

Universidade Federal de Campina Grande  
Centro de Engenharia Elétrica e Informática  
Coordenação dos Cursos de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

**Guilherme Augusto Limeira Araujo**

**Sensores Termo-Resistivos e Ultra-Sônicos na Medição de Fluxo  
Respiratório com a Técnica de Oscilações Forçadas**

Tese submetida à Coordenação dos Cursos de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande, como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Doutor em Ciências no domínio da Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Processamento da Informação

Orientadores:

Raimundo Carlos Silvério Freire, Dr.- UFCG

José Felício da Silva, Dr.- UCB

Sebastian Yuri Cavalcanti Catunda, Dr. - UFMA

Campina Grande, Paraíba, Brasil  
Maio de 2007

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCG

A663s

Araújo, Guilherme Augusto Limeira.

Sensores termo-resistivos e ultra-sônicos na medição de fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas / Guilherme Augusto Limeira Araújo – Campina Grande, 2007.

97f. : il.

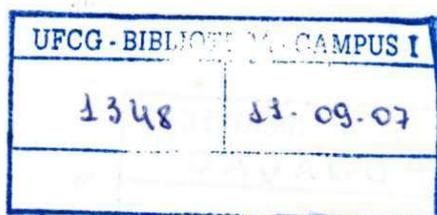
Referências.

Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Engenharia Elétrica e Informática.

Orientadores: Raimundo Carlos Silvério Freire, Dr., José Felício da Silva, Dr., Sebastian Yuri Cavalcanti Catunda, Dr.

1. Medição de fluxo respiratório. 2. Anemômetro a fio aquecido. 3. Anemômetro ultra-sônico. 4. Técnica de oscilações forçadas. I. Título.

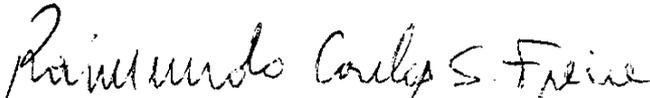
CDU-621.317.38:531.778.9

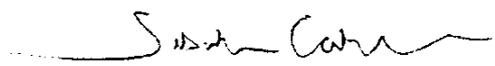


**SENSORES TERMORESISTIVOS E ULTRA-SÔNICOS NA MEDIÇÃO DE  
FLUXO RESPIRATÓRIO COM TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS**

**GUILHERME AUGUSTO LIMEIRA DE ARAÚJO**

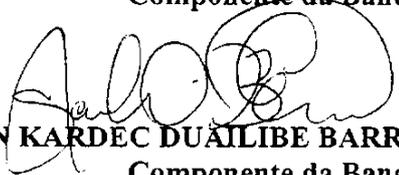
Tese Aprovada em 18.05.2007

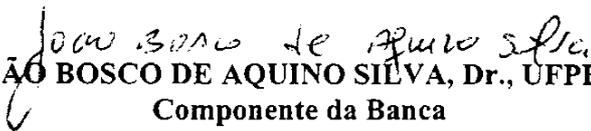
  
**RAIMUNDO CARLOS SILVÉRIO FREIRE, Dr., UFCG**  
Orientador

  
**SEBASTIAN YURI CAVALCANTI CATUNDA, D.Sc., UFMA**  
Orientador

**JOSÉ FELÍCIO DA SILVA, Dr., UBC**  
Orientador (Ausência Justificada)

  
**IOSHIAKI DÓI, Dr., UNICAMP**  
Componente da Banca

  
**ALLAN KARDEC DUÁLIBE BARROS, Dr., UFMA**  
Componente da Banca

  
**JOÃO BOSCO DE AQUINO SILVA, Dr., UFPB**  
Componente da Banca

  
**BENEDITO ANTONIO LUCIANO, D.Sc., UFCG**  
Componente da Banca

**CAMPINA GRANDE - PB**  
**MAIO - 2007**

# DEDICATÓRIA

Aos meus filhos Daniella, Rafael e  
Leandro, e à minha esposa Rilma.

Ao meu grande amigo Nazareno (Maca), um  
dos maiores incentivadores e responsável  
direto pela oportunidade que tive para  
realizar o curso de doutorado.

# AGRADECIMENTOS

Aos professores Raimundo Carlos Silvério Freire, José Felício da Silva e Sebastian Yuri Cavalcanti Catunda, pela orientação durante a realização deste trabalho.

Ao programa PROCAD/CAPES pelo apoio financeiro em forma de bolsa de estudos.

Aos colegas que colaboraram nas montagens práticas, Wendell, no laboratório do DTM/UFPB, Reginardo e Elyson, no LIMC/UFCG.

Aos amigos Ivan, Brunelli e Rômulo, pelas contribuições recebidas.

Aos colegas do LIMC: Aléssio, Antenor, Francisco, Lígia, Lívia, Lucilene, Maxwell, Ricardo, Wendell e todos os demais, pelo companheirismo e os bons momentos vividos.

Aos amigos Rosemiro, Barreiros e Tavares, pelo apoio recebido em momentos importantes durante o período de realização deste trabalho.

A todos que de alguma forma contribuíram para a execução dessa tarefa.

# RESUMO

A técnica de oscilações forçadas é um método não invasivo de avaliação da mecânica pulmonar. Ela é usada para determinar a impedância do sistema respiratório que é calculada a partir de sinais de pressão e fluxo medidos próximos à boca do paciente. No sistema convencional estes sinais são induzidos a partir de sinais senoidais de pressão impostos por meio de um alto-falante e o transdutor de fluxo é um pneumotacômetro. Este equipamento mede a diferença de pressão entre dois pontos de um tubo que tem uma resistência mecânica interna, constituída de vários tubos capilares sobrepostos ou finas malhas metálicas. A tendência é que o pneumotacômetro seja bloqueado por saliva e condensação durante um uso prolongado, devido às partículas expelidas pelo paciente no processo respiratório. Isto aumenta a resistência efetiva do sensor de fluxo e conduz a erros. Visando encontrar métodos alternativos para a medição de fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas, são utilizados outros tipos de sensores, tais como sensores termo-resistivos de fio de platina e sensores ultra-sônicos. São mostrados resultados experimentais da medição do fluxo respiratório com esses sensores e comparados com os obtidos com um pneumotacômetro.

