

## INSTRUMENTAÇÃO PARA ANÁLISE DO SISTEMA RESPIRATÓRIO PELA TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS: GERADOR DE SINAIS SERVOCONTROLADO

P. L. de Melo<sup>1</sup>, M. M. Werneck<sup>2</sup> e A. Giannella-Neto<sup>3</sup>

**RESUMO** -- Este trabalho descreve o desenvolvimento de um novo sistema gerador de sinais pneumáticos empregado na instrumentação utilizada com a técnica de análise do aparelho respiratório conhecida como oscilações forçadas. A inovação incorporada a este novo gerador refere-se ao uso de um sensor óptico de posição, que monitora continuamente o deslocamento do atuador do sistema. Este sensor fornece o sinal de realimentação para um sistema de controle de posição, utilizado em substituição aos tradicionais sistemas em malha aberta. Este equipamento pode ser utilizado em estudos relacionados com a técnica citada, na análise do comportamento dinâmico dos transdutores associados à área e na simulação de sinais. A validação do sistema foi efetuada por meio da identificação de um sistema de comportamento conhecido (tubo). Nesta fase foram obtidos resultados em concordância com a literatura. Finalmente, foi observada uma significativa redução da distorção harmônica pelo uso da realimentação.

**Palavras-chave:** Mecânica Ventilatória, Oscilações Forçadas, Impedância Respiratória.

### INTRODUÇÃO

A técnica de oscilações forçadas consiste em um procedimento experimental de custo relativamente baixo e de uso clínico bastante difundido no exterior, que realiza a análise do sistema respiratório utilizando sua descrição no domínio da frequência (Michaelson, 1975; Peslin, 1986). Aliadas a essas qualidades, podemos ressaltar que este método proporciona uma avaliação rápida, não invasiva, e exige uma cooperação mínima do paciente. Basicamente, a técnica consiste em aplicar um sinal de pressão de características conhecidas ao sistema respiratório de um paciente respirando espontaneamente. As oscilações de pressão e fluxo resultantes são traduzidas para sinais elétricos por meio dos respectivos transdutores; estes sinais são então utilizados para calcular a impedância respiratória utilizando a relação:

$$Z(f) = \frac{F(P)}{F(Q)} \quad (1)$$

<sup>1</sup> Engenheiro Eletrônico do Programa de Eng. Metalúrgica e de Materiais da COPPE/UFRJ e mestrando do PEB/COPPE/UFRJ, e-mail: pedro@metalmat.ufrj.br

<sup>2</sup> Professor Adjunto do PEB/COPPE/UFRJ, chefe do Laboratório de Instrumentação, e-mail: werneck@serv.peb.ufrj.br

<sup>3</sup> Professor Titular do PEB/COPPE/UFRJ, chefe do Laboratório de Engenharia Pulmonar, e-mail: agn@serv.peb.ufrj.br

onde  $Z(f)$  é a impedância do sistema ventilatório,  $F(P)$  e  $F(Q)$  são as transformadas de Fourier dos sinais de pressão e fluxo, respectivamente.

As várias estruturas com propriedades resistivas, compliantes e inertivas presentes no sistema respiratório influenciam os sinais de pressão e fluxo, provocando nestes variações de amplitude e fase em função da frequência.

Segundo Farré e colaboradores (1989), a quantidade de informação que pode ser extraída dos dados obtidos por meio desta técnica é função essencialmente de dois fatores: o primeiro fator está ligado às condições experimentais, enquanto o segundo relaciona-se com a faixa de frequências coberta pelo estudo. O aumento desta faixa permite a representação do sistema respiratório por meio de modelos cada vez mais detalhados, capazes de prover maior quantidade de informação. Estas considerações ressaltam a importância da instrumentação para o bom desempenho e o aprimoramento da técnica.

### Revisão das técnicas de geração de sinais pneumáticos

De um modo geral, os geradores de sinais utilizados para a implementação da técnica de oscilações forçadas podem ser classificados, em função do tipo de atuador utilizado, em duas grandes classes: os geradores com base em pistão mecânico e os geradores que utilizam um atuador na forma de um alto-falante.

Nos sistemas que operam segundo o primeiro princípio, um motor elétrico impulsiona um pistão, provocando a variação de posição necessária à criação do fluxo desejado. A Figura 1 esquematiza este tipo de gerador.

