Mínimos Quadrados Aplicados à Identificação de Parâmetros da Mecânica Respiratória
Identificação de Mecânica Respiratória pelo Método de Mínimos Quadrados

Alexandre Visintainer Pino e Antonio Giannella-Neto

GPDIB-UCPEL - Rua Félix da Cunha, 412 - Pelotas, Brasil - CEP: 96010-000
E-Mail: pino@atlas.ucpel.tche.br
Programa de Engenharia Biomédica - COPPE - UFRJ - Caixa Postal 68510, CEP 21945-970
E-Mail: agn@serv.peb.ufrj.br

Resumo - A técnica de mínimos quadrados aplicada à identificação da mecânica do sistema respiratório (SR) baseado num modelo unicompartimental simples é discutida neste trabalho. Os resultados mostram que apenas o PEEP (pressão positiva ao fim da expiração) é sempre bem identificado. Em alguns casos, a complacência dinâmica também pode ser bem determinada. O método pode se prestar bem para a monitorização contínua do PEEP e da evolução do quadro clínico.

Abstract - The least mean square technique applied to identify the mechanics of the respiratory system based on a single compartment model is discussed in this work. The results show that only the PEEP is always correctly identified. The dynamic compliance is correctly obtained in some cases. This method may become a good way for continuously monitoring the PEEP and the evolution of clinical parameters.

Introdução

São muitas as técnicas de medida de mecânica respiratória mas poucas dispensam manobras ou procedimentos especiais. O trabalho de Wald e cols. (1969) é pioneiro na utilização da técnica de mínimos quadrados com este fim. Nos últimos anos, esta técnica vem sendo crescentemente empregada para identificar parâmetros respiratórios em modelos viscoelásticos do SR (Sato e cols., 1991), quantificar a dependência em freqüência dos parâmetros mecânicos e monitorar a variação destes parâmetros durante um ciclo respiratório (Bates e Lauzon, 1992). Este trabalho utiliza esta técnica como única forma de avaliação da mecânica respiratória frente a diferentes formas de onda de ventilação mecânica pulmonar mandatória de fluxo ou pressão.

Métodos

Para testar o identificador de mínimos quadrados, simulou-se o comportamento de três modelos do SR, dois viscoelásticos e um sem viscoelasticidades. O modelo viscoelástico tem seu comportamento teórico descrito por Bates (1993). A figura 1 mostra o modelo viscoelástico e o modelo unicompartimental utilizados nestas simulações. Cada um destes modelos é utilizado para a inspiração e para a expiração sendo que a única diferença entre estas duas etapas, está no valor da resistência.

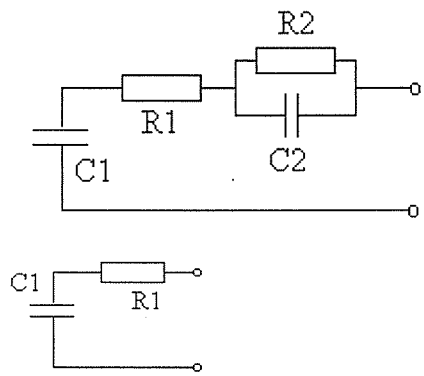

Figura 1: Modelos do sistema respiratório utilizados nas simulações. O modelo da direita corresponde ao modelo unicompartimental, o modelo da esquerda corresponde ao modelo viscoelástico. R1 representa resistência e C1, complacência. R2 e C2 representam viscoelasticidades.

Os modelos simulados (cujos parâmetros são apresentados na tabela 1) foram ventilados com 3 formas de ondas diferentes (vazão quase-constante, senoidal, e pressão constante). Em cada simulação, foi adicionado ruído branco aos sinais de pressão e vazão de forma a se obter uma relação sinal ruído de 30 dBs (equivalente a uma instrumentação ruidosa). Os testes foram realizados em um programa de computador (em linguagem C, num computador tipo PC), desenvolvido especialmente para este fim, que simula todas as etapas da ventilação desde o ventilador até o paciente.

Neste mesmo programa foram inseridas as rotinas para a regressão linear multipla (método de mínimos quadrados) onde a equação 1 é utilizada

para identificar os SR simulados. A parcela PEEP é obtida se no início de cada ciclo respiratório o volume for considerado nulo. Isto transfere a parcela constante da pressão elástica para o PEEP.

$$P = \frac{V}{C} + R \cdot \dot{V} + PEEP_{al} \qquad (1)$$

onde: P é pressão na Carina; V é volume; C é complacência; R é resistência; $\dot{V}$ é a vazão; PEEPal é o valor total do PEEP.