# ABSTRACT

The forced oscillations technique is a non invasive method to investigate lung mechanics. It is used to determine the impedance of the respiratory system that is derived from the pressure and flow signals recorded at the mouth of the patient. In the conventional setup these signals are induced starting from sinusoidal pressure signals imposed by means of a loudspeaker, and the flow transducer is a pneumotachometer. This equipment measures the pressure difference between two points on a tube with an inner mechanical resistance element consisting of a bundle of capillary tubes or a wire mesh screen. The pneumotachometer tendency is to become clogged with mucous and condensations during prolonged use, due to the particles expelled by the patient in the respiratory process. This increases the effective resistance of the flow head and leads to errors. In order to find alternative methods for the measurement of the respiratory flow with the forced oscillations technique, other kinds of sensor are used, such as platinum wire termoresistive sensors and ultrasonic sensors. Experimental results of the respiratory flow measured with these sensors are showed and compared with the results obtained by a pneumotachometer.

# SUMÁRIO

Capítulo 1 – Introdução.....	01
1.1 Motivação.....	02
1.2 Organização do Documento.....	04
Capítulo 2 – A Técnica de Oscilações Forçadas na Avaliação da Função Pulmonar.....	06
2.1 Introdução.....	07
2.2 Sistema Respiratório.....	08
2.3 Volumes e Capacidades Pulmonares.....	09
2.4 Modelos da Mecânica Pulmonar.....	10
2.5 Testes da Função Pulmonar.....	13
2.5.1 Espirometria.....	14
2.5.2 Pletismografia.....	16
2.5.3 Técnica de Oscilações Forçadas.....	17
2.6 Pneumotacômetro.....	18
2.6.1 Principais Tipos de Pneumotacômetros.....	19
a) Pneumotacômetro Tipo Fleisch .....	19
b) Pneumotacômetro Tipo Lilly.....	21
2.6.2 Medição de Fluxo Respiratório com o Pneumotacômetro.....	23
2.7 Determinação da Impedância Respiratória.....	23
2.8 Conclusão.....	26
Capítulo 3 – Medição de Fluxo Respiratório com Anemômetro a Fio Aquecido.....	27
3.1 Introdução.....	28
3.2 Anemômetro de Fio Aquecido.....	29
3.3 Equilíbrio Termodinâmico.....	30
3.4 Determinação da Velocidade e do Fluxo.....	32

3.5	Medição de Fluxo Respiratório.....	34
3.6	Resultados Experimentais.....	36
3.7	Conclusão.....	43
Capítulo 4 – Compensação Dinâmica da Tensão de Desvio do Amplificador		
	Operacional Utilizado em um Anemômetro a Fio Aquecido.....	45
4.1	Introdução.....	46
4.2	Anemômetro com Sensor Termo-Resistivo à Temperatura Constante.	47
4.3	Dependência da Resposta Temporal em Relação à Tensão de Desvio..	49
4.4	Circuito de Controle.....	54
4.5	Resultados Experimentais.....	57
4.6	Conclusão.....	59
Capítulo 5 – Medição de Fluxo Respiratório com Anemômetro		
	Ultra-Sônico.....	61
5.1	Introdução.....	62
5.2	Ondas Ultra-Sônicas.....	62
5.3	Transdutores Ultra-Sônicos.....	63
5.4	Anemômetros Ultra-Sônicos.....	64
	5.4.1 Método Doppler.....	64
	5.4.2 Método do Tempo de Trânsito.....	66
5.5	Técnicas de Medição Utilizadas no Método do Tempo de Trânsito..	70
	5.5.1 Técnica de Medição por Diferença de Tempo.....	71
	5.5.2 Técnica de Medição por Diferença de Fase.....	73
5.6	Implementação de um Anemômetro Ultra-Sônico.....	74
5.7	Resultados Experimentais.....	77
5.8	Conclusão.....	83
Capítulo 6 – Conclusões e Propostas para Futuros Trabalhos.....		
	Apêndice .....	88
	Referências Bibliográficas.....	91

# LISTA DE FIGURAS

- 1.1 Pneumotacômetro e seus elementos de resistência ao fluxo. (a)  
Peumotacômetro. (b) Tela. (c) Tubos capilares.
- 2.1 Sistema respiratório
- 2.2 Volumes e Capacidades Pulmonares
- 2.3 Modelo R-C linear utilizado para a determinação da impedância de entrada.
- 2.4 Modelo R-I-C linear utilizado para a determinação da impedância de entrada.
- 2.5 Esquema de um dos primeiros espirômetros utilizados.
- 2.6 Espirômetro de tela.
- 2.7 Ilustração de um exame sendo realizado em um pletismógrafo.
- 2.8 Esquema para a medição da impedância mecânica do sistema respiratório pela técnica de oscilações forçadas.
- 2.9 Pneumotacômetro tipo Fleisch.
- 2.10 Arranjo dos tubos capilares no pneumotacômetro tipo Fleisch.
- 2.11 Pneumotacômetro tipo Lilly.
- 2.12 Pneumotacômetro tipo Lilly com configuração estilo trombeta.
- 2.13 Variáveis empregadas no cálculo da impedância respiratória no domínio do tempo.
- 2.14 Representação geométrica da relação entre resistência e reatância da impedância com módulo  $|Z_{in}|$  e fase  $\varphi$ .
- 3.1 Configuração do anemômetro a fio aquecido.

- 3.2 Estrutura empregada para comparar o desempenho do anemômetro a fio aquecido com o pneumotacômetro na determinação do fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas.
- 3.3 Tensão na saída do amplificador operacional ( $V_o$ ) e sobre o sensor termo-resistivo ( $V_s$ ) no circuito do anemômetro.
- 3.4 Formas de onda do fluxo respiratório (a) e da tensão de saída do amplificador operacional com um aquecedor colocado próximo ao sensor termo-resistivo.
- 3.5 Fluxo respiratório obtido com o anemômetro a fio aquecido.
- 3.6 Fluxo respiratório obtido com um pneumotacômetro.
- 3.7 Fluxo respiratório (Q) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 4$  Hz.
- 3.8 Fluxo respiratório (Q) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 6$  Hz.
- 3.9 Fluxo respiratório (Q) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 10$  Hz.
- 3.10 Fluxo respiratório (Q) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 20$  Hz.
- 3.11 Fluxo respiratório (Q) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 30$  Hz.