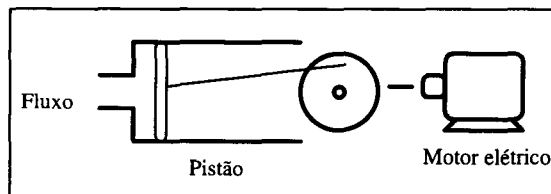


Figura 1.- Sistema gerador baseado em pistão mecânico.

Como exemplos de geradores que empregam este método, podemos citar os desenvolvidos por Pelle *et alii* (1984) e Finucane *et alii* (1975). Estes dispositivos apresentam a vantagem de serem considerados perfeitamente rígidos, permitindo o fácil conhecimento do volume deslocado e, conseqüentemente, o fluxo e a pressão. No entanto, este tipo de gerador apresenta uma severa limitação no que se refere à resposta em frequência. Uma variante deste esquema básico é proposta no trabalho realizado por Saumon *et alii* (1985). Neste estudo, foi desenvolvido um sistema servocontrolado onde, em lugar de um motor linear, é utilizado um motor de passo. Entretanto, é importante observar que o gerador em questão apresenta um elevado valor de distorção harmônica provocado pelo *overshoot* que ocorre na transição de uma posição angular do eixo do motor para a seguinte (passo).

Por outro lado, quando o elemento atuador é constituído de um alto-falante, obtemos vantagens significativas no que se refere à faixa de frequência mais ampla, facilidade de produzir sinais complexos e redução de custo. No entanto, este tipo de atuador apresenta um sério inconveniente relacionado à não linearidade do deslocamento do cone, em função da corrente da bobina, o que induz a elevados níveis de distorção harmônica (Colloms, 1991). Outro inconveniente refere-se ao fato de que o sistema não pode ser considerado perfeitamente rígido (Saumon *et alii*, 1985), apresentando problemas de deformação, por exemplo, na membrana que sustenta o cone. Estas características impossibilitam a determinação do volume de ar efetivamente deslocado por meio da tensão de excitação do alto-falante.

Neste contexto, esta comunicação descreve o desenvolvimento de um novo gerador que, além dos objetivos citados anteriormente, procura também obter uma alta linearidade, visando auxiliar na implementação dos estimadores não polarizados. Estes estimadores (Daróczy e Hantos, 1982; Navajas *et alii*, 1988) são uma boa alternativa para minimizar um inconveniente muito comum encontrado na técnica de oscilações forçadas, que é a severa limitação em termos da confiabilidade dos dados obtidos na região de baixa frequência (Farré *et alii*, 1991; Williams *et alii*, 1979). Como esta região contém importantes informações tanto do ponto de vista clínico quanto do fisiológico, é importante melhorar o desempenho do sistema de avaliação de impedância nesta faixa (Peslin, 1986). Os autores apontam como empecilho à utilização deste método, a necessidade de que o gerador utilizado deva ser considerado como um sistema linear. Entretanto, é fato conhecido por estudos realizados em sistemas de áudio (Colloms, 1991), que os alto-falantes são responsáveis pela produção de elevados valores de distorção harmônica, provocada pelas não-linearidades presentes na suspensão e no sistema magnético. Desta maneira, este fato representa um obstáculo à implementação do método proposto, e conseqüentemente à obtenção de dados confiáveis numa importante faixa do espectro. A concepção inovadora utilizada neste instrumento refere-se à diminuição das não-linearidades por meio da construção de um sistema em malha fechada, ao contrário dos tradicionais sistemas em malha aberta descritos anteriormente na literatura (Franken *et alii*, 1985).

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Descrição do sistema

O gerador desenvolvido procura seguir a tendência dos sistemas mais recentes (Peslin *et alii*, 1994), nos quais são utilizados alto-falantes. Neste, um sensor óptico, desenvolvido especificamente para este trabalho, monitora continuamente o deslocamento do cone do alto-falante e fornece o sinal de realimentação para um sistema de controle de posição. A Figura 2 esquematiza os principais blocos utilizados no sistema.

O gerador opera fornecendo um sinal pneumático de fluxo/pressão controlado por um sinal elétrico. Referindo-se ao diagrama de blocos do gerador apresentado na Figura 2, o sistema eletromecânico consiste de um alto-falante provido de cone de papelão (Novik, WN12XXCB, 250 W IHF, 8  $\Omega$ , 12", excursão máxima de  $\pm 12$  mm), acoplado hermeticamente a uma placa opaca e rígida, que compõe o painel frontal. Neste painel encontram-se as conexões elétricas e pneumáticas do instrumento. A Figura 3-A apresenta um desenho simplificado deste módulo.

