.

- Abertura esofágica

Possui um formato elíptico e propicia a passagem do esôfago, do nervo vago e das ramificações do esôfago. Nela há também o ligamento freno-esofágico, que se conecta ao esôfago.

- Abertura da cava

Localiza-se numa região mais elevada que as outras duas e é ligeiramente mais larga. Por ela passa a veia cava, pela qual correm lateralmente as ramificações do nervo frênico.

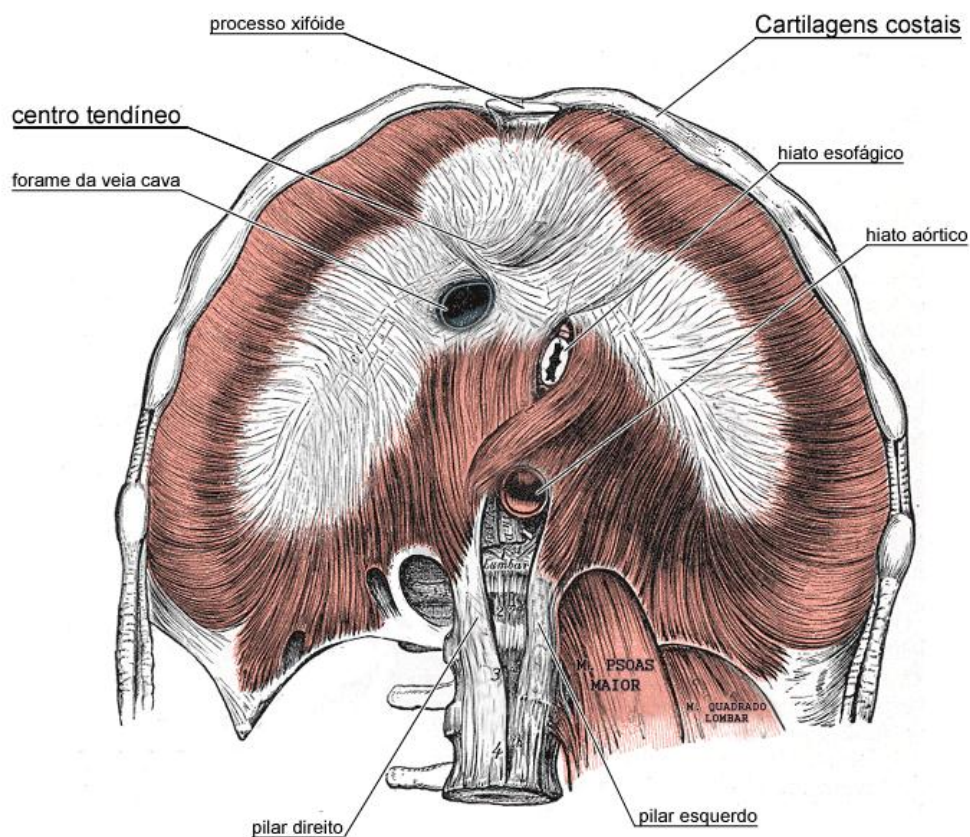


Fig. 3 - Vista inferior do diafragma. Fonte: DRAKE, VOGL, MITCHELL, 2008

Inervação

As metades direita e esquerda do diafragma são enervadas pelos nervos frênicos direito e esquerdo. O nervo frênico esquerdo se liga ao diafragma lateralmente à veia cava inferior, em uma posição um pouco mais anterior que a do nervo frênico direito, o qual se liga lateralmente à fronteira com o coração (DRAKE, VOGL, MITCHELL, 2008).

Ao chegar ao diafragma, os nervos frênicos se ramificam de maneira praticamente simétrica, espelhada. Estes nervos são a única fonte motora do diafragma, excetuando-se o nervo frênico ipsilateral, localizado nas fibras crurais, à esquerda e à direita da abertura esofágica.

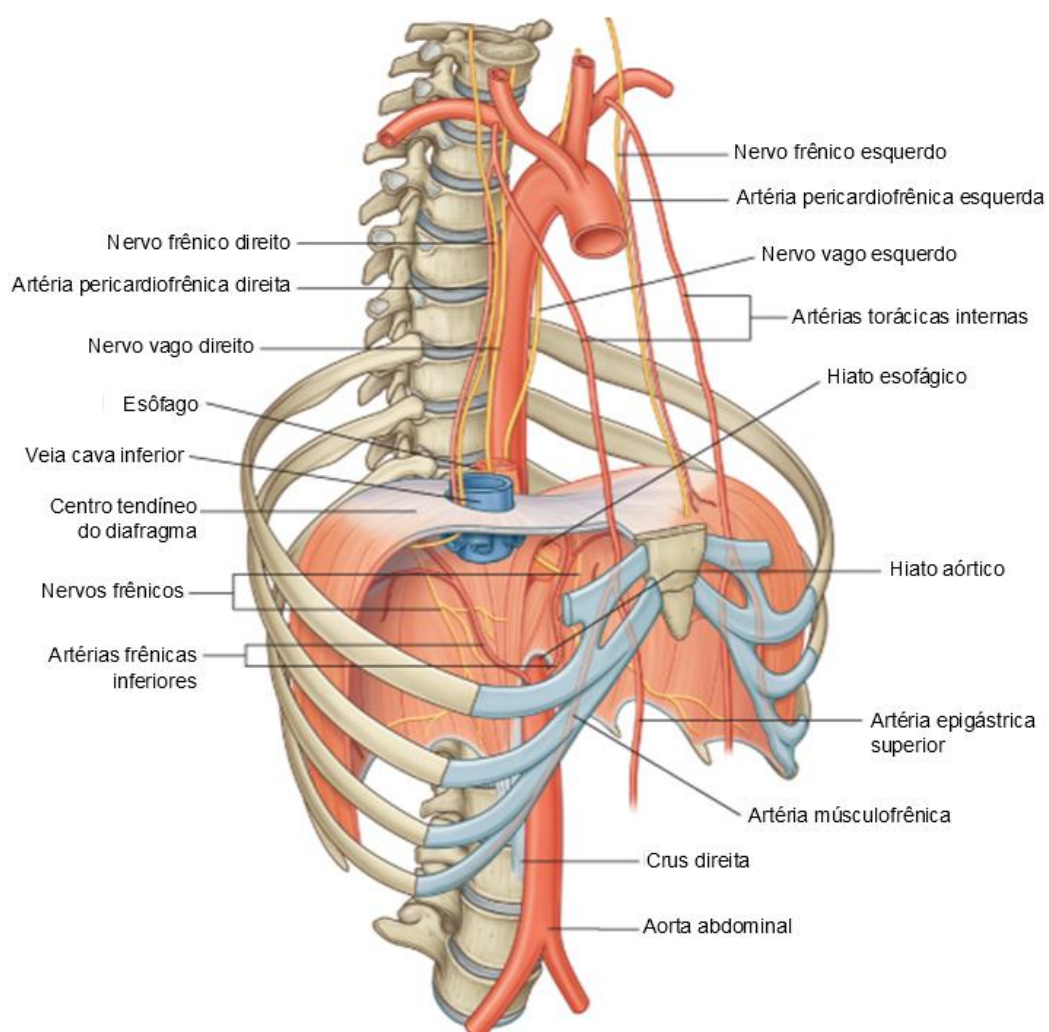


Fig. 4 - Anatomia do Diafragma. Fonte: DRAKE, VOGL, MITCHELL, 2008.

Musculatura

O diafragma é exclusivamente composto por músculo estriado esquelético, incompressível e com uma única direção de fibras. Os feixes musculares conectam os ligamentos periféricos ao centro tendíneo, distribuindo-se radialmente e formando uma superfície contínua, dividida em três regiões (DRAKE, VOGL, MITCHELL, 2008).

- A parte esternal, ligada à parte posterior da apófise xifóide.

- A parte costal, cujos feixes se ligam às cartilagens costais inferiores e às costelas correspondentes. A lâmina muscular da porção costal está configurada de modo a apresentar um formato semi-esférico, como o de uma concha, formando as cúpulas diafragmáticas direita e esquerda
- A parte lombar, a qual se fixa às três vértebras lombares superiores, de forma a compor os pilares diafragmáticos direito e esquerdo, que sobem em direção ao centro tendíneo.

Apesar de ser um músculo estriado esquelético voluntário, o controle de sua contração pode ocorrer tanto de maneira consciente quanto inconsciente (quando receptores na medula oblongata percebem uma elevada concentração de íons H^+ no sangue, emitindo um impulso elétrico).

Vascularização

A vascularização do diafragma, por sua vez, dá-se

- Pelas artérias diafragmáticas inferiores ou frênicas inferiores, que se formam da primeira ramificação da artéria abdominal;
- Pelas artérias diafragmáticas ou frênicas superiores, que são os ramos terminais da artéria torácica interna;
- Pela artéria musculofrênica, que é um ramo terminal da artéria torácica interna;
- E pela artéria pericárdio-frênica, que passa junto ao nervo frênico em frente ao pedículo pulmonar, dando origem às artérias frênicas superiores (DRAKE, VOGL, MITCHELL, 2008)..

Movimento

Após descrever a anatomia do diafragma, concentremo-nos agora em seu movimento.

Com os estímulos nervosos, o músculo diafragmático se contrai, encurta, e assim provoca a descida do domo composto pelo platô e pelas cúpulas relativamente a suas inserções costais. Ao mesmo tempo, a zona de aposição muda de acordo com a

expansão da caixa torácica. Em respiração tranquila a contração muscular é pequena e a parte que compõe o domo praticamente não sofre mudanças de forma. Após a contração, o diafragma retoma passivamente sua posição inicial devido à elasticidade muscular.

Sendo assim, a principal mudança de forma ocorre devido ao rebaixamento do domo. Esse movimento é responsável pela maior parcela da variação do volume, permitindo a comparação do movimento do diafragma com o movimento de um pistão.

Durante respiração tranquila, o deslocamento vertical do diafragma varia em torno de 1 a 3 cm, enquanto os diâmetros sagital e coronal são de 0,3 a 0,5 cm. São desenvolvidos em média 18 movimentos inspiratórios por minuto, ou seja, 18 ciclos respiratórios de aproximadamente 3,3s cada.

Pressão

O diafragma está sujeito à pressão transdiafragmática (P_{di}), que está relacionada às tensões no músculo e ao raio de curvatura do diafragma. Essa pressão é dada pela divisão da força total desenvolvida pelas fibras diafragmáticas pela área de suas seções transversais na zona de aposição.

Conforme mencionado acima, a forma do diafragma varia pouco durante respiração tranquila, e nesse caso o raio de curvatura do domo não varia, podendo ser desprezado no cálculo da P_{di} .

3.2 Mecânica Ventilatória

Tendo descrito na seção anterior as partes envolvidas na respiração pulmonar a fim de se ter uma base introdutória principalmente do ponto de vista fisiológico e funcional para a modelagem, esta seção é dedicada ao detalhamento das propriedades e aspectos envolvidos na mecânica destas estruturas. É dado especial enfoque às propriedades que são frequentemente consideradas nos modelos disponíveis na literatura.

Sendo assim, aqui são abordadas as propriedades elásticas e viscosas do pulmão, as propriedades elásticas da caixa torácica, a resistência ao fluxo de ar nas vias aéreas, a

inércia do ar e as pressões ao longo do sistema respiratório que influenciam o movimento de suas estruturas componentes.

3.2.1 Propriedades elásticas do pulmão

A medida de quanto os pulmões expandem por unidade elevada da pressão transpulmonar é denominada complacência pulmonar. De acordo com Guyton (2006), em um homem adulto, a complacência dos dois pulmões juntos é em média em torno de 200 ml de ar por centímetro de H_2O de pressão transpulmonar. Isto é, para um aumento de 1cm H_2O na pressão transpulmonar, o pulmão deve expandir 200 ml.

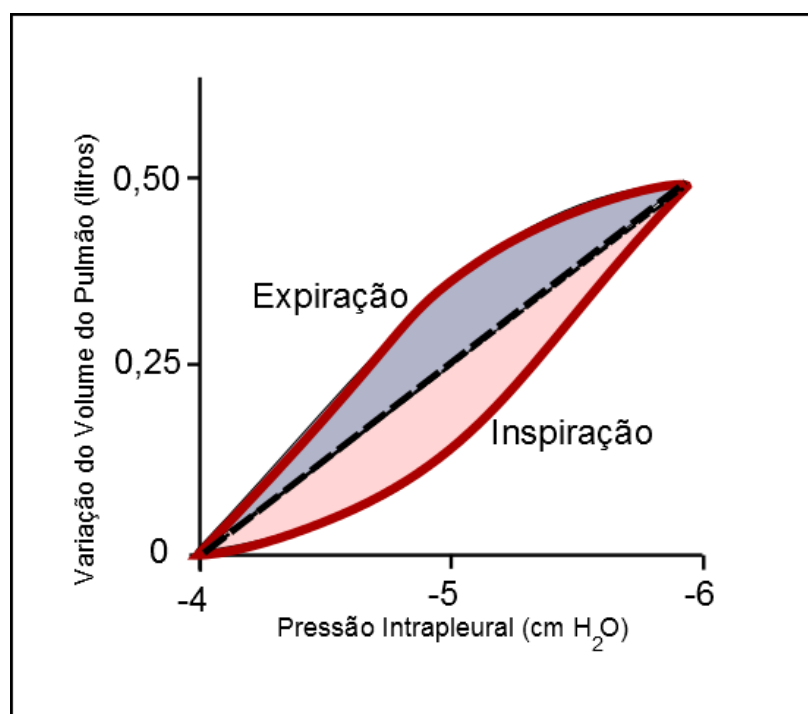


Fig. 6 – Diagrama de complacência ou curva pressão-volume. Fonte: GUYTON, 2006.

A figura 6 acima ilustra um diagrama de complacência, ou curva pressão-volume. Seus pontos são obtidos alterando-se a pressão transpulmonar passo a passo e permitindo sempre que o pulmão atinja um volume constante entre as medidas. Nota-se que as curvas de inspiração e expiração são diferentes, o que demonstra a existência de histerese no comportamento elástico do pulmão. A forma da curva

pressão-volume é definida pelas forças elásticas dos pulmões, que são determinadas por duas parcelas: as forças elásticas do tecido pulmonar e as forças provocadas pela tensão superficial do fluido que recobre os alvéolos e outros espaços das vias aéreas (WEST,2013).

As forças elásticas do tecido pulmonar são determinadas principalmente pelas fibras de elastina e colágeno entrelaçadas ao longo do parênquima pulmonar. No pulmão vazio, as fibras encontram-se elasticamente contraídas e retorcidas, e quando o pulmão se expande, elas se alongam e se destorcem, esticando-se e exercendo uma força elástica ainda maior. O tecido pulmonar possui assim um comportamento hiperelástico. Quanto mais distendido se encontra, maior é a sua rigidez.

Já o comportamento elástico das forças resultantes da tensão superficial do fluido é mais complexo. A tensão superficial do líquido tende a aproximar as partículas mais próximas do fluido, na tentativa de compreender o maior volume dentro da menor superfície. Para reduzir o efeito deste fenômeno, evitando o colapso dos alvéolos, o organismo elimina surfactante no interior dos alvéolos. Durante um movimento de expansão dos pulmões, a tensão superficial tende a manter as partículas do líquido próximas umas das outras, exercendo dessa forma uma força resistiva (WEST, 2013).

Experimentos apontam que a parcela da força elástica exercida pelo tecido pulmonar representa apenas um terço da força elástica total, e os dois terços restantes são devidos à tensão superficial do fluido que recobre os alvéolos.

3.2.2 Propriedades elásticas da parede torácica

As forças elásticas envolvidas na mecânica ventilatória não se limitam às forças elásticas do pulmão. A caixa torácica também apresenta um papel elástico fundamental no processo. Ela possui suas próprias características elásticas e viscosas, e mesmo que os pulmões não estivessem presentes dentro do tórax, seria necessário um esforço muscular para expandi-la.

Pode-se verificar experimentalmente que numa situação de pneumotórax, se as pleuras são preenchidas com ar atmosférico, o pulmão se retrai e a caixa torácica se

infla. Isto indica que em condições normais a caixa torácica encontra-se tracionada para dentro e o pulmão encontra-se tracionado para fora, e esta condição é sustentada devido à pressão intrapleural negativa.

A figura 7 a seguir exibe curvas pressão-volume para o pulmão (para melhor compreensão sem a histerese), para a caixa torácica e para o conjunto do sistema respiratório (pulmão e caixa torácica). A pressão do eixo horizontal não é a pressão transpulmonar, mas sim a pressão das vias aéreas medida com a boca e o nariz fechados e com a musculatura da ventilação relaxada.

