

## ANÁLISE DA RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DE SISTEMAS DE MEDIDA DE PRESSÃO E FLUXO EMPREGADOS NA ÁREA DE FISIOLÓGIA RESPIRATÓRIA<sup>1</sup>

P. L. de Melo<sup>2</sup>, M. M. Werneck<sup>3</sup> e A. Giannella-Neto<sup>4</sup>

**RESUMO** -- Neste trabalho, inicialmente ressaltamos a importância da análise da resposta em frequência dos transdutores de pressão e fluxo para diversos métodos de análise do sistema respiratório. A seguir, enfocamos brevemente os princípios de operação dos transdutores utilizados e elaboramos modelos elétricos para prever como a resposta em frequência dos sistemas de medida é influenciada por cada um de seus elementos. Descrevemos os resultados obtidos com os transdutores diferenciais de pressão (Honeywell 163PC, Celesco LCVR e Elema) e pneumotacógrafos (Fleisch nº2 e Silverman) empregando um gerador de oscilações forçadas servocontrolado. Por fim, efetuamos uma discussão dos resultados com base nos modelos propostos e nos resultados previamente reportados na literatura.

**Palavras-chave:** Mecânica Ventilatória, Resposta em Frequência, Transdutores de Fluxo, Transdutores de Pressão.

### INTRODUÇÃO

Nos ensaios clínicos e científicos realizados na área de fisiologia respiratória, uma fração significativa dos parâmetros são obtidos, direta ou indiretamente, por meio de medidas efetuadas com transdutores de pressão e fluxo. Estes transdutores podem induzir a erros importantes, visto que estas medidas são fortemente influenciadas pelas características de resposta em frequência dos transdutores utilizados. A Tabela 1 mostra a faixa de frequências utilizada em diversos ensaios na área de fisiologia respiratória.

Existe uma tendência nos ensaios envolvendo a técnica de impedância respiratória em utilizar uma faixa de frequências cada vez mais extensa (Michaelson *et alii*, 1975; Farré *et alii*, 1989b; Jackson *et alii*, 1993). Estes ensaios demandam sistemas de medida de pressão e fluxo com resposta

---

<sup>1</sup> Este trabalho foi apresentado, em parte, no XV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

<sup>2</sup> Engenheiro Eletrônico do Programa de Eng. Metalúrgica e de Materiais da COPPE/UFRJ e doutorando do Programa de Eng. Biomédica da COPPE/UFRJ, E-mail [pedro@metalmat.ufrj.br](mailto:pedro@metalmat.ufrj.br).

<sup>3</sup> Professor Adjunto do Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, coordenador do Laboratório de Instrumentação, E-mail: [Werneck@peb.ufrj.br](mailto:Werneck@peb.ufrj.br).

<sup>4</sup> Professor Titular do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, coordenador do Laboratório de Engenharia Pulmonar, E-mail: [agn@peb.ufrj.br](mailto:agn@peb.ufrj.br).

Tabela 1. Faixas de frequência presentes em diversas aplicações na área de fisiologia respiratória.

Aplicação	Faixa de frequência (Hz)
Respiração normal	até 3,5 (Jackson and Vinegar, 1979; Farré et alii, 1986)
Espirometria forçada	até 12 (Farré et alii, 1986)
Respiração ofegante	até 26 (Jackson and Vinegar, 1979)
Impedância respiratória (mais usada)	2 a 32 (Farré et alii, 1991)
Impedância Respiratória (crianças)	4 a 52 (Desager et alii, 1991)
Modelamento/estimação de Parâmetros	até 320 (Jackson et alii, 1989)

em frequência conhecida em uma faixa maior que a presente nos ensaios tradicionais. Um fato que agrava este problema refere-se a que as respostas em frequência dos sistemas de medida, tanto de pressão quanto de fluxo, são fortemente influenciadas pelas características dos tubos de conexão utilizados (Jackson e Vinegar, 1979; Farré *et alii*, 1986; Duvivier *et alii*, 1991). Assim, podemos perceber claramente a importância do desenvolvimento de modelos que possam prever a resposta em frequência dos transdutores utilizados nesta área e de uma análise detalhada da resposta em frequência dos transdutores e seus respectivos processadores de sinais.

## REVISÃO TEÓRICA

Esta seção é dedicada a uma breve revisão a respeito de diversos conceitos importantes à compreensão do funcionamento dos transdutores de pressão e fluxo, assim como dos modelos que serão utilizados nas próximas seções para descrever o comportamento dos sistemas de medida.

### Estimativa dos componentes dos circuitos análogo elétricos

Nesta analogia, a pressão e o fluxo nos circuitos pneumáticos correspondem à tensão e à corrente elétrica, respectivamente. A resistência pneumática ( $R$ ) de um único tubo, na condição de escoamento laminar, é dada pela equação de Poiseuille:

$$R = \frac{8 L \eta}{\pi r^4} \quad (1)$$

onde  $\eta$  é a viscosidade do ar e  $L$  e  $r$  representam o comprimento e o raio do tubo, respectivamente. A compliância pode ser calculada pela expressão:

$$C = \frac{V}{\gamma P_{atm}} \quad (2)$$

onde  $C$  é a compliância,  $V$  é o volume do tubo,  $P_{atm}$  é a pressão barométrica e  $\gamma$  representa a razão dos calores específicos do ar para compressões adiabáticas, como ocorre no presente processo (Jackson e Vinegar, 1979). Analiticamente, a inércia é definida pela expressão:

$$I = \frac{\rho L}{\pi r^2} \quad (3)$$

onde  $I$  é a inércia e  $\rho$  representa a densidade do ar.