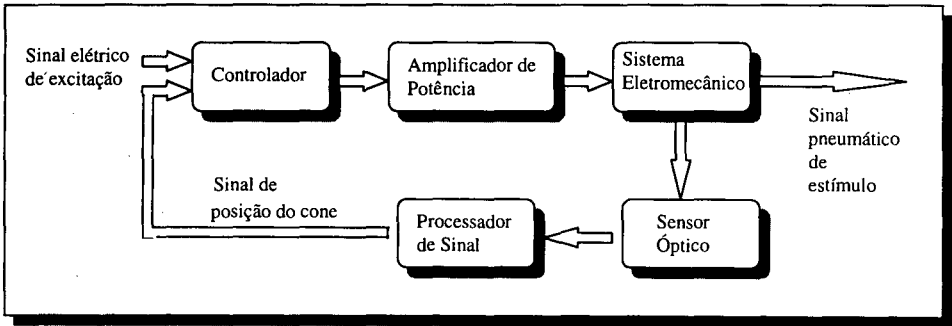


Figura 2 - Diagrama em blocos do Gerador de Sinais Pneumáticos:

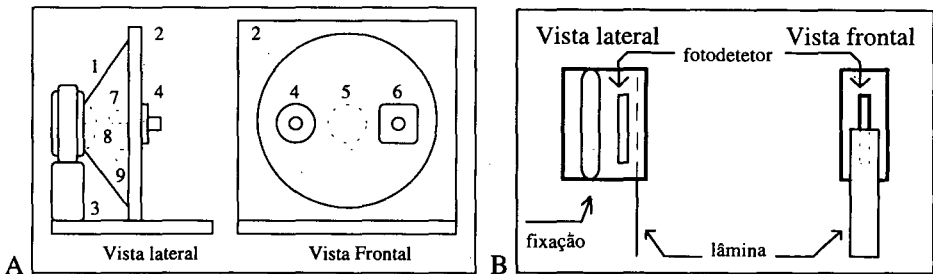


Figura 3 - A: Detalhamento dos componentes principais do sistema mecânico: 1 - Alto-falante, 2 - Pannel frontal, 3 - Suporte mecânico para o alto-falante, 4 - Flange de saída, 5 - Domo central do alto-falante, 6 - Conector elétrico, 7 - Sensor óptico, 8 - Lâmina móvel, 9 - Fonte de fluxo luminoso. B: detalhamento do sensor óptico.

Para a monitorização do deslocamento do cone, foi desenvolvido um sensor baseado em princípios ópticos, descrito simplificadaamente na Figura 3-B, construído em torno de um fotodetector de posição. Como é usual à grande maioria dos sensores ópticos, o dispositivo desenvolvido inclui uma fonte de fluxo luminoso, um meio de transmissão, e um detetor. O fluxo luminoso e a sensibilidade do receptor são considerados constantes durante a análise de seu funcionamento. A fonte de fluxo luminoso provê um nível de iluminação contínuo ao detetor, sendo composta de uma pequena lâmpada, cuja intensidade luminosa é controlada por uma fonte de tensão de boa estabilidade. O meio de transmissão é o espaço entre o sensor e fonte de luz, ocluído parcialmente por uma lâmina fixada no centro do cone do alto-falante. A corrente de saída do fotodetector é função da posição do centróide do foco luminoso que ilumina o sensor. Os movimentos do cone são convertidos em sinal elétrico por meio da variação da posição do centróide do foco, que por sua vez, é provocada pela movimentação imposta à lâmina pelo deslocamento do cone.

O circuito do processador do sinal do transdutor é composto por dois estágios, um conversor corrente/tensão, que transforma o sinal de corrente proveniente do sensor óptico em tensão, e um

amplificador/deslocador de nível que tem duas funções. A primeira é colocar o sinal de saída no nível zero, quando o alto-falante se encontrar em repouso. A segunda é ajustar a constante de saída do circuito (V/mm) para um valor conhecido. Este ajuste é importante pois estes valores de deslocamento serão usados para avaliar o fluxo e a pressão produzidos.

O circuito controlador é composto simplesmente por um amplificador diferencial e um amplificador de erro sendo, desta maneira, um controlador proporcional.