- 3.12 Fluxo respiratório ( $Q$ ) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 40$  Hz.
- 4.1 Anemômetro com sensor termo-resistivo.
- 4.2 O circuito do anemômetro a temperatura constante mostrado na figura 4.1 com a inclusão do circuito para a aplicação do degrau de corrente sobre o sensor.
- 4.3 Tensão de saída do circuito mostrado na Figura 4.2 para  $V_{os} = 120 \mu\text{V}$  e o degrau de corrente iniciando em  $t = 7,7$  ms.
- 4.4 (a) Oscilações espontâneas observadas na saída do amplificador no circuito da Figura 4.1 para  $V_{os} = 40 \mu\text{V}$ . (b) Ampliação da parte central entre os pontos 1 e 2 (parte sombreada) da figura mostrada em (a).
- 4.5 Resposta a um degrau do circuito a temperatura constante (Figura. 4.2) com uma variação brusca em  $R$ , para (a)  $V_{os} = 1$  mV, (b) 2,5 mV e (c) 5 mV.
- 4.6 Solução analógica proposta para o controle automático da tensão de desvio.
- 4.7 Circuito de controle automático para a tensão de desvio do amplificador operacional  $A_1$ .
- 4.8 Variação da tensão de desvio com a temperatura sem o circuito proposto para o controle da tensão de desvio (curva 1); com o circuito proposto e ganho do amplificador de instrumentação  $G_I = 21$  (curva 2) e  $G_I = 201$  (curva 3). (a) para  $V_{os} = 1$  mV; (b) para  $V_{os} = 2,5$  mV e (c) para  $V_{os} = 5$  mV.
- 5.1 Anemômetro ultra-sônico utilizando o método Doppler.
- 5.2 Anemômetro ultra-sônico utilizando o método do tempo de trânsito.
- 5.3 Configurações de anemômetros ultra-sônicos quanto ao número de transdutores. (a) Com dois transdutores; (b) com quatro transdutores.
- 5.4 Arranjo dos sensores ultra-sônicos colocados em lados opostos do tubo cilíndrico.
- 5.5 Diagrama de blocos do anemômetro ultra-sônico.

- 5.6 Estrutura utilizada para a medição de fluxo respiratório com sensores ultra-sônicos pela técnica de oscilações forçadas.
- 5.7 Formas de onda das tensões proporcionais às defasagens entre os sinais transmitidos e recebidos pelos dois pares de sensores ultra-sônicos, para um sinal do gerador de pressão com frequência de 10 Hz.
- 5.8 Formas de onda das tensões proporcionais às defasagens entre os sinais transmitidos e recebidos pelos dois pares de sensores ultra-sônicos, para um sinal do gerador de pressão com frequência de 20 Hz.
- 5.9 Formas de onda das tensões proporcionais às defasagens entre os sinais transmitidos e recebidos pelos dois pares de sensores ultra-sônicos, para um sinal do gerador de pressão com frequência de 30 Hz.
- 5.10 Medição do fluxo respiratório com o pneumotacômetro (a) e com o anemômetro ultra-sônico (b), para um sinal do gerador de pressão com frequência de 10 Hz.
- 5.11 Medição do fluxo respiratório com o pneumotacômetro (a) e com o anemômetro ultra-sônico (b), para um sinal do gerador de pressão com frequência de 20 Hz.
- 5.12 Medição do fluxo respiratório com o pneumotacômetro (a) e com o anemômetro ultra-sônico (b), para um sinal do gerador de pressão com frequência de 30 Hz.

# LISTA DE TABELAS

- 2.1 Equivalência entre grandezas do sistema elétrico e da mecânica ventilatória.
- 4.1 Variações máximas da tensão de desvio do amplificador operacional  $A_1$  com a temperatura variando de 30 °C a 60 °C.

# LISTA DE SÍMBOLOS

$\alpha$	coeficiente de transmissão-absorção de energia do sensor;
$\alpha SH$	energia térmica por unidade de tempo, absorvida pelo sensor, em resposta à radiação incidente;
$\beta$	coeficiente térmico da resistência do sensor;
$c$	velocidade do som;
$C$	calor específico do sensor termo-resistivo;
CVF	capacidade vital forçada
$d$	distância entre os dois sensores no anemômetro ultra-sônico;
$D$	diâmetro do tubo por onde circula o fluido no anemômetro ultra-sônico;
DPCO	doenças pulmonares obstrutivas crônicas;
$\Delta\phi$	diferença de fase entre os sinais ultra-sônicos transmitidos em direções opostas;
$\Delta\phi_{12}$	variação máxima da defasagem do sinal ultra-sônico entre os sensores 1 e 2;
$\Delta\phi_{21}$	variação máxima da defasagem do sinal ultra-sônico entre os sensores 3 e 4;
$\Delta v\phi_{12}$	valor pico-a-pico da tensão $v\phi_{12}$ ;
$\Delta v\phi_{21}$	valor pico-a-pico da tensão $v\phi_{21}$ ;
$\Delta P$	diferença de pressão;
$f_D$	desvio Doppler;
FR	freqüência respiratória
$f_R$	freqüência do sinal recebido num sensor ultra-sônico;
$f_T$	freqüência do sinal transmitido num sensor ultra-sônico;

$\phi$	diferença de fase entre os sinais de fluxo e pressão;
$\phi_{12}$	diferença de fase entre o sinal transmitido do transdutor ultra-sônico 1 e o sinal recebido no transdutor ultra-sônico 2;
$\phi_{21}$	diferença de fase entre o sinal transmitido do transdutor ultra-sônico 3 e o sinal recebido no transdutor ultra-sônico 4;
$\phi_{12\min}$	defasagem mínima do sinal ultra-sônico entre os sensores 1 e 2;
$\phi_{21\min}$	defasagem mínima do sinal ultra-sônico entre os sensores 3 e 4;
$G$	ganho de tensão em malha aberta do amplificador operacional;
$G_I$	ganho de tensão do amplificador de instrumentação;
$G_o$	ganho de tensão cc do amplificador operacional;
$h$	coeficiente de transferência de calor na superfície do sensor termo-resistivo;
$H$	radiação incidente;
hPa	hecto Pascal = $10^2$ Pascal;
$K_m$	compressibilidade do meio;
$m$	massa do sensor;
<i>MEMS</i>	<i>microelectromechanical systems</i> ;
$P_e$	potência elétrica aplicada ao sensor;
PFE	pico de fluxo expiratório;
$Q$	fluxo;
$R_o$	resistência elétrica do sensor a $0^\circ\text{C}$ ;
$R_s$	resistência elétrica do sensor termo-resistivo à temperatura $T_s$ ;
$\rho$	densidade do meio;
$S$	área da superfície do sensor termo-resistivo;
$S_F$	área da seção do tubo;
$t$	tempo de propagação do sinal ultra-sônico;