### Transdutores de Pressão

A Figura 1 esquematiza o sistema medidor de pressão. Em linhas gerais, o funcionamento do sistema de medida pode ser descrito da seguinte maneira: uma alteração da pressão de entrada ( $P$ ) do sistema induz um fluxo ( $Q$ ) através do tubo de conexão até a câmara onde se encontra o sensor, causando uma deflexão na membrana do mesmo. Esta deflexão é convertida em sinal elétrico por um transdutor, este sinal é posteriormente processado e o sinal resultante ( $V_p$ ) é então utilizado como indicação da pressão existente na entrada do tubo. Neste trabalho objetivou-se o estudo da influência dos elementos eletro-pneumáticos (tubos e transdutores) na resposta em frequência dos sistemas de medida. Desta maneira, a resposta em frequência dos processadores eletrônicos de sinais foram alteradas de modo a que se apresentassem planas dentro da faixa de interesse.

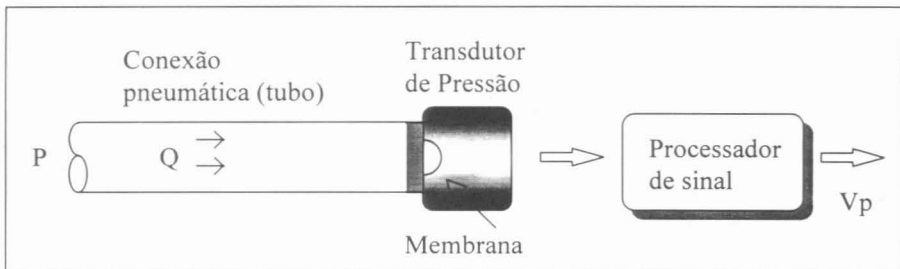


Figura 1 - Esquema simplificado de um sistema medidor de pressão.  $P$  representa a pressão de entrada no sistema,  $Q$  simboliza o fluxo induzido e  $V_p$  é o sinal elétrico resultante da pressão de entrada.

Este sistema admite sua representação por meio de modelos usando parâmetros concentrados ou distribuídos. A modelagem por parâmetros distribuídos não é normalmente usada porque os modelos que usam parâmetros concentrados são mais simples e a acurácia dos resultados obtidos é adequada para uso clínico (Webster, 1978; Farré *et alii*, 1989a). A grande maioria dos trabalhos anteriores (Peslin *et alii*, 1984; Farré *et alii*, 1989a) assumiu um modelo de segunda ordem, no qual supõe-se a existência de três elementos homogêneos (resistência, inércia e compliância) para descrever o comportamento do sistema medidor de pressão. A Figura 2 ilustra o modelo elétrico utilizado.

Na Figura 2,  $R_t$  é a resistência pneumática do tubo,  $I_t$  é a inércia do tubo de conexão e  $C_d$ ,  $C_t$  e  $C_{ar}$  representam as compliâncias do diafragma do transdutor, das paredes do tubo e do ar no interior do tubo, respectivamente. A frequência de ressonância ( $f_r$ ) deste sistema é dada por:

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{I_t(C_d + C_t + C_{ar})}} \quad (4)$$

O fator de amortecimento ( $\zeta$ ) é dado pela equação:

$$\zeta = \frac{R_t}{2} \sqrt{\frac{C_d + C_t + C_{ar}}{I_t}} \quad (5)$$

A equação (2) mostra que a compliância é diretamente proporcional ao volume total de ar contido no interior do sistema. Este volume é a soma do volume no interior do tubo de conexão e do volume da cavidade onde se encontra a membrana do transdutor sendo, desta maneira, proporcional ao comprimento do tubo de conexão. A equação (3) exibe um comportamento para a inércia diretamente proporcional ao comprimento do tubo. A partir destas análises e considerando a equação (4) podemos inferir que a frequência de ressonância é inversamente proporcional ao comprimento do tubo. O estudo realizado por Shapiro e Kroveltz (1970) em tubos preenchidos com água encontra-se em concordância com o comportamento previsto pelas relações (2), (3) e (4). No presente trabalho, porém, o fluido utilizado (ar) não pode ser considerado incompressível. Assim, uma compliância ( $C_{ar}$ ) é conectada em paralelo ao capacitor que simboliza a compliância do diafragma ( $C_d$ ) para representar esta compressibilidade. Uma outra componente compliante ( $C_t$ ), surge para representar a elasticidade das paredes do tubo de conexão.

O perfil típico da curva de um sistema subamortecido medidor de pressão é caracterizado por uma região inicial de ganho unitário, seguido por um aumento em amplitude com derivada sempre crescente até um pico de ressonância. A partir daí a curva toma sentido decrescente, passando pela amplitude equivalente ao ganho unitário em uma frequência aproximadamente 1,41 vezes a frequência de ressonância. Infelizmente, muitas vezes, a curva abandona a região de ganho unitário ainda dentro da faixa de interesse. Como resultado, tem-se um sinal distorcido, no qual a contribuição nas frequências após a faixa de ganho unitário é superestimada.

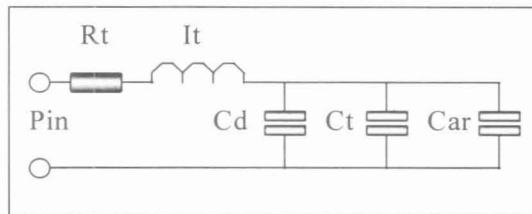


Figura 2 - Modelo elétrico do sistema de medida de pressão. A denominação dos componentes é descrita no texto.