O amplificador de potência deverá fornecer a energia necessária para vencer a rigidez dos suportes do cone, acrescentada àquela efetivamente irradiada. Este foi desenvolvido especialmente para esse trabalho por necessitar acoplamento DC, permitindo sua operação na região de baixas frequências, importante para a aplicação visada. A frequência de corte superior deste estágio foi medida, encontrando-se em torno de 50 kHz.

O equipamento desenvolvido foi patenteado no Instituto Nacional da Propriedade Industrial INPI - RJ (depósito de patente nº 25986 de 21/03/96).

### **Identificação de uma impedância conhecida (tubo)**

A impedância de entrada de um dispositivo pneumático é dada teoricamente pela equação (1). No entanto, na prática, os transdutores apresentam um comportamento dependente da frequência, induzindo erros na estimativa de impedância. Com o objetivo de validar o sistema desenvolvido, procuramos prever os erros presentes no resultado da estimativa de impedância de um dispositivo conhecido (padrão), com um sistema de transdutores cujo comportamento tenha sido descrito anteriormente pelo gerador proposto. Desta maneira, se a avaliação da resposta em frequência dos transdutores estiver correta, será possível prever os erros que estarão presentes nos valores medidos de impedância do dispositivo padrão em relação ao valor ideal. As pressões aplicadas na entrada da impedância conhecida são medidas por um transdutor diferencial de pressão Celesco LCVR, usando a pressão atmosférica como referência e adaptado a um tubo de conexão com 12 cm de comprimento e diâmetro interno de 0,4 cm. O fluxo resultante é quantificado por um pneumotacógrafo tipo Fleisch número 2, conectado a um transdutor diferencial de pressão Honeywell 163PC, com tubos de conexão de 1 cm de comprimento. O fluxo é mantido dentro da faixa linear de operação do pneumotacógrafo. A impedância conhecida constitui-se de um tubo cilíndrico de PVC rígido e liso, com 72,5 cm de comprimento e diâmetro interno de 20 mm. Os valores teóricos da impedância foram obtidos a partir de um modelo resistivo-inertivo. O valor de impedância efetivamente medida no tubo foi ajustada para o valor teórico em 5 Hz, através do ajuste da saída dos processadores de sinal dos transdutores. Nesta frequência, a análise dos transdutores e a literatura mostram que não existe uma distorção significativa.

O arranjo utilizado durante a caracterização de transdutores é esquematizado na Figura 4. Nestes ensaios foi utilizado um analisador de espectro HP 3582 com os resultados calculados utilizando 32 médias e janela *flat top*. Foram utilizados dados com uma função de coerência mínima de 0,99. A saída do processador de sinal do transdutor sob teste foi enviada a um dos canais do analisador de espectro, conforme ilustrado na Figura 4, enquanto a saída do condicionador de sinal do sensor-óptico foi utilizada como entrada de referência no analisador. Na Figura 4 observamos, também, que o sinal de posição foi utilizado para avaliar tanto a pressão quanto o fluxo produzidos pelo gerador.

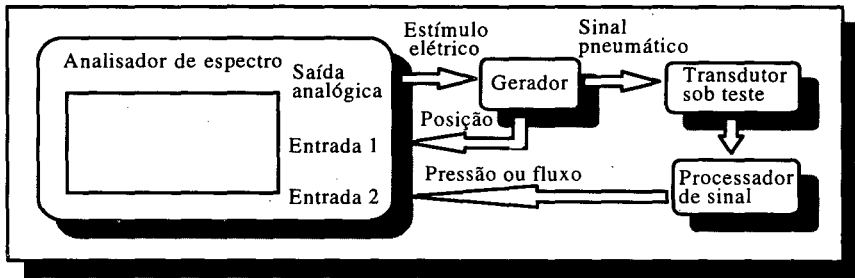


Figura 4 - Esquema utilizado na caracterização de transdutores.

Com o objetivo de comprovar a validade da caracterização dos transdutores, no que se relaciona à fase, foi realizada uma compensação nos valores de impedância medidos (Delavault *et alii*, 1980). Esta compensação foi calculada ponto a ponto da curva, em função dos resultados obtidos anteriormente na análise dos transdutores, sendo efetuada como segue:

$$Z_c(f) = Z_m(f) \frac{K_q(f)}{K_p(f)} \quad (2)$$

onde  $Z_c$  é a impedância corrigida,  $Z_m$  é a impedância medida e  $K_q$  e  $K_p$  são os fatores de correção para os transdutores de fluxo e pressão, respectivamente.