Tabela 1: Modelos do sistema respiratório utilizados. C1 (ml/cmH2O) é a complacência do sistema respiratório. R1I e R1E (cmH2O/l/s) são as resistências inspiratória e expiratória. C2 (ml/cmH2O) e R2 (cmH2O/l/s) representam as viscoelasticidades. PEEP (cmH2O) é o valor estabelecido para PEEP no ventilador.

Modelo	Modelo 1 Normal	Modelo 2 SARA	Modelo 3 Normal
C1	67,6	25,5	100,0
R1I	1,93	5,3	3,0
R1E	1,93	5,3	8,5
C2	204	126,6	-
R2	5,3	30,3	-
PEEP	5,0	9,0	5,0

Resultados

Os resultados das identificações, provenientes da equação 1, para cada um dos modelos simulados (tabela 1), são apresentados na tabela 2.

Tabela 2: Resultados obtidos para as simulações descritas no texto. "C" representa complacência; "R" resistência;, "P" PEEP; "INS" fase inspiratória; "EXP" fase expiratória; "Ciclo" identificação por ciclo; "Semi" identificação por semi-ciclo; "FCte" fluxo constante; "FSen" fluxo senoidal; "PCte" pressão constante. Em cada coluna estão o valor médio identificado para os modelos 1, 2 e 3 (definidos na tabela 1)

	R INS	C INS	P INS	R EXP	C EXP	P EXP	modelo
Ciclo FCte	2,7	53,6	4,8	2,7	53,6	4,8	1
	5,5	21,3	9,3	5,5	21,3	9,3	2
	5,0	121	5,3	5,0	121	5,3	3
Semi FCte	2,6	55,7	5,0	6,8	38,9	4,7	1
	5,0	21,3	9,8	5,6	21,2	9,3	2
	2,8	99,8	5,7	1,1	227	5,1	3
Ciclo FSen	2,8	53,5	4,8	2,8	53,5	4,8	1
	5,5	21,3	9,3	5,5	21,3	9,3	2
	4,9	115	5,2	4,9	115	5,2	3
Semi FSen	2,5	54,0	5,0	5,9	5,5	4,7	1
	5,4	21,4	9,5	5,5	21,3	9,2	2
	3,0	100	5,7	2,1	215	5,2	3
Ciclo PCte	3,0	53,8	4,5	3,0	53,8	4,5	1
	5,5	21,3	9,0	5,5	21,3	9,0	2
	5,0	109	7,0	5,0	109	7,0	3
Semi PCte	4,5	77,2	15,9	9,0	40,8	5,1	1
	8,9	30,9	53,6	5,6	21,2	8,9	2
	15	356	34,4	5,3	259	4,4	3

Discussão e Conclusão

Percebe-se que, mesmo com elevado nível de ruído, os valores encontrados para complacência e PEEP são bons, estando dentro da faixa esperada para cada um destes parâmetros. Algumas vezes, o PEEP estimado é maior que o estipulado pelo ventilador, devido ao aparecimento de auto-PEEP por inadequado tempo expiratório. As incorretas identificações nas fases expiratória e inspiratória quando a onda de pressão é constante, devem-se à dependência linear entre as variáveis da equação (1). Constantes de tempo viscoelásticas pequenas também dificultam a identificação na fase expiratória. A resistência não é geralmente bem identificada, em especial durante a expiração.

O PEEP obtido com a presente técnica permite identificar rapidamente o aparecimento de auto-PEEP. Nos modelos simulados, as identificações por ciclo, comparadas às por semi-ciclo, produzem resultados com menor variância e maior repetibilidade, apesar de apresentarem erros maiores. O método pode vir a prestar-se bem para o acompanhamento da evolução do quadro clínico de pacientes sob ventilação mecânica mandatória e para a monitorização de PEEP continuamente.

Agradecimentos

Ao CNPq e CAPES pelo apoio financeiro.

Referências

Wald, A., D. Jason, T. W. Murphy, and V. D. B. Mazzia (1969). "A computers system for respiratory parameters". Computers and Biomedical Research, volume 2, páginas 411-429.

Sato, J., B. L. K. Davey, F. Shardonofsky, and J. H. T. Bates (1991). "Low-frequency respiratory system resistance in the normal dog during mechanical ventilation", Journal of Applied Physiology, volume 70 número 4, páginas 1536-1543.

Bates, J. H. T., and A. M. Lauzon (1992), "A nonstatistical approach to estimating confidence intervals about model parameters: Aplication to respiratory mechanics", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, volume 39, número 1, páginas 94-100.

Bates, J. H. T. (1993), "Understanding lung tissue mechanics in terms of mathematical models", Monaldi Arch. Chest. Dis., volume 48, número2, páginas 134-139.