

MODELO MECÂNICO DIDÁTICO DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

por

M.S. OSHIRO¹, E.I. NAKAYAMA¹, H. NAKAGAWA¹, P.H.N. SALDIVA², J.
BONASSA¹, A.A. LEIRNER¹

RESUMO -- O ensino de Fisiologia e Fisiopatologia do Sistema Respiratório apresenta dificuldades quando aspectos práticos são abordados. Este trabalho apresenta um modelo mecânico didático do sistema respiratório com um sistema de medidas acoplado a um registrador gráfico de baixo custo desenvolvido para ser utilizado no estudo da mecânica respiratória. Com o modelo, simula-se condições fisiológicas normais e patológicas. Os seguintes registros podem ser obtidos: volume pulmonar, fluxo pulmonar, e as pressões alveolar, pleural e transpulmonar.

INTRODUÇÃO

No estudo da mecânica respiratória algumas vezes são realizadas manobras desnecessárias com objetivos puramente didáticos. Além disso, para melhor compreensão dos mecanismos fisiológicos envolvidos na respiração é necessário conhecer a evolução temporal das pressões na pleura e nos alvéolos, geradas pela ação dos músculos respiratórios, bem como as variações de volume do sistema devido a essas variações pressóricas .

Objetivando atender essas necessidades, desenvolveu-se um modelo mecânico do sistema respiratório com um sistema de medidas acopladas a um registrador gráfico de baixo custo. Com este modelo é possível a visualização dos mecanismos básicos de expansão e retração pulmonar, e observação da evolução temporal das variáveis de interesse. Podem ser simulados no modelo, quadros clínicos normais e patológicos. A sua utilização didática propicia uma abordagem bastante ampla dos aspectos biofísicos do sistema.

¹ Divisão de Bioengenharia InCor HCFMUSP, São Paulo, SP
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 CEP 05403.

² Laboratório de Poluição Atmosférica Experimental, FMUSP.

Materiais e Métodos

Geralmente no estudo da função mecânica pulmonar, os principais componentes abordados do sistema respiratório são: as vias aéreas, os dois pulmões, a parede torácica e os músculos respiratórios, espaço pleural, espaço alveolar (Fig. 1a).

Para o entendimento dos mecanismos básicos de expansão e retração pulmonar, não há necessidade de descrição dos dois pulmões. Com essa simplificação, apresenta-se na fig. 1b um modelo mecânico equivalente de um compartimento.

Equivalências de parâmetros para o modelo mecânico:

- a) Volume pulmonar..... volume do pistão/ cilindro
- b) Complacência pulmonar..... elastância da mola
- c) Resistência dos brônquios/traquéiaperda de carga no tubo
- d) Parede torácica..... pistão
- e) Complacência da caixa torácica..... elastância da mola
- f) Ação dos músculos respiratórios..... força atuante no pistão
- g) Espaço pleural..... câmara entre os eixos dos pistões

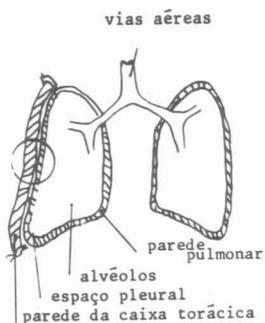


Fig. 1A

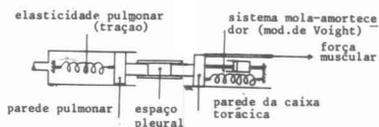


Fig. 1B

Figura 1. a) Esquema do Sistema Respiratório.
b) Analogia Mecânica do Sistema Respiratório.

O modelo Físico

Na implementação de um modelo físico equivalente, algumas soluções de ordem prática foram adotadas, como a utilização de materiais que constituíam partes de um ventilador pulmonar artificial.

No modelo físico construído, fig. 2, o pulmão é simulado pelo fole superior que está acoplada a uma mola fixada externamente. O volume pulmonar é representado pelo volume do fole e a complacência pulmonar pela elastância da mola. Como a mola está fixada externamente, torna-se possível substituí-la por outra de elastância diferente, permitindo a simulação de quadros restritivos ou de enfisema pulmonar.