O trabalho realizado por Proulx *et alii* (1979) sugere o uso de um modelo mais complexo para descrever o comportamento do transdutor de pressão, não incluindo o tubo. Neste, a membrana do transdutor seria um sistema de segunda ordem, o gás presente na cavidade do transdutor e no tubo

de entrada de gás na cavidade formariam um sistema de primeira ordem. Desta maneira, o transdutor seria descrito por um sistema de terceira ordem. Porém, quando o tubo de conexão externa passa a fazer parte do sistema, ocorre o decréscimo do fator de amortecimento ( $\zeta$ ) e da frequência de ressonância. Neste caso, devido ao atraso, um modelo de segunda ordem descreveria satisfatoriamente o sistema.

O estudo desenvolvido por Damenstein *et alii* (1976) sugere como alternativa para minimizar as distorções causadas pela ressonância, o uso de um compensador eletrônico cuja função de transferência é o recíproco da que descreve o sistema tubo/transdutor. Neste mesmo trabalho, os autores ressaltam a necessidade de que um estudo a respeito da resposta espectral do sistema seja realizado de modo a otimizar a sintonia do compensador. Esta é uma técnica simples e que pode ser implementada com o auxílio do estudo realizado no presente trabalho.

### Pneumotacógrafos

Um pneumotacógrafo (PNT) mede a vazão volumétrica de um fluido utilizando para isso uma resistência conhecida no caminho do fluxo. A diferença de pressão entre os dois lados da obstrução é então medida, utilizando-se um transdutor de pressão diferencial. A Figura 3 esquematiza de maneira simplificada este dispositivo. Neste, o valor de fluxo ( $Q$ ) é obtido por aplicação direta da equação 6:

$$Q = \frac{P_1 - P_2}{R} \quad (6)$$

Neste trabalho serão analisados os PNT's que operam com base no princípio de obstrução do fluxo.

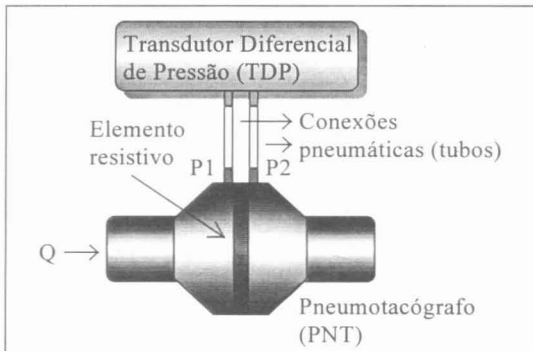


Figura 3 - Vista em corte simplificada de um pneumotacógrafo por obstrução.

Estes PNT's são normalmente classificados segundo o tipo de elemento resistivo utilizado e recaem basicamente em duas grandes classes: o PNT tipo Fleisch, no qual são utilizados diversos tubos capilares em paralelo como elemento resistivo e o tipo introduzido por Silverman, onde o elemento resistivo consiste em uma tela. Em ambos os casos a colocação de canais finos, seja com

tela ou tubos capilares, tem a vantagem de auxiliar na formação de um perfil de fluxo laminar, levando assim a uma relação pressão/fluxo linear. Um problema prático relacionado a esta técnica decorre do fácil entupimento dos canais provocado por água condensada e/ou muco.

O que foi exposto anteriormente leva a uma falsa impressão de simplicidade. Lembremos da geometria do PNT e do que foi exposto na seção anterior. Da mesma maneira que o resistor do equivalente elétrico pode mudar suas características com o aumento da frequência, passando a exibir um comportamento reativo, o PNT em função de sua geometria e conexões ao transdutor diferencial, apresenta um comportamento que não é puramente resistivo. Desta forma, o PNT irá introduzir distorções no valor de fluxo medido. Trabalhos anteriores nesta área mostram que o pneumotacógrafo exibe um perfil de variação com a frequência semelhante ao dos sistemas medidores de pressão estudados anteriormente (Jackson e Vinegar, 1979; Peslin *et alii* 1972; Buess *et alii*, 1986).

A Figura 4 ilustra o modelo análogo elétrico utilizado para descrever o comportamento do PNT, uma extensão do modelo utilizado por Farré *et alii* (1989c) e Peslin *et alii* (1984). No modelo,  $R_{pnt}$  e  $I_{pnt}$  representam a resistência e a inertância do pneumotacógrafo,  $R_t$  e  $I_t$ , as resistências e inertâncias dos tubos de conexão, respectivamente. A impedância e a compliância da membrana do transdutor são simbolizadas por  $Z_m$  e  $C_d$ , respectivamente. Finalmente,  $C_t$  e  $C_{ar}$  representam a impedância devida ao gás no interior dos tubos e a elasticidade da parede do tubo (compliâncias puras).  $P_1$  e  $P_2$  equivalem às pressões sobre o PNT e  $P_1'$  e  $P_2'$  referem-se às pressões efetivas sobre o transdutor de pressão.

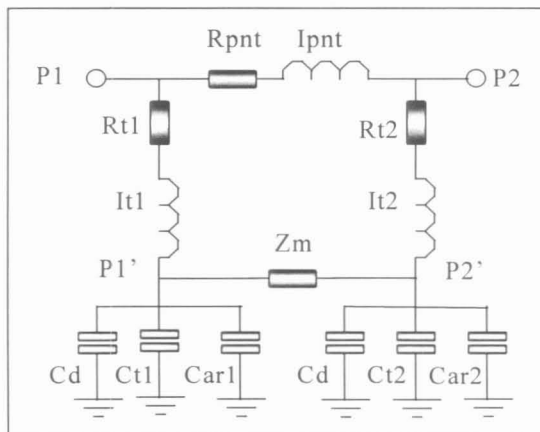


Figura 4 - Circuito análogo elétrico utilizado para descrever o comportamento dos pneumotacógrafos. A denominação dos componentes é descrita no texto.