$t_{12}$	tempo de propagação do sinal entre os transdutores ultra-sônicos 1 e 2;
$t_{21}$	tempo de propagação do sinal entre os transdutores ultra-sônicos 2 e 1;
$t^A$	tempo de atraso devido aos circuitos eletrônicos e à resposta dinâmica do sensor ultra-sônico;
$T_K$	temperatura absoluta;
$t^M$	tempo de trânsito de um sinal ultra-sônico;
$T_s$	temperatura do sensor;
$\theta$	ângulo formado entre a direção de propagação das ondas ultra-sônicas e a direção do fluido;
$v_{\phi 12}$	tensão proporcional à defasagem entre os sinais transmitidos e recebidos do sensor ultra-sônico 1 para o sensor ultra-sônico 2;
$v_{\phi 21}$	tensão proporcional à defasagem entre os sinais transmitidos e recebidos do sensor ultra-sônico 3 para o sensor ultra-sônico 4;
$v_{\phi 12\min}$	valor mínimo da tensão $v_{\phi 12}$ ;
$v_{\phi 21\min}$	valor mínimo da tensão $v_{\phi 21}$ ;
$VEF_1$	volume expiratório forçado no primeiro segundo;
VC	volume corrente;
VMR	volume de ar renovado por minuto;
$V_o$	tensão na saída do amplificador operacional;
$V_{os}$	tensão de desvio de entrada de um amplificador operacional;
$V_s$	tensão sobre o sensor;
$Z_{in}$	impedância de entrada do sistema respiratório;

# 1

# INTRODUÇÃO

As doenças pulmonares obstrutivas crônicas (DPCO), entre as quais as mais importantes são a enfisema pulmonar e a bronquite crônica, estão hoje entre as principais causas de mortalidade em todo o mundo, e estimativas indicam um aumento crescente dessa taxa de mortalidade com o passar dos anos (GOLD, 2005). Diversos fatores têm contribuído para o aumento gradativo dos casos de DPCO nos seres humanos, dentre os quais se podem destacar o aumento da poluição ambiental e o tabagismo. Diante desse quadro, torna-se cada vez mais necessário o diagnóstico precoce das doenças associadas à mecânica ventilatória, o que possibilita um tratamento mais eficaz de tais enfermidades.

As doenças referenciadas como DPCO estão associadas ao aumento da resistência (impedância) das vias aéreas e, por conseguinte, da limitação do fluxo de ar para os pulmões. Portanto, a medição do fluxo de ar contribui como parte essencial no diagnóstico da doença, determinando sua severidade, e monitorando o progresso da enfermidade assim como o efeito da terapia ou intervenção preventiva. (VAN PUTTEN *et al.*, 1993).

Um dos parâmetros de grande importância no diagnóstico de problemas no sistema pulmonar é a impedância de entrada do sistema respiratório, que descreve o efeito conjunto

das propriedades resistivas, elásticas e inertivas do sistema. Entre os métodos disponíveis para a sua medição, um dos que vem sendo objeto de pesquisas nos últimos anos é conhecido como a “Técnica de Oscilações Forçadas” (DUBOIS *et al.*, 1956), que consiste na aplicação de sinais de pressão de baixa amplitude, nas proximidades da boca do paciente, dentro de uma faixa de frequências pré-estabelecida. Esses sinais de pressão, normalmente senoidais, são sobrepostos aos sinais respiratórios de inspiração e expiração. A partir da medição da variação do fluxo e da pressão próximo à boca do paciente, é possível determinar impedância mecânica do sistema respiratório (DUBOIS *et al.*, 1956; FARRÉ e NAVAJAS, 1991; FICKER *et al.*, 2000; MELO *et al.*, 2000; NAVAJAS e FARRÉ, 2001; PESLIN, 1986; PESLIN e DUVIVIER, 1999; PESLIN *et al.*, 1993).

## **1.1 Motivação**

O equipamento geralmente utilizado para a medição do fluxo respiratório é o pneumotacômetro, que consiste de um elemento resistivo ao fluxo de ar e um sensor diferencial de pressão. Ele pode distinguir a direção de fluxos alternados e também tem suficiente exatidão, sensibilidade, linearidade e resposta em frequência para a maioria das aplicações clínicas (WEBSTER, 1992). Os elementos de resistência ao fluxo mais usados num pneumotacômetro consistem de uma ou mais telas finas, colocadas perpendicularmente ao fluxo ( $Q$ ), ou um conjunto de tubos capilares sobrepostos, com seus eixos paralelos ao fluxo, como no esquema ilustrado na Figura 1.1, onde  $\Delta P$  representa a diferença de pressão.

Esse equipamento pode apresentar erros na medição da impedância respiratória, visto que os tubos capilares ou os poros das telas do pneumotacômetro podem ser bloqueados por partículas sólidas e líquidas presentes no ar expirado pelo paciente, o que diminui a área

seccional efetiva do elemento e provoca mudanças na resistência mecânica do pneumotacômetro (WEBSTER, 1992).

Diante dos problemas que costumam ocorrer com a utilização do pneumotacômetro e objetivando contribuir com os estudos que visam melhorias no processo de determinação da impedância mecânica do sistema respiratório pela técnica de oscilações forçadas, foi proposto testar outros tipos de sensores na medição do fluxo respiratório, tais como sensores termorresistivos e sensores de ultra-som, e fazer uma comparação dos resultados obtidos na medição do fluxo respiratório com esses sensores em relação aos obtidos com o pneumotacômetro.

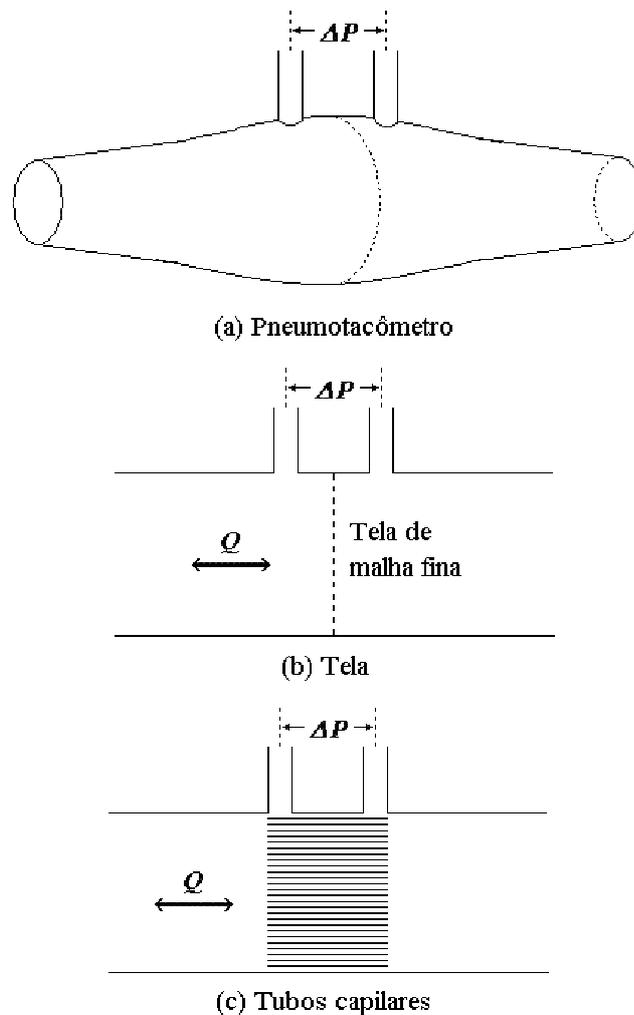


Figura 1.1 – Pneumotacômetro e seus elementos de resistência ao fluxo. (a) Peumotacômetro. (b) Tela. (c) Tubos capilares.