Estes fatores foram obtidos, ponto a ponto, a partir das curvas da Figura 5.A (módulo da resposta em frequência do transdutor de pressão) e Figura 6.A (módulo da resposta em frequência do transdutor de fluxo). Esta correção é eficaz na faixa de frequências na qual a curva de fase dos transdutores exibe um comportamento linear. A linearidade para a curva de fase dos transdutores de fluxo foi avaliada calculando-se o coeficiente de correlação da reta obtida pela regressão linear dos pontos na faixa estudada. As próximas seções mostram como foi realizada a caracterização de cada transdutor em particular.

**Resposta em frequência de transdutores de pressão --** A resposta em frequência destes transdutores foi avaliada conectando-se o sistema de medida de pressão ao flange de saída do gerador, constituindo um sistema fechado. A movimentação do cone implica em uma variação do volume da câmara formada entre o alto-falante e o painel frontal. Considerando o sistema rígido e a compressão adiabática (Jackson *et alii*, 1979; Farré *et alii*, 1986), a pressão gerada neste processo é descrita matematicamente pela relação:

$$P = - \frac{\gamma \cdot P_{atm} \cdot \Delta V}{V_0} \quad (3)$$

onde  $P$  é a pressão, em  $\text{cmH}_2\text{O}$ ,  $\gamma$  é a razão dos calores específicos do ar, que é igual a 1,4, quando a compressão é adiabática.  $V_0$  é o volume compreendido entre o alto-falante e o painel frontal na condição de repouso, em litros,  $\Delta V$  representa a variação de volume provocada pelo deslocamento do cone do alto-falante, em litros, e  $P_{atm}$  é a pressão atmosférica ( $1034 \text{ cmH}_2\text{O}$ ).

O volume deslocado é avaliado por meio do sensor óptico, que monitora a posição do cone do alto-falante, em relação ao plano da superfície do mesmo ( $x$ ). Como neste caso o diafragma se move como um pistão rígido (Farré, 1986), a variação de volume pode ser descrita pela equação:

$$\Delta V = \frac{\pi \cdot d^2}{4} \cdot x \quad (4)$$

Utilizando o diâmetro útil de um alto-falante de 12 polegadas (23 cm) e substituindo a equação (4) na equação (3), a pressão gerada torna-se, finalmente

$$P(x) = - 34,7 \cdot x \quad (5)$$

onde  $x$  é expresso em milímetros e  $P(x)$  em  $\text{cmH}_2\text{O}$ .

**Resposta em frequência de transdutores de fluxo** -- A análise destes transdutores foi efetuada de maneira semelhante à caracterização de transdutores de pressão, sendo que neste caso, o pneumotacógrafo foi adaptado ao flange de saída do gerador e a sua outra extremidade foi deixada livre. Neste caso o fluido é considerado incompressível; assim, o fluxo gerado pelo sistema em função da variação de volume, é representado pela relação:

$$Q = \frac{dV}{dt} \quad (6)$$

Assumindo sinais senoidais de amplitude  $x$ , e substituindo o valor do diâmetro útil do alto-falante, obtemos a equação (Finucane *et alii*, 1972):

$$Q(t) = x \cdot f \cdot 0,52 \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot f \cdot t) \quad (7)$$

onde  $Q$  está em  $l/s$ ,  $x$  em milímetros e  $f$  em Hertz.

### **Avaliação da distorção harmônica**

Com o objetivo de avaliar a influência da realimentação na distorção harmônica, o gerador foi estudado nas condições de malha aberta e malha fechada. As não linearidades do sistema eletromecânico provocam, conforme citado anteriormente, a adição de componentes espúrias ao sinal de pressão/fluxo gerado. Estas componentes foram avaliadas por meio da análise espectral do sinal de saída do sensor óptico. O cálculo da distorção harmônica (Cooper, 1985) foi efetuado aplicando um sinal senoidal de 1,5 Hz ao gerador, com deslocamento total do cone de 4 mm. Esta frequência foi escolhida por encontrar-se dentro de uma faixa na qual diversos trabalhos apresentaram baixos valores para a função de coerência (Farré *et alii*, 1991).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

### Identificação de uma impedância conhecida (tubo)

As curvas de módulo e fase para o sistema medidor de pressão, obtidas com o gerador proposto, encontram-se nas Figuras 5.A e 5.B, respectivamente. A análise da linearidade da curva de fase mostrou um alto valor de correlação com a reta proposta ( $r = -0,99$ ).