Um estudo realizado por Jackson e Vinegar (1979) concluiu que os pneumotacógrafos exibem um bom desempenho com manobras que envolvam frequências até a faixa encontrada no caso de respiração ofegante (DC a 26 Hz), introduzindo distorções consideráveis a partir daí. Outro ponto

importante é relacionado com os tubos que perfazem as conexões entre o PNT ao transdutor diferencial de pressão. Estas conexões podem alterar significativamente o comportamento da resposta em frequência do PNT. Este fato é previsível pelo que foi exposto na seção anterior, pois o aumento do comprimento das conexões irá elevar o valor da inércia e da compliância do circuito pneumático referente ao transdutor diferencial de pressão, tendo como consequência a diminuição da frequência de ressonância do sistema.

## MATERIAIS E MÉTODOS

A configuração dos instrumentos utilizados para avaliar o comportamento dinâmico dos transdutores de pressão e fluxo é apresentada na forma de diagrama de blocos na Figura 5.

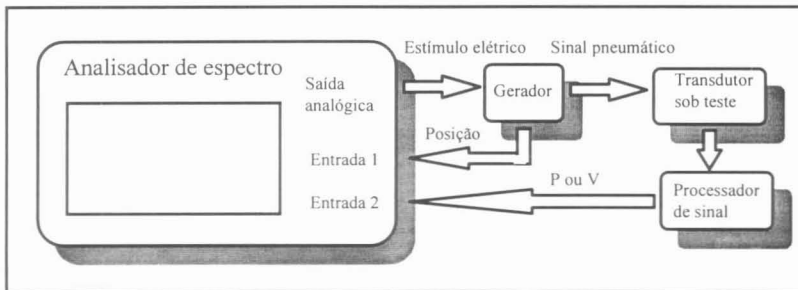


Figura 5 - Diagrama em blocos do sistema utilizado para análise dinâmica dos transdutores.

O gerador de sinais pneumáticos foi descrito anteriormente (Melo *et alii*, 1996). Em linhas gerais, este é composto por um alto-falante acoplado a um sensor óptico de posição que, através da monitorização da posição do cone do alto-falante, fornece um sinal proporcional ao fluxo e a pressão produzidos no gerador. 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 0,98. O estágio processador de sinal tem como objetivos básicos amplificar e filtrar os pequenos sinais provenientes do sensor de pressão. A saída do processador do sistema sob teste foi enviada a um dos canais do analisador de espectro, conforme ilustrado na Figura 5, enquanto o sinal do sensor óptico foi utilizado como entrada de referência no analisador. Nos ensaios realizados neste trabalho os filtros presentes nos processadores de sinal dos transdutores foram desativados, de modo a avaliar apenas o efeito dos tubos, transdutores de pressão e pneumotacógrafos.

### Avaliação da influência das conexões pneumáticas sobre a resposta em frequência do sistema de medida de pressão

A influência das compliâncias do tubo ( $C_t$ ) e do ar ( $C_{ar}$ ) foi estudada por meio da avaliação da resposta em frequência de sistemas de medida utilizando o mesmo transdutor de pressão (mesma compliância do diafragma,  $C_d$ ) com tubos compostos pelo mesmo material e de diferentes comprimentos

(25 cm, 50 cm e 100 cm, diâmetro interno de 0,4 cm). Este ensaio foi realizado para dois transdutores, Honeywell 163PC e Celesco LCVR em uma faixa de frequências entre 10 e 100 Hz.

### **Avaliação da influência da compliância do diafragma do transdutor sobre a resposta em frequência do sistema de medida de pressão**

Este item foi avaliado comparando as frequências de ressonância encontradas em sistemas de medida de pressão utilizando as mesmas conexões (mesmas compliâncias do tubo e do ar). Este estudo foi realizado para os transdutores Honeywell 163PC e Celesco LCVR. A assimetria na compliância da membrana dos transdutores e a influência desta na resposta em frequência dos sistemas de medida foi avaliada comparando-se a frequência de ressonância obtida invertendo a posição dos tubos no transdutor Elema (fundo de escala de 15 cm H<sub>2</sub>O). Este transdutor apresenta uma elevada assimetria, ao contrário dos transdutores Honeywell 163PC e Celesco LCVR.

### **Avaliação da influência das conexões pneumáticas sobre a resposta em frequência dos sistemas de medida de fluxo**

A influência das compliâncias do tubo (Ct) e do ar (Car) foi estudada por meio da avaliação da resposta em frequência de pneumotacógrafos utilizando o mesmo transdutor de pressão (mesma compliância do diafragma, Cd) com tubos de diferentes comprimentos (25 cm, 50 cm e 100 cm, diâmetro interno de 0,4 cm). Este ensaio foi realizado para dois transdutores, Fleisch n<sup>o</sup>2 e Silverman em uma faixa de frequências entre 5 e 100 Hz. Os transdutores foram mantidos dentro de sua região de resposta linear por meio do uso de um fluxo máximo menor que seu limite de linearidade (Finucane, 1972; Buess *et alii*, 1986). A análise destes transdutores foi efetuada de maneira semelhante à caracterização dos transdutores de pressão, sendo que neste caso, uma extremidade do PNT foi adaptada ao flange de saída e a outra extremidade foi deixada livre.