Em um dos métodos propostos, utiliza-se um anemômetro a fio aquecido, com um sensor construído com fio de platina. A principal vantagem da utilização deste procedimento é a pequena dimensão do sensor, o que eliminaria os erros que podem ocorrer com o sistema original com o aumento da resistência mecânica. Em Araujo *et al.* (2003) e Araujo *et al.* (2004) são apresentados resultados experimentais de testes realizados com este tipo de sensor para a medição de fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas.

Os sensores ultra-sônicos têm sido largamente utilizados na medição de diversas grandezas físicas, como a velocidade de fluidos (YEH *et al.*, 2001). A aplicação deste tipo de sensor no projeto e construção de pneumotacômetros foi descrita em Plaut *et al.* (1980), no qual são apresentadas vantagens e desvantagens em relação à medição de fluxo respiratório por meio de pneumotacômetros tradicionais (mecânicos). Por ser um método de medição não invasivo, o uso do ultra-som é bastante difundido em aplicações médicas, e pode ser uma alternativa eficiente na medição do fluxo respiratório para a determinação da impedância mecânica com a técnica de oscilações forçadas, como mostrado em Araujo *et al.* (2007B).

## **1.2 Organização do Documento**

O texto aqui apresentado está organizado da seguinte forma:

No capítulo 2 é apresentada de forma sucinta uma descrição dos elementos que compõem o sistema respiratório humano, assim como o seu funcionamento. São também apresentados os métodos mais empregados para se fazer uma avaliação da função pulmonar, com ênfase na técnica de oscilações forçadas, que foi a técnica utilizada no transcorrer da pesquisa. Descreve-se como é feito o cálculo da impedância de entrada do sistema respiratório.

O capítulo 3 trata sobre a utilização de anemômetro a fio aquecido para a medição de velocidade e fluxo. São apresentados resultados experimentais da medição do fluxo respiratório, utilizando sensores de fio aquecido construídos com fio de platina, numa estrutura que emprega a técnica de oscilações forçadas.

No capítulo 4, apresenta-se um estudo sobre a influência da tensão de desvio do amplificador operacional, utilizado num anemômetro a fio aquecido, na resposta do sistema. É feita uma avaliação experimental de um circuito proposto para o controle dessa tensão de desvio.

No capítulo 5 são apresentadas as principais características e os princípios de funcionamento dos sensores de ultra-som, e de que maneiras os mesmos podem ser empregados na medição de velocidade e fluxo de gases. Mostra-se, também, resultados experimentais obtidos com a utilização deste tipo de sensor na medição de fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas.

Nas conclusões apresentadas no capítulo 6 são analisados os resultados obtidos com a utilização dos sensores estudados quando aplicados na medição do fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas. São também apresentadas no mesmo capítulo as propostas para serem desenvolvidas em trabalhos futuros, dentro dessa linha de pesquisa.

As contribuições dos resultados das pesquisas realizadas durante a execução deste trabalho podem também ser observadas nos artigos publicados em congressos nacionais e internacionais, além de um artigo publicado em um periódico internacional, todos relacionados no Apêndice.

# 2

## A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS NA AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO PULMONAR

Neste capítulo, como forma de fornecer o embasamento teórico necessário para o entendimento da mecânica pulmonar e a modelagem do sistema, inicialmente são apresentados, de forma sucinta, a estrutura e o funcionamento do sistema pulmonar. São também abordadas as principais técnicas utilizadas na avaliação da função pulmonar, com destaque para a técnica de oscilações forçadas. Em seguida são apresentados as características e os principais tipos de transdutores utilizados para a medição do fluxo respiratório, conhecidos como pneumotacômetros. Mostra-se também como calcular a impedância de entrada do sistema respiratório, principal parâmetro de avaliação pulmonar obtido com a técnica de oscilações forçadas.

## **2.1 Introdução**

Entre as principais causas de óbitos na maioria dos países estão as doenças pulmonares obstrutivas crônicas (DPCO), que são doenças que acometem o sistema respiratório do ser humano, como a enfisema pulmonar, a bronquite crônica e a bronquite asmática (GOLD, 2005). O surgimento e a evolução de tais enfermidades estão associados a determinadas causas e fatores de risco, entre os quais o tabagismo, a poluição ambiental e alergias provocadas por certos tipos de proteínas. Outro fator que contribui para o enfraquecimento natural da função pulmonar (processo de entrada e de saída de gases nos pulmões e a sua difusão através da membrana alveolar) é o aumento da idade das pessoas, devido à perda gradativa da elasticidade dos tecidos pulmonares, semelhante ao que ocorre com a pele.

Os testes que permitem a determinação dos parâmetros utilizados na avaliação da eficiência do sistema respiratório são chamados de testes da função pulmonar (FEINBERG, 1986). Os principais testes utilizados na prática clínica de rotina demandam significativa cooperação do paciente, como a capacidade de compreender e realizar manobras respiratórias, ou a habilidade de realizar ensaios em ambientes claustrofóbicos. Essas restrições muitas vezes impedem a realização dos testes em certos tipos de pacientes, como crianças, idosos, ou mesmo pessoas temporariamente incapacitadas de realizar os exercícios respiratórios necessários. Assim, vem aumentando o interesse na pesquisa e desenvolvimento de novas técnicas que permitam a avaliação da função pulmonar sem necessidade da cooperação do paciente, como a técnica de oscilações forçadas (DUBOIS *et al.*, 1956), que requer apenas cooperação passiva. Sendo aplicada durante a respiração espontânea, essa técnica permite a realização de testes em condições em que as técnicas tradicionais não são adequadas (MELO *et al.*, 2000).