As Figuras 6.A e 6.B ilustram, respectivamente, os gráficos de módulo e fase da resposta em frequência do transdutor de fluxo utilizado.

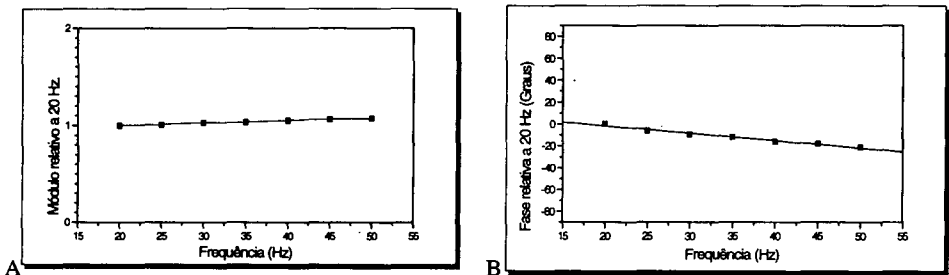


Figura 5 - Comportamento do módulo (A) e da fase (B) referente à resposta em frequência do transdutor de pressão Celesco LCVR conectado a um tubo de 12 cm de comprimento e diâmetro interno de 0,4 cm.

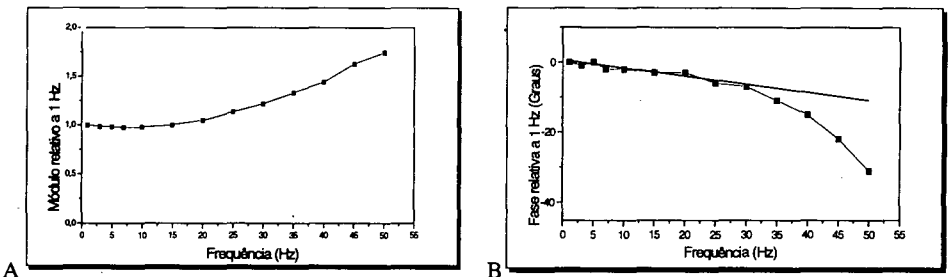


Figura 6 - Comportamento do módulo (A) e da fase (B) referente à resposta em frequência do pneumotacógrafo Fleisch nº2 adaptado a um transdutor diferencial de pressão Honeywell 163PC por meio de tubos de conexão de 1 cm de comprimento e 0,4 cm de diâmetro interno.

Na figura 6.B foi obtido um coeficiente de correlação de  $-0,96$  entre os pontos da curva até 30 Hz e a reta proposta (desenhada na figura). A partir desta frequência, a aproximação por uma reta mostra valores muito baixos de correlação. Das Figuras 5 e 6 depreendemos, inicialmente, que a



caracterização dos transdutores encontram-se em concordância com trabalhos anteriores realizados por Peslin *et alii* (1972), Jackson *et alii* (1979) e Farré *et alii* (1986).

A Figura 7 compara os resultados dos valores medidos da impedância do tubo, com os valores teóricos e corrigidos.

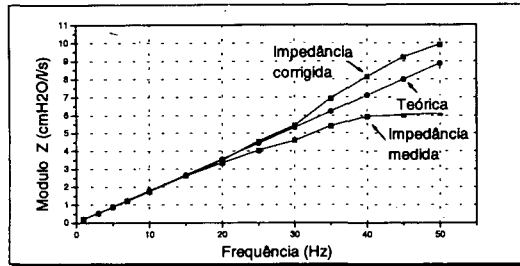


Figura 7 - Curvas para os módulos das impedâncias teórica, medida e corrigida para o tubo estudado.

