TRANSDUTOR DE PRESSÃO DIFERENCIAL CAPACITIVO PARA MEDIÇÕES DE FLUXO VENTILATÓRIO

C.L.C.Oliveira*, C.R.Strauss Vieira e A.Giannella Netto**

Resumo -- Este trabalho refere-se ao desenvolvimento e construção de um transdutor de pressão diferencial, capacitivo, para utilização com sistemas de medição de fluxo ventilatório. O transdutor funciona linearmente desde 0 até ± 20 mmH_2O na faixa de frequência de 0 a 40Hz. Para avaliação das características estáticas e dinâmicas do transdutor e para estender sua viabilidade de operação com o sistema de fluxo, desenvolveu-se uma teoria eletro-mecânica. A partir destes estudos e de testes realizados no protótipo, estabeleceu-se os limites de funcionamento confiáveis do transdutor.

INTRODUÇÃO

Na obtenção de dados da função ventilatória pulmonar, tem-se empregado, recentemente, de modo preferencial, sistemas de medição utilizando pneumotacógrafos.

Em tais sistemas, o paciente realiza manobras ventilatórias no pneumotacógrafo, o qual transforma o fluxo em um sinal de pressão diferencial que é convertido pelo transdutor e seus circuitos em um sinal elétrico, o qual pode ser registrado analogicamente, ou sofrer processamento digital obtendo-se parâmetros da função ventilatória pulmonar visando o diagnóstico de pneumopatias, monitoração de pacientes e também estudo da fisiologia ventilatória, conforme diagrama da Figura 1.

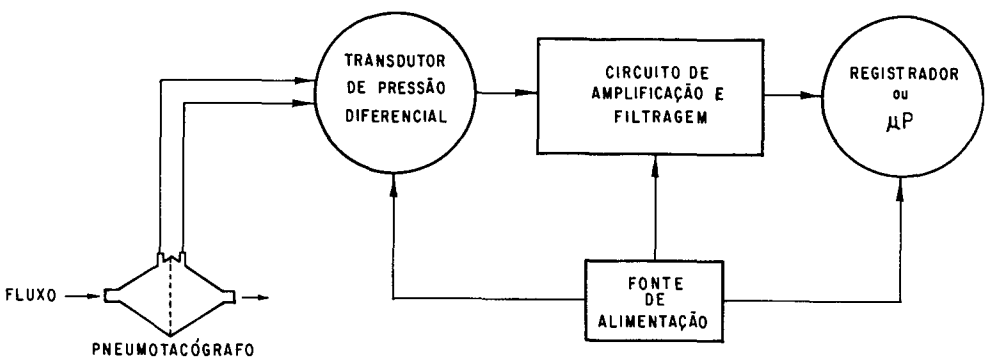

Figura 1. Sistema de Medição de Fluxo Ventilatório

* Departamento de Biofísica e Radiobiologia da UFPE
** Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

Embora este sistema ofereça vantagens na precisão dos resultados e facilidade de manuseio, seu emprego é limitado pelo elevado custo de importação do pneumotacógrafo e do transdutor de pressão diferencial. Com o objetivo de desenvolver transdutores de pressão diferencial, para este método de medição, a baixo custo e com tecnologia nacional, realizou-se o presente trabalho.

CARACTERÍSTICAS DOS TRANSDUTORES CAPACITIVOS PARA SISTEMAS DE ANÁLISE DE FLUXO VENTILATÓRIO

Vários são os princípios utilizados na transdução de pressão em um sinal elétrico, Lax & cols. (1956), Rappaport et alii (1944), Rein & cols. (1940). Os transdutores de pressão capacitivos são porém os que oferecem uma combinação de características físicas, Foldvari et alii (1964), von Vick (1965) dificilmente encontradas em outros transdutores.

1. Ao contrário dos sistemas piezoelétricos os transdutores de pressão capacitivos permitem sensibilidade DC.

2. O Coeficiente de temperatura da constante dielétrica do ar é várias vezes menor que o coeficiente de temperatura dos materiais usados em transdutores resistivos, ou dos materiais ferrosos usados na construção dos transdutores indutivos ou relutivos.

3. O transdutor capacitivo pode ser isolado facilmente contra o efeito de campos elétricos externos. Não é afetado por campos magnéticos, como os transdutores magnéticos, e não produz campos elétricos consideráveis.

As primeiras investigações sobre transdutores capacitivos são devidas a Whiddington & cols. (1920), (1922), (1923), (1925). Pesquisas posteriores foram desenvolvidas por Wulf (1925), Boucek & cols. (1959), Krobath & Reed(1964), Foldvari & Lion (1964) e Lion (1964), possibilitando o projeto de transdutores capacitivos de baixo custo, boas características mecânicas e elétricas.

Apesar das vantagens acima comentadas, um transdutor capacitivo possui limitações que devem ser consideradas no projeto deste tipo de transdutor, ou em sua escolha entre os diferentes tipos de transdutores, para operação com determinado sistema:

1. Os fios das placas do capacitor devem ser curtos a fim de minimizar a capacitância parasítica.

2. Possui alta impedância de saída o que limita sua resposta de frequência.

3. É sensível a variações de temperatura, dependendo da construção mecânica e do material utilizado.

FUNDAMENTOS TEÓRICOS MECÂNICOS

O modelo desenvolvido consta de uma placa circular plana de uma liga metálica elástica, Norton (1969), Mark (1958), fixada nas extremidades e colocada entre duas placas fixas e paralelas de modo a formar duas câmaras cuja transdução de pressão diferencial é obtida através da variação da capacitância entre cada uma delas quando a placa central é deflexionada por uma pressão diferencial aplicada entre seus dois lados, conforme Figura 2.

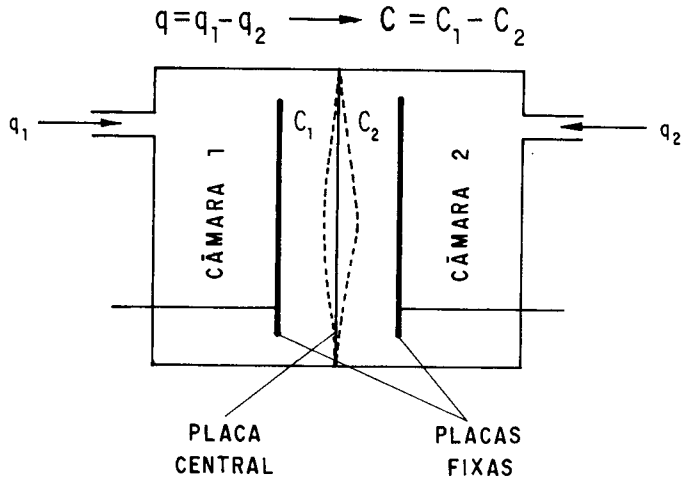

Figura 2. Transdutor de Pressão Diferencial Capacitivo (segundo Cobbold(2), Geddes(4), Foldvari(3) e Norton (13).

A placa utilizada obedece à teoria da deflexão de placas circulares planas presas radialmente, não tracionadas e submetidas a cargas uniformes, Timoshenko e Krieger (1959), Porter (1960), conforme figura 3.

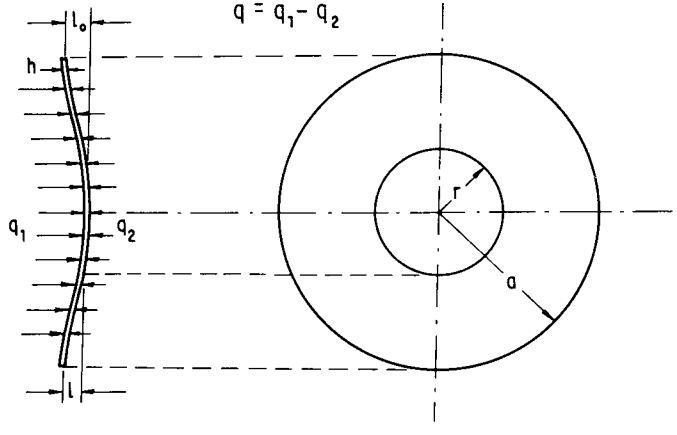

Figura 3. Placa circular plana presa radialmente, não tracionada, e submetida a carga uniforme q.