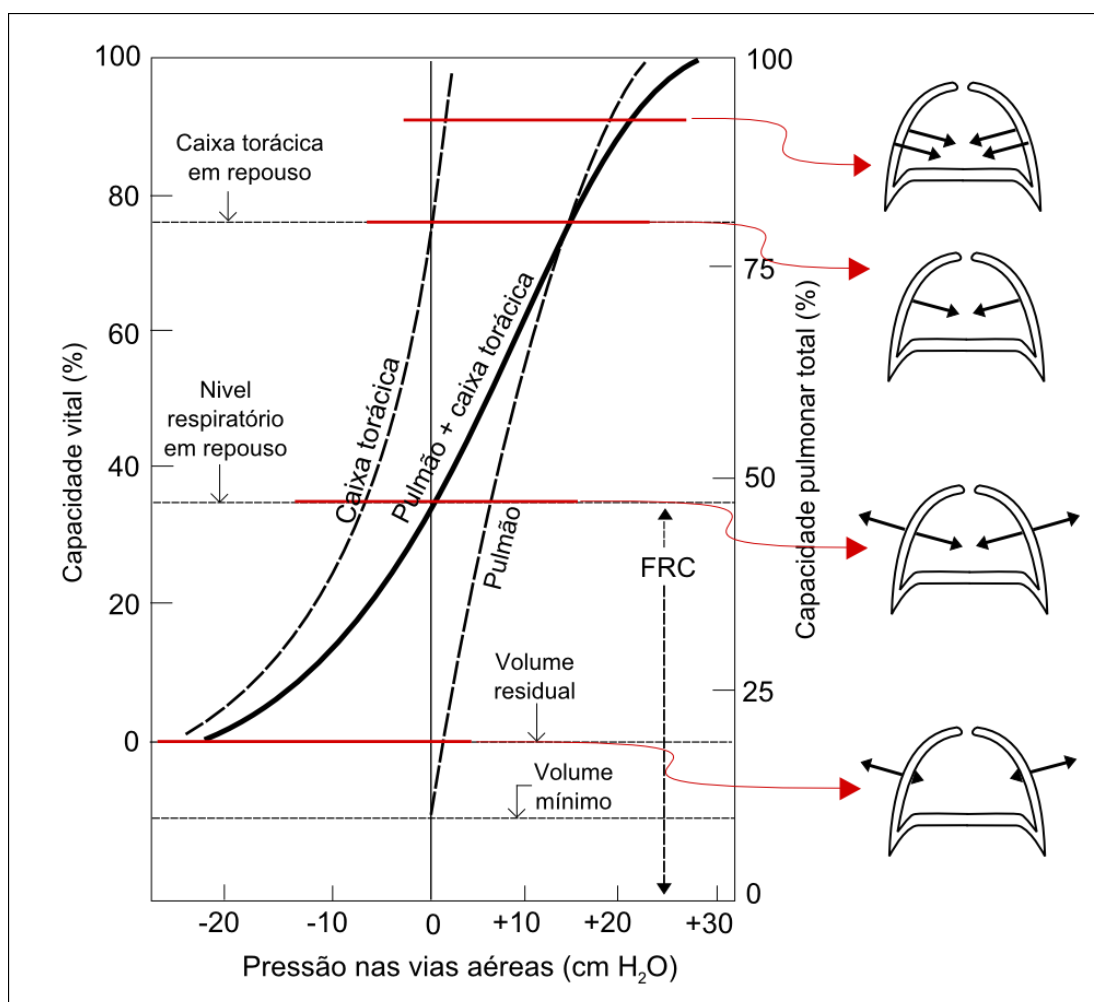


Fig. 7 – Curvas pressão-volume do pulmão, da caixa torácica e do conjunto do sistema respiratório. Fonte: Adaptado de WEST, 2013.

Para se inflar o conjunto formado pelos pulmões e pela caixa torácica é necessário que haja uma diferença de pressão entre o interior dos pulmões e o ambiente externo equivalente ao dobro da pressão que seria necessária para se inflar os mesmos pulmões sem a presença da caixa torácica. Em outras palavras, a complacência do conjunto pulmões e caixa torácica vale metade da complacência dos pulmões sozinhos. Por isso, quando os pulmões são expandidos a volumes altos ou comprimidos a volumes pequenos, as limitações da caixa torácica se tornam extremas.

A figura mostra que na capacidade residual funcional (FRC) – volume de ar no pulmão após uma expiração normal - a pressão nas vias aéreas é igual à pressão atmosférica. Isto indica que na FRC as forças de retração elásticas da caixa torácica e do pulmão se compensam e o sistema permanece em equilíbrio. Para que o volume pulmonar seja maior que a FRC, é necessária uma pressão positiva em seu interior e para que seja menor que a FRC, é necessária uma pressão negativa.

Para qualquer volume, a pressão medida no pulmão relaxado equivale à soma das medidas de pressão do pulmão e da parede torácica individualmente.

3.2.3 Resistência ao fluxo das vias aéreas

A resistência ao fluxo consiste na relação entre a diferença de pressão entre dois pontos das vias respiratórias e o fluxo que se desenvolve entre eles. Naturalmente as vias aéreas oferecem uma resistência ao fluxo de ar, e esta resistência é ainda maior no caso de um paciente que se encontra entubado recebendo auxílio respiratório, uma vez que o tubo orotraqueal funciona como uma extensão das vias aéreas do paciente.

A resistência ao fluxo se deve ao atrito entre os gases que transitam pelas vias aéreas e à sua viscosidade. A viscosidade é uma característica inerente às espécies gasosas e varia em função da temperatura. O atrito, por sua vez, pode variar de acordo com o formato das vias, com a variação do diâmetro ou a existência de bifurcações.

A relação entre a pressão necessária para que haja fluxo de ar nas vias varia conforme as características do escoamento dos gases. Quando o escoamento ocorre a velocidades menores e em vias com diâmetros pequenos e sem perturbações, o

regime tende a ser laminar, ou seja, as partículas do fluido percorrem trajetórias concêntricas e paralelas, e a velocidade decresce linearmente do centro do tubo para a periferia. Quando há um aumento na velocidade ou alguma alteração na geometria do escoamento, pode ocorrer uma perturbação do fluxo laminar, e surgem turbilhões, que caracterizam o escoamento turbulento.

Um valor adimensional que pode embasar a definição do tipo de escoamento é o número de Reynolds, dado pela expressão abaixo:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot D}{\mu} \quad (3.1)$$

onde Re é o número de Reynolds, ρ é a massa específica do fluido, v é a velocidade média da vazão, D é a longitude característica do fluido (no caso do escoamento em uma geométrica tubular trata-se do diâmetro do tubo) e μ é a viscosidade dinâmica do fluido.

Entre o escoamento laminar e o turbulento, em velocidades intermediárias, tem-se o fluxo de transição, que combina características de ambos.

Portanto, condições em que ocorre acúmulo de secreção ou constrição das vias aéreas, mudanças na temperatura corporal, entre outros, de forma a alterar a geometria do escoamento ou a característica dos gases que escoam, conduzem a variações na resistência do sistema respiratório. Durante a ventilação mecânica, o uso de equipamentos como mangueiras e o tubo orotraqueal contribuem, tanto devido ao seu formato como pela predisposição ao acúmulo de secreção e umidade, para a configuração de regiões de escoamento turbulento.

3.2.4 Pressões durante o ciclo ventilatório

Para compreender os movimentos de inspiração e expiração, assim como os esforços envolvidos nesse processo, costuma-se observar a variação da pressão em determinados pontos do sistema pulmonar. Os pontos de maior interesse são a boca, para se conhecer a pressão à entrada das vias respiratórias, a região dos alvéolos,

para se conhecer a pressão ao final das vias respiratórias, a superfície externa da caixa torácica, para se conhecer a pressão do ambiente e a pressão intrapleural, para que seja possível identificar separadamente os movimentos associados ao pulmão ou à caixa torácica exclusivamente. A figura 8 ilustra o valor das pressões intrapleural e alveolar ao longo do ciclo. No caso, a ventilação não é assistida e as pressões na boca e na superfície da caixa torácica são a própria pressão atmosférica.

Medindo-se as pressões na cavidade pleural, verifica-se que antes do início da inspiração a pressão intrapleural já é negativa, e vale no ser humano aproximadamente $-5 \text{ cm H}_2\text{O}$ devido à tração do pulmão para dentro e da caixa torácica para fora, enquanto a pressão alveolar é zero, ou seja, atmosférica, pois não havendo fluxo de ar, as pressões na entrada e no final das vias respiratórias são as mesmas. Para que se inicie o fluxo inspiratório é necessário que a pressão alveolar diminua, estabelecendo então a diferença de pressão que atua como propulsora do ar. Quanto maior é a diferença entre a pressão na boca e a pressão alveolar, mais intenso é o fluxo de ar. Em condições normais a diferença de pressão chega a $1 \text{ cm H}_2\text{O}$, mas pode atingir valores muito maiores em casos de patologia.

A pressão intrapleural diminui durante a inspiração para contrapor as forças que atuam durante a expansão do pulmão. Com a expansão, a força resultante da interação entre as forças elásticas do pulmão e da caixa torácica tende a fazer o pulmão voltar à sua posição inicial. Isto, somado ao fato de que há uma queda adicional devido à diminuição da pressão ao longo das vias aéreas, e à ação das forças viscosas e da contração muscular que atua diretamente sobre a pleura visceral, faz com que a pressão intrapleural se torne ainda mais negativa.

Durante a expiração a pressão intrapleural assume valores menos negativos do que teria se não houvesse resistência nas vias aéreas, uma vez que a pressão alveolar passa a ser positiva para que o fluxo de ar seja o inverso. De fato, na expiração forçada, quando os músculos da expiração participam ativamente, a pressão intrapleural pode subir acima da pressão atmosférica.

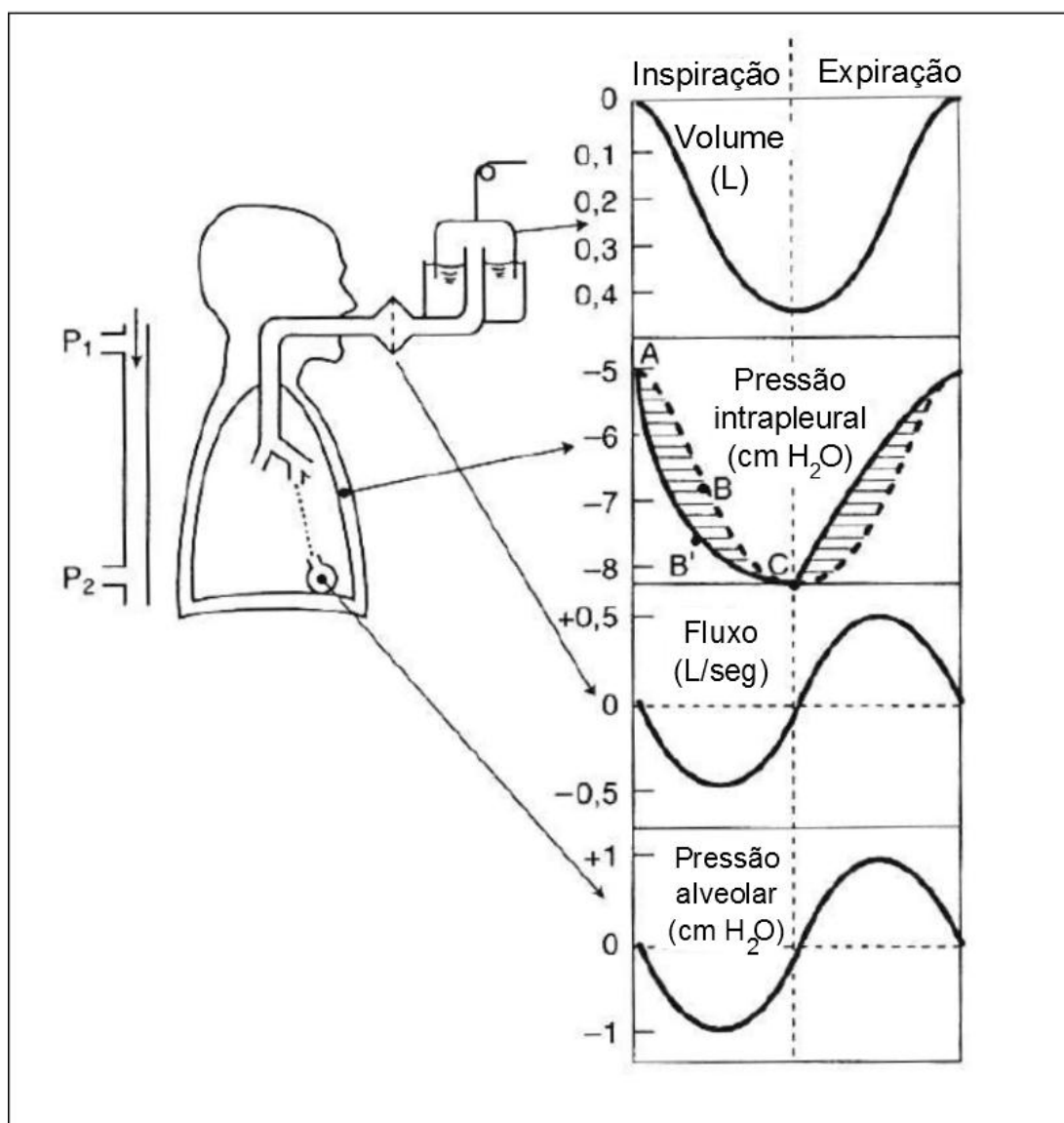


Fig. 8 – Curvas de volume corrente, pressão intrapleural, fluxo e pressão alveolar em um ciclo ventilatório (WEST, 2013).

3.3 Ventilação Mecânica

Uma vez estudado o diafragma, é necessário conhecer o princípio de funcionamento dos ventiladores para que seja possível desenvolver uma modelagem completa do sistema desejado. A seguir serão descritos os tipos de ventilador e alguns modos de ventilação.

3.3.1 Ventiladores

Existem duas formas de induzir a entrada de ar nos pulmões: uma é através da contração muscular, como ocorre na ventilação natural, e outra é criando uma diferença de pressão entre a entrada das vias aéreas (nariz, boca) e a pressão na superfície externa do tórax (FORNAZIER et al, 2011). Em condições normais, a pressão na entrada das vias respiratórias e na superfície do tórax é a mesma, a pressão ambiente. Quando o indivíduo não dispõe da capacidade de contrair os músculos da inspiração, pode-se, no entanto, manipular uma ou outra, ou mesmo ambas, a fim de gerar um gradiente de pressão e a consequente entrada/saída de ar dos pulmões. É neste fato que se baseia o funcionamento dos ventiladores.

Já neste ponto, é possível diferenciar dois tipos de ventilador por seus princípios de funcionamento. Pode-se tanto aplicar uma pressão positiva, superior à atmosférica, na entrada das vias respiratórias – o que é feito pelos **ventiladores de pressão positiva** – ou aplicar uma pressão negativa em relação à atmosférica sobre superfície torácica – o que caracteriza os **ventiladores de pressão negativa**. Os ventiladores de pressão negativa costumam requerer um equipamento de maior porte e apresentam maior complexidade. Por essa razão, caíram em desuso, e atualmente são utilizados ventiladores de pressão positiva (FORNAZIER et al, 2011). Portanto, o enfoque neste trabalho é dado a estes últimos. Na figura 9 abaixo está esquematizado um ventilador de pressão positiva básico.

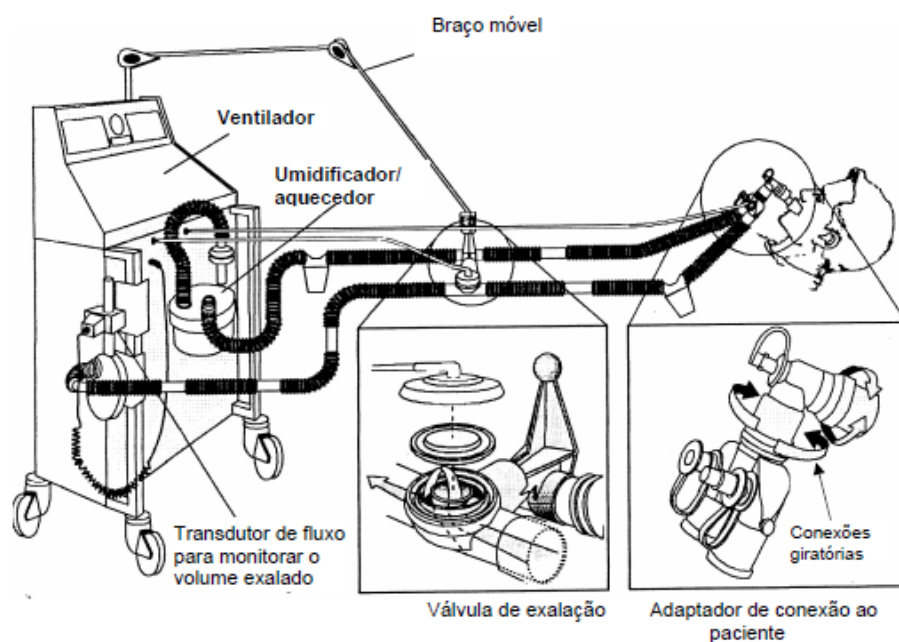


Fig. 9 - Circuito de ventilação do paciente (FORNAZIER et al, 2011).