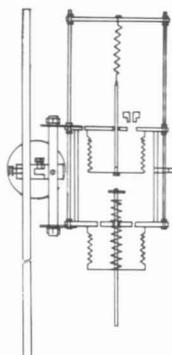


Figura 2. Esquema do modelo físico construído

O fole pulmonar comunica-se com o ambiente através de um orifício, onde peças de nylon com furos de diâmetros variáveis simulam diferentes valores de resistência da traquéia e dos brônquios. Assim, é possível a simulação de quadros obstrutivos.

A parede torácica é simulada pelo fole inferior. A sua propriedade elástica é simulada por duas molas. A primeira mola, localizada no interior do fole torácico, exerce uma força que tende a expandir o fole, esse tendência expansora é limitada até um determinado ponto, onde a segunda mola contrapõe-se à essa força. Essas molas foram ajustadas para simular a tendência que a parede torácica possui de se expandir ao nível da capacidade funcional, e de se retrair acima do volume corrente.

O interior do tubo de acrílico simula o espaço pleural. Como os dois foles são tracionados por molas com tendências opostas, cria-se uma pressão negativa no interior do tubo. Esta pressão se assemelha fisiologicamente à pressão pleural. Além disso, o tubo possui um orifício normalmente vedado, que quando aberto à atmosfera permite a entrada de ar, por conseguinte, ocorre a retração do fole pulmonar e a expansão do fole torácico, caracterizando o fenômeno do pneumotórax.

A ação da força da musculatura diafragmática e dos demais músculos atuantes na respiração, é obtida aplicando-se manualmente uma força na haste ligada ao fole torácico. Quando se aplica uma força que provoca a expansão do fole torácico, ocorre um aumento na pressão negativa no interior do tubo de acrílico, provocando a expansão do fole pulmonar e, conseqüentemente, o ar é aspirado para o seu interior - fase inspiratória. Opostamente, quando a força aplicada comprime o fole torácico, uma pressão positiva é gerada no interior do tubo de acrílico que comprime o fole pulmonar expulsando o ar contido em seu interior - fase expiratória.

Características do modelo:

a) Capacidade pulmonar total	3140	ml
b) Capacidade vital	1720	ml
c) Volume residual	1420	ml
d) Complacência pulmonar	11	ml/cmH ₂ O
e) Complacência da caixa toracica	8	ml/cmH ₂ O
f) Pressão pleural (em repouso)	-10	cmH ₂ O

Um sistema de medidas de baixo custo foi desenvolvido (vide apêndice) para a obtenção dos seguintes registros : volume pulmonar, fluxo pulmonar, e as pressões alveolar, pleural e transpulmonar.

RESULTADOS

A fig.3 mostra o modelo e o sistema de medidas acoplado ao registrador gráfico.

Com os valores dos parâmetros obtidos no modelo, apesar de diferirem dos valores fisiológicos, obteve-se registros gráficos com morfologia semelhante às obtidas no exame da função pulmonar. Com esses registros são possíveis as discussões dos quadros clínicos normais e patológicos.

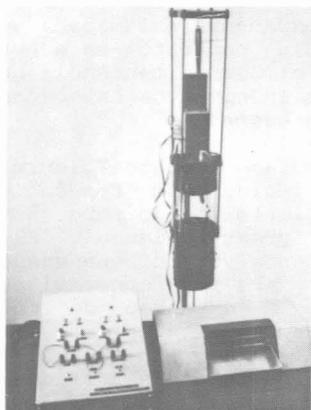


Fig.3 - O modelo didático

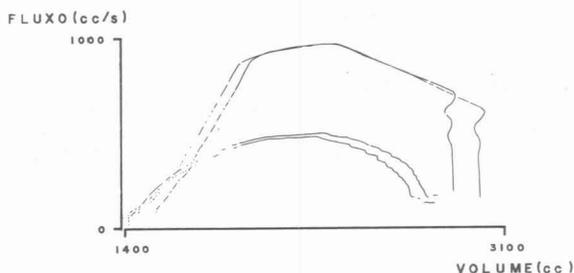


Fig.4 - Curva Fluxo X Volume

A fig.4 mostra a curva Fluxo versus Volume obtida a partir de um insuflação máxima do modelo seguida de uma expiração movida pela retração elástica do sistema. Neste exemplo procurou-se mostrar o efeito da adição de carga resistiva no sistema. Observa-se que a carga resistiva induz uma redução acentuada dos fluxos expiratórios.