A solução exata das equações de equilíbrio desta placa é devida a Way (1934). Esta solução no entanto apresenta-se em forma gráfica, conforme Figura 4, ou tabulada. Soluções aproximadas, expressas de forma algébrica, são devidas a Nadai (1925), Timoshenko & Krieger (1959) e Griffith (1927).

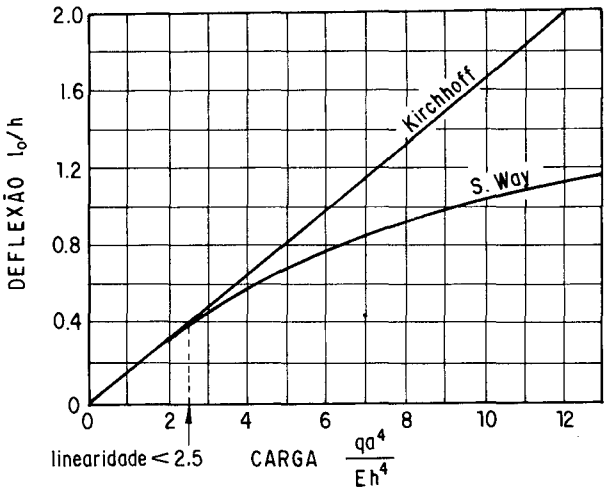

Figura 4. Solução gráfica de Way(23) e Kirchhoff(6) para equação de equilíbrio de deflexão da placa plana.

O projeto mecânico de um transdutor de pressão, construído segundo a teoria acima desenvolvida, oferece uma série de vantagens:

1. Uma placa que obedeça às condições da teoria de Kirchhoff(1877)($\ell_0/h<0,4$), apresenta a característica de deflexão versus carga linear e quase não exibe

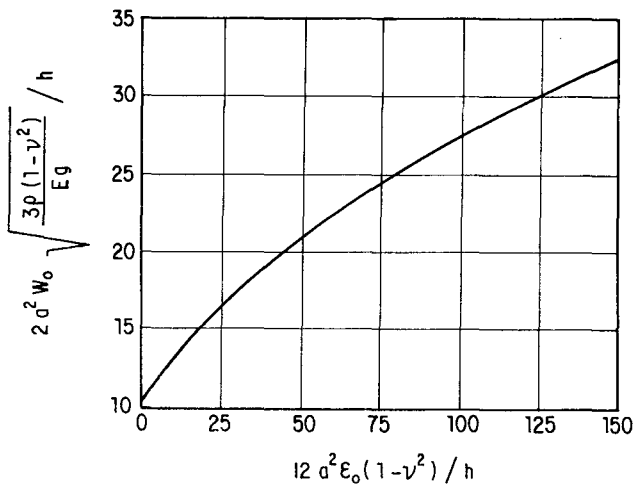

Figura 5. Solução gráfica para a frequência natural fundamental w_0 de uma placa circular plana, presa sob tensão radial ε_0.

Uma solução aproximada, expressa de forma algébrica, foi desenvolvida por Timoshenko & Krieger (1959), e segundo estes autores a deflexão ℓ, a partir do repouso, a uma distância r do centro de uma placa circular de raio a nas condições da placa da Figura 3, é dada por:

$$\ell = \ell_0 \left[1 - \frac{r^2}{a^2} \right]^2 \tag{1}$$

onde ℓ_0 corresponde à deflexão máxima no centro da placa de espessura h submetida a uma carga diferencial q uniformemente distribuida, sendo expresso por:

$$\ell_0 = \frac{qa^4}{64D} \cdot \frac{1}{1 + 0,488 \frac{\ell_0^2}{h^2}} \tag{2}$$

onde D é o coeficiente de deflexão e engloba as características mecânicas do material, ou seja, o módulo de Young E e a razão de Poisson ν, assumindo o valor:

$$D = \frac{Eh^3}{12(1 - \nu^2)} \tag{3}$$

Para deflexões infinitesimais, isto é, para valores de $\ell_0/h < 0,4$ a função ℓ torna-se aproximadamente linear coincidindo com a teoria de Kirchhoff, conforme mostra a Figura 4, na qual ℓ assume o valor:

$$\ell = \frac{qa^4}{64D} \left[1 - \frac{r^2}{a^2} \right]^2 \tag{4}$$

Nesta condição, pela Figura 4:

$$\frac{qa^4}{Eh^4} < 2,5 \tag{5}$$

Pela inequação (5), para cada material, é possível se determinar o valor da razão a/h correspondente a pressão máxima q_m abaixo da qual ℓ será diretamente proporcional a q.

A resposta dinâmica, no vácuo, de uma placa circular plana, presa sob tensão radial ε_0 , foi desenvolvida por Patterson (1952), e seu resultado apresentado graficamente conforme Figura 5. Para uma placa de peso específico ρ, sem tensões radiais (ε_0=0), e sujeita à aceleração da gravidade g, a Figura 5 fornece uma frequência natural f_0 de:

$$f_0 = \frac{2,56\ h}{\Pi\ a^2} \sqrt{\frac{gE}{3\rho\ (1 - \nu^2)}} \tag{6}$$

Pela equação (6) uma maior frequência natural exige uma maior espessura ou menor diâmetro da placa, o que restringe a sensibilidade do transdutor.

histerese para deslocamentos desta ordem.

2. Devido à sua pequena massa, quase não oferece resistência contra o sistema medido, apresentando portanto ótimas características de resposta dinâmica.

3. Quando o bastidor que prende a placa central possui o mesmo coeficiente de dilatação térmica da placa, a estrutura apresenta-se termicamente estável.

4. O limite de pressão no qual o transdutor é utilizado é grande e pode ser convenientemente escolhido variando-se a razão raio/espessura da placa central.

Chama-se especial atenção à segunda vantagem, que diz respeito às características dinâmicas da placa central. Deve-se ter em mente que embora ela apresente ótima resposta dinâmica, o transdutor é formado por um sistema mecânico que além da placa central consta de câmaras, saídas de pressão e um fluído, apresentando, portanto, certa compliância, resistência e inertância, o que vem a contribuir para a modificação da resposta dinâmica do transdutor.

FUNDAMENTOS TEÓRICOS ELÉTRICOS

Basicamente, o transdutor consiste de duas placas planas e paralelas de área a separadas por um dielétrico ε a uma distância d. A capacitância de tal sistema, obtida a partir das equações de Gauss para campos elétricos e dos potenciais para campos eletrostáticos, é dada por:

$$C = \frac{\varepsilon a}{d} \tag{7}$$

Para o caso de um capacitor diferencial, conforme Figura 6, as capacitâncias dC_1 e dC_2 de cada capacitor de unidade de área $2\Pi rdr$, devido à deflexão da placa central nas condições da Figura 3, fazendo-se analogia com a equação (7), é dada por, Welkowitz e Deutsch (1976):

$$dC_1 = \frac{\varepsilon 2\Pi r dr}{d - \ell} \tag{8}$$

$$dC_2 = \frac{\varepsilon 2\Pi r dr}{d + \ell} \tag{9}$$

A capacitância diferencial dC será:

$$dC = dC_1 - dC_2 = \frac{\varepsilon 4\Pi r \ell dr}{d^2 - \ell^2} \tag{10}$$

Substituindo a equação (1) na equação (10) e reordenando:

$$dC = \frac{4\Pi\varepsilon a^4}{\ell_0} \cdot \frac{(a^2 - r^2)^2 \, r \, dr}{\frac{d^2 a^8}{\ell_0^2} - (a^2 - r^2)^4} \tag{11}$$

Fazendo substituição de variáveis,

$$x^4 = \frac{d^2 a^8}{\ell_0^2} \tag{12}$$

$$y = a^2 - r^2 \tag{13}$$

$$dr = -\frac{1}{2}\ (a^2 - y)^{-1/2}\ dy \tag{14}$$

na equação (11), obtemos:

$$dC = -\frac{2\Pi\varepsilon a^4}{\ell_0} \cdot \frac{y^2}{x^4 - y^4}\ dy \tag{15}$$

Integrando a equação (15):

$$C = \frac{2\Pi\varepsilon a^4}{\ell_0} \int_{a^2}^{0} \frac{y^2}{x^4 - y^4} \cdot dy \tag{16}$$

$$C = \frac{2\Pi\varepsilon a^4}{\ell_0} \left\{ \frac{1}{4x} \ln \left| \frac{(x+y)}{(x-y)} \right| - \frac{1}{2x} \operatorname{arctg} \frac{y}{x} \right\}_{a^2}^{0} \tag{17}$$

Substituindo a equação (13) na equação (17) e substituindo os limites de r = 0 a r = a:

$$C = \frac{\Pi\varepsilon a^4}{\ell_0} \left\{ \frac{1}{2x} \cdot \ln \left| \frac{(x+a^2)}{(x-a^2)} \right| - \frac{1}{x} \cdot \operatorname{arctg} \frac{a^2}{x} \right\} \tag{18}$$

onde x é dado pela equação (12) supondo x >0.