### **Avaliação da influência do tipo de pneumotacógrafo empregado sobre a resposta em frequência do sistema de medida de fluxo**

Esta análise foi realizada comparando as frequências de ressonância encontradas em sistemas de medida de fluxo utilizando as mesmas conexões (mesmas compliâncias do tubo e do ar), e mesmos transdutores diferenciais de pressão (Cd constante). Este estudo foi realizado para os transdutores tipo Fleisch n<sup>o</sup>2 e Silverman adaptados a um transdutor diferencial de pressão (TDP) tipo Honeywell 163PC.

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

### **Avaliação da influência das conexões pneumáticas sobre a resposta em frequência do sistema de medida de pressão**

Os resultados da análise harmônica efetuada com o transdutor diferencial de pressão Honeywell 163PC para diferentes comprimentos do tubo de conexão, são mostrados na figura 6.

As curvas da Figura 7 ilustram os resultados obtidos com o transdutor diferencial de pressão Celesco LCVR.



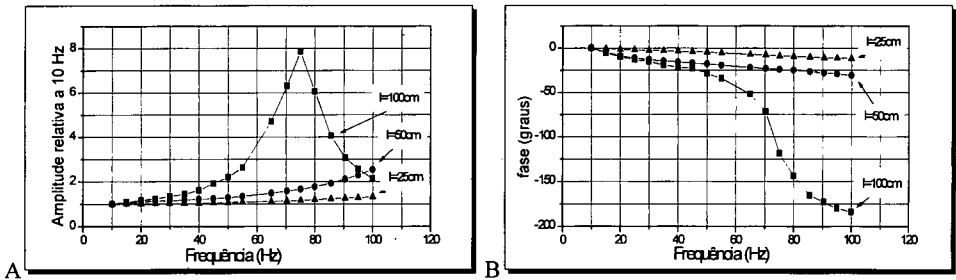


Figura 6 - Curvas de módulo (A) e fase (B) para o transdutor Honeywell 163PC adaptado a tubos de conexão com comprimentos de 25cm (▲), 50cm (●) e 100cm (■).

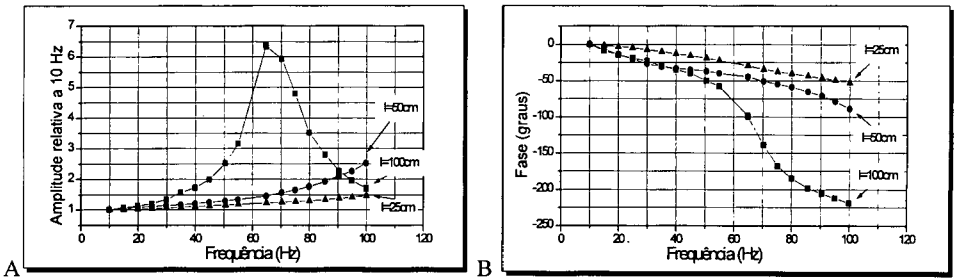


Figura 7 - Curvas de módulo (A) e fase (B) para o transdutor de pressão Celesco LCVR adaptado a tubos de conexão com comprimentos de 25cm (▲), 50cm (●) e 100cm (■).

Note que os resultados das Figuras 6 e 7 seguem o padrão reportado anteriormente pela literatura (Jackson e Vinegar, 1979; Francis *et alii*, 1979; Farré *et alii*, 1986).

No que se refere às influências das compliâncias e inertâncias relativas ao tubo, um aumento no comprimento do tubo implica em um acréscimo do ar no interior deste, com o conseqüente aumento da compliância ( $C_{ar}$ ) e da inertância ( $I_t$ ). O aumento do comprimento do tubo leva, ainda, a um aumento da compliância referente às paredes do mesmo ( $C_t$ ). O modelo proposto na Figura 2 nos permite inferir que estes aumentos implicam em uma diminuição da frequência de ressonância. Este comportamento é confirmado nas Figuras 6 e 7. A Figura 8 mostra os resultados obtidos para a frequência de ressonância para sistemas de medida de pressão, quando da utilização de uma faixa mais extensa de variação de comprimentos para os tubos de conexão. Os resultados obtidos na Figura 8 evidenciam um comportamento de acordo com aquele proposto no modelo da Figura 2.

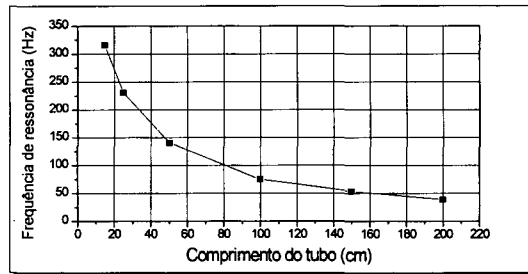


Figura 8 - Frequências de ressonância apresentadas por sistemas de medida de pressão com o transdutor Honeywell 163 PC adaptado a tubos de conexão de comprimentos variando entre 15 e 200 cm.

#### **Avaliação da influência da compliância do diafragma do transdutor sobre a resposta em frequência do sistema de medida de pressão**

Analisando as curvas obtidas na seção anterior concluímos que, para tubos de mesmo comprimento, as frequências de ressonância para o TDP Honeywell 163PC são maiores que as do TDP Celesco LCVR. Este é um fato esperado pelo princípio de funcionamento dos transdutores; o TDP Honeywell 163 PC é piezoresistivo, enquanto o TDP Celesco LCVR é do tipo relutância variável. Esta diferença confere à membrana do transdutor Honeywell 163PC uma rigidez mais elevada que a do Celesco, e conseqüentemente uma menor compliância do diafragma (Cd). A análise da equação (4) permite prever a frequência de ressonância mais elevada deste transdutor. Este resultado encontra-se em concordância com o estudo desenvolvido por Duvivier *et alii* (1991).