Os valores de impedância medidos coincidem com os valores teóricos, dentro da faixa compreendida entre DC e 20 Hz. A análise dos transdutores feita anteriormente mostra não haver uma distorção significativa tanto no que se refere à fase quanto à amplitude nesta faixa, de modo que o estudo efetuado se mostra bastante coerente com o resultado neste intervalo de frequências. No intervalo entre 20 e 30 Hz, a análise dos transdutores indica que tanto os valores de fluxo quanto os de pressão serão superestimados, porém com um erro maior na medição de fluxo. Desta maneira, podemos inferir que, nesta faixa, os valores de impedância deverão encontrar-se abaixo dos valores teóricos. Pela observação dos resultados obtidos nesta faixa, depende-se que esta análise é confirmada pelos resultados medidos. O diagrama de fase do transdutor de pressão mostra que este é linear em toda a faixa de frequência estudada. O mesmo não ocorre com o diagrama de fase referente ao transdutor de fluxo. Neste, a fase se apresenta de modo linear até aproximadamente 30 Hz. Na Figura 7 realizou-se, deliberadamente, uma correção envolvendo uma faixa de frequências maior que a região de linearidade de fase, para o transdutor de fluxo. Os resultados acima de 30 Hz evidenciam a não linearidade de fase deste sistema de medida, conforme previsto. Além disso, podemos observar nesta região que os resultados obtidos superestimam os valores de impedância, de modo semelhante ao trabalho desenvolvido por Delavault *et alii* (1980).

#### Avaliação da distorção harmônica

Observou-se uma diminuição da distorção harmônica produzida pelo gerador de 2,4%, em malha aberta, para 0,36%, em malha fechada. Esta redução significativa comprova a efetividade da realimentação na diminuição das não-linearidades do gerador.

É importante ressaltar que a idéia de construir um gerador de sinais servocontrolado foi desenvolvida por motivações diferentes, independentemente e de modo simultâneo, neste trabalho e

no trabalho reportado recentemente por Farré (1995). No presente trabalho o principal objetivo é desenvolver um gerador de aplicação geral baseado em um sensor que opera por princípios ópticos, no qual as não linearidades são reduzidas pela utilização da malha de realimentação, enquanto no trabalho desenvolvido por Farré, o principal objetivo foi a proposição de um gerador que aperfeiçoasse a utilização da técnica de oscilações forçadas em pacientes ventilados mecanicamente.

### CONCLUSÕES

Os testes realizados durante a fase de validação do instrumento apresentaram resultados coerentes com os reportados anteriormente na literatura.

Foi desenvolvido um novo sistema gerador de sinais para uso com a técnica de impedância. Comparando com os geradores convencionais, o uso da realimentação neste novo gerador implica em uma diminuição das não linearidades. Este fato torna o sistema mais próximo do comportamento ideal, contribuindo assim de modo decisivo, para transpor uma limitação prática encontrada na aplicação dos estimadores não polarizados.

### REFERÊNCIAS

- COLLOMS, M. (1991). *High performance loudspeakers*, Pentech, 4a. edição.
- COOPER, W. D. and HELFRICK, A. D. (1985). *Electronic Instrumentation and Measurement Techniques*, Prentice-Hall International, 3a. edição.
- DAROCZY, B. and HANTOS, Z. (1982). "An improved forced oscillatory estimation of respiratory impedance", *Int. J. Bio-med. Comp.*, v. 13, p. 221-235.
- DELAVault, E., SAUMON, G. and GEORGES, R. (1980). "Identification of transducer defect in respiratory impedance measurements by forced random noise, correction of experimental data", *Resp. Physiol.*, v.40, p. 107-117.
- FARRÉ, R., NAVAJAS, D. and ROTGER, M. (1986). "Optical method for determining the frequency response of pressure measurement systems in respiratory mechanics", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, v. 24, p. 78-82.
- FARRÉ, R., NAVAJAS, D. and ROTGER, M. (1991). "Optimized algorithm to compute respiratory impedance by pseudorandom forced excitation", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, v. 29, p. 615-617.
- FARRÉ, R., FERRER, M., ROTGER, M. and NAVAJAS, D. (1995). "Servocontrolled generator to measure respiratory impedance from 0.25 to 26 Hz in ventilated patients at different PEEP levels", *Eur. Respir. J.*, v. 8, p. 1222-1227.