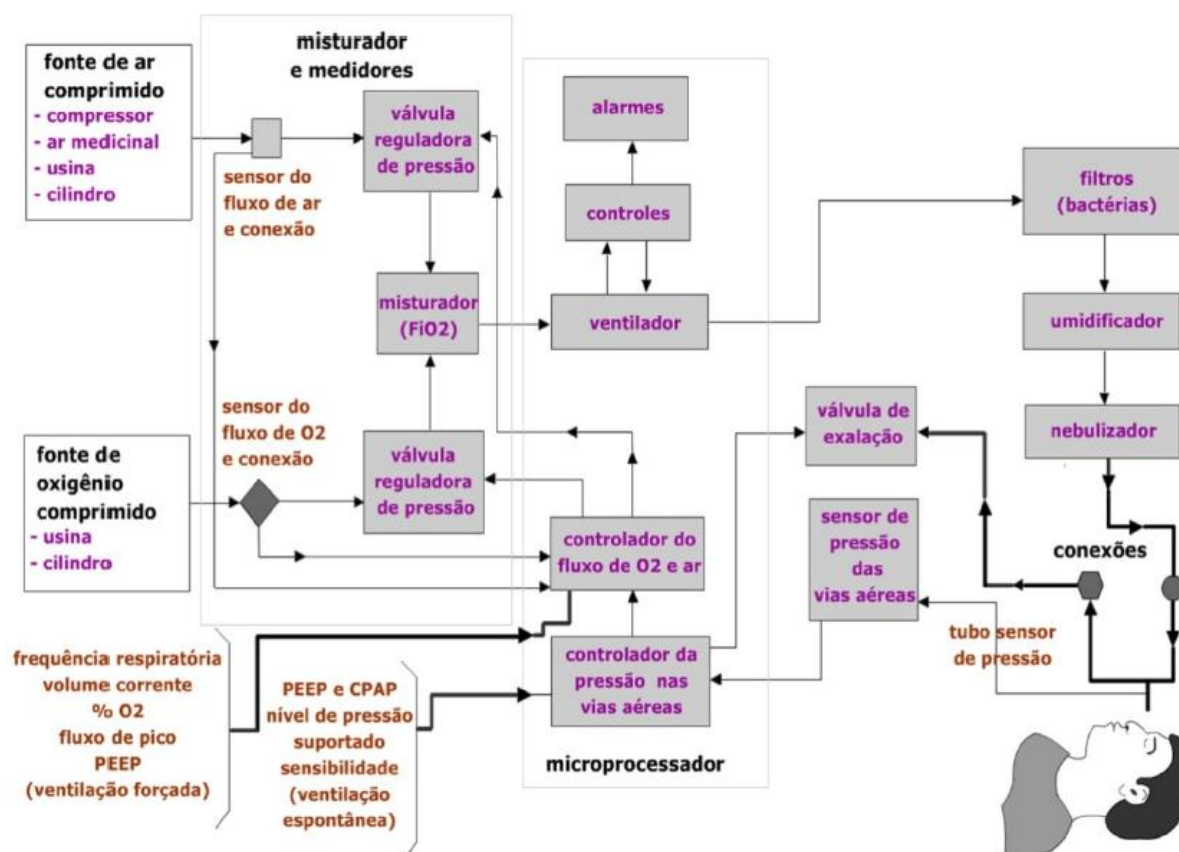


Fig. 10 - Diagrama de blocos de um ventilador básico (FORNAZIER et al, 2011)

O paciente recebe a mistura gasosa por meio de um circuito, como ilustrado na figura 5, o qual é composto por cânulas, tubos corrugados para a condução do ar, umidificadores, aquecedores, nebulizadores e filtros de bactérias. O circuito também possui misturadores e válvulas para a regulação de pressão. O equipamento é alimentado pela rede elétrica, mas possui também normalmente uma bateria externa, que o mantém em funcionamento em caso de interrupção do fornecimento de energia pela rede (FORNAZIER et al, 2011).

As válvulas regulam a pressão na entrada do ventilador, proveniente de cilindros ou usinas de alta pressão. Os misturadores são responsáveis por misturar os diferentes gases - normalmente ar comprimido, oxigênio e nitrogênio – em suas corretas concentrações. O filtro de bactérias visa a garantir a qualidade do ar fornecido ao paciente, evitando sua contaminação. Os nebulizadores são necessários para permitir a administração de medicamentos, como broncodilatadores, pela via respiratória. Umidificadores são requeridos para adicionar vapor de água à mistura gasosa, evitando assim a formação de secreções brônquicas e alveolares anormalmente secas durante longos períodos de ventilação. O ventilador também está equipado com alarmes, que comunicam qualquer irregularidade, como pressão muito baixa ou muito elevada, apnéia, frequência respiratória anormal etc (FORNAZIER et al, 2011).

O ventilador permite que sejam geradas diferentes curvas de ventilação, as quais são definidas através da configuração de diferentes parâmetros. Pode-se citar a título de exemplo a duração das fases inspiratória e expiratória (normalmente na forma de uma taxa I:E, que representa a razão entre os tempos de inspiração e expiração), a forma de onda desejada, o volume fornecido aos pulmões (em ml), o volume-minuto e o nível de pressão a ser mantido no final da expiração em cmH₂O (Positive End Expiratory Pressure – PEEP) (PINHEIRO, 2008) (FORNAZIER et al, 2011).

3.3.2 Modos de ventilação

O controle da ventilação varia de acordo com o nível de autonomia respiratória que se deseja permitir ao paciente. Existem diversos modos de ventilação:

- Na **ventilação controlada**, o ventilador tem total controle sobre a entrada de gases nas vias respiratórias, e o paciente não tem qualquer possibilidade de interação. Esse tipo de ventilação é utilizado quando o paciente ainda não tem capacidade de desenvolver a respiração espontânea.
- Na **ventilação assistida**, o ventilador monitora a respiração do paciente, detectando a tentativa de inspiração por parte dele. Quando é percebido um esforço inspiratório, o ventilador fornece a ventilação. Isso ocorre quando é medida uma queda na pressão nas vias respiratórias.
- Na **ventilação assistida-controlada**, o equipamento detecta quando nenhuma tentativa espontânea de respiração ocorre em determinado período de tempo, sendo automaticamente efetuado o disparo para garantir uma respiração mínima.
- Na **ventilação com pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP)**, mantém-se uma pressão superior à atmosférica, normalmente com a finalidade de melhorar a relação ventilação/perfusão.
- Na **ventilação mandatória intermitente sincronizada (SIMV)**, o próprio paciente desencadeia o disparo em intervalos constantes, e pode respirar de forma espontânea entre estes. Caso ele não efetue a respiração espontânea, o ventilador passa a funcionar como no modo assistido. Esse modo de ventilação foi introduzido em 1971 e tornou-se popular como método mais eficiente no desmame, por permitir o paciente exercitar progressivamente a sua musculatura.
- Na **ventilação minuto-mandatória (MMV)**, estabelece-se um volume-minuto. O paciente respira espontaneamente, e o ventilador fornece o volume restante para se atingir o volume-minuto determinado.
- Na **ventilação com pressão de suporte**, fornece-se ao paciente um nível constante de pressão positiva a ser determinado. Essa pressão é aplicada somente durante a inspiração, quando o paciente dá início a uma inspiração espontânea (FORNAZIER et al, 2011).

A cada modo de ventilação corresponde um padrão de ventilação particular com as curvas de ventilação dependentes dos parâmetros definidos no circuito de controle.

3.4 Modelo básico de ventilação

O sistema de controle do ventilador adota um modelo do movimento respiratório para reagir às variações de pressão e fluxo detectados nas vias respiratórias. Esse modelo ilustra de maneira simplificada a relação entre as principais variáveis de interesse e permite que o ventilador infira a pressão que deve ser aplicada a cada instante para promover o volume de ar desejado aos pulmões.

O modelo físico clássico para a representação da respiração considera um tubo condutor rígido conectado a um compartimento elástico (figura 11). Este modelo leva em consideração a pressão, o volume e o fluxo, além da resistência das vias respiratórias ao fluxo e a complacência do sistema (CHATBURN, 2003).

Volume, fluxo e pressão são medidos em relação aos seus valores ao final de uma expiração. A pressão que promove a inspiração é denominada pressão transrespiratória do sistema, e corresponde à pressão na abertura das vias respiratórias menos a pressão na superfície do corpo. Essa pressão possui duas componentes, a pressão nas vias (pressão na entrada das vias menos a pressão pulmonar) e pressão transtorácica (pressão nos pulmões menos pressão na superfície do corpo). Define-se no sistema a resistência como a razão entre a variação da pressão nas vias e a variação do fluxo, conforme a equação 3.2, onde R é a resistência nas vias, ΔP é a diferença de pressão entre o ambiente externo e o interior do pulmão e $\Delta \dot{V}$ é a variação entre o fluxo de ar na entrada das vias e no interior do pulmão (CHATBURN, 2003).

$$R = \frac{\Delta P}{\Delta \dot{V}} \quad (3.2)$$

Também se define complacência como a razão entre a variação do volume e a variação da pressão transtorácica, conforme a equação 3.3 abaixo, onde C é a complacência, ΔV é a variação de volume e ΔP a variação da pressão (CHATBURN, 2003).

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (3.3)$$

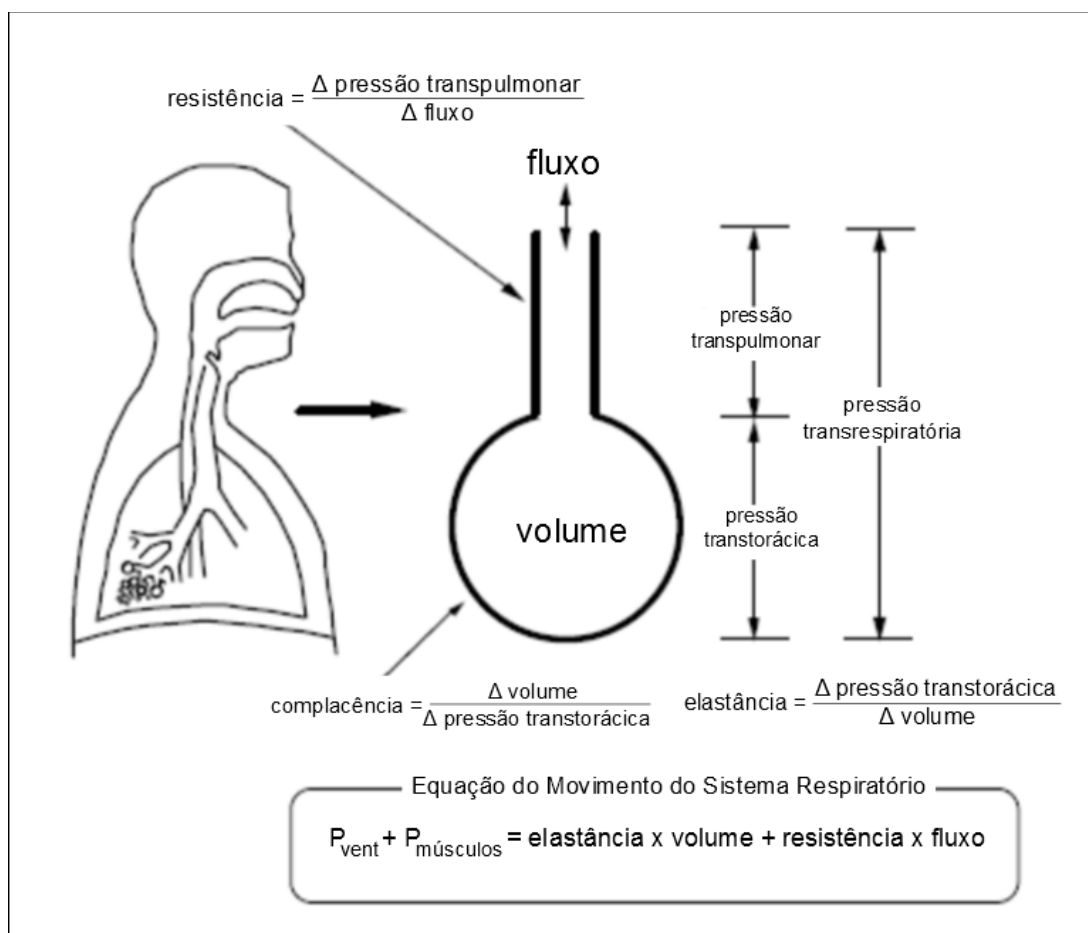


Fig. 11 - Modelo básico da respiração (CHATBURN, 2003)

A equação do movimento é derivada da Terceira Lei de Newton e é descrita pela equação 3.4.

$$P_{vent} + P_{mus} = \frac{1}{C} \cdot V + R \cdot \dot{V} \quad (3.4)$$

Nesta equação, P_{vent} é a pressão imposta pelo ventilador, P_{mus} é a pressão imposta pela contração muscular, C é a complacência total, R é a resistência das vias respiratórias, V é o volume e $\dot{V}$ é o fluxo. As pressões, o volume e o fluxo são funções do tempo. A complacência pode ser também expressa como elastância ($E=1/C$) (CHATBURN, 2003).

Em circunstâncias normais, no momento final da expiração, $P_{vent} = 0$, $P_{mus} = 0$, $V = \text{volume funcional residual}$ e $\dot{V} = 0$. Já na ventilação mecânica, $P_{vent} =$

PEEP (End Expiratory Pressure), $P_{mus} = 0$, $V = \text{volume final expiratório}$ e $\dot{V} = 0$. A complacência e a resistência são constantes em ambos os casos (CHATBURN, 2003).

Esta forma de equacionamento trata, conforme visto, a influência da contração muscular como uma contribuição na pressão total, sem se referenciar um músculo específico nem associar a intensidade da contração muscular.

4 DESENVOLVIMENTO DO MODELO

Com a finalidade de se obter uma aproximação do comportamento mecânico do sistema respiratório quando exposto a diferentes condições, desenvolveu-se um modelo matemático do mesmo, ou seja, uma abstração matemática do processo real.

Através de um sistema de equações, tem-se, para um conjunto de dados de entrada, uma solução que é representativa da resposta do processo. Este conjunto de equações é uma aproximação do processo real, de forma que o modelo não incorpora todas as suas características, buscando um equilíbrio entre seu nível de detalhe e os benefícios de sua aplicação.

Neste capítulo é descrito o raciocínio que motivou a elaboração do modelo adotado, o modelo em si e as suas simplificações.

4.1 Descrição

O modelo anteriormente apresentado representava o pulmão, as pleuras e a caixa torácica como um conjunto único. Neste modelo proposto, trabalha-se tendo a pressão esofágica (relacionada com a pressão intrapleural) como medida para sua calibração, sendo necessário representar a cavidade pleural de forma separada. Além disso, uma vez que o objetivo do trabalho se encontra no estudo das forças musculares, é racional representar a ação muscular de forma mais realista, com os músculos atuando sobre a caixa torácica e sobre as pleuras, e não diretamente sobre o pulmão.

Assim, ao considerar a caixa torácica, as pleuras e o pulmão como partes separadas do sistema, caracteriza-se cada uma delas individualmente com suas propriedades mecânicas. Uma preocupação no desenvolvimento deste modelo foi representar as partes do sistema separadas, sendo então possível aumentar a complexidade de cada parte individualmente, inserindo elementos representativos de mais propriedades mecânicas (resistência, viscosidade, inércia, etc.) ou simplificar o modelo agrupando-as.

A figura 12 abaixo ilustra o modelo adotado.