A Tabela 2 sumariza os resultados obtidos para as frequências de ressonância dos sistemas de medida de pressão utilizando o transdutor Elema nas duas tomadas de pressão. Nesta tabela (+) significa excitação do sistema pelo terminal que implica em uma variação positiva de pressão, enquanto (-) significa uma excitação pelo terminal que implica em uma variação negativa de pressão.

Primeiramente, podemos observar na Tabela 2 que as frequências de ressonância do sistema de medida de pressão com o transdutor Elema são menores que as apresentadas pelos transdutores Honeywell 163PC e Celesco LCVR, para um mesmo comprimento do tubo de conexão. Este fato pode ser esperado em função do princípio de funcionamento deste transdutor. O princípio capacitivo utilizado neste transdutor, de um modo geral, implica em um valor elevado para a compliância do diafragma, o que pela análise da equação (4) permite prever uma menor frequência de ressonância. A análise dos sistemas com diferentes transdutores e mesmos tubos evidencia uma compliância devido aos transdutores maior para o Elema seguido pelo Celesco LCVR e menor para o Honeywell 163PC. Na Tabela 2 foi observada uma menor compliância (maiores frequências de ressonância) quando do uso da tomada que implica em uma diminuição de pressão. Esta diferença nas frequências de ressonância do transdutor Elema pode ser atribuída a assimetrias no transdutor, sendo que estas assimetrias podem ser devidas a diferenças de volume nas câmaras (diferentes Car) das duas tomadas ou a diferenças na rigidez da membrana do transdutor (diferentes Cd).

Tabela 2 - Frequência de ressonância dos sistemas de medida de pressão com o transdutor Elema, utilizando diferentes tomadas de pressão.

Comprimento dos tubos (cm)	fr (Hz)	
	+	-
25	35	41
50	34	38
100	29	33
150	24	27
200	22	25

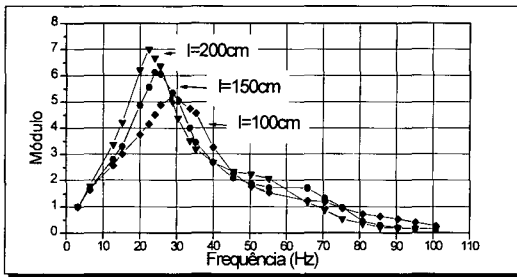


Figura 9 - Módulo da resposta em frequência de sistemas de medida de pressão compostos por um transdutor Elema acoplado a tubos com comprimento de 100 (◇), 150 (○) e 200 cm (▽).

A influência do comprimento do tubo no fator de amortecimento é ilustrada na Figura 9. Estes resultados estão em concordância com o comportamento geral previsto no trabalho realizado por Proulx *et alii* (1979). O fator de amortecimento nestas curvas pode ser analisado por meio das equações (5) e (3). A partir destas podemos inferir que neste sistema, onde a compliância do diafragma é predominante, o aumento do comprimento do tubo irá implicar principalmente no aumento na inércia deste. Assim, neste caso, o aumento no comprimento do tubo leva a uma diminuição no fator de amortecimento do sistema.

#### Avaliação da influência das conexões pneumáticas sobre a resposta em frequência dos sistemas de medida de fluxo

As curvas das Figuras 10 e 11 ilustram o comportamento da resposta em frequência de sistemas de medida de fluxo, em função de diferentes comprimentos para o tubo de conexão ao transdutor diferencial de pressão. Na figura 10, estes resultados foram obtidos com o pneumotacógrafo Fleisch no. 2 acoplado a um transdutor diferencial de pressão Honeywell 163 PC. As curvas da Figura 11 mostram os resultados obtidos com o pneumotacógrafo Silverman acoplado a um transdutor diferencial de pressão Honeywell 163 PC. Inicialmente, podemos observar que as curvas obtidas seguem o padrão descrito pela literatura (Jackson e Vinegar, 1979;

Peslin *et alii*, 1972; Buess *et alii*, 1986). A Tabela 3 sumariza as frequências de ressonância encontradas nas Figuras 10 e 11.

Como anteriormente reportado (Jackson e Vinegar, 1979), observamos que a resposta do sistema de medição de fluxo é influenciada pelas características dos tubos de conexão aos transdutores de pressão, ocorrendo uma diminuição da frequência de ressonância do sistema com o aumento do comprimento dos tubos de conexão. Este comportamento pode ser previsto pelo modelo proposto na Figura 4. Neste, um aumento do comprimento do tubo implica em uma diminuição da frequência de ressonância presente nos ramos referentes ao transdutor diferencial de pressão, diminuindo a frequência de ressonância presente no sistema.

A comparação das frequências de ressonância no sistema de medida de pressão descritos na Figura 8 com as ressonâncias principais no sistema de medida de fluxo sumarizados na Tabela 3 sugere a existência de duas ressonâncias no sistema de medida de fluxo; uma derivada do PNT e outra do sistema de medida de pressão. Assim sendo, para tubos com comprimentos de 100 cm, as ressonâncias se sobrepõem. As curvas referentes a tubos com 50 cm de comprimento exibem uma segunda ressonância acima da faixa estudada devida provavelmente ao sistema de medida de pressão, que para este comprimento apresenta uma frequência de ressonância em torno de 130 Hz. Para tubos de 25 cm de comprimento, a ressonância referente ao sistema de medida de pressão encontra-se próxima a 225 Hz, suficientemente distante para não apresentar reflexos na faixa estudada.