- FARRÉ, R., PESLIN, R., NAVAJAS, D., GALLINA, C. and SUKI, B. (1989). "Analysis of the dynamic characteristics of pressure transducers for studying respiratory mechanics at high frequencies", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, v. 27, p. 531-537.
- FINUCANE, K. E., (1972). "Linearity and frequency response of pneumotachographs", *J. Appl. Physiol.*, v. 12, n. 1, p. 121-126.
- FINUCANE, K. E. and MEAD, J. (1975). "Resistance of intrathoracic airways of healthy subjects during periodic flow", *J. Appl. Physiol.*, v. 38, p. 517-530.
- FRANKEN, H., CAUBERGS, M., RINGELHANN, A., CLÉMENT, J. and WOESTIJNE, K. P. (1985). "Forced oscillation technique: comparison of two devices", *J. Appl. Physiol.*, v. 59, n. 5, p. 1654-1659.
- JACKSON, A. C. and VINEGAR, A. (1979). "A technique for measuring frequency response of pressure, volume and flow transducers", *J. Appl. Physiol.*, v. 47, n. 2, p. 462-467.
- MICHAELSON, E. D., GRASSMAN, E. D. and PETERS, W. R. (1975). "Pulmonary mechanics by spectral analysis of forced random noise", *J. Clin. Invest.* V. 56, p. 1210-1230.
- NAVAJAS, D., FARRÉ, R., ROTGER, M. and PESLIN, R. (1988). "A new estimator to minimize the error due to breathing in the measurement of respiratory impedance", *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. BME-35, p. 1001-1005.
- PELLE, G., LORINO, H., PEREZ, J., LORINO, A. and HARF, A. (1984). "Modeling of the transfer function of the flow transducer used in ventilatory impedance measurements", *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. BME-31, n. 4, p. 356 a 361.
- PELLE, G., LORINO A. M., MARIETTE, C. and HARF, A. (1986). "Microcomputer-based system to calculate respiratory impedance from forced random noise data", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, v. 24, p. 541-544.
- PESLIN, R., GALLINA, C., and DUVIVIER, C. (1986). "Respiratory transfer impedances with pressure input at the mouth and chest", *J. Appl. Physiol.*, v. 61, p. 81-86.
- PESLIN, R., MORINET-LAMBERT, J. and DUVIVIER, C. (1972). "Etude de la réponse en fréquence de pneumotachographes", *Bull. Physio-path. resp.*, v. 8, p. 1363-1376.
- PESLIN, R., SAUNIER, C., GALLINA, C. and DUVIVIER, C. (1994). "Small amplitude pressure oscillations do not modify respiratory mechanics in rabbits", *J. Appl. Physiol.*, v. 76, n. 3, p. 1011-1013.
- SAUMON, G., LOISSEU, A. and DELAVAUULT, E. (1985). "Servo-controlled air pump for calibration of respiratory measurement systems", *J. Biomed. Eng.*, v. 7, p. 132-136.
- WILLIAMS, S. P., FULLTON, J. M., TSAI, M. J., PIMMEL, R. L. and COLLIER, M. (1979). "Respiratory impedance and derived parameters in young children by forced random noise", *J. Appl. Physiol.*, v. 47, n. 1, p. 169-174.

**INSTRUMENTATION FOR THE ANALYSIS OF THE RESPIRATORY  
SYSTEM BY THE FORCED OSCILLATION TECHNIQUE:  
SERVOCONTROLLED SIGNAL GENERATOR**

P. L. de Melo<sup>1</sup>, M. M. Werneck<sup>2</sup> and A. Giannella-Neto<sup>3</sup>

**ABSTRACT** -- This work describes the development of a new pneumatic signal generator system, employed in the instrumentation used with the the forced oscillations technique. The innovation in this new generator concerns the use of an optical position sensor that monitors the position of the system's actuator. This sensor provides the feedback signal for a position control system used in the generator, in substitution of traditional open loop generators. In addition to the application with the forced oscillation technique, this equipment can be used either to analyse the dynamic behavior of the transducers associated to this area or to simulate pneumatic signals. The generator's validation was done by the identification of a well known system. At this stage the results obtained were in agreement with the literature. Finally, a significative reduction of the harmonic distortion, by the use of the feedback, was observed.

**Key-words:** Ventilatory mechanics, forced oscillations, respiratory impedance.

---

<sup>1</sup> Electronic Engineer, Metalurgical Engineering Program/COPPE/UFRJ and MSc. student at the Biomedical Engineering Program/COPPE/UFRJ, e-mail: pedro@metalmat.ufrj.br

<sup>2</sup> Associate Professor, Biomedical Engineering Program/COPPE/UFRJ, head of the Instrumentation Laboratory, e-mail: Werneck@serv.peb.ufrj.br

<sup>3</sup> Professor, Biomedical Engineering Program/COPPE/UFRJ, head of the Pulmonary Engineering Laboratory, e-mail: agn.@serv.peb.ufrj.br