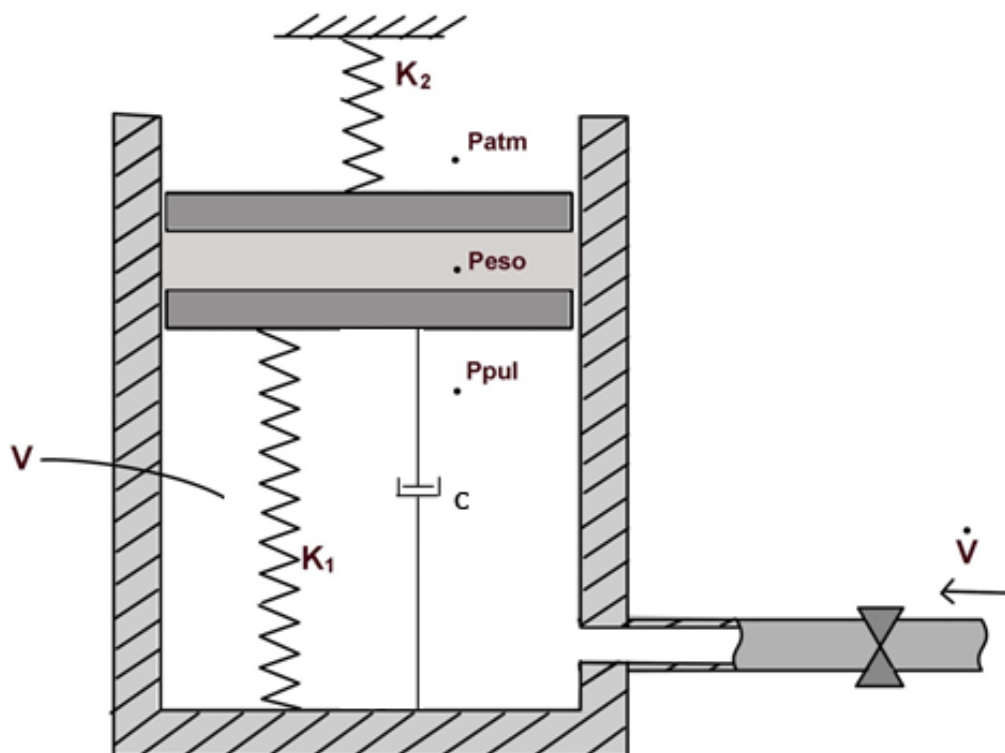


Fig. 12 – Modelo de cilindro com pistões e válvula para representação do mecanismo ventilatório.

4.1.1 Pulmões

Os pulmões são representados em conjunto. No modelo, são uma única câmara de um cilindro com volume limitado pelo um pistão inferior e com uma abertura para entrada ou saída de ar, conforme destacado na imagem a seguir.

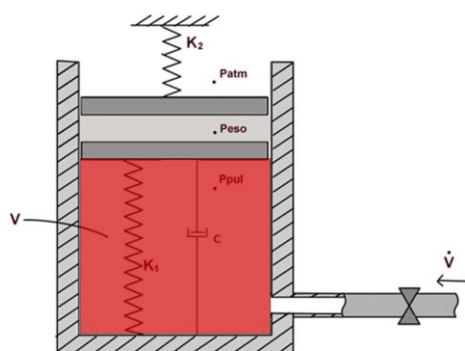


Fig. 13 – Parte do modelo funcionalmente correspondente aos pulmões.

O pistão representa o conjunto do parênquima pulmonar e da pleura parietal. Quando ele se move para cima, o volume do interior do cilindro aumenta, emulando o movimento de inspiração. E quando ele se move para baixo, reduz o volume do interior do cilindro, emulando o movimento de expiração.

As propriedades elásticas resultantes da tensão superficial do líquido que recobre os alvéolos e da elasticidade do tecido pulmonar são representadas na figura de uma mola.

4.1.2 Vias aéreas

As vias aéreas estão representadas no modelo pelo tubo que sai da abertura do cilindro e vai até a atmosfera, contendo uma válvula em seu percurso. O tubo, assim como as vias aéreas, funciona como duto para conduzir o fluxo convectivo de ar atmosférico até os pulmões e ar dos pulmões para a atmosfera.

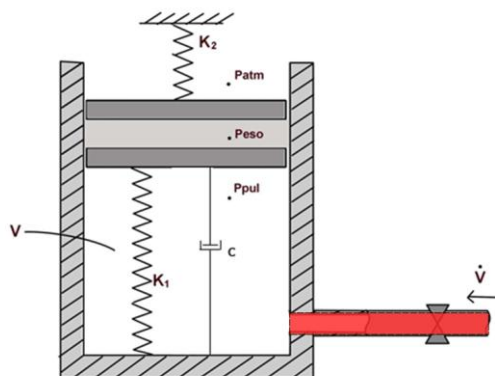


Fig. 14 - Parte do modelo funcionalmente correspondente às vias aéreas.

A válvula representa a resistência ao fluxo ao longo das vias aéreas. A parede corrugada da traqueia e dos brônquios e as estreitas passagens de ar ao nível os alvéolos faz com que a resistência ao fluxo combine características da perda de carga de um fluxo laminar com a de um fluxo turbulento, sendo, portanto, modelada por uma equação de segundo grau.

Uma representação equivalente consistiria em um elemento viscoso acoplado ao pistão inferior, retardando o seu movimento, para simular o efeito da resistência ao

fluxo laminar nos canais mais estreitos dos pulmões e aplicar à válvula uma perda de carga quadrática, na forma característica do escoamento turbulento.

4.1.3 Pleuras

Conforme mencionado anteriormente, o pistão inferior da ilustração representa o conjunto do parênquima pulmonar com a pleura parietal, que o recobre. O pistão imediatamente acima deste representa a pleura visceral. Ambos os pistões delimitam então uma segunda câmara, correspondente ao espaço intrapleural, preenchido com líquido pleural.

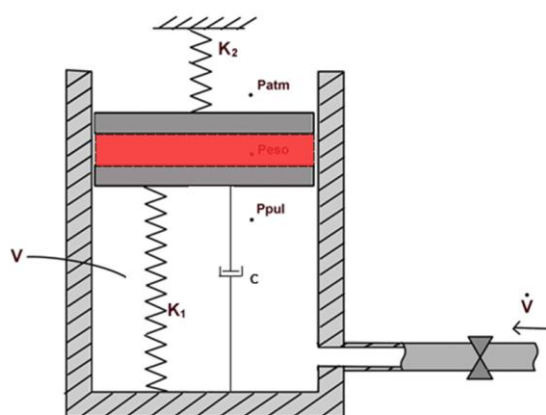


Fig. 15 - Parte do modelo funcionalmente correspondente à região intrapleural.

A constante produção e reabsorção do líquido pleural promove uma sucção na superfície das pleuras, causando a adesão da pleura visceral à parede da caixa torácica e da pleura parietal à superfície do pulmão. Como a pleura visceral está em contato com a parede torácica e com o diafragma, estes três elementos foram agrupados no modelo pelo pistão superior.

Os dados experimentais fornecidos para a calibração deste modelo contêm medidas de pressão esofágica. Conforme comentado anteriormente, a pressão esofágica tem uma correlação forte com a pressão intrapleural. Por isso, é importante separar o espaço intrapleural para construir equações em função da pressão em seu interior.

4.1.4 Caixa torácica

A caixa torácica está ilustrada no modelo pelo pistão superior do cilindro. Sobre ele atua uma força elástica, correspondente à força elástica da própria caixa torácica, que com o sistema em repouso exerce uma tração sobre o pistão. O pistão, da mesma maneira que a caixa torácica, está submetido à pressão atmosférica em sua superfície externa. A diferença entre a pressão atmosférica e a pressão intrapleural equilibra a força de retração elástica com o pulmão em repouso.

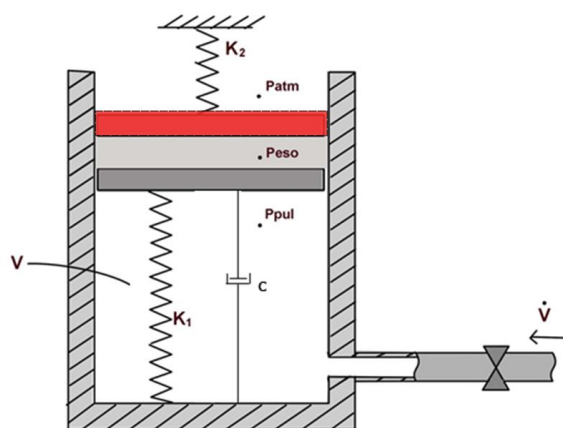


Fig. 16 - Parte do modelo funcionalmente correspondente à caixa torácica e ao diafragma.

4.1.5 Diafragma e demais músculos

O diafragma se apoia sob a pleura visceral. Quando ele se contrai, provoca uma diferença de pressão através da cavidade pleural, fazendo com que o pulmão se expanda. No modelo, a força de contração muscular, tanto dos músculos que atuam na inspiração como dos músculos que atuam na expiração é representada por uma força F_{mus} aplicada sobre o pistão superior.

4.2 Equacionamento

Nesta seção é descrito o desenvolvimento das equações de movimento do modelo anteriormente proposto.

Pistão Superior

Conforme ilustra o diagrama de corpo livre da Figura 12 abaixo, o movimento do pistão superior de área A é regido pelo equilíbrio entre a força de inércia F_{in1} , a força elástica F_{el1} , a força muscular $F_{mus}(t)$ e as forças exercidas pela pressão atmosférica (P_{atm}) e pela pressão esofágica (P_{esof}), conforme descrito na equação 4.1

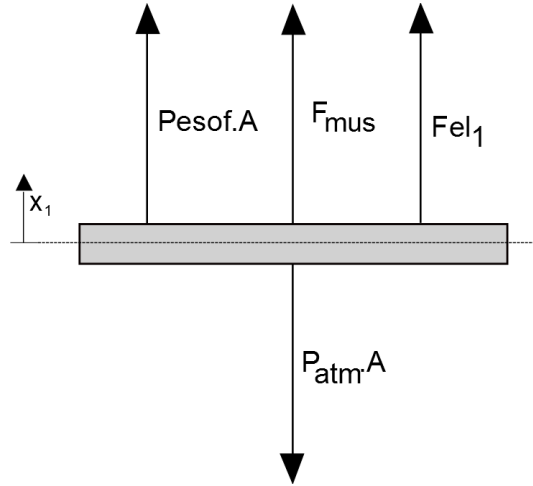


Fig. 17- Diagrama de corpo livre do pistão superior

$$F_{in1} = F_{el1} - (P_{atm} - P_{esof}) \cdot A + F_{mus}(t) \quad (4.1)$$

Estas forças podem ser reescritas da seguinte forma, onde m_1 é a massa do pistão superior, k_1 , k'_1 e k''_1 são constantes elásticas que representam a característica hiperelástica da parede torácica, x_{eq1} é a posição de relaxamento da mola (onde $F_{el1} = 0$), c_1 é uma constante de amortecimento, e x_1 , $\dot{x}_1$ e $\ddot{x}_1$ são, respectivamente, a posição, a velocidade e a aceleração do pistão.

$$F_{in1} = m_1 \cdot \ddot{x}_1 \quad (4.2)$$

$$F_{el1} = k_1(x_1) \cdot (x_1 - x_{eq1}) \quad (4.3)$$

Assumindo que a mola apresenta comportamento hiperelástico, é possível efetuar a substituição abaixo na equação 4.4.

$$k_1(x_1) = k'_1 + k''_1 \cdot (x_1 - x_{eq1})^2 \quad (4.4)$$

Obtemos então a seguinte forma da equação:

$$F_{el1} = k'_1 \cdot (x_1 - x_{eq1}) + k''_1 \cdot (x_1 - x_{eq1})^3 \quad (4.5)$$

Efetuada as substituições acima, chegamos à equação geral do movimento para o pistão:

$$m_1 \cdot \ddot{x}_1 - k'_1 \cdot (x_1 - x_{eq1}) - k''_1 \cdot (x_1 - x_{eq1})^3 = (-P_{atm} + P_{esof}) \cdot A + F_{mus}(t) \quad (4.6)$$

Pistão Inferior

O movimento do pistão inferior, também de área A , é regido pelo equilíbrio entre a força de inércia F_{in2} , a força elástica F_{el2} , a força de amortecimento F_{am2} e as forças exercidas pela pressão esofágica (P_{esof}) e pela pressão pulmonar (P_{pul}).

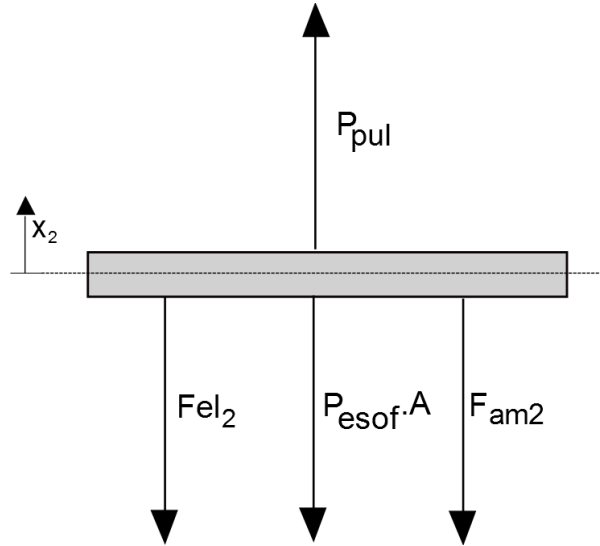


Fig. 18 – Diagrama de corpo livre do pistão inferior.

O equilíbrio de forças no pistão inferior é dado pela equação 4.7 abaixo:

$$F_{in2} = -F_{el2} - F_{am2} + (P_{pul} - P_{esof}) \cdot A \quad (4.7)$$

Estas forças podem ser reescritas da seguinte forma, onde m_2 é a massa do pistão superior, k_2 , k'_2 e k''_2 são constantes elásticas que representam a característica hiperelástica do pulmão, x_{eq2} é a posição de relaxamento da mola (onde $F_{el2} = 0$), c_2 é uma constante de amortecimento, e x_2 , $\dot{x}_2$ e $\ddot{x}_2$ são ,respectivamente, a posição, a velocidade e a aceleração do pistão.

$$F_{in2} = m_2 \cdot \ddot{x}_2 \quad (4.8)$$

$$F_{am1} = c_{am2} \cdot \dot{x}_2 \quad (4.9)$$

$$F_{el2} = k_2(x_2) \cdot (x_2 - x_{eq2}) \quad (4.10)$$

De forma análoga à feita para o pistão superior, consideramos a mola hiperelástica, fazendo a seguinte substituição na equação 4.10 para obter a equação 4.12.

$$k_2(x_2) = k'_2 + k''_2 \cdot (x_2 - x_{eq2})^2 \quad (4.11)$$

$$F_{el2} = k'_2 \cdot (x_2 - x_{eq2}) + k''_2 \cdot (x_2 - x_{eq2})^3 \quad (4.12)$$

Efetuando as substituições acima, chegamos à equação geral do movimento para o pistão inferior:

$$m_2 \cdot \ddot{x}_2 + c_{am2} \cdot \dot{x}_2 + k'_2 \cdot (x_2 - x_{eq2}) + k''_2 \cdot (x_2 - x_{eq2})^3 = (P_{pul} - P_{esof}) \cdot A \quad (4.13)$$

Valendo-se da lei de conservação de massa e outras premissas, é possível simplificar as equações acima.

Se considerarmos o fluido intrapleural incompressível, podemos aplicar a equação da Conservação de Massa no volume de controle compreendido entre os dois pistões.

$$\frac{d\rho}{dt}(\rho \cdot V) = \rho \dot{V} + V \dot{\rho} = 0 \quad (4.14)$$

$$\rho \cdot A \cdot \frac{d(x_1 - x_2)}{dt} = 0 \quad (4.15)$$

Desta equação, é possível estabelecer as relações abaixo entre as posições, velocidades e acelerações dos dois pistões.

$$x_1 - x_2 = h \quad (4.16)$$

$$\dot{x}_1 = \dot{x}_2 \quad (4.17)$$

$$\ddot{x}_1 = \ddot{x}_2 \quad (4.18)$$

Estabelecendo que A é a área de ambos os pistões, V_0 é o volume morto do pulmão, (ou seja, o volume de ar que permanece ao final de uma expiração) e h é a diferença de posição entre os pistões, é possível escrever as equações de movimento dos pistões em função do fluxo de ar, do volume corrente e da aceleração do ar sob um único sistema de coordenadas, posicionado ao fundo do cilindro.