## 2.2 Sistema Respiratório

Um dos elementos essenciais para manter a vida de um ser humano é o oxigênio ( $O_2$ ), que é utilizado juntamente com outros nutrientes no processo de metabolismo, sendo produzido o gás carbônico ( $CO_2$ ) como parte desse processo. O pulmão é o órgão utilizado para realizar a troca de gases com a atmosfera, retirando  $O_2$  e eliminando  $CO_2$ , num processo denominado de respiração. O aparelho respiratório compreende o nariz, a cavidade nasal (que é dividida em duas fossas nasais), a faringe, a laringe, a traquéia, os brônquios e os pulmões, com bronquíolos e alvéolos (Figura 2.1).

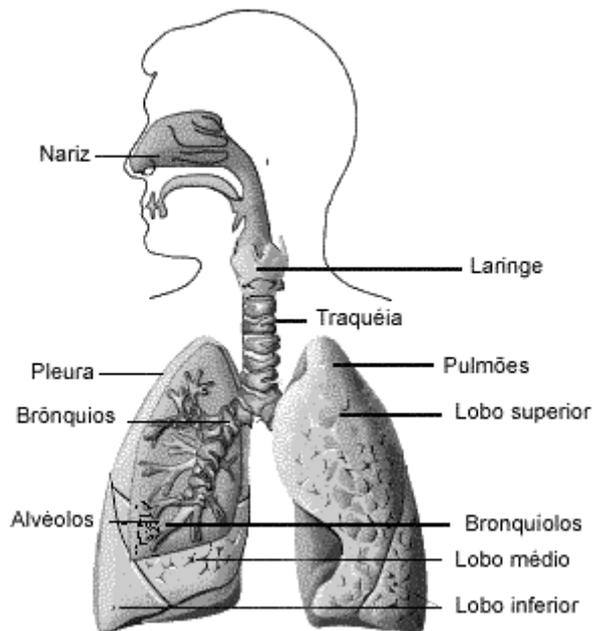


Figura 2.1 – Sistema respiratório

Quando há a inspiração, o ar novo que entra no trato respiratório é rapidamente aquecido à temperatura corporal de aproximadamente  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$  e é totalmente umidificado, juntando-se aos gases presentes na traquéia e nos brônquios. A composição desses gases mistura-se com os gases nos alvéolos pulmonares, onde o oxigênio passa para o sangue

(glóbulos vermelhos), enquanto o gás carbônico difunde-se no sentido contrário. Este intercâmbio de gases ocorre obedecendo às leis físicas da difusão. Portanto, o principal meio de transporte do  $O_2$  até as células é a hemoglobina no sangue. Após sua produção, o  $CO_2$  é dissolvido no plasma sanguíneo e transportado até os pulmões, para ser expelido para a atmosfera. Denomina-se de função pulmonar o processo de entrada e saída de gases nos pulmões e sua difusão através da membrana alveolar (FEINBERG, 1986).

### 2.3 Volumes e Capacidades Pulmonares

Na Figura 2.2 é mostrado um gráfico representando as capacidades pulmonares do sistema respiratório humano, que comporta um volume de aproximadamente 5 litros de ar, que é a capacidade pulmonar total. Apenas aproximadamente meio litro desse volume é renovado a cada processo respiratório em repouso. Esse volume renovado é conhecido como volume corrente.

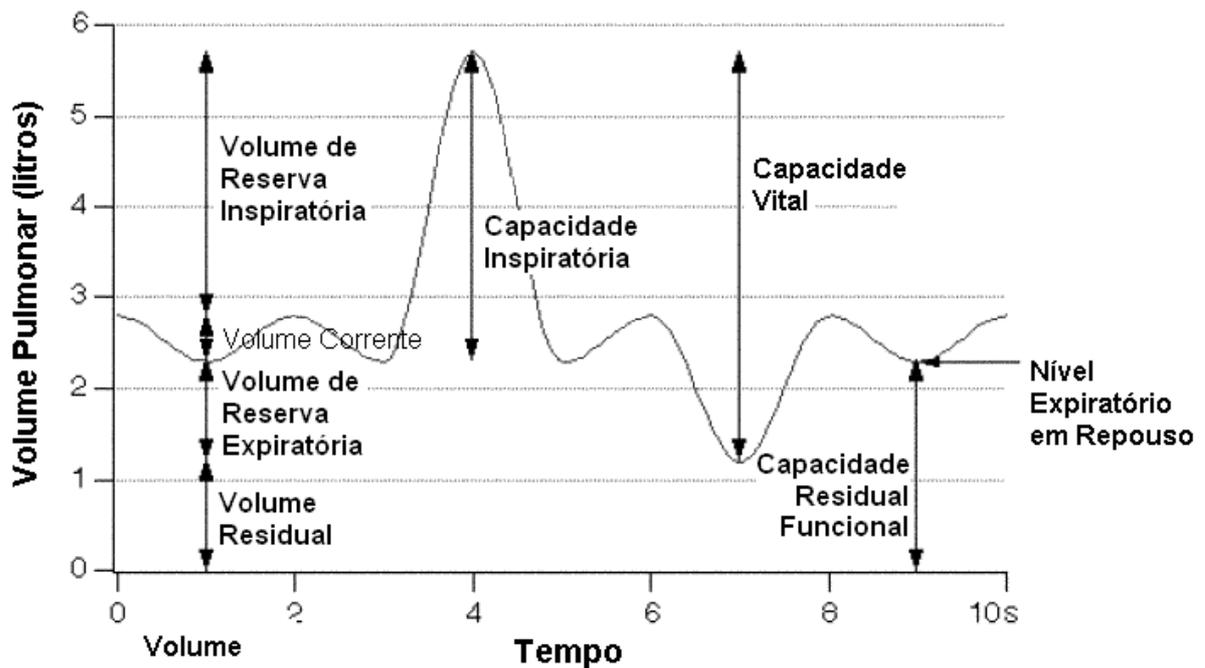


Figura 2.2 – Volumes e capacidades pulmonares.

Se for executada uma expiração forçada ao final de uma inspiração forçada, é retirado dos pulmões um volume de aproximadamente 4 litros de ar, o que corresponde à capacidade vital. A respiração só pode ocorrer dentro de seus limites. Mesmo ao final da expiração forçada ainda resta um volume de aproximadamente 1 litro dentro das vias aéreas, que é conhecido como volume residual.