Tabela 3 - Frequências de ressonância para os pneumotacógrafos Fleisch e Silverman acoplados a um transdutor diferencial de pressão Honneywell 163PC por diferentes tubos de conexão.

Comprimento do tubo de conexão (cm)	Ressonância do sistema com PNT Fleisch (Hz)	Ressonância do sistema com PNT Silverman (Hz)
25	60	55
50	65	50
100	70	55

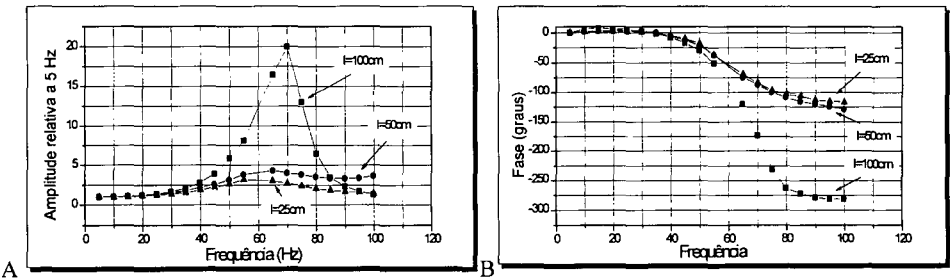


Figura 10 - Comportamento do módulo (A) e da fase (B) do sistema de medida de fluxo com pneumotacógrafo Fleisch no. 2 adaptado a tubos de conexão ao transdutor de pressão de 25cm ( $\Delta$ ), 50cm ( $\circ$ ) e 100cm ( $\square$ ) de comprimento.

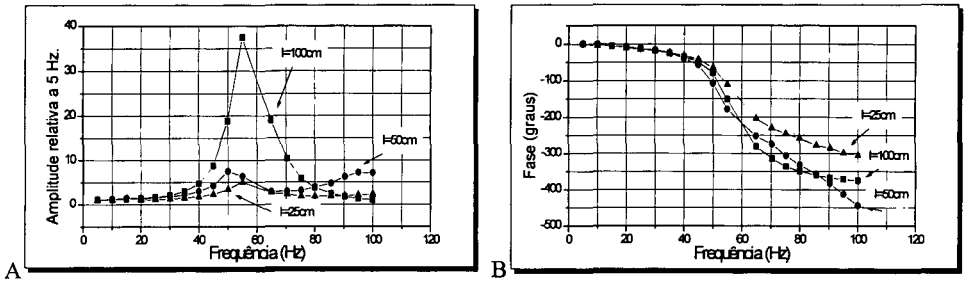


Figura 11 - Comportamento do módulo (A) e da fase (B) do sistema de medida de fluxo com pneumotacógrafo tipo Silverman adaptado a tubos de conexão ao transdutor diferencial de pressão de 25cm (▲), 50cm (●) e 100cm (■) de comprimento.

### Avaliação da influência do tipo de pneumotacógrafo empregado sobre a resposta em frequência do sistema de medida de fluxo

Os resultados da Tabela 3 indicam uma dependência da frequência de ressonância em relação ao volume do pneumotacógrafo. O pneumotacógrafo tipo Fleisch, de menor volume, apresenta uma frequência de ressonância maior que a exibida pelo PNT Silverman, de volume maior. Esta dependência também é evidenciada no estudo realizado por Fry (1957), no qual a influência do sistema de transdução foi minimizada mantendo os tubos de conexão curtos.

No estudo realizado por Jackson e Vinegar (1979) o pneumotacógrafo tipo Silverman possuía uma faixa de ganho unitário maior que a do componente tipo Fleisch #1, sendo mais adequado para uso em frequências elevadas. A comparação da fase inicial das curvas dos dois pneumotacógrafos estudados neste trabalho mostra que os dispositivos não apresentam uma diferença significativa em termos da faixa de ganho unitário. É conhecido na literatura, e confirmado no presente trabalho, que a resposta em frequência dos sistemas de medida de fluxo é fortemente influenciada pelas conexões pneumáticas e pelo transdutor de pressão. Isto pode explicar as diferenças encontradas entre os dois trabalhos.

### CONCLUSÕES

Os sistemas de medida de pressão podem ser modelados aproximadamente como um sistema de segunda ordem subamortecido. Nestes, a faixa de ganho unitário, onde o sistema não apresenta distorções, pode ser estendida por meio da utilização de tubos de conexão que sejam os mais rígidos e curtos possível. De um modo geral, os resultados do presente trabalho sugerem a utilização de transdutores diferenciais de pressão na seguinte ordem de preferência: piezoresistivos - relutância variável - capacitivos. Esta escolha é efetuada de maneira a conferir a menor compliância para a membrana empregada no sistema de medida.

A faixa de ganho unitário, em sistemas de medida de fluxo, pode ser estendida seguindo as mesmas orientações que os sistemas de medida de pressão.

### AGRADECIMENTOS

Ao CNPq pelo apoio financeiro e a um dos revisores pelo atento trabalho.