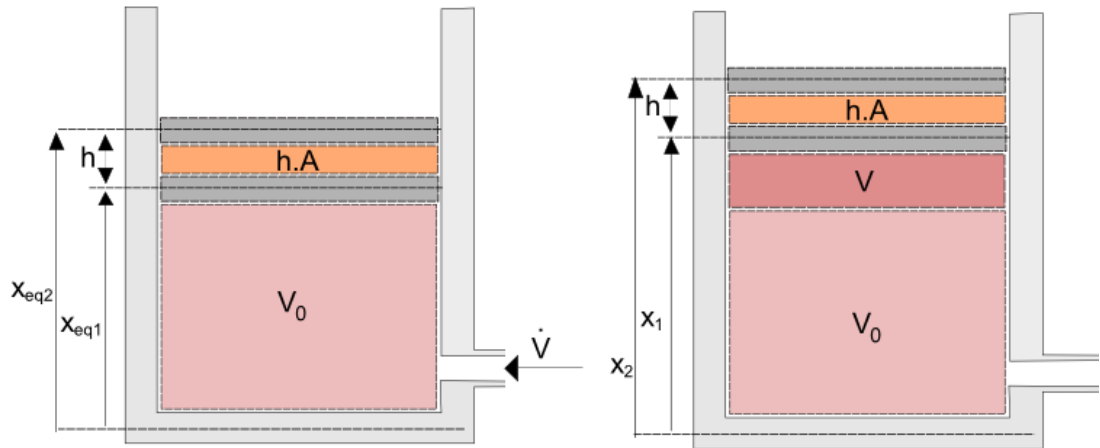


Fig. 19 – Volumes e coordenadas de posição dos pistões considerados no equacionamento.

$$x_1 = \frac{V}{A} + \frac{V_0}{A} + h \quad (4.19)$$

$$x_2 = \frac{V}{A} + \frac{V_0}{A} \quad (4.20)$$

$$\dot{x}_1 = \dot{x}_2 = \frac{\dot{V}}{A} \quad (4.21)$$

$$\ddot{x}_1 = \ddot{x}_2 = \frac{\ddot{V}}{A} \quad (4.22)$$

Para simplificar os cálculos, desprezaremos os termos cúbicos das forças elásticas, de forma a obter as seguintes equações de movimento.

Pistão superior:

$$m_1 \cdot \frac{\ddot{V}}{A} - k'_1 \cdot \left(\frac{V}{A} + \frac{V_0}{A} + h - x_{eq1} \right) = (P_{esof} - P_{atm}) \cdot A + F_{mus}(t) \quad (4.23)$$

Pistão inferior:

$$m_2 \cdot \frac{\ddot{V}}{A} + c_{am2} \cdot \frac{\dot{V}}{A} + k'_2 \cdot \left(\frac{V}{A} + \frac{V_0}{A} - x_{eq2} \right) = (P_{pul} - P_{esof}) \cdot A \quad (4.24)$$

Válvula

A equação de Rohrer descreve o caso do modelo, em que o fluxo de ar ao longo das vias respiratórias combina o fluxo laminar e o turbulento. Assim, a equação do fluxo de ar através da válvula em função da pressão pulmonar e da pressão à entrada das vias pode ser escrita conforme a equação 4.25 abaixo.

$$P_{vent} = k_{val1} \cdot \dot{V} \cdot |\dot{V}| + k_{val2} \cdot \dot{V} + P_{pul} \quad (4.25)$$

Nesta equação, P_{pul} é a pressão no interior dos pulmões, P_{vent} é a pressão à entrada das vias respiratórias (pressão positiva exercida pelo ventilador, no caso de ventilação mecânica, ou a pressão atmosférica no caso de ventilação espontânea), k_{val1} e k_{val2} são constantes, componentes da perda de carga, $\dot{V}$ é o fluxo através da válvula (assumindo sinal positivo quando o ar entra no cilindro) e $\dot{V}$ é o volume corrente.

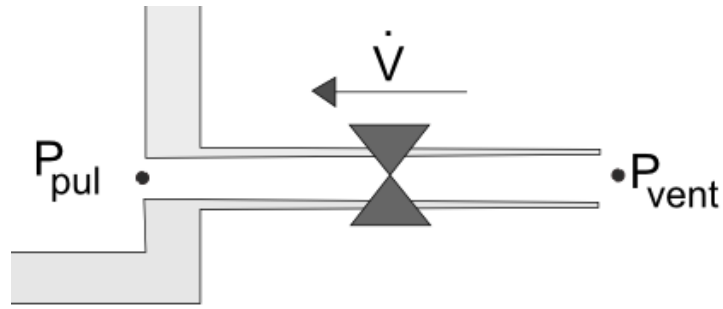


Fig. 20 – Esquema da válvula de entrada e saída de ar dos pulmões utilizada no modelo para o equacionamento.

Equação do Conjunto Válvula e Pistão Inferior

Com algumas substituições nas equações obtidas, é possível descrever a equação do movimento conjunta da válvula e do pistão inferior. Com as transformações a seguir, a equação do movimento é descrita dependendo somente da pressão na entrada das vias respiratórias e da pressão esofágica. Este trabalho utiliza medições da pressão esofágica para a calibração do modelo, sendo racional explicitá-la, e em contrapartida ocultar a pressão pulmonar, para a qual não foram feitas medições.

Substituindo P_{pul} da equação 4.25 na equação 4.24, temos:

$$m_2 \cdot \frac{\ddot{V}}{A^2} + c_{am2} \cdot \frac{\dot{V}}{A^2} + k'_2 \cdot \left(\frac{V}{A^2} + \frac{V_0}{A^2} - \frac{x_{eq2}}{A} \right) + k_{val1} \cdot \dot{V} \cdot |\dot{V}| + k_{val2} \cdot \dot{V} = P_{vent} - P_{esof} \quad (4.26)$$

Para simplificar as transformações, podemos renomear os coeficientes da equação conforme abaixo:

$$a_2 = \frac{m_2}{A^2} \quad (4.27)$$

$$b_{21} = \frac{c_2}{A^2} + k_{val2} \quad (4.28)$$

$$b_{22} = k_{val1} \quad (4.29)$$

$$c_2 = \frac{k'_2}{A^2} \quad (4.30)$$

$$d_2 = \frac{k'_2}{A} \cdot \left(\frac{V_0}{A} - x_{eq2} \right) \quad (4.31)$$

A equação do conjunto válvula e pistão inferior é reescrita conforme segue:

$$a_2 \cdot \ddot{V} + b_{21} \cdot \dot{V} + b_{22} \cdot \dot{V} \cdot |\dot{V}| + c_2 \cdot V + d_2 = P_{vent} - P_{esof} \quad (4.32)$$

Equação de Movimento do Sistema

Através de novas substituições, é possível obter uma equação que torna o valor da pressão esofágica implícito e estabelece uma relação de causa-efeito entre o fluxo de ar na entrada das vias respiratórias, o volume corrente e a aceleração do ar e a combinação dos estímulos da pressão do ventilador na entrada das vias respiratórias e da força muscular realizada pelo paciente a cada instante.

Pode-se dividir a equação 4.23 do pistão superior pela área A e renomear os coeficientes da equação de maneira análoga à feita para a equação do pistão inferior.

$$m_1 \cdot \frac{\ddot{V}}{A^2} - k'_1 \cdot \left(\frac{V}{A^2} + \frac{V_0}{A^2} + \frac{h - x_{eq1}}{A} \right) = P_{esof} - P_{atm} + \frac{F_{mus}(t)}{A} \quad (4.33)$$

$$a_1 = \frac{m_1}{A^2} \quad (4.34)$$

$$c_1 = -\frac{k'_1}{A^2} \quad (4.35)$$

$$d_1 = -\frac{k'_1}{A} \cdot \left(\frac{V_0}{A} + h - x_{eq1} \right) \quad (4.36)$$

Obtemos desta forma a equação 4.33 reescrita conforme abaixo:

$$a_1 \cdot \ddot{V} + c_1 \cdot V + d_1 = P_{esof} - P_{atm} + \frac{F_{mus}(t)}{A} \quad (4.37)$$

Substituindo então P_{esof} da equação 4.37 na equação 4.32, temos uma equação do movimento em função da força muscular $F_{mus}(t)$ e da pressão na entrada das vias aéreas P_{vent}

$$\begin{aligned} (a_1 + a_2) \cdot \ddot{V} + b_{21} \cdot \dot{V} + b_{22} \cdot \dot{V} \cdot |\dot{V}| + (c_1 + c_2) \cdot V + (d_1 + d_2) \\ = P_{vent} - P_{atm} + \frac{F_{mus}(t)}{A} \end{aligned} \quad (4.38)$$

5 CALIBRAÇÃO

A equação do item 4.38 descreve o volume do pulmão, o fluxo de entrada e saída de ar dos pulmões e a inércia do sistema a cada instante, variando em função da força do diafragma e da pressão à entrada das vias respiratórias. Esta equação pode ser igualmente utilizada para estimar a força do diafragma conhecendo-se as demais variáveis a cada instante.

Para caracterizar completamente a equação, é necessário se conhecer os valores das constantes a_1 , a_2 , b_{21} , b_{22} , c_1 , c_2 , d_1 , d_2 e A do modelo (assumimos por definição $P_{atm} = 10^5 Pa$). Cada indivíduo possui características físicas particulares que definem estes valores. Aplicar o modelo sem antes ser feita a calibração caso a caso terá como resultado respostas incorretas para um dado estímulo.

Foram utilizados dados obtidos de um experimento com um porco em respiração espontânea, para alimentar o modelo e definir os valores destas constantes. Nas seções seguintes são descritos os dados das medições e como eles foram utilizados para a calibração do modelo e para a estimação da força de contração do diafragma.

5.1 Dados experimentais

Foram cedidos para realização deste trabalho medições do fluxo de ar à entrada das vias respiratórias e da pressão esofágica de um ciclo respiratório de um porco durante respiração espontânea (ver figura 21). Conforme mencionado anteriormente, o esôfago se encontra próximo à região intrapleural, e os valores das pressões esofágica e intrapleural possuem uma boa correlação. Isto, somado à dificuldade de se medir a pressão intrapleural, faz com que a pressão esofágica seja frequentemente utilizada como alternativa.

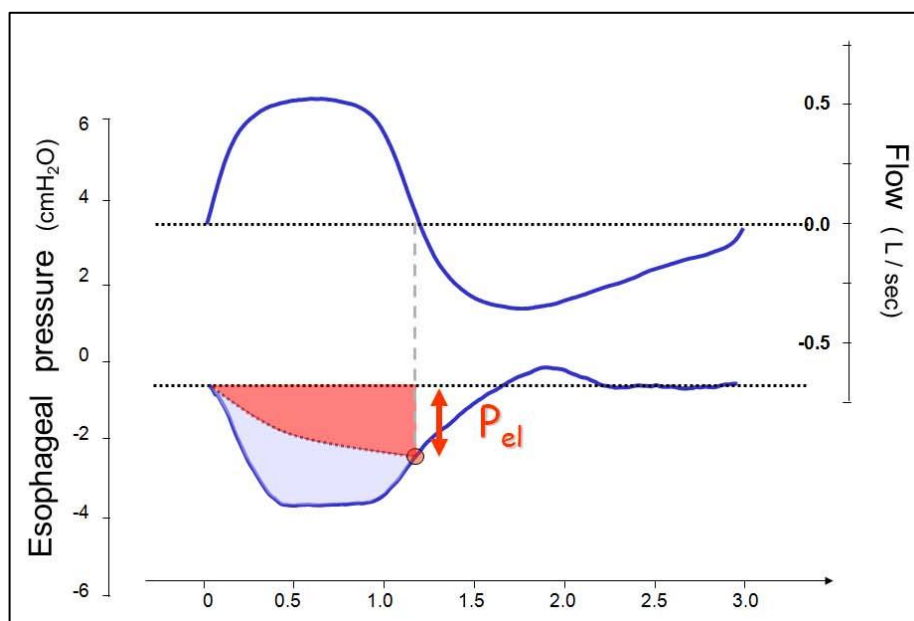


Fig. 21 – Gráficos obtidos experimentalmente de pressão esofágica e fluxo em porcos. (FONTE: Modos de ventilação assistida: interação paciente ventilador – curso teórico-prático de ventilação mecânica RESPIMAD 2010).

O ciclo analisado tem 3s de duração. Entre os instantes 0 e 1,2 o fluxo de ar é positivo, o que indica a entrada de ar nas vias respiratórias e configura a fase de inspiração. Entre os instantes 1,2s e 3s o fluxo assume valores negativos, indicando a saída de ar das vias respiratórias e configurando a fase de expiração.

A pressão intrapleural, bem como a pressão esofágica, tem valores inferiores à pressão atmosférica. Na fase de inspiração, devido à contração muscular, a pressão intrapleural assume valores mais negativos, criando o gradiente de pressão e provocando a entrada de ar pelas vias respiratórias e a expansão dos pulmões. Na fase de expiração, a musculatura relaxa, o ar sai dos pulmões e a pressão retorna ao valor inicial. Este padrão pode ser observado no gráfico da pressão esofágica nas figuras 21 e 22 .

Estes dados foram organizados no formato de tabela, conforme disponível no Anexo A. Foram extraídos dos gráficos valores de fluxo e pressão esofágica para cada instante de tempo. Outras informações estimadas com base na amostra foram o volume de ar ocupando os pulmões e as vias respiratórias e a aceleração do ar deslocado.

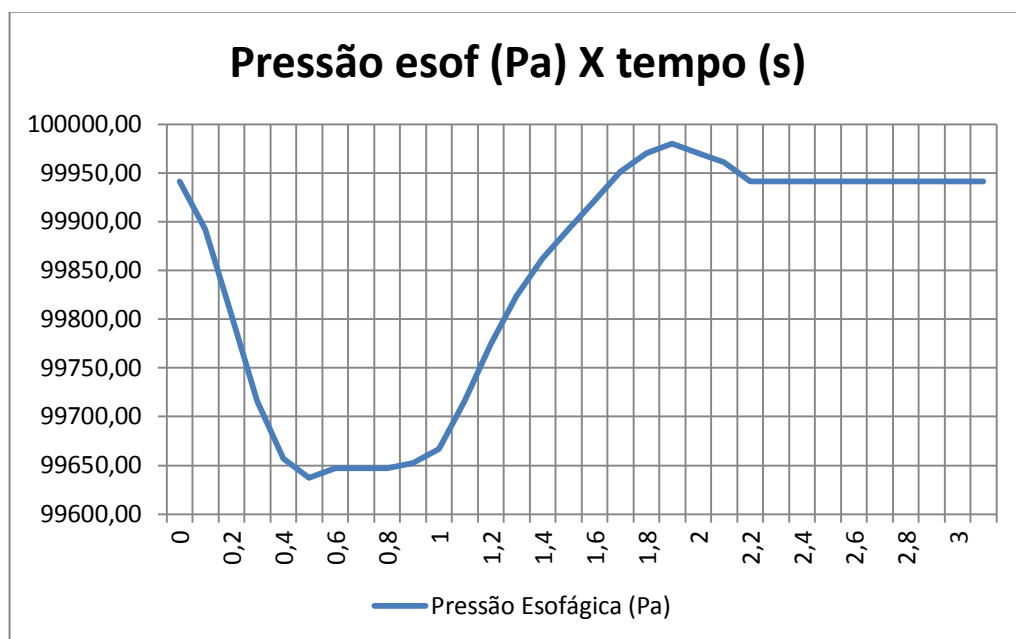


Fig. 22– Gráficos do volume corrente de ar ao longo do ciclo estudado. Estimação feita a partir da curva de fluxo.