O volume de ar renovado por minuto (ou volume-minuto respiratório) é obtido pelo produto da frequência respiratória (FR) pelo volume corrente (VC):

$$\text{VMR} = \text{FR} \times \text{VC} \quad (2.1)$$

Em um adulto em repouso tem-se:

$$\text{FR} = 15 \text{ movimentos por minuto (valor aproximado)} \quad (2.2)$$

$$\text{VC} = 0,5 \text{ litros.} \quad (2.3)$$

Portanto, o valor médio do fluxo respiratório é:

$$\text{volume-minuto respiratório (VMR)} = 15 \times 0,5 = 7,5 \text{ litros/minuto.} \quad (2.4)$$

## **2.4 Modelos da Mecânica Pulmonar**

A impedância mecânica do sistema respiratório pode ser classificada conforme o ponto no qual as variações de pressão são aplicadas e as medições de pressão e fluxo são realizadas: a impedância obtida quando da aplicação de variações de pressão nas vias aéreas superiores (boca) e as medições de pressão e fluxo são efetuadas no mesmo nível é denominada de impedância de entrada. Quando as variações de pressão são aplicadas em torno do tórax e as medições de fluxo são efetuadas na boca, a impedância obtida denomina-se de impedância de transferência (SILVA, 2000). Este trabalho refere-se à utilização da

técnica de oscilações forçadas apenas na obtenção da impedância de entrada, que é a mais usada em estudos clínicos (MELO *et al.*, 2000).

A interpretação das medidas da impedância de entrada do sistema respiratório baseia-se na descrição da mecânica pulmonar por modelos lineares a parâmetros concentrados, obtidos a partir da analogia com o sistema elétrico (SILVA, 2000; SILVA, 1992). Estes modelos são baseados em certo número de hipóteses que são aceitas como verdadeiras para o indivíduo normal, como a homogeneidade toracopulmonar. Na Tabela 2.1 mostram-se as analogias entre as grandezas elétricas e mecânicas utilizadas nos modelos.

Tabela 2.1 - Equivalência entre grandezas do sistema elétrico e da mecânica ventilatória.

Grandezas Elétricas	Grandezas Mecânicas
tensão	pressão
corrente	fluxo
resistência	resistência
capacitância	complacência
indutância	inertância

Os mais simples modelos que representam a mecânica pulmonar são conhecidos como “modelos de um compartimento”, como o modelo  $R-C$  mostrado na Figura 2.3(a), que representa um alvéolo com complacência  $C$  e resistência  $R$  (SCHMIDT *et al.*, 1998). As propriedades do fluxo de ar nas vias aéreas são descritas por  $R$ , enquanto  $C$  descreve as propriedades elásticas do pulmão e das paredes do tórax. O circuito elétrico equivalente é mostrado na Figura 2.3(b), sendo constituído por uma resistência em série com uma capacitância.

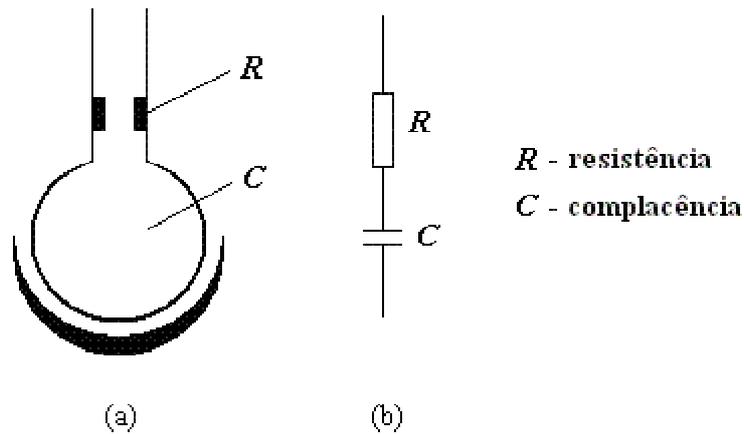


Figura 2.3 – Modelo  $R$ - $C$  linear utilizado para a determinação da impedância de entrada.

A impedância do sistema é descrita por uma parte real e uma parte imaginária:

$$Z_{in}(j\omega) = R + 1/(j\omega C) \quad (2.5)$$

com

$$\text{Re}(Z_{in}) = R \quad (2.6)$$

e

$$\text{Im}(Z_{in}) = -1/(\omega C), \quad (2.7)$$

sendo  $Z_{in}(j\omega)$  é a impedância respiratória e  $\omega$  é a frequência angular ( $\omega = 2\pi f$ ).

Apesar de o modelo  $R$ - $C$  ser bastante utilizado na determinação dos parâmetros da mecânica pulmonar, ele não é apropriado nas aplicações de testes dinâmicos em frequências mais altas, pois o mesmo não leva em conta a inércia do ar e dos tecidos. Normalmente o modelo de interpretação da impedância de entrada mais empregado é o modelo  $R$ - $I$ - $C$  série, mostrado na Figura 2.4(a). Este outro modelo “de um compartimento” inclui a inércia do ar e dos tecidos, representada no circuito elétrico equivalente da Figura 2.4(b) por uma indutância, em série com a resistência e a capacitância (SCHMIDT *et al.*, 1998).

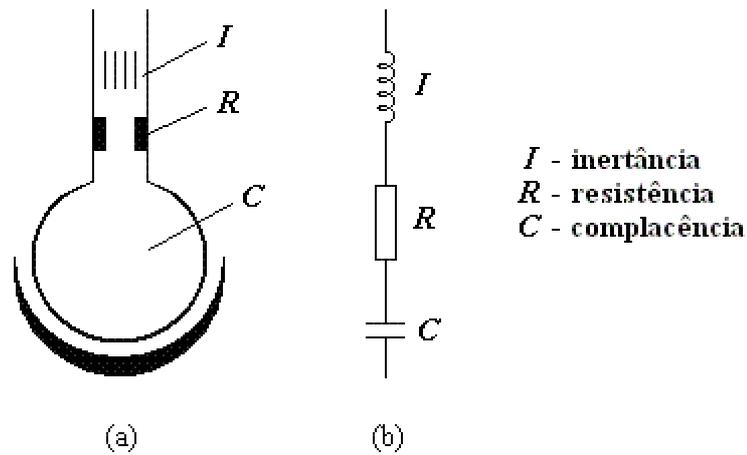


Figura 2.4 – Modelo  $R$ - $I$ - $C$  linear utilizado para a determinação da impedância de entrada.

A impedância pulmonar calculada por este modelo é dada por,

$$Z_{in}(j\omega) = R + 1/(j\omega C) + j\omega I \quad (2.8)$$

com

$$\text{Re}(Z_{in}) = R \quad (2.9)$$

e

$$\text{Im}(Z_{in}) = -1/(\omega C) + \omega I. \quad (2.10)$$

Os modelos de um compartimento não podem ser utilizados para a investigação dos parâmetros da mecânica respiratória no caso de não homogeneidade pulmonar (SCHMIDT *et al.*, 1998).