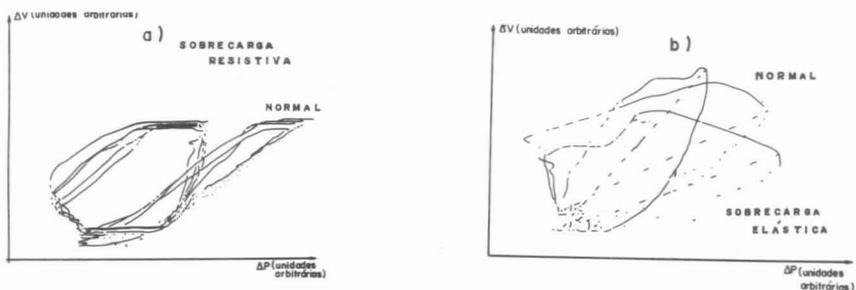


Fig.5 - Curva Volume X Pressão Transpulmonar

a) Efeito da sobre-carga resistiva

b) Efeito da sobre-carga elástica

A fig.5a mostra um registro entre o volume e pressão transpulmonar durante ciclos respiratórios continuados. Neste traçado, observa-se os efeitos da adição de cargas resistivas sobre o trabalho respiratório. A histerese aumenta, mostrando que existe uma maior dissipação de energia por ciclo quando da obstrução do sistema.

A fig.5b apresenta os efeitos da adição de uma sobrecarga elástica nas relações volume/pressão transpulmonar obtidas durante movimentos respiratórios consecutivos. No registro observa-se a queda da complacência dinâmica. A curva P-V inclina-se para a direita.

CONCLUSÃO

O modelo está sendo utilizado desde o segundo semestre de 1988, na disciplina de Anatomia Patológica e Fisiopatologia do Aparelho Respiratório, ministrada aos alunos de graduação e pós-graduação da Faculdade de Medicina da USP, com resultados excelentes.

Espera-se que com uma maior experiência na sua aplicação didática, possa-se explorar ainda mais o seu potencial no ensino da fisiologia respiratória.

REFERÊNCIAS

- MOUNTCASTLE, V.B. (1974), "Medical Physiology" , 13th ed., The C.V. Mosby Company.
- SAMESHIMA, K., (1987), "Relação fluxo-resistência no sistema respiratório-aspectos teóricos", Jornal de Pneumologia 13:supl. 1-10-20.

MARTINS, M.A. (1987), "Relação fluxo-resistência no sistema respiratório normal-aspectos aplicados" Jornal de Pneumologia 13:supl.1-21-26.

CARDOSO,W.V., (1987),"Relações volume-pressão no sistema respiratório", Jornal de Pneumologia 13:supl. 1:39-40.

WEBSTER, J.G., (1978), "Medical Instrumentation", Houghton Mifflin Company Boston.

BROWN,J.H.U., GANN, S.D, (1973), "Engineering principles in physiology", vol. II, Academic Press.

APÊNDICE

Desenvolvimento de Transdutores

Para a observação do curso temporal das variáveis de interesse, foi necessário desenvolver um transdutor de volume para indicação do volume pulmonar, e um transdutor de pressão diferencial de baixo custo para registros das pressões: alveolar, pleural e transpulmonar.

O transdutor de pressão diferencial, fig.6, é constituído por uma cápsula sensora de pressão, uma barra metálica delgada engastada no disco metálico superior, e um pino que é fixado entre a barra e o centro da cápsula. A cápsula está inserida em uma câmara fechada com duas entradas de pressão. Dependendo da diferença de pressão estabelecida entre o interior e o exterior da cápsula, a mesma se expande ou se comprime, respectivamente. O pino transmite o movimento da cápsula à barra. Próxima à região do engastamento da barra, foram colocados extensômetros para medida da deformação. O transdutor apresenta uma sensibilidade de $5,5 \text{ uV/V/cm H}_2\text{O}$ e histerese e não linearidade combinados menor que 5%.