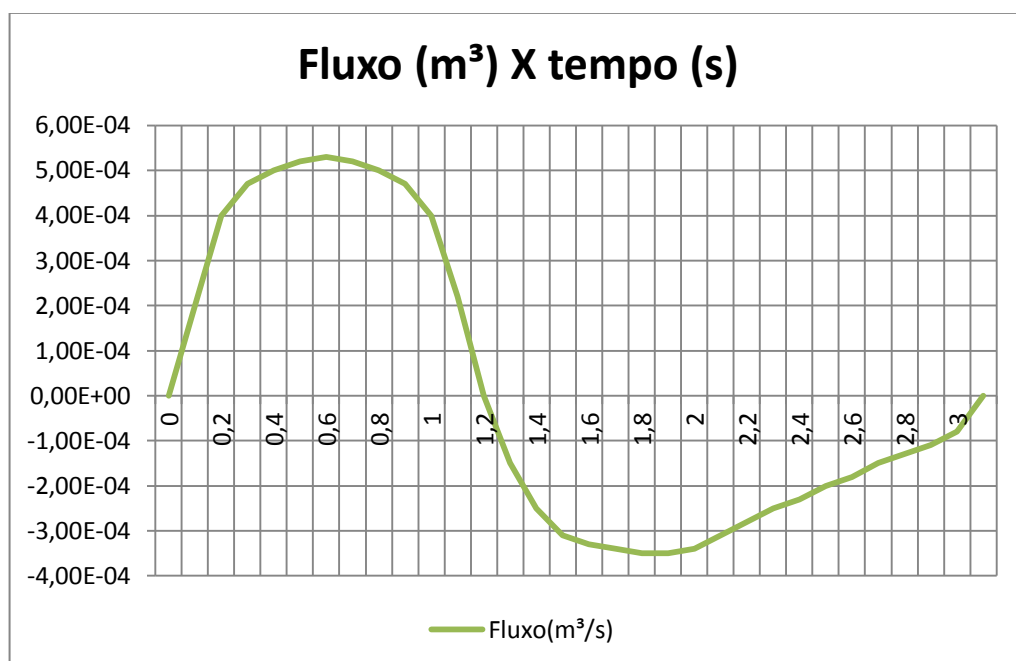


Fig. 235 – Gráficos do volume corrente de ar ao longo do ciclo estudado. Estimação feita a partir da curva de fluxo.

O volume de ar foi obtido estimando-se a integral da curva de fluxo para cada instante de tempo. Esta aproximação foi feita calculando para cada instante a área sob o gráfico com base nos pontos tabelados do instante correspondente e do instante imediatamente anterior, segundo a fórmula abaixo. $V(k)$ é o volume corrente do instante calculado, $V(k - 1)$ é o volume corrente do instante imediatamente anterior, $\dot{V}(k)$ e $\dot{V}(k - 1)$ são os valores do fluxo de ar para os mesmos instantes e "passo" é o intervalo de tempo entre os pontos mapeados.

$$V(k) = V(k - 1) + passo \cdot \left(\frac{\dot{V}(k) + \dot{V}(k-1)}{2} \right) \quad (5.1)$$

Os valores obtidos para construção da curva da figura 24 encontram-se na tabela do Anexo A.

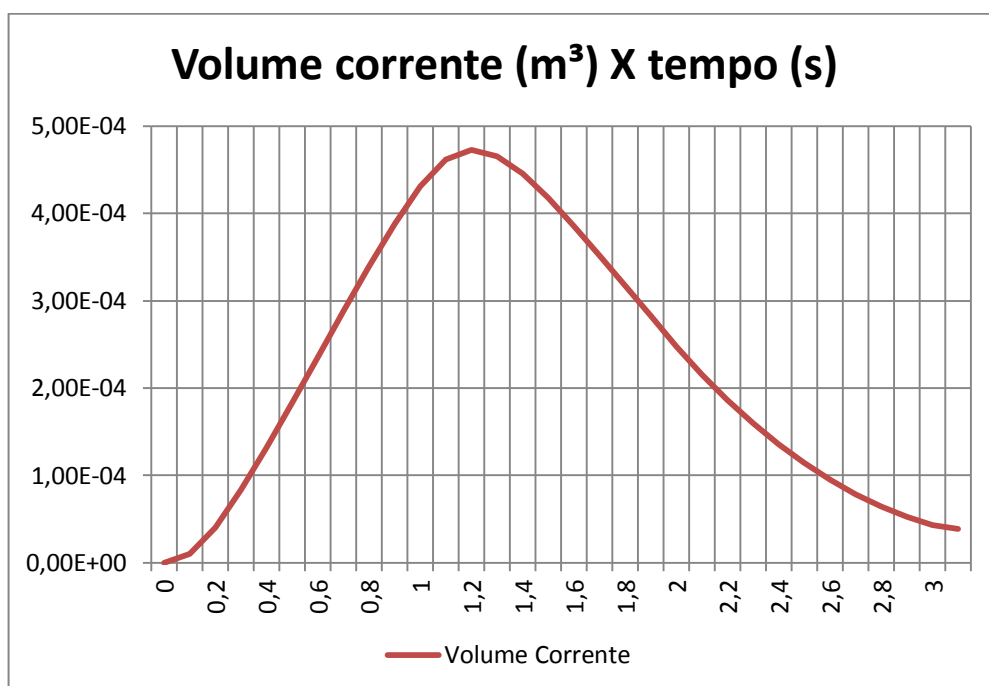


Fig.246 – Gráfico do volume corrente de ar ao longo do ciclo estudado. Estimação feita a partir da curva de fluxo.

A aceleração do ar, por sua vez, foi obtida estimando-se a derivada da curva de fluxo para cada instante de tempo. A aproximação foi feita calculando-se para cada instante a inclinação da reta que liga os pontos imediatamente anterior e imediatamente seguinte, conforme a fórmula abaixo.

$$\ddot{V}(t) = \frac{\dot{V}(t+1) - \dot{V}(t-1)}{2 \cdot \text{passo}} \quad (5.2)$$

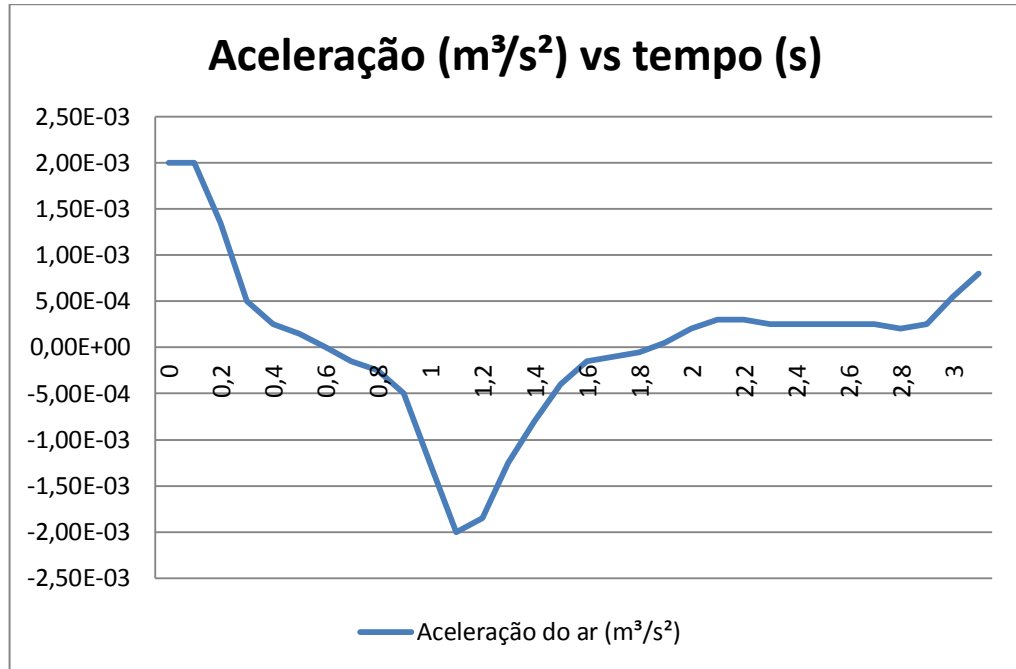


Fig. 25 - Gráfico da aceleração do ar ao longo do ciclo estudado. Estimação feita a partir da curva de fluxo.

Tendo em mãos estas séries e as equações do movimento, é possível substituir os valores de $\ddot{V}(t)$, $\dot{V}(t)$, $V(t)$ e $P_{esof}(t)$ nas equações obtidas para construir sistemas e estimar os valores das constantes a_1 , a_2 , b_{21} , b_{22} , c_1 , c_2 , d_1 , d_2 e A do modelo.

5.2 Estimação da Força Muscular

A equação 4.20 constitui a equação de movimento do pistão superior. Esta equação tem como variáveis $\ddot{V}(t)$, $\dot{V}(t)$, $V(t)$, $P_{esof}(t)$ e $F_{mus}(t)$. Como constantes, temos a_1 , a_1 , c_1 , d_1 , A e P_{atm} .

Conhecemos pelos dados experimentais os valores das quatro primeiras variáveis, sendo nosso objetivo definir o valor das constates para, a cada instante, poder estimar a intensidade da força muscular $F_{mus}(t)$.

$$a_1 \cdot \ddot{V} + c_1 \cdot \dot{V} + d_1 - \frac{F_{mus}(t)}{A} = P_{esof}(t) - P_{atm} \quad (5.3)$$

Partindo desta equação, conseguimos montar uma equação matricial na forma $A \cdot X = B$. Cada equação que compõe o sistema está associada a um instante do ciclo ventilatório. No caso, foram mapeados 30 pontos das curvas de fluxo e pressão esofágica. Temos, então, um sistema com 30 equações e 33 incógnitas. Ao se trabalhar com n pontos, haverá $n+3$ incógnitas.

$$A = \begin{bmatrix} \ddot{V}(0) & V(0) & 1 & 1 & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ \ddot{V}(1) & V(1) & 1 & 0 & 1 & \dots & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots \\ \ddot{V}(k-1) & V(k-1) & 1 & 0 & 0 & \dots & 1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ \ddot{V}(k) & V(k) & 1 & 0 & 0 & \dots & 0 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ \ddot{V}(k+1) & V(k+1) & 1 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 & 1 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots & & \vdots & & \vdots \\ \ddot{V}(30) & V(30) & 1 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 & \dots & 1 \end{bmatrix} \quad (5.4)$$

$$X = \begin{bmatrix} a_1 \\ c_1 \\ d_1 \\ -\frac{F_{\text{mus}}(0)}{A} \\ -\frac{F_{\text{mus}}(1)}{A} \\ \vdots \\ -\frac{F_{\text{mus}}(k-1)}{A} \\ -\frac{F_{\text{mus}}(k)}{A} \\ -\frac{F_{\text{mus}}(k+1)}{A} \\ \vdots \\ -\frac{F_{\text{mus}}(30)}{A} \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

$$B = \begin{bmatrix} P_{\text{esof}}(0) - P_{\text{atm}} \\ P_{\text{esof}}(1) - P_{\text{atm}} \\ \vdots \\ P_{\text{esof}}(k-1) - P_{\text{atm}} \\ P_{\text{esof}}(k) - P_{\text{atm}} \\ P_{\text{esof}}(k+1) - P_{\text{atm}} \\ \vdots \\ P_{\text{esof}}(30) - P_{\text{atm}} \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

Para solucionar o sistema indeterminado de equações, fez-se uso de informação à priori para selecionar de maneira criteriosa 3 pontos do ciclo em que a força muscular teoricamente se igualaria a zero. Assim, obtem-se um sistema determinado de 3 equações e 3 incógnitas.

No caso de se desprezar a inércia do pistão superior, a quantidade de incógnitas se reduziria a $n+2$, bastando dois pontos onde $F_{\text{mus}}(k) = 0$ para se chegar a uma solução. Foram feitos testes desprezando a inércia com a amostra fornecida. Os valores estimados para a força muscular contrariaram, no entanto algumas expectativas sobre o seu comportamento. Como é possível observar no gráfico da figura 26, a componente da equação correspondente à força muscular praticamente espelha a pressão muscular, diferindo em pequena medida pela componente elástica. Em todos os casos a força muscular apresentou valores negativos no trecho do ciclo ventilatório em que a pressão esofágica é ligeiramente superior à pressão atmosférica. Isto indicaria uma contração dos músculos que atuam na expiração forçada.

A literatura indica que a força do diafragma possui comportamento mais semelhante a um impulso em rampa, não apresentando uma queda tão suave quanto às observadas na simulação.

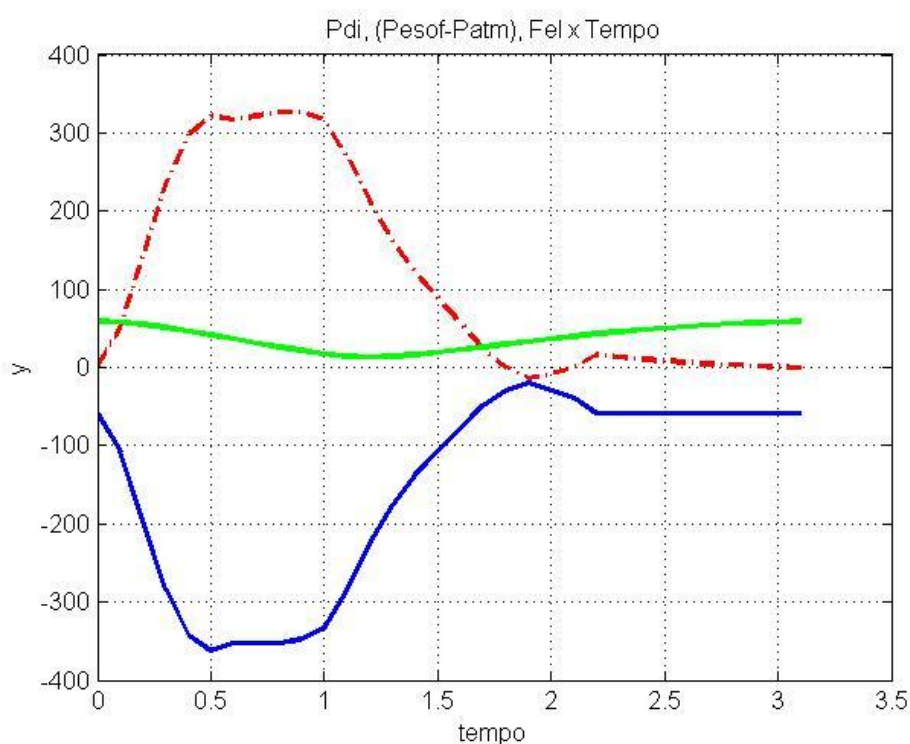


Fig. 26 – Estimação da pressão muscular e da pressão elástica comparadas à pressão esofágica quando desprezada a inércia do pistão superior e assumindo $P_{\text{mus}}=0$ em $t=0s$ e $t=1,8s$.

Esta análise motivou a introdução de uma inércia matemática, que pode corresponder ao esforço, por exemplo, de mover a caixa torácica vencendo o peso próprio. A estimativa da força muscular apresentou um comportamento mais próximo do esperado.

Considerou-se que não há simultaneamente movimentos de contração dos músculos da inspiração e da expiração. Ou seja, os esforços de contração do diafragma, representados no gráfico por uma pressão muscular positiva, e os esforços de contração dos músculos da expiração forçada não se sobrepõem para compor a curva do gráfico.

Fora isso, não foi aplicada a condição de contorno que seria intuitiva, de obrigar que a força muscular valesse zero ao início do ciclo ventilatório. Como se nota na curva de fluxo, ao final do ciclo, apesar de ainda ter valores negativos, ela assume uma inclinação positiva, que se mantém no início do ciclo. Isto poderia indicar uma atuação dos músculos para vencer a inércia antes de ter início de fato a entrada de ar nos pulmões.

O memorial dos cálculos encontra-se registrado no programa em *MATLAB*® disponível no Anexo B.

Optou-se por obrigar a força muscular a valer zero nos instantes $t=1,2s$, $t=1,4s$ e $t=2,5s$. Dadas as evidências de uma força de contração dos músculos da expiração próxima ao instante $t=1,7s$, foram escolhidos dois pontos correspondentes ao início da fase de expiração, marcada pelo fluxo de ar negativo, motivado pelo retorno elástico do pulmão. O ponto $t=2,5$ foi escolhido por se encontrar mais ao final do ciclo ventilatório, onde nota-se um fluxo pequeno de ar para fora dos pulmões, quando os músculos normalmente já se encontram relaxados.

O gráfico obtido mostra uma queda mais brusca da força muscular após a inspiração, que ocorre no primeiro terço do ciclo ventilatório, e tem um movimento menor de contração dos músculos da expiração por volta do instante $t=1,7s$. Também nota-se uma elevação da força muscular ao final do ciclo, antecipando o ciclo seguinte.