Embora a equação (18) não represente o valor exato da capacitância diferencial C, pois considerou-se os campos elétricos retilíneos entre os elementos de área das duas placas, ela aproxima-se do valor exato quando d >> ℓ_0.

A capacitância diferencial C dada pela equação (18) tende a ser diretamente proporcional à pressão diferencial q a medida que d >> ℓ_0, como expresso no gráfico da Figura 7, onde calculou-se C para placas de raio a = 26mm, afastamento d = 0,5mm e espessuras h_1 = 0,10mm e h_2 = 0,15mm.

A capacitância diferencial C, calculada acima, é detetada pelas rêdes T gêmeas de diodos desenvolvidos por Lion e ilustradas na Figura 8 com as respectivas formas de ondas. O valor médio E_0 é dado por:

$$E_0 = E_i R_L \frac{(R_0 + 2R_L)}{(R_0 + R_L)^2} R_0 f \left(C_1 - C_2 - C_1 e^{-\frac{k_1}{2f}} + C_2 e^{-\frac{k_2}{2f}}\right) \tag{19}$$

onde f = 1/T é a frequência de $e_i(t)$ e $1/k_1$ e $1/k_2$ são as constantes de tempo com as quais os capacitores C_1 e C_2 descarregam-se através de R_0 e R_L, sendo dadas por:

$$\frac{1}{k_1} = \frac{R_0 C_1 (R_0 + 2 R_L)}{R_0 + R_L} \tag{20}$$

$$\frac{1}{k_2} = \frac{R_0 C_2 (R_0 + R_L)}{R_0 + R_L} \qquad (21)$$

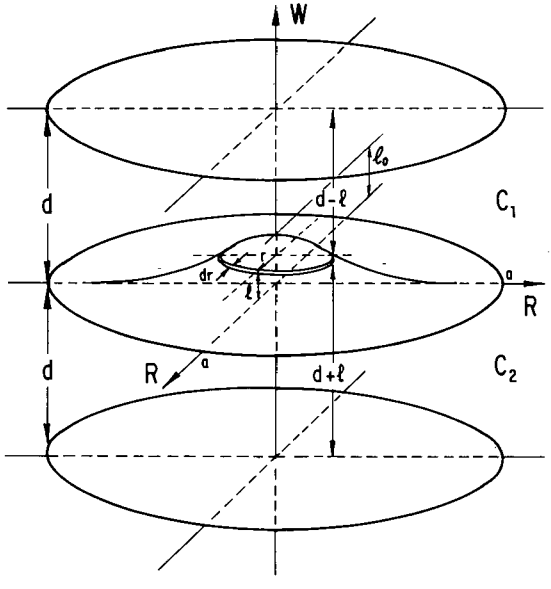

Figura 6. Capacitor Diferencial $C = C_1 - C_2$

No caso do capacitor diferencial $C = C_1 - C_2$, durante o repouso, $C_1 = C_2 = C_0$ e as constantes de tempo $1/k_1 = 1/k_2 = k_0$, onde pela equação (19) $E_0 = 0$.

Quando o circuito da figura 8 opera no ponto de máxima sensibilidade($2f/k_0 = 0,57$), a percentagem de não linearidade será menor de 1% quando para variações $C_1 = C_0 + C/2$ e $C_2 = C_0 - C/2$ tivermos $C < 0,5\ C_0$, e a equação (19) poderá ser aproximada para:

$$E_0 = E_i\ f\ R_0 R_L \frac{(R_0 + 2\ R_L)}{(R_0 + R_L)^2}\ (C_1 - C_2) \qquad (22)$$

onde observamos que a tensão E_0 será diretamente proporcional à capacitância diferencial C.

As componentes de altas frequências que aparecem à saida da rede, bem como o nível de tensão E_0, podem ser, respectivamente, eliminados por filtragem e amplificados convenientemente.

Uma característica importante em um sistema de medição de fluído ventilatório é a resposta dinâmica, uma vez que vários parâmetros ventilatórios utilizados dependem de uma boa resposta dinâmica.

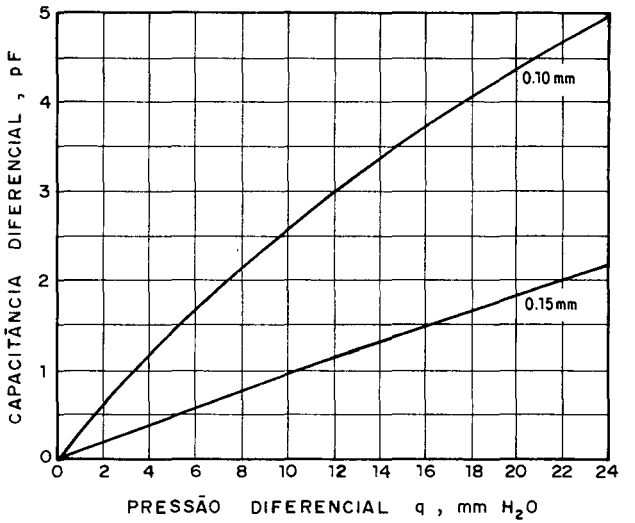

Figura 7. Capacitância diferencial C versus pressão diferencial q para placas de raio a = 26mm, afastamento d = 0,5mm e espessuras h_1 = 0,10mm e h_2 = 0,15mm.

A resposta de frequência de qualquer sistema com realimentação, de 2 polos ou mais, apresenta característica semelhante à Figura 9, onde estão traçadas curvas correspondentes a vários fatores de amortecimento ξ .

Para que o sinal de fluxo seja reproduzido fielmente, faz-se necessário que não haja ressonância dentro de sua faixa de frequência. Como para fatores de amortecimento menores que 1,0 o sistema será subamortecido, e o sinal oscilará em sua frequência natural, fazendo-se o fator de amortecimento igual a 1,0 garantiremos uma boa reprodução do sinal de fluxo.

Um sistema de 4ª. ordem, formado por dois de 2ª. ordem, Millman e Halkias (1972) e Willians (1975), de mesmo ganho A_{V_0}, apresenta a seguinte função de transferência:

$$A_V(s) = A_{V_0} \frac{w_0^2}{(s^2 + 2\xi w_0 + w_0^2)} \; A_{V_0} \frac{w_0^2}{(s^2 + 2\xi w_0 + w_0^2)} \tag{23}$$

onde $w_0 = 2\Pi f_0$, corresponde à frequência natural f_0.

Utilizando-se o filtro ativo passa-baixas de 4ª. ordem da Figura 10, cuja função transferência é dada por:

$$A_V(s) = A_{V_0} \frac{\left(\frac{1}{RC}\right)^2}{\left[s^2 + \frac{3 - A_{V_0}}{RC}\, s + \left(\frac{1}{RC}\right)^2\right]} \; A_{V_0} \cdot \frac{\left(\frac{1}{RC}\right)^2}{\left[s^2 + \frac{3 - A_{V_0}}{RC}\, s + \left(\frac{1}{RC}\right)^2\right]} \tag{24}$$

e comparando-se as equações (23) e (24) observamos que:

$$w_0 = \frac{1}{RC} \tag{25}$$

$$2\xi = 3 - A_{v_0} \tag{26}$$

Para que o filtro, dado pela equação (24), não apresente sub-amortecimento, deve-se ter a partir da equação (26):

$$A_{v_0} \leqslant 1 \tag{27}$$

condição na qual $\xi \geqslant 1$.