Pontos de tomada de pressão no modelo:

- Pressão Alveolar: pressão no interior do fole pulmonar
- Pressão Pleural: pressão no interior do tubo de acrílico
- Pressão Transpulmonar: pressão entre o interior do fole pulmonar e o interior do tubo de acrílico.

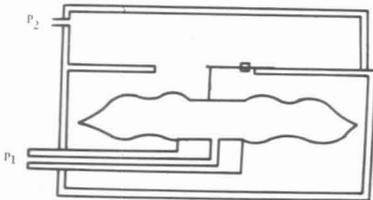


Fig.7 - Transdutor de Pressão Diferencial.

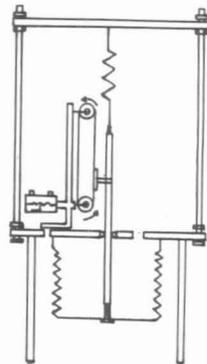


Fig.8 - Transdutor de Volume

A quantificação do volume pulmonar é feita determinando-se a variação volumétrica do fole pulmonar. Como o fole pulmonar apresenta um movimento com um grau de liberdade, a variação do seu comprimento expressa uma relação linear com o volume. Um sistema de polias foi construído para transformar o movimento linear da haste metálica do fole pulmonar em um movimento de rotação que é transmitido ao eixo de um

potenciômetro multivoltas que gera um sinal elétrico proporcional à rotação de seu eixo, conseqüentemente proporcional ao volume (Fig. 4).

Com um circuito eletrônico derivador obtem-se um sinal de fluxo pulmonar a partir do sinal de volume pulmonar. Esta solução foi conveniente, pois a utilização de um pneumotacógrafo e um transdutor de pressão diferencial para a medida do fluxo tornaria o custo do sistema elevado. Foram construídos circuitos amplificadores dos sinais dos transdutores com ganho variável, com ajuste de posição da linha de base para facilitar a sua conexão com qualquer sistema de registro ou monitoração.

Desenvolvimento do Sistema de Registro

Os sinais das variáveis fisiológicas provenientes dos transdutores são amplificados e filtrados, neste ponto poder-se-ia utilizar um registrador, um osciloscópio de memória ou um sistema de aquisição de dados para registro das variáveis. Entretanto, a utilização de qualquer uma das opções acima mencionada, implicaria em alto custo, descaracterizando os objetivos da proposta de um sistema didático de baixo custo. Desta forma desenvolveu-se um registrador XY, compatível com a proposta.

A fig.9 mostra um esquema simplificado dos servo-controles e das partes mecânicas que constituem o registrador gráfico.

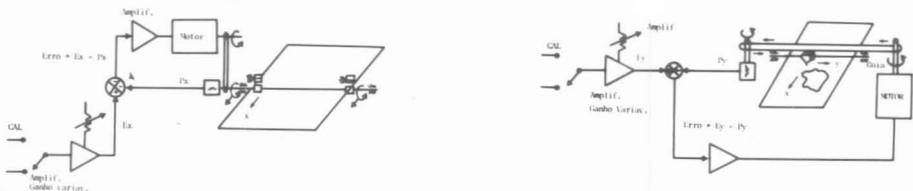


Fig.9 - Esquema do Registrador Gráfico

Considerando a aplicação didática, foram feitas algumas restrições nas especificações técnicas do registrador, com o objetivo de simplificar o projeto mecânico e eletrônico. A resposta em frequência dos circuitos de servo-controle foi limitada para atuar na faixa de 1 Hz, a velocidade de traçado obtida foi de 10 cm/s. O número máximo de traçados sobrepostos foi limitado em 5 e foi obtido um erro de repetibilidade menor do que 3 mm.

MECHANICAL MODEL OF RESPIRATORY SYSTEM FOR TEACHING PURPOSE

ABSTRACT -- Teaching Respiratory System Physiology and associated pathologies is a challenging task as regard its practical aspects. This work presents a low cost mechanical model of the respiratory system developed for teaching purpose altogether with a X-Y plotter. Normal and pathological conditions can be simulated with this model and the following variables can be recorded: lung volume, flow of gas, alveolar pressure, interpleural pressure and transpulmonary pressure.