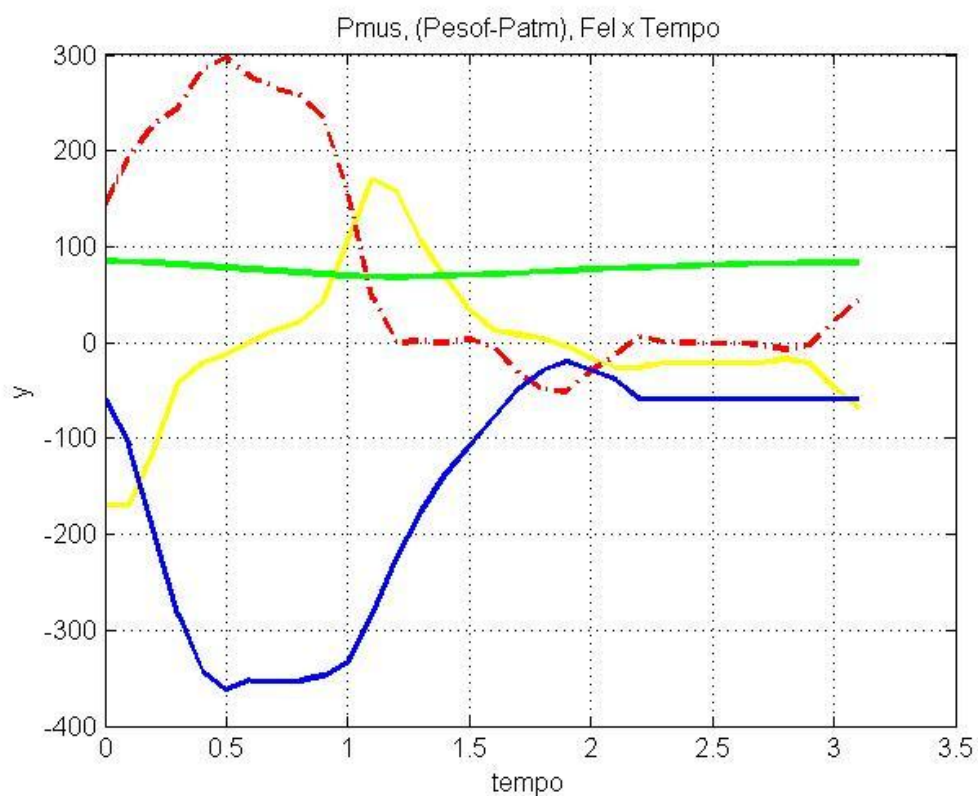


Fig. 27 – Estimação da pressão muscular, da pressão elástica e da inércia do pistão superior considerando $P_{mus}=0$ em $t=1,2s$, $t=1,4s$ e $t=2,5s$.

Os valores resultantes para as constantes foram:

$$a_1 = 8,1438 \cdot 10^4 \frac{kg}{m^4}$$

$$c_1 = 1,2964 \cdot 10^4 \frac{kg}{m^4 \cdot s^2}$$

$$d_1 = -90,6374 \frac{kg}{m \cdot s^2}$$

Na realidade, estima-se a pressão muscular exercida, que equivale à força muscular, distribuída sobre uma área de valor constante. Esta estimativa mostrou-se suficiente para demarcar a atividade muscular.

Para se permitir uma estimativa em tempo real, sem depender da medição invasiva da pressão esofágica, é necessário estimar também as constantes envolvidas na equação do movimento do conjunto válvula-pistão inferior do modelo utilizado.

5.3 Estimação das constantes da equação de movimento do conjunto válvula-pistão inferior

Sabe-se que o mecanismo real da ventilação é mais complexo do que o representado neste modelo. Por ele não considerar toda a complexidade do processo de ventilação, a equação abaixo, com coeficientes constantes, não permite uma aderência completa dos valores simulados aos valores reais, obtidos por medição.

O objetivo da estimação é encontrar valores para estas constantes que representem a resposta do sistema de maneira suficientemente fiel para se ter uma boa percepção das tentativas de contração do diafragma pelo paciente. Para tanto, procedeu-se de forma análoga à utilizada para a estimação da força de contração muscular. Valendo-se da equação abaixo, é possível estabelecer uma equação matricial na forma $A \cdot X = B$. Desta vez, no entanto, tem-se 30 equações (uma para cada instante de tempo) e somente 5 variáveis a serem definidas.

$$a_2 \cdot \ddot{V} + b_{21} \cdot \dot{V} + b_{22} \cdot \dot{V} \cdot |\dot{V}| + c_2 \cdot V + d_2 = P_{vent} - P_{esof} \quad (5.7)$$

$$A = \begin{bmatrix} \ddot{V}(0) & \dot{V}(0) & \dot{V}(0) \cdot |\dot{V}(0)| & V(0) & 1 \\ \ddot{V}(1) & \dot{V}(1) & \dot{V}(1) \cdot |\dot{V}(1)| & V(1) & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \ddot{V}(k-1) & \dot{V}(k-1) & \dot{V}(k-1) \cdot |\dot{V}(k-1)| & V(k-1) & 1 \\ \ddot{V}(k) & \dot{V}(k) & \dot{V}(k) \cdot |\dot{V}(k)| & V(k) & 1 \\ \ddot{V}(k+1) & \dot{V}(k+1) & \dot{V}(k+1) \cdot |\dot{V}(k+1)| & V(k+1) & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \ddot{V}(30) & \dot{V}(30) & \dot{V}(30) \cdot |\dot{V}(30)| & V(30) & 1 \end{bmatrix} \quad (5.8)$$

$$X = \begin{bmatrix} a_2 \\ b_{21} \\ b_{22} \\ c_2 \\ d_2 \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

$$B = \begin{bmatrix} P_{vent}(0) - P_{esof}(0) \\ P_{vent}(1) - P_{esof}(1) \\ \vdots \\ P_{vent}(k-1) - P_{esof}(k-1) \\ P_{vent}(k) - P_{esof}(k) \\ P_{vent}(k+1) - P_{esof}(k+1) \\ \vdots \\ P_{vent}(30) - P_{esof}(30) \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

Novamente se optando por seleccionar 5 pontos para montar um sistema de 5 equações e 5 incógnitas, é possível obter uma solução para os valores das constantes a_2 , b_{21} , b_{22} , c_2 e d_2 que confira as características desejadas ao sistema.

É importante que os instantes do ciclo seleccionados sejam bem distribuídos ao longo da etapa de inspiração para garantir que o algoritmo caracterize suficientemente bem os esforços musculares. Foram seleccionados os instantes $t=0,1s$, $t=0,6s$, $t=1,3s$, $2,7s$ e $2,9s$.

Os valores resultantes para as constantes foram:

$$a_2 = 5,4409 \cdot 10^3$$

$$b_{21} = -1,4365 \cdot 10^5 \frac{kg}{m^4 \cdot s}$$

$$b_{22} = 1,0997 \cdot 10^9 \frac{kg}{m^7}$$

$$c_2 = 3,3219 \cdot 10^5 \frac{kg}{m^4 \cdot s^2}$$

$$d_2 = 78,3395 \frac{kg}{m \cdot s^2}$$

No gráfico abaixo é ilustrada a comparação entre os valores da pressão esofágica estimada através desta equação e os valores reais medidos.

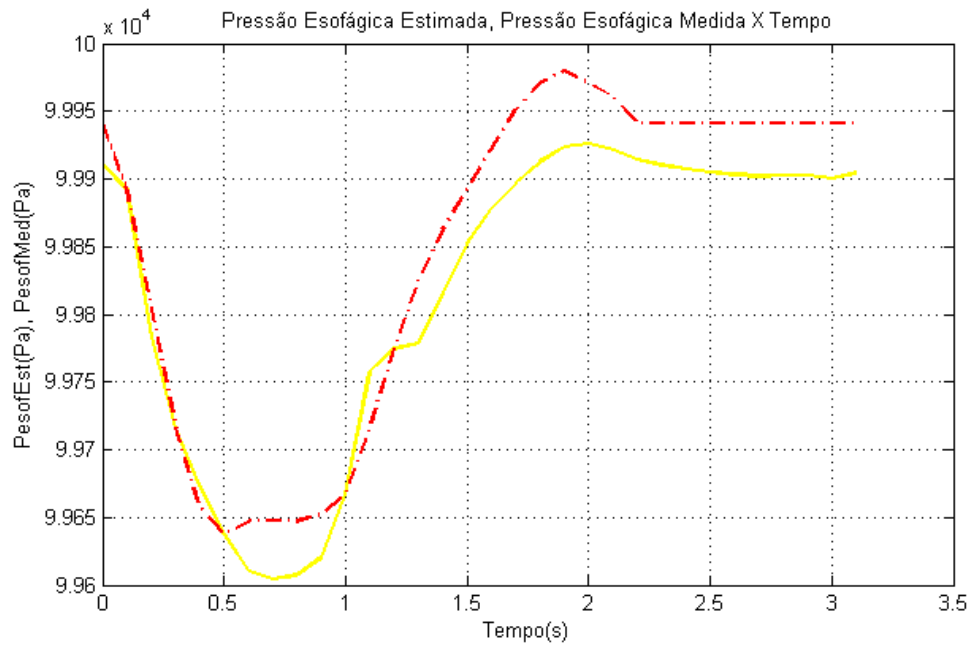


Fig. 28 – Comparação entre os valores da pressão esofágica estimada e da pressão esofágica medida

5.4 Estimação da Força Muscular em tempo real

Ao se combinar as equações de movimento do pistão superior, do pistão inferior e da válvula, como feito na descrição do equacionamento, e substituindo os valores estimados para as constantes, deixamos o cálculo da pressão esofágica implícito e exprimimos o comportamento do sistema em função das medições do fluxo de ar e da pressão à entrada das vias respiratórias.

A equação 5.11 reescrita para explicitar o cálculo da força muscular, é mostrada abaixo.

$$\frac{F_{mus}(t)}{A} = (a_1 + a_2) \cdot \ddot{V} + b_{21} \cdot \dot{V} + b_{22} \cdot \dot{V} \cdot |\dot{V}| + (c_1 + c_2) \cdot V + (d_1 + d_2) - P_{vent} + P_{atm} \quad (5.11)$$

Para estimar o valor desta expressão em tempo real, é necessário ter também estimativas do volume corrente e da aceleração do ar. Para tanto, deve-se realizar alguns cálculos com os valores medidos do fluxo de ar para estimar sua integral e sua derivada. Devido a estes cálculos, a estimativa da força muscular se dá atrasada no mínimo o tempo equivalente a um passo.

$$V(k) = V(k-1) + passo \cdot \left(\frac{\dot{V}(k) + \dot{V}(k-1)}{2} \right) \quad (5.12)$$

$$\ddot{V}(k) = \frac{\dot{V}(k+1) - \dot{V}(k-1)}{2 \cdot passo} \quad (5.13)$$

Para estimar a força muscular durante a ventilação positiva, deve-se avaliar o seguinte conjunto de equações:

$$V(k) = V(k-1) + passo \cdot \left(\frac{\dot{V}(k) + \dot{V}(k-1)}{2} \right), \text{ com } V(0) = 0$$

$$\ddot{V}(k) = \frac{\dot{V}(k+1) - \dot{V}(k-1)}{2 \cdot passo} \quad (5.14)$$

$$\frac{F_{mus}(t)}{A} = (a_1 + a_2) \cdot \ddot{V} + b_{21} \cdot \dot{V} + b_{22} \cdot \dot{V} \cdot |\dot{V}| + (c_1 + c_2) \cdot V + (d_1 + d_2) - P_{vent} + P_{atm}$$

No caso específico dos dados aqui analisados, este sistema se configura como mostrado abaixo.

$$V(k) = V(k-1) + 0,1 \cdot \left(\frac{\dot{V}(k) + \dot{V}(k-1)}{2} \right), \text{ com } V(0) = 0$$

$$\ddot{V}(k) = \frac{\dot{V}(k+1) - \dot{V}(k-1)}{0,2} \quad (5.15)$$

$$\frac{F_{mus}(t)}{A} = 8,69 \cdot 10^4 \cdot \ddot{V} - 1,44 \cdot 10^5 \cdot \dot{V} + 1,10 \cdot 10^9 \cdot \dot{V} \cdot |\dot{V}| + 3,45 \cdot 10^5 \cdot V - 12,30 - P_{vent} + P_{atm}$$

O gráfico abaixo mostra uma simulação do funcionamento da estimação para duas circunstâncias em que os próprios dados de fluxo medidos são válidos: quando o paciente está em ventilação espontânea, sem auxílio de ventiladores, e então $P_{vent} = P_{atm}$; e quando não há contração muscular qualquer e a entrada de ar nos pulmões se dá exclusivamente de maneira forçada, e então $P_{vent}(t) = P_{mus}(t) + P_{atm}$.

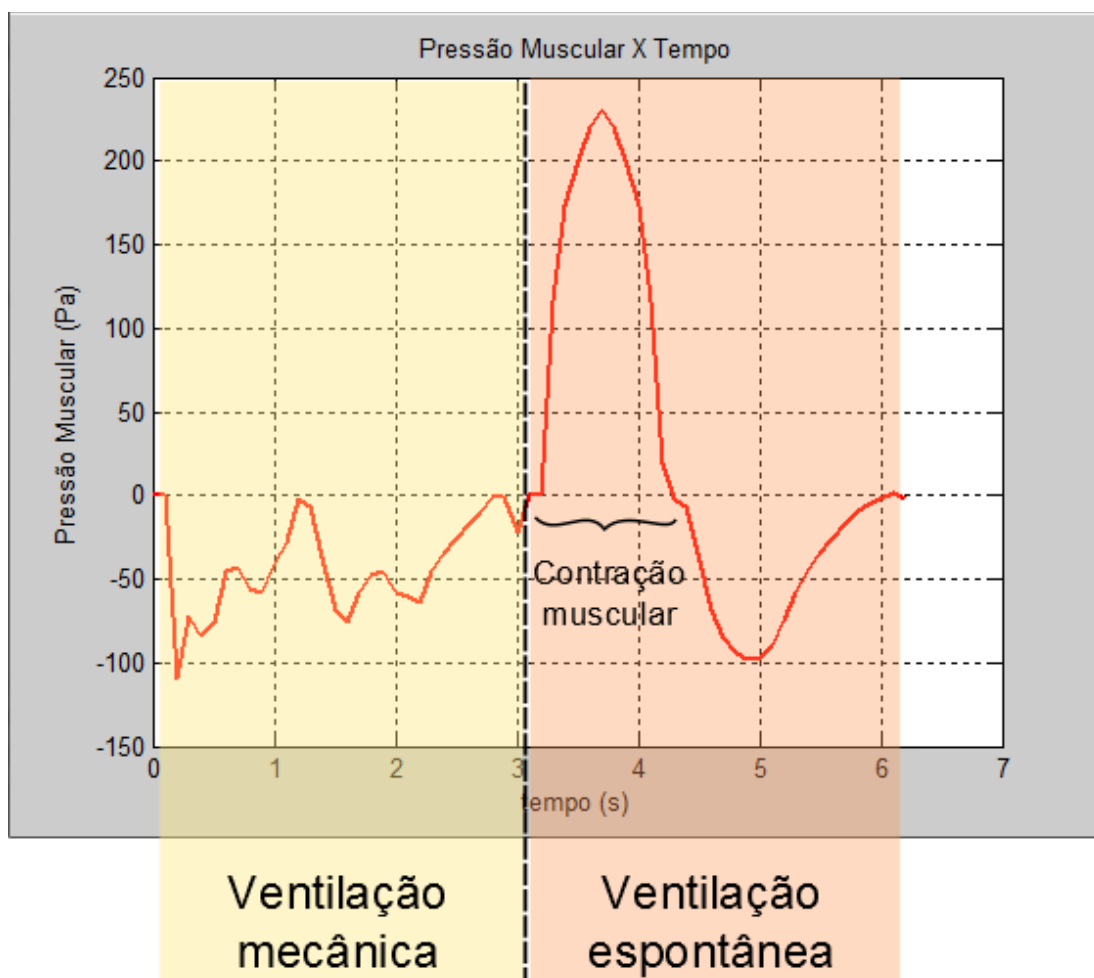


Fig. 29 – Estimação da pressão muscular durante ventilação mecânica e durante ventilação espontânea

Nota-se que há valores marcadamente positivos para o período de ventilação espontânea, comprovando o comportamento esperado para a estimativa. No período de ventilação positiva, nota-se um ruído com valores negativos para a força muscular, mas de menor amplitude. Este ruído é decorrente do ajuste da equação do movimento para o conjunto do pistão inferior e da válvula com os dados medidos não ser perfeito.

Com dados reais de pressão e fluxo na entrada das vias respiratórias, o algoritmo deve estimar de forma nítida contrações dos músculos responsáveis pela inspiração, mesmo quando aplicados outros modos de ventilação.

6 CONCLUSÃO

O objetivo deste trabalho, como descrito em seu início, é fornecer um algoritmo para estimação da força de contração muscular do paciente durante ventilação mecânica, de forma a permitir que o ventilador identifique de maneira não invasiva o esforço muscular e suspenda temporariamente a sua atividade. Assim, dá-se liberdade ao paciente quando este tenta retomar o controle sobre sua respiração, tornando o processo de desmame mais confortável e rápido.