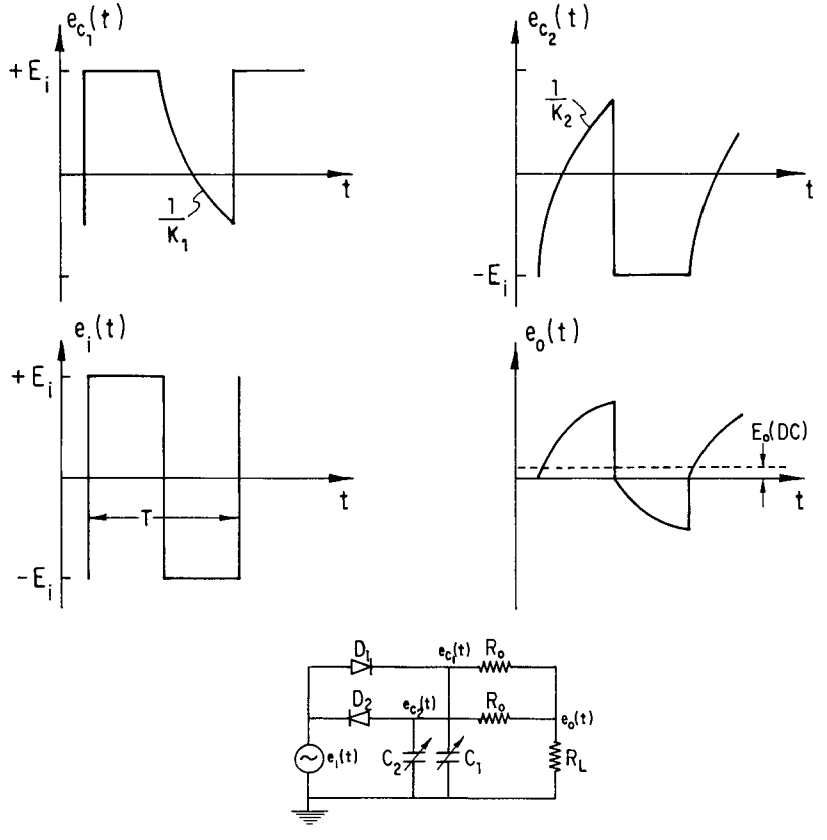

Figura 8. Redes T Gêmeas de Diodos
(Ver lista de componentes em anexo)

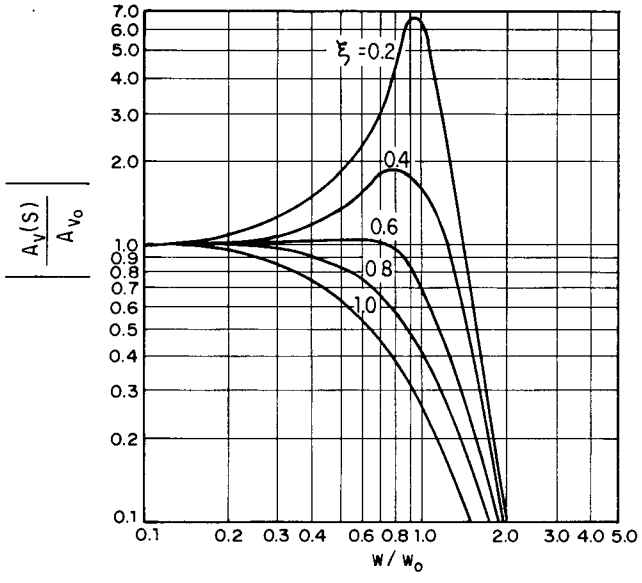

Figura 9. Diagrama normalizado do ganho em função da frequência de um amplificador com realimentação, de 4 pólos para vários fatores de amortecimento ξ.

Do gráfico da Figura 9, para $\xi = 1$, a frequência de corte normalizada será:

$$\frac{w_c}{w_0} = 0,44 \qquad (28)$$

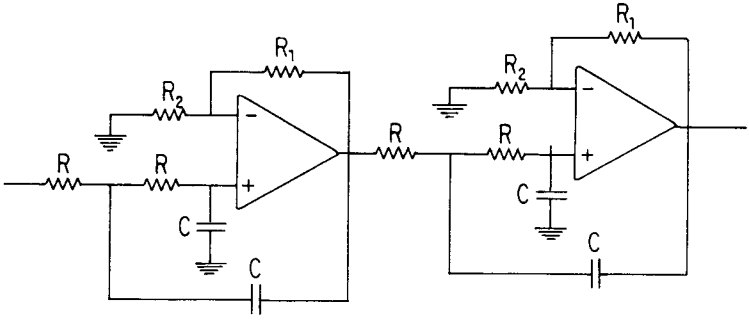

Figura 10. Filtro ativo passa-baixas de 4ª ordem
(Ver lista de componentes em anexo)

Substituindo a equação (25) na equação (28):

$$RC = \frac{0,44}{w_c} \tag{29}$$

onde

$$w_c = 2\Pi f_c \tag{30}$$

corresponde à frequência de corte f_c do filtro.

Da equação (29) podemos determinar os valores de R e C correspondentes à frequência de corte desejada.

PROJETO DO TRANSDUTOR E MÓDULO ELETRÔNICO

Tanto o projeto mecânico como elétrico do transdutor acha-se delimitado pelas características do sistema onde será utilizado. Em um sistema de medição de fluxo ventilatório, como o da Figura 1, a pressão diferencial máxima apresentada é da ordem de 20mm de H_2O, correspondente ao fluxo expiratório máximo (peak flow) de 800 ℓ/min, nos pneumotacógrafos [Nunn (1975)]. As frequências do sinal encontram-se dentro da faixa de 0 até 40Hz, Ray (1974), correspondente a banda de frequência do fluxo ventilatório.

O projeto do transdutor e módulo, corresponde à aplicação dos fundamentos teóricos desenvolvidos anteriormente, e visa além da transdução do sinal, controlá-lo para uso em um sistema de fluxo ventilatório.

O transdutor projetado, o qual aparece nas Figuras 11,12 utilizou como placa central uma liga metálica de bronze-fosforoso, fixada em um bastidor do mesmo metal, a fim de se obter estabilidade térmica. Com o objetivo de trabalhar na região linear de deflexão da placa, com o auxílio da inequação (5), determinou se para a pressão máxima q_m = 20mm H_2O o valor a/h = 192, o qual para o raio a = 26mm especifica a mínima espessura h = 0,135mm para se obter uma resposta linear de deflexão.

O projeto elétrico do transdutor visou a implementação de um circuito que apresentasse pequeno volume físico e ao mesmo tempo autonomia de operação, necessitando apenas de alimentação externa para seu uso. Tal circuito está mostrado na Figura 13 e consta de:

1. um oscilador, composto de um integrado CD 4047B, que fornece uma onda de 12 volts de amplitude pico-a-pico com uma frequência de 2MHz;
2. um filtro passa-altas com o objetivo de melhorar a estabilidade DC do sinal;
3. redes T gêmeas de diodos, projetadas com diodos 1N4152, com trr de 2 ns, a fim de acompanharem a frequências do oscilador;
4. um filtro passa-baixas, cujo objetivo é retirar os componentes de frequência de 2MHz que acompanha o nível DC do sinal;
5. um amplificador inversor que fornece à saída do transdutor um sinal de bom nível.