## 2.5 Testes da Função Pulmonar

Os testes da função pulmonar podem ser divididos em dois grupos principais: o primeiro são os testes de transporte de gases, que dizem respeito ao movimento das moléculas de gás entre a atmosfera e o sangue, ou seja, a avaliação do processo de troca de gases e difusão nos alvéolos; o segundo grupo inclui os testes relacionados à avaliação dos aspectos

puramente mecânicos, que afetam o transporte de gases que entram e saem dos pulmões e que tratam com variáveis como fluxo de gás, diferença de pressão e volume pulmonar (SILVA, 2000). Os testes relacionados com os objetivos dessa pesquisa fazem parte do segundo grupo, e serão descritos, de forma sucinta, a seguir.

### **2.5.1 Espirometria**

A espirometria é um teste que permite medir o fluxo de ar nas vias aéreas ou brônquios, (tubos que transportam o ar para os pulmões), por meio da medição contínua da mudança do volume pulmonar. Permite verificar, portanto, se existe obstrução ao fluxo de ar, ou seja, se as vias aéreas estão anormalmente contraídas, ou se o volume dos pulmões está normal. Os resultados são comparados com os obtidos em pessoas saudáveis com a mesma idade.

O equipamento utilizado para o teste, o espirômetro, evoluiu com o passar dos anos. Um dos primeiros equipamentos utilizados consistia basicamente de uma câmara rígida móvel (cúpula), com o interior expansível, e uma base estática, com um selo dinâmico (normalmente água) entre as duas partes, conforme mostrado no esquema da Figura 2.5 (WEBSTER,1992). O teste era realizado com o paciente respirando apenas pela boca no tubo de entrada do equipamento (bocal), tendo seu nariz bloqueado, de modo que todo ar respirado passasse pelo espirômetro. O movimento de entrada ou saída de gás na câmara rígida fazia variar a pressão no seu interior, ocasionando o movimento da cúpula, cujo deslocamento é proporcional ao seu volume interno. A medição da quantidade de gás trocada com o espirômetro, obtida a partir do movimento da cúpula, era registrada graficamente ou por meio de um transdutor, que gerava um sinal elétrico que poderia ser processado por um equipamento adequado.

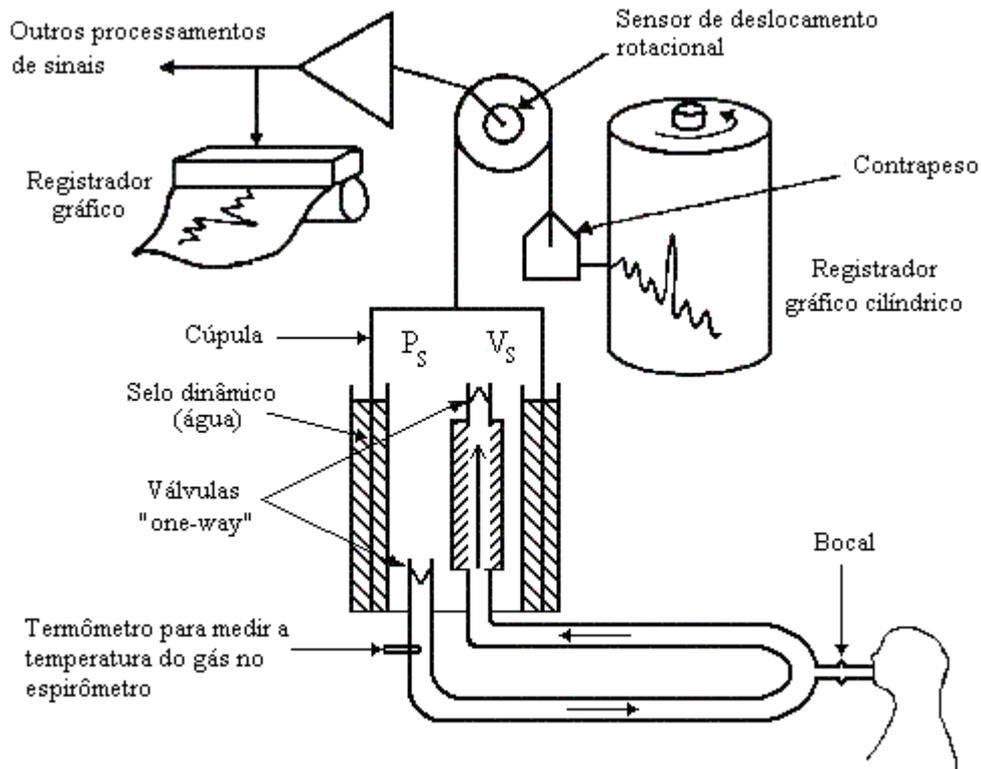


Figura 2.5 – Esquema de um dos primeiros espirômetros utilizados.

Atualmente, a grande maioria dos espirômetros encontrados no comércio baseia-se em sensores de fluxo (pneumotacômetros, turbinômetros, etc.), e possibilitam conhecer diversos parâmetros essenciais na avaliação da função pulmonar, como a capacidade vital forçada (CVF), o volume expiratório forçado no primeiro segundo ( $VEF_1$ ), o pico de fluxo expiratório (PFE) respiratórios, além de fornecer o gráfico da curva fluxo-volume, importante na detecção de manobras respiratórias mal executadas e que podem produzir resultados incorretos (WILD *et al.*, 2005). Um exemplo dos mais modernos é o espirômetro de tela mostrado na Figura 2.6. Ele mede o fluxo por meio de uma turbina e permite imprimir os resultados ou visualizá-los em uma tela colorida. Os resultados do teste são também armazenados em uma memória, podendo ser transferidos para um microcomputador.



Figura 2.6 – Espirômetro de tela (<http://www.gerarnet.com.br>).

### 2.5.2 Pletismografia

O teste de pletismografia é composto por uma série de exames que têm a finalidade de medir o volume dos pulmões, a resistência das vias aéreas à passagem do ar, a força dos músculos respiratórios e a capacidade pulmonar de transferir o oxigênio do ar para os pulmões.

O aparelho onde são realizados os testes, o pletismógrafo de corpo inteiro, é uma caixa rígida, hermeticamente fechada e com paredes transparentes, que conta com suprimento constante de ar. A Figura 2.7 mostra uma ilustração de um exame sendo realizado em um pletismógrafo típico (RESPIRAR, 2005).



Figura 2.7 – Ilustração de um exame