O sistema de equações 5.15 apresentado na seção anterior permite estimar a pressão exercida pelos músculos que tem influência sobre a inspiração e a expiração durante ventilação mecânica. A pressão destes músculos, multiplicada por um fator constante representado no modelo pela área dos pistões, fornece a estimativa da resultante das forças musculares. A estimativa deste fator não se viu necessária, visto que não é essencial para a percepção da atividade muscular. Quando a pressão muscular assume valores positivos, a força muscular está atuando em intensidade diretamente proporcional.

O diafragma é responsável pela maior contribuição à contração muscular durante a inspiração, e pode ser responsável em menor escala por um esforço de expiração. Para se observar a força de cada músculo separadamente seria necessário um estudo mais aprofundado da relação entre eles e de como cada um influencia na ventilação, bem como deveria ser desenvolvido um modelo mais complexo e experimentações mais detalhadas para as medições. A estimação da resultante das forças musculares já é suficiente para cumprir o objetivo proposto de melhorar o processo de desmame, utilizando cálculos simples e rápidos.

A obtenção da equação de estimação partiu do estudo da ventilação. Apenas com o conhecimento do funcionamento de cada parte envolvida na ventilação e de suas características mecânicas é possível construir um modelo matemático que expresse os principais comportamentos do sistema quando exposto aos mesmos estímulos. O modelo elaborado reproduz em si as principais características e pode ter sua complexidade aumentada, de acordo com o nível de detalhes que se deseja ter e a complexidade das equações com que se deseja trabalhar. Pode-se, por exemplo, não

considerar o líquido intrapleural incompressível, considerar um amortecimento no movimento do pistão superior e não desprezar os termos cúbicos das forças elásticas, observando a influência do comportamento hiperelástico dos tecidos na ventilação.

Com as equações obtidas foi possível utilizar as medições da pressão esofágica feitas em um porco para estimar os parâmetros nelas contidos. Na realidade, o algoritmo desenvolvido pode ser quebrado em duas partes, uma que estima a pressão esofágica com base nas medidas de fluxo e pressão à entrada das vias respiratórias e outra que estima a força de contração muscular a partir da estimativa da pressão esofágica.

É importante ter então em vista que as incertezas e erros existentes na primeira etapa se somam às incertezas e erros da segunda, impactando a estimativa final da força muscular. A fim de minimizar os erros de estimação que acometem o modelo desenvolvido, é possível efetuar alterações em sua configuração, trabalhar com uma amostra mais farta de ciclos ventilatórios e fazer algum tratamento estatístico sobre estes dados antes de utilizá-los para a estimação dos parâmetros das equações ou adotar outros métodos mais precisos e menos subjetivos de estimá-los.

O algoritmo desenvolvido se identifica com o objetivo proposto, possibilitando a estimação da força muscular com atraso de um passo, que é limitado pela frequência das medições. Ele pode ser aplicado a com o paciente submetido a diferentes modos de ventilação, podendo ser combinado a mecanismos de controle para influenciar a atuação do ventilador.

7 ANEXOS

7.1 Anexo A – Dados experimentais de Fluxo e Pressão Esofágica

Dados do Gráfico						Estimativas	
ponto	tempo (s)	Peso cmH ₂ O	Fluxo L/s	Pressão Esofágica (Pa)	Fluxo (m ³ /s)	Volume Corrente (m ³)	Aceleração do ar (m ³ /s ²)
1	0	-0,6	0	99941,20	0,00E+00	0,00E+00	2,00E-03
2	0,1	-1,1	0,2	99892,20	2,00E-04	1,00E-05	2,00E-03
3	0,2	-2	0,4	99804,00	4,00E-04	4,00E-05	1,35E-03
4	0,3	-2,9	0,47	99715,80	4,70E-04	8,35E-05	5,00E-04
5	0,4	-3,5	0,5	99657,00	5,00E-04	1,32E-04	2,50E-04
6	0,5	-3,7	0,52	99637,40	5,20E-04	1,83E-04	1,50E-04
7	0,6	-3,6	0,53	99647,20	5,30E-04	2,36E-04	0,00E+00
8	0,7	-3,6	0,52	99647,20	5,20E-04	2,88E-04	-1,50E-04
9	0,8	-3,6	0,5	99647,20	5,00E-04	3,39E-04	-2,50E-04
10	0,9	-3,55	0,47	99652,10	4,70E-04	3,88E-04	-5,00E-04
11	1	-3,4	0,4	99666,80	4,00E-04	4,31E-04	-1,25E-03
12	1,1	-2,9	0,22	99715,80	2,20E-04	4,62E-04	-2,00E-03
13	1,2	-2,3	0	99774,60	0,00E+00	4,73E-04	-1,85E-03
14	1,3	-1,8	-0,15	99823,60	-1,50E-04	4,66E-04	-1,25E-03
15	1,4	-1,4	-0,25	99862,80	-2,50E-04	4,46E-04	-8,00E-04
16	1,5	-1,1	-0,31	99892,20	-3,10E-04	4,18E-04	-4,00E-04
17	1,6	-0,8	-0,33	99921,60	-3,30E-04	3,86E-04	-1,50E-04
18	1,7	-0,5	-0,34	99951,00	-3,40E-04	3,52E-04	-1,00E-04
19	1,8	-0,3	-0,35	99970,60	-3,50E-04	3,18E-04	-5,00E-05
20	1,9	-0,2	-0,35	99980,40	-3,50E-04	2,83E-04	5,00E-05
21	2	-0,3	-0,34	99970,60	-3,40E-04	2,48E-04	2,00E-04
22	2,1	-0,4	-0,31	99960,80	-3,10E-04	2,16E-04	3,00E-04
23	2,2	-0,6	-0,28	99941,20	-2,80E-04	1,86E-04	3,00E-04
24	2,3	-0,6	-0,25	99941,20	-2,50E-04	1,60E-04	2,50E-04
25	2,4	-0,6	-0,23	99941,20	-2,30E-04	1,36E-04	2,50E-04
26	2,5	-0,6	-0,2	99941,20	-2,00E-04	1,14E-04	2,50E-04
27	2,6	-0,6	-0,18	99941,20	-1,80E-04	9,50E-05	2,50E-04
28	2,7	-0,6	-0,15	99941,20	-1,50E-04	7,85E-05	2,50E-04
29	2,8	-0,6	-0,13	99941,20	-1,30E-04	6,45E-05	2,00E-04
30	2,9	-0,6	-0,11	99941,20	-1,10E-04	5,25E-05	2,50E-04
31	3	-0,6	-0,08	99941,20	-8,00E-05	4,30E-05	5,50E-04
32	3,1	-0,6	0	99941,20	0,00E+00	3,90E-05	8,00E-04

7.2 Anexo B – Programa em MATLAB

%Carga dos vetores de tempo(tempo), fluxo(flux), aceleração do ar(accel),
%volume corrente(vol)e pressão esofágica(Pesof).

load('matlab2.mat');

%Declarando as constantes

Patm=100000; %pressão atmosférica

passo=0.1;

%#####

%PARTE1 - ESTIMAÇÃO DA FORÇA DO DIAFRAGMA

% Nesta parte do código é feita a estimativa da força dos músculos envolvidos na
%ventilação partindo das medidas de fluxo e pressão esofágica a cada instante do
%ciclo ventilatório.

% Como input, é necessário definir 3 instantes do ciclo em que se considera a força
%muscular nula, indicados no código por "t1", "t2" e "t3".

%definição dos 3 instantes onde Fmus=0

t1=1.3;

t2=1.5;

t3=2.5;

%transformação do instante em segundos para a posição do ponto na matriz de
%tempo

p1=t1/passo+1;

p2=t2/passo+1;

p3=t3/passo+1;

%alocação das matrizes

A=zeros(3);

B=zeros(3,1);

PmusEst=zeros(1,32);

%Construção da matriz A para o sistema $A \cdot X = B$

A(1,1)=accel(p1);

A(2,1)=accel(p2);

A(3,1)=accel(p3);

```
A(1,2)=vol(p1);
A(2,2)=vol(p2);
A(3,2)=vol(p3);
```

```
A(1,3)=1;
A(2,3)=1;
A(3,3)=1;
```

```
%Construção da matriz B para o sistema A*X=B
```

```
B(1,1)=Pesof(p1)-Patm;
B(2,1)=Pesof(p2)-Patm;
B(3,1)=Pesof(p3)-Patm;
```

```
%Solução do sistema A*X=B
```

```
X=linsolve(A,B);
```

```
%coeficientes da equação  $a_1 \cdot \text{acel}(t) + c_1 \cdot \text{vol}(t) + d_1 = \text{Pesof}(t) - \text{Patm}$ 
```

```
a1=X(1);
c1=X(2);
d1=X(3);
```

```
%Cálculo da estimativa da pressão muscular ( $F_{\text{mus}}$ /Área do pistão)
```

```
for i=1:32,
    PmusEst(1,i)=a1*acel(i)+c1*vol(i)+d1-Pesof(i)+Patm;
end
```

```
%Gráfico da estimativa da pressão muscular ao longo do ciclo respiratório
```

```
%(Pmus X tempo)
```

```
figure;
plot(tempo,PmusEst,'r-','linewidth',2);
grid on;
title('Pressão Muscular vs tempo', 'fontsize', 10);
xlabel('tempo (s)');
ylabel('Pmus (N/m²)');
```

```
%#####
%PARTE2 - ESTIMAÇÃO DAS CONSTANTES DA EQUAÇÃO DO
MOVIMENTO DO PISTÃO INFERIOR + VÁLVULA
```

% Nesta parte do código é feita a estimativa das constantes de mola, de amortecimento e inércia da equação que descreve o volume corrente, o fluxo e a aceleração do ar em função das pressões esofágica e do ventilador.

% Como input, é necessário definir 5 instantes do ciclo utilizados para compor o sistema de equações para a estimativa das constantes. Eles são indicados no código por "t1", "t2", "t3", "t4" e "t5".

%definição dos 5 instantes utilizados para a montagem do sistema.

t1=0.1;

t2=0.6;

t3=1.3;

t4=1.7;

t5=2.9;

%transformação do instante em segundos para a posição do ponto na matriz de

%tempo

p1=int8(t1/passo)+1;

p2=int8(t2/passo)+1;

p3=int8(t3/passo)+1;

p4=int8(t4/passo)+1;

p5=int8(t5/passo)+1;

%alocação das matrizes

A=zeros(5);

B=zeros(5,1);

PesofEst=zeros(1,32);

%Construção da matriz A para o sistema $A \cdot X = B$

A(1,1)=acel(p1);

A(2,1)=acel(p2);

A(3,1)=acel(p3);

A(4,1)=acel(p4);

A(5,1)=acel(p5);

A(1,2)=flux(p1);

A(2,2)=flux(p2);

A(3,2)=flux(p3);

A(4,2)=flux(p4);

A(5,2)=flux(p5);

```

A(1,3)=flux(p1)*abs(flux(p1));
A(2,3)=flux(p2)*abs(flux(p2));
A(3,3)=flux(p3)*abs(flux(p3));
A(4,3)=flux(p4)*abs(flux(p4));
A(5,3)=flux(p5)*abs(flux(p5));

```

```

A(1,4)=vol(p1);
A(2,4)=vol(p2);
A(3,4)=vol(p3);
A(4,4)=vol(p4);
A(5,4)=vol(p5);

```

```

A(1,5)=1;
A(2,5)=1;
A(3,5)=1;
A(4,5)=1;
A(5,5)=1;

```

```
%Construção da matriz B para o sistema A*X=B
```

```

B(1,1)=-Patm+Pesof(p1);
B(2,1)=-Patm+Pesof(p2);
B(3,1)=-Patm+Pesof(p3);
B(4,1)=-Patm+Pesof(p4);
B(5,1)=-Patm+Pesof(p5);

```

```
%Solução do sistema A*X=B
```

```
X=linsolve(A,B);
```

```
%coeficientes da equação
```

```
%a2*acel(t)+b21*flux(t)+b22*flux(t)*abs(flux(t))+c2*vol(t)+d2=-Patm+Pesof(t)
```

```

a2=X(1);
b21=X(2);
b22=X(3);
c2=X(4);
d2=X(5);

```

```
%Cálculo da estimativa da pressão muscular (Fmus/Área do pistão)
```

```
for i=1:32,
```

```

PesofEst(1,i)=a2*acel(i)+b21*flux(i)+b22*flux(i)*abs(flux(i))+c2*vol(i)+d2+Patm;
end

```

```
%Gráfico da estimativa da pressão muscular ao longo do ciclo respiratório
%(Pmus X tempo)
```

```
figure;
plot(tempo,PesofEst,'y-',tempo,Pesof,'r-','linewidth',2);
grid on;
title('Comparação entre a Estimativa da Pressão Esofágica (PesofEst) e a Pressão
Esofágica Medida (PesofMed) em Função do Tempo', 'fontsize', 10);
xlabel('Tempo(s)');
ylabel('PesofEst(N/m²), PesofMed(N/m²)');
```

```
%#####
%PARTE3 - DEMONSTRAÇÃO DA ESTIMATIVA DA FORÇA MUSCULAR
%DURANTE VENTILAÇÃO POSITIVA
```

```
% Nesta parte do código é simulada a estimação em tempo real da força muscular
%durante o ciclo ventilatório, tendo-se como input somente os valores de fluxo de ar
%e da pressão imposta pelo ventilador à entrada das vias. As constantes definidas
%nas duas etapas anteriores de calibração são utilizadas neste cálculo.
```

```
%Há um atraso na estimativa referente ao tempo de um passo. Isto se deve à
%estimação da aceleração do ar em tempo real utilizando a medida de fluxo de ar.
```

```
%Alocação de Matrizes
```

```
PmusTR=zeros(1,32); %pressão muscular calculada em tempo real
PesofTR=zeros(1,32); %pressão esofágica calculada em tempo real
acelTR=zeros(1,32); %aceleração do ar calculada em tempo real
acelTR(1)=0.0008;
volTR=zeros(1,32); %volume corrente calculado em tempo real
```

```
%Cálculo da estimativa da pressão esofágica e da força muscular em tempo real
```

```
for i=2:32,
    if i>=3,
        acelTR(1,i-1)=(flux(i)-flux(i-2))/passo; %estimação da aceleração do ar
        volTR(1,i-1)=volTR(i-2)+passo*(flux(i-2)+flux(i-1))/2; %estimação do volume
        corrente
```

```
PesofTR(1,i)=a2*acelTR(i)+b21*flux(i)+b22*flux(i)*abs(flux(i))+c2*volTR(i)+d2;
%estimação da pressão esofágica
```

```

    PmusTR(1,i)=(a1-a2)*acelTR(i)-b21*flux(i)-b22*flux(i)*abs(flux(i))-
(c1+c2)*deltaVfinal(i)+d1-d2; %estimacão da pressão muscular
else
    PesofTR(1,i)=0;
    PmusTR(1,i)=0;
    acelTR(1,i)=0;
    volTR(1,i)=0;
end
end

%Gráfico da estimativa da pressão muscular ao longo do ciclo respiratório (Pmus X
%tempo)
figure;
plot(tempo,PmusTR,tempo,PesofTR,'r-',tempo,PmusTR+PesofTR,'g-', 'linewidth',2);
grid on;
title('Pmus, (Pesof-Patm), Fel x Tempo', 'fontsize', 10);
xlabel('tempo');
ylabel('y');

```

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] R. L. Chatburn, "Fundamentals of Mechanical Ventilation - A short course on the theory and application of mechanical ventilators," 2003.
- [2] Orlando Regional Healthcare Education & Development, "Adult Invasive Mechanical Ventilation," 2004.
- [3] J. B. West, "Respiratory Physiology: The Essentials." 2013
- [4] B. do Valle Pinheiro, "Ventilação Mecânica". *PneumoAtual*, 2008
- [5] V. Cuin Borges, A. Andrade Jr., and A. C. Lopes, "Desmame da Ventilação Mecânica," *Revista Brasileira de Clínica Médica*. 2004
- [6] C. Fornazier, E. Trindade, R. Holsbah, D. Xavier Barbieri, M. T. Perlato, L. A. Glowacki, M. G. Vicente, A. de Almeida Pereira, and J. E. Lopes da Silva, "Abordagem de Vigilância Sanitária de Produtos para Saúde Comercializados no Brasil: Ventilador Pulmonar," 2011.
- [7] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Tratado de Fisiologia Médica*, 2006.
- [8] R. L. Drake, W. Vogl, and A. W. M. Mitchell, *Gray's Anatomy for Students*, 2004.