### REFERÊNCIAS

- BUESS, C., PIETSCH, P., and GUGGENBUHL, W. (1986). "Design and construction of a pulsed ultrasonic air flowmeter", *IEEE Trans. of Biomedical Eng.*, BME 33, n. 8, p. 768-774.
- DAMENSTEIN A., STOUT, R. L., WESSEL, H. U. and PAUL, M. H. (1976). "Electronic compensator for pressure waveform distortion by fluid filled catheters", *Med. & Biol. Eng. & Comput.* p. 186-191, Mar.
- DESAGER, K. N., BUHR, W., WILLEMEN, M., VAN BEVER, H. P., de BACKER, W., VERMEIRE, P. A., and LÂNDSEER, F. J. (1991). "Measurement of Total Respiratory Impedance in Infants by Forced Oscillation Technique", *Journal of Applied Physiology*. v. 72, n. 2, p. 770-776.
- DUVIVIER, C., ROTGER, M., FELICIO DA SILVA, J., PESLIN, R. and NAVAJAS D. (1991). "Static and Dynamic Performances of Variable Reluctance and Piezoresistive Pressure Transducers for Forced Oscillation Measurements", *Eur. Respir. Rev.* v. 1, n. 3, p. 146-150.
- FARRÉ, R., NAVAJAS, D. and ROTGER M. 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., PESLIN, R., NAVAJAS, D., GALLINA, C. and SUKI, B. (1989a). "Analisis of the dynamic characteristics of pressure transducers for studying respiratory mechanics at high frequencies", *Med. & Biol. Eng. & Comput.* v. 27, p. 531-537.
- FARRÉ, R., PESLIN, R., OOSTVEN E. SUKI, B., DUVIVIER C. and NAVAJAS, D. (1989b). Human respiratory impedance from 8 to 256 Hz corrected for upper airway shunt". *J. Appl. Physiol.* v. 67, n. 5, p. 1973-1981.
- FARRÉ, R. NAVAJAS, D., PESLIN, R. ROTGER, M. and DUVIVIER, C. (1989c). "A correction procedure for the asymmetry of differential pressure transducers in respiratory impedance measurements", *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. 36, n. 11, p. 1137-1140.
- 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.
- FINUCANE, K. E. (1972). "Linearity and frequency response of pneumotachographs", *J. Appl. Physiol.* v. 12, n. 1, p. 121-126.

- FRANCIS, G., GELFAND, R. and PETERSON, R. E. (1979). "Effects of gas density on the frequency response of gas-filled pressure transducers", *J. Appl. Physiol.* v. 47, n. 3, p. 631-637.
- FRY, D. L. (1957). "Evaluation of three types of respiratory flowmeters", *J. Appl. Physiol.* v. 10, p. 210-214.
- JACKSON, A. C. and VINEGAR, A. (1979). "A technique for measuring frequency response of pressure. v. and flow transducers", *J. Appl. Physiol.* v. 47, n. 2, p. 462-467.
- JACKSON, A. C., GIRURDANELLA, C. A. and DORKIN, H. L. (1989). "Density dependence of respiratory system impedances between 5 and 320 Hz in humans", *J. Appl. Physiol.* v. 67, n. 6, p. 2323-2330.
- JACKSON, A. C., SUKI, B., UCAR, M. and HABIB, R., (1993). "Branching airway network models for analysing high-frequency lung input impedance", *J. Appl. Physiol.* v. 75, n. 1, p. 217-227.
- 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.
- MELO, P. L., WERNECK, M. M. e GIANNELLA-NETO, A. (1996). "Instrumentação para análise do sistema respiratório pela técnica de oscilações forçadas: gerador de sinais servocontrolado", *RBE - Revista Brasileira de Engenharia - Caderno de Engenharia Biomédica*. v. 12, n. 3, p. 7-18.
- PESLIN, R., MORINET-LAMBERT, J. et DUVIVIER, C. (1972). "Etude de la réponse en fréquence de pneumotachographes", *Bull. Physio-path. Resp.* v. 8, p. 1363-1376.
- PESLIN, R., JARDIN, P., DUVIVIER, C. and BEGIN, P. (1984). "In-phase rejection requirements for measuring respiratory input impedance", *J. Appl. Physiol.* v. 56, n. 3, p. 804-809.
- PROULX, P. A., HARF, A., LORINO, H., ATLAN, G. and LAURENT, D. (1979). "Dynamic characteristics of air-filled differential pressure transducers", *J. Appl. Physiol.* v. 46, n. 3, p. 608-614.
- SHAPIRO, G. G., and KROVELTZ, L. J. (1970). "Damped and undamped frequency responses of underdamped catheter manometer systems", *Am. Heart J.* v. 80, n. 2, p. 226-236.
- WEBSTER, J. G. (1978). *Medical instrumentation, application and design*, Boston: Houghton Mifflin.

**ANALYSIS OF THE FREQUENCY RESPONSE OF PRESSURE AND FLOW MEASUREMENT SYSTEMS USED IN RESPIRATORY PHYSIOLOGY**

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

**ABSTRACT** -- In this work, the importance of pressure and flow transducers frequency response analysis in several analytical methods applied to characterize the respiratory system was discussed. The operational principles of these transducers were briefly reviewed. Electrical models were proposed in order to predict the influence of each system's component on the frequency response. The results obtained by differential pressure transducers (Honeywell 163PC, Celesco LCVR and Elema) and pneumotachographs (Fleisch n°2 and Silverman) using a servocontrolled forced oscillations generator were described. Finally, we discussed these results based on the proposed models and on the literature.

**Keywords:** Ventilatory Mechanics, Frequency Response, Flow Transducers, Pressure Transducers.

---

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

<sup>2</sup> Lecturer at the Biomedical Engineering Program/COPPE/UFRJ, coordinator of the Instrumentation Laboratory, E-mail: Werneck@serv.peb.ufrj.br

<sup>3</sup> Professor at the Biomedical Engineering Program COPPE/UFRJ, coordinator of the Pulmonary Engineering Laboratory, E-mail agn.@peb.ufrj.br