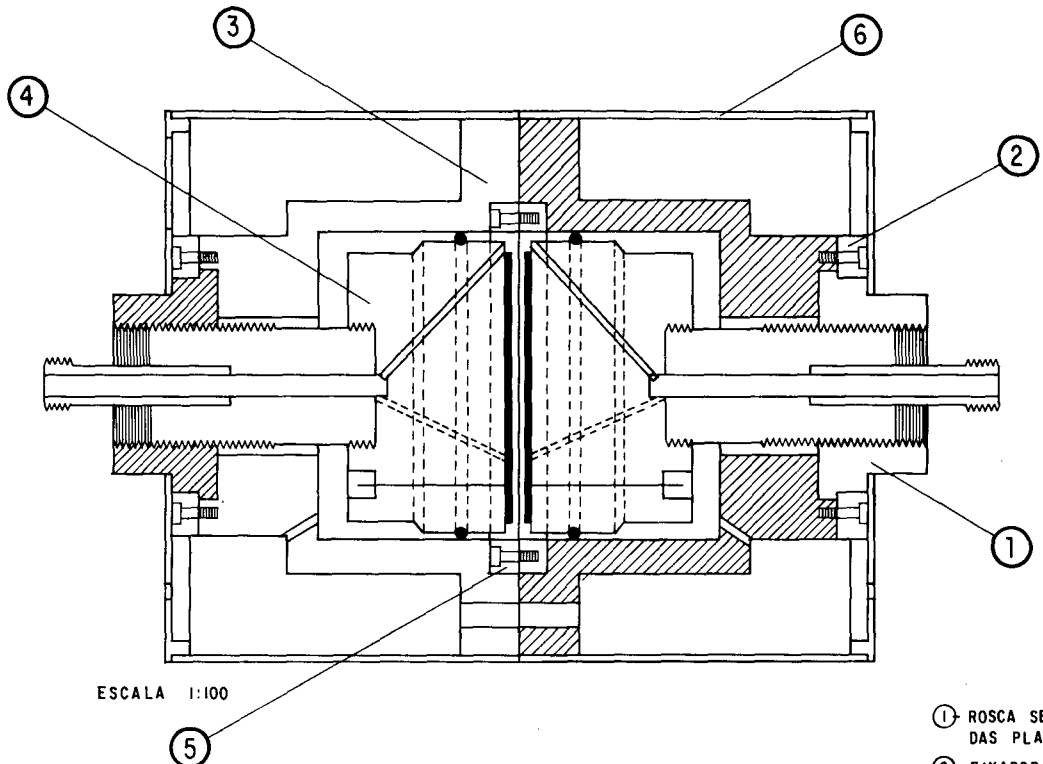

Figura 11. Vista geral do Transdutor

① ROSCA SEM-FIM PARA DESLOCAMENTO DAS PLACAS FIXAS DO CAPACITOR.
② FIXADOR DA ROSCA SEM-FIM.
③ SUPORTE DAS PLACAS FIXAS DO CAPACITOR.
④ PLACAS FIXAS DO CAPACITOR E ENTRADAS DE PRESSÃO.
⑤ BASTIDOR E PLACA CENTRAL
⑥ COBERTURA EXTERNA DO TRANSDUTOR.

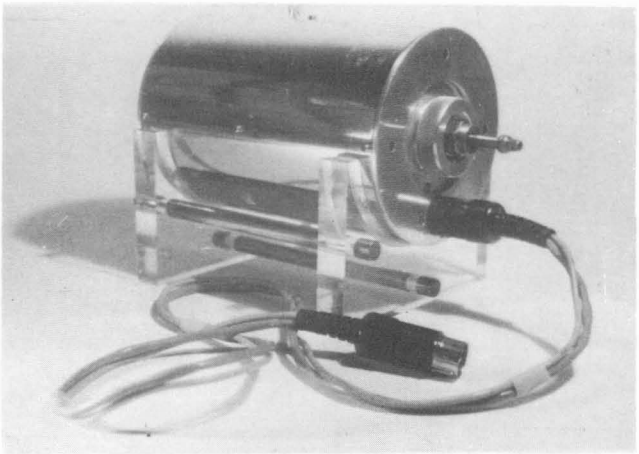

Figura 12. Foto do Transdutor

Embora o transdutor apresente um nível de sinal que permita utilizá-lo com diversos sistemas onde seja necessário a transdução de pressão diferencial, para o caso particular de seu uso em um sistema de medição de fluxo ventilatório, faz-se necessário limitar este sinal aos níveis de amplitude e faixa de frequência exigidos por estes sistemas. Para tanto, construiu-se o módulo de amplificação e filtragem, o qual consta de uma fonte de alimentação de baixo "ripple", que fornece tensões de ± 6 volts ao transdutor e módulo, e o circuito da Figura 14 que é composto de:

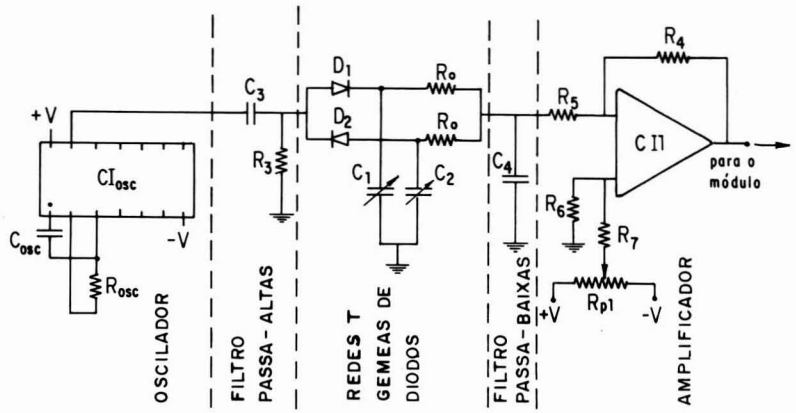

Figura 13. Circuito do transdutor
(ver lista de componentes em anexo)

1. um amplificador inversor com 5 níveis de ganhos e controle de ajuste de zero;

2. um filtro passa-baixas de 4ª ordem com frequência de corte de 40Hz, montado segundo as condições estabelecidas pela inequação (27).

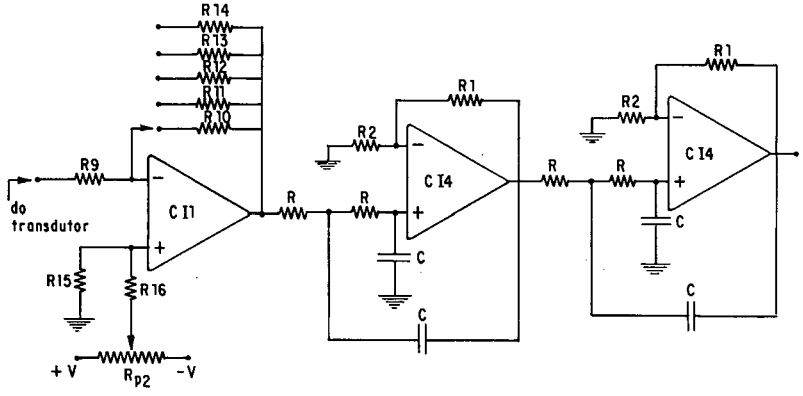

Figura 14. Circuito do módulo de amplificação e filtragem (ver lista de componentes em anexo)

CALIBRAÇÃO E TESTES COMPARATIVOS

A precisão de um transdutor, segundo Norton (1969), visa fornecer ao usuário informações sobre os erros, tais como percentagem do valor teórico, que determinam o nível de confiança, dentro do qual o transdutor será utilizado. Para o transdutor aqui desenvolvido, determinou-se a linearidade, repetibilidade, banda de erro estático e derivada no tempo (drift), para placas de bronze-fosforoso de raio a = 26mm e espessuras h = 0,15mm e h = 0,25mm, obtendo-se os valores da Tabela 1, a partir de medidas efetuadas conforme a Tabela 2 e Figura 15.

A linearidade foi determinada como o ponto de maior distância à reta de regressão levantada a partir da média de quatro ciclos de calibração (ver Tabela 2 e Figura 15).

A repetibilidade foi especificada como a maior distância entre dois pontos de ida ou volta entre quatro ciclos de calibração (ver Tabela 2).

A banda de erro estático foi determinada como o ponto de maior distância acima e abaixo da reta de linearidade terminal, ver Figura 15.

Para o "drift" mediu-se a variação do sinal de saída do transdutor por um período de tempo quando nenhuma pressão foi aplicada ao transdutor, obtendo-se um "drift" de 2% FSO/hora, o que corresponde à um erro de 0,5mmH_2O/hora a 25°C.

Apesar de os parâmetros estáticos da maneira acima determinados apresentarem seus valores subestimados, eles são úteis para confrontar com os parâmetros dos transdutores comerciais que utilizam o mesmo tipo de calibração e também para fornecer ao usuário um limite superior de erro de suas medidas.

Tabela 1. Parâmetros estáticos e banda de erro estático do transdutor

Valores em % FSO*	Linearidade	Repetibilidade		Banda de erro estático
		Pressão Dif. +	Pressão Dif. -	
Placa de 0.15mm	2.4	3.67	4.95	+ 3.8 - 2.2
Placa de 0.25mm	2.2	2.00	1.94	+ 2.5 - 3.1
Placa de 0.25mm com maior d	1.9	3.45	1.95	+ 2.0 - 2.5
Drift, em % FSO/ hora a 25°C	2	* FSO - Full Scale Output		

Uma estimativa mais acurada do comportamento do transdutor exigiria uma avaliação estatística dos dados obtidos, a qual excluiria os erros randômicos que porventura aparecessem durante a calibração, o que tenderia a melhorar os parâmetros do transdutor.

A resposta dinâmica de qualquer sistema eletrônico de medição, acha-se limitada pelas características dinâmicas elétricas e mecânicas deste sistema. Para o transdutor de pressão, a filtragem discutida anteriormente, limita as características dinâmicas elétricas, restando-se saber se as características dinâmicas mecânicas apresentam-se satisfatórias para um sistema de medição de fluxo ventilatório. Estas características são limitadas pela placa central, pelas câmaras, tubos e fluído.

Para se determinar a resposta dinâmica qualitativa do transdutor, comparando-se com um modelo comercial (transdutor de pressão diferencial capacitivo da ELEMA-SCHÖNANDER), montou-se o sistema cujo diagrama unifilar aparece na Figura 16.

Aplicando-se ao alto-falante um sinal senoidal com frequência variável de 10Hz a 80Hz, o qual é transformado em fluxo aéreo no pneumotacógrafo, obteve-se à saida ② o sinal da Figura 17.b para o sistema alto-falante, pneumotacógrafo e microfone, o qual serviu como controle.

Comparando-se as saídas ① e ③ nas figuras 17.a e 18.a correspondentes ao mesmo sinal de pressão na entrada, observamos que o transdutor desenvolvido responde a uma maior faixa de frequências que a do transdutor da ELEMA.

Aplicando-se um degrau de pressão,[Strauss e cols. (1979)], à entrada de pressão diferencial da Figura 16, obteve-se as respostas da Figura 19,com frequências naturais de 42Hz e 23Hz, correspondentes ao transdutor desenvolvido e o transdutor da ELEMA, respectivamente.

Deve-se observar no entanto que estas frequências foram obtidas para o sistema paralelo da Figura 16. Um degrau de pressão aplicado a cada transdutor isoladamente e sem tubos, portanto com uma menor compliância, resistência e inertância do sistema câmaras e fluído, apresentam frequências naturais de 90Hz

Tabela 2. Ciclos de calibração para a placa 0.25mm

Pressão	Ciclo 1		Ciclo 2		Ciclo 3		Ciclo 3		Média
(mm H_2O)	ida	volta	ida	volta	ida	volta	ida	volta	(mV)
24	1990	1990	2000	2000	2000	2000	2000	2010	2000,0
22	1800	1790	1800	1800	1810	1810	1820	1820	1806,3
20	1630	1630	1640	1640	1670	1650	1660	1670	1648,8
18	1450	1430	1450	1460	1450	1460	1460	1470	1453,8
16	1290	1280	1320	1300	1300	1300	1310	1310	1301,3
14	1130	1120	1150	1150	1160	1150	1150	1150	1145,0
12	970	975	980	988	980	980	985	990	981,0
10	810	795	820	810	825	825	835	830	818,0
8	640	635	660	650	640	650	660	650	648,1
6	485	470	485	480	495	485	500	490	486,3
4	325	315	340	330	330	330	340	340	331,3
2	175	150	170	160	160	160	170	165	163,8
0	0	-8	0	15	0	15	0	-10	1,6
-2	-180	-160	-165	-170	-165	-165	-180	-180	-170,6
-4	-355	-325	-350	-345	-330	-340	-350	-350	-343,1
-6	-500	-490	-510	-510	-500	-500	-500	-510	-502,5
-8	-660	-640	-665	-665	-670	-670	-675	-660	-663,1
-10	-850	-830	-840	-850	-840	-850	-850	-850	-845,0
-12	-1000	-985	-1000	-1000	-990	-1000	-1000	-1000	-996,9
-14	-1180	-1150	-1180	-1180	-1170	-1180	-1180	-1170	-1173,8
-16	-1350	-1320	-1350	-1340	-1340	-1330	-1340	-1340	-1338,8
-18	-1500	-1480	-1510	-1500	-1510	-1490	-1510	-1500	-1500,0
-20	-1700	-1670	-1710	-1710	-1720	-1710	-1710	-1700	-1703,8
-22	-1870	-1850	-1860	-1850	-1860	-1850	-1850	-1860	-1856,3
-24	-2060	-2060	-2050	-2050	-2060	-2060	-2070	-2070	-2060,0

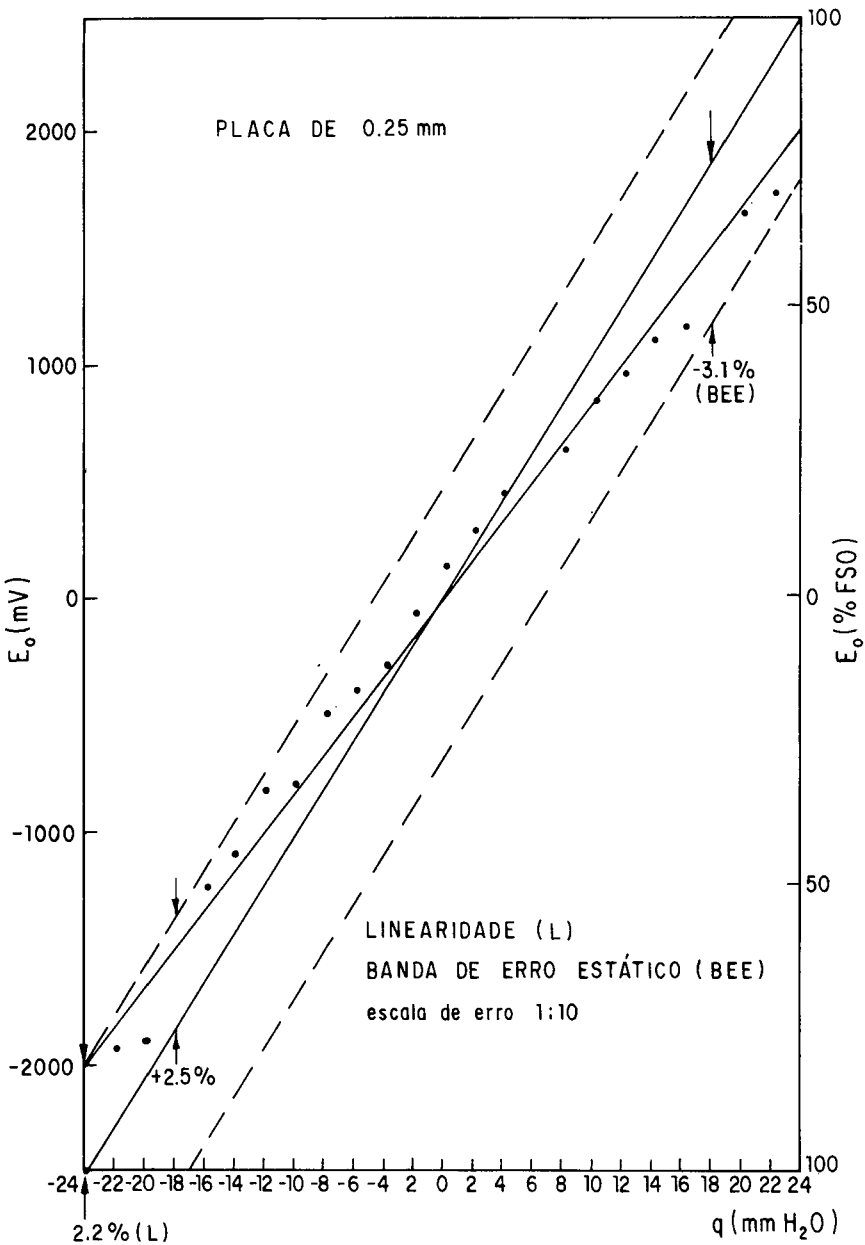

Figura 15. Curva de Calibração

e 50Hz, conforme Figura 20, para o transdutor deste trabalho e da ELEMA respectivamente, o que mostra a dependência da tubulação na resposta dinâmica do sistema.

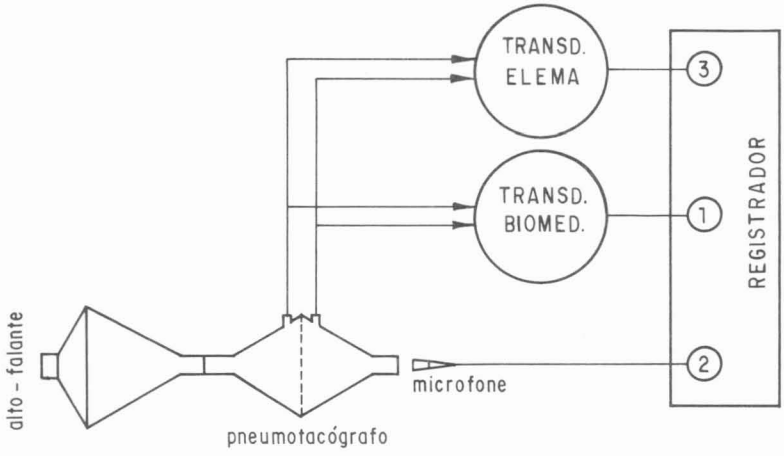

Figura 16. Diagrama unifilar do sistema para medida da resposta dinâmica dos transdutores deste trabalho (1) e da ELEMA (3) e do sistema alto-falante, pneumotacógrafo e microfone (2). Com sinais tirados à saída dos transdutores (sem filtragem).

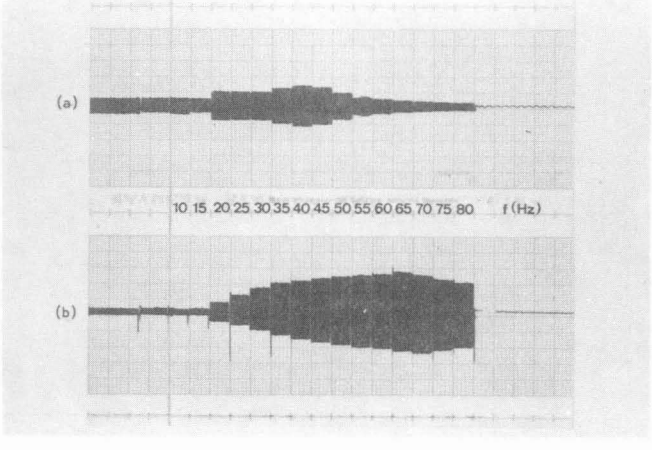

Figura 17. Resposta de frequência do transdutor desenvolvido (a) e do sistema alto-falante, pneumotacógrafo e microfone.

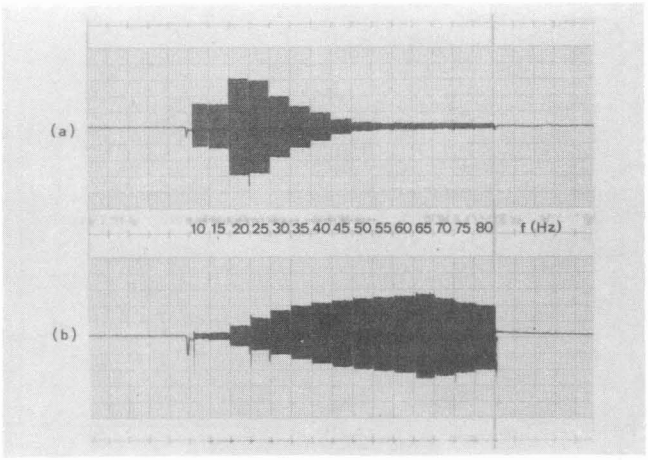

Figura 18. Resposta de frequência do transdutor da ELEMA-SCHONANDER (a) e do sistema alto-falante, pneumotacógrafo e microfone (b).

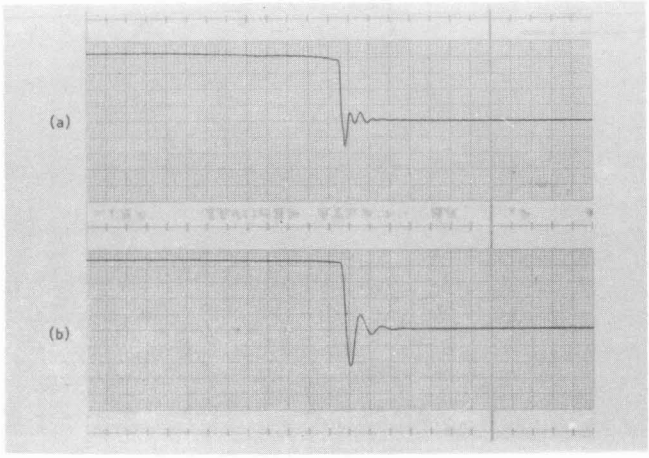

Figura 19. Resposta dinâmica do transdutor deste trabalho (a) e da ELEMA (b) à um degrau de pressão aplicado à entrada de pressão diferencial do sistema da figura 16, apresentando as frequências naturais de 42Hz (a) e 23Hz (b).
Velocidade do registrador: 125mm/s.

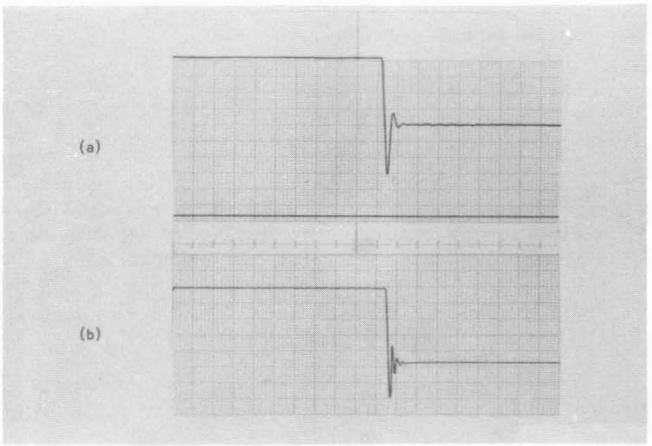

Figura 20. Resposta dinâmica do transdutor deste trabalho (b) e da ELEMA (a) à um degrau de pressão aplicado à entrada de pressão diferencial de cada transdutor isoladamente sem tubos, apresentando as frequências naturais de 90Hz (b) e 50Hz (a).
Velocidade do registrador: 125mm/s.

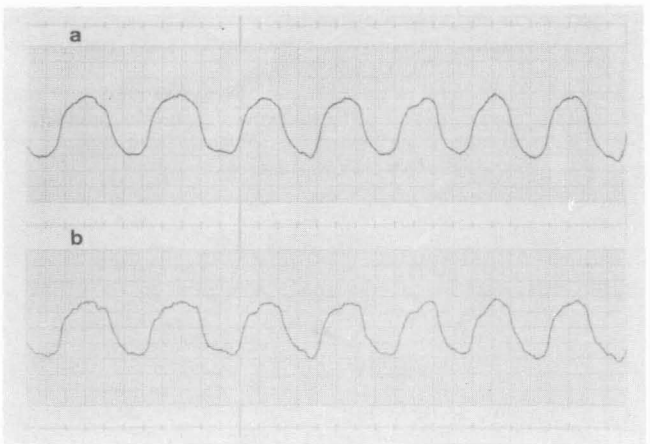

Figura 21. Fluxo ventilatorio normal a saida do modulo do transdutor deste trabalho (b) e do transdutor da ELEMA-SCHONANDER (a).
Velocidade do registrador: 25mm/s

A resposta de fase é outro parâmetro importante na característica do sinal, devendo ser levantada juntamente com a de amplitude com a frequência, quando se dispõe de equipamento para tal fim.

Realizando ventilação em um pneumotacógrafo HP-21072B com derivações para o transdutor deste trabalho e um transdutor da ELEMA, conforme Figura 16, obte ve-se os resultados da Figura 21.

Comparando-se os resultados obtidos dos dois transdutores, observamos que eles são semelhantes, sendo as diferenças devido à resposta de amplitude com a frequência, comentada anteriormente, e também provavelmente devido a diferença de fase entre os harmônicos de cada transdutor.

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Pelo resultado apresentado, a linearidade obtida, correspondeu ao comporta mento esperado dos fundamentos teóricos desenvolvidos.

Dos parâmetros estáticos levantados, para as placas de 0,15mm e 0,25mm de espessura, observamos que os valores de linearidade e banda de erro estático não apresentam diferenças significativas, embora possamos ver que a placa de 0,25mm apresenta valores de repetibilidade ligeiramente melhores que a de 0,15mm, provavelmente devido a problemas de fixação da placa de 0,15mm no bastidor.

Sua frequência natural, dependendo do sistema de tubos, encontra-se acima da banda de frequência do fluxo ventilatório em pneumotacógrafos. Esta frequên cia pode ser ainda melhorada, dependendo da sensibilidade requerida, e quando comparada com a do transdutor da ELEMA-SCHÖNANDER, sua resposta dinâmica é superior, provavelmente porque o transdutor da ELEMA utiliza como placa central um diafragma e polímero metalizado tracionada radialmente, o que vem a reduzir sua frequência natural, devido às características mecânicas do diafragma.

Pelos parâmetros obtidos, a utilização do transdutor em um sistema de medi ções de fluxo ventilatório, para diagnóstico de pneumopatias, é satisfatório por apresentar o transdutor o mesmo nível de precisão dos transdutores comerciais atualmente utilizados neste tipo de medição.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi realizado com apoio financeiro da FINEP e CNPq.

BIBLIOGRAFIA

1. Boucek, R.J., Murphy, W.P. e Paff, G.H. (1959) "Electrical and Mechanical Properties of Chick Embryo Heart Chambers", Circulation Res. 7: 787-793
2. Cobbold, R.S.C. (1974) "Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications", New York, John Wiley & Sons.
3. Foldvari, T. e Lion, K. (1964) "Capacitive Transducers", Instruments and Control System, 37: 77-85, Nov.
4. Geddes, L.A. e Baker, L.E. (1968) "Principles of Applied Biomedical Instrumentations". New York, John Wiley & Sons.

5. Griffith, A.A., (1927), "The theory of Pressure Capsules", Aero. Res. Comm. (Great Britain), Rep. and Memo. 1136.
6. Kirchhoff, G. (1877) "Vorlesungen über Mathematische Physic". Berlin, Mechanik.
7. Krobath, H. e Reed, C. (1964) "A new Method for the Continuous recording of the Volume of Inspiration and Expiration under widely varying conditions", Am. J. Med. Electron. 3: 105-109.
8. Lax, H., Feinberg, A.W. e Cohen, B.M. (1956), "Studies of the Arterial Pulse Wave", J. Chronic Diseases, 3: 618-631.
9. Lion, K. (1964), "Non-linear Twin-T network for Capacitive Transducers", Rev. Sci. Instrum., 35: 353-356, March.
10. Mark, L.S. (1958), "Mechanical Engineer's Handbook", New York, Mac Graw-Hill Co.
11. Millman, J. e Halkias, C.C. (1972), "Integrated Electronics", New York, Mac Graw-Hill Book Company.
12. Nadai, A. (1925), "Die Elastische Platten", Berlin, Springer Verlag.
13. Norton, H.N. (1969), "Handbook of Transducers for Electronic Measuring Systems", New York, Prentice-Hall Inc.
14. Nunn, J.F. (1975), "Applied Respiratory Physiology", London, Butterworths & Co.
15. Patterson, J.L. (1952), "A Miniature Electrical Pressure Gage Utilizing a Stretched Flat Diafragm". NACA Tech., Note 2659.
16. Porter, W.R. (1960), "Pressure Distributions, Added-mass and Damping Coefficients for Cylinders Oscillating in a free Surface", Berkeley, Institute of Engineering Research, University of California, July.
17. Rappaport, M.B. e Luisada, A. (1944), "Indirect Sphygmomanometry", J. Lab. Clin. Med. 29: 638-655.
18. Ray, C.D. (1974), "Medical Engineering", Chicago, Year Book Medical Publishers Inc.
19. Rein, H., Hampel, A.A. e Heinemann, W.A. (1940), "Photoelectrische Transmission - manometer zur Blutdruckschereibung". Arch. Ges. Physiol. 243: 329-335.
20. Strauss, C.R., Giannella Neto, A. e Panerai, R.B. (1979) "Desenvolvimento de Transdutores de Pressão Capacitivos: Teoria e Projeto, Anais do VI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São Carlos, SP, 21-32.
21. Timoschenko, S. e Krieger, S.W. (1959), "Theory of Plates and Shells", Mac Graw-Hill Book Company
22. von Vick, G. (1965) "Transducer Market Analysis", Instruments and Control Systems, 38: 117-119, Jan.
23. Way, S. (1934), "Bending of Circular Plates with Large Deflection", Trans. ASME (Am, Soc. Nech. Engrs.) 56: 627-636.
24. Welkowitz, W. e Deutsch, S. (1976), "Biomedical Instruments: Theory and Design", New York, Academic Press.
25. Whiddington, R. (1920), "Philosophical Magazine", 40: 634-645.
26. Whiddington, R. e Sucksmith, B. (1922), "Philosophical Magazine", 43: 223-228.
27. Whiddington, R. e Hare, A. (1923), "Philosophical Magazine", 46: 607-612
28. Whiddington, R. e Long, F.A. (1925), "Philosophical Magazine" 49: 113-116
29. Williams, A.B. (1975), "Active Filter Design", Washington, Artech House.
30. Wulf, T. (1925), "Physikalische Zeitschrift", 26: 353-355.

ANEXO

RELAÇÃO DOS COMPONENTES UTILIZADOS NO PROJETO ELETRÔNICO DO TRANSDUTOR

Resistores

R_0, R_5, R_{p_1}, R_2 - 10KΩ

R_{osc}, R_{14} - 4K7Ω

R_1 - 1K5Ω

R - 100KΩ

R_3 - 22KΩ

R_4 - 500KΩ

R_6, R_{16}, R_3 - 100Ω

R_7 - 680Ω

R_8 - 150Ω

R_{10} - 220Ω

R_{11} - 470Ω

R_{12} - 1KΩ

R_{13} - 2K2Ω

R_{15} - 10Ω

R_{p_2} - 5KΩ

Capacitores

C, C_4 - 22μF

C_{osc} - 22pF

C_3 - 1μF

C_5 - 4700μF

C_6 - 1000μF

C_7 - 100μF

Semicondutores

CI_{osc} - CD4047B

D_1, D_2 - 1N4152

CI1 - CA725

CI2 - 7808

CI3 - 7908

D_3 - BAX16

CI4 - CA741

TRANSDUTOR DE PRESSÃO DIFERENCIAL CAPACITIVO PARA MEDIÇÕES DE FLUXO VENTILATÓRIO

C.L.C.Oliveira, C.R.Strauss Vieira e A.Giannella Neto

Abstract - A capacitive differential pressure transducer, to be used in respiratory flow measurements, has been developed. The transducer transforms the differential pressure signal, which varies between - 20 mmH_2O and + 20 mmH_2O, and contains frequencies from D.C. to 40Hz, into a electric signal whose gain and offset are adjustable.

The electro-mechanical behavior of the system, and its static and dynamic characteristics have been studied theorectically, and the limitations of the transducer and the fidelity of its output have been studied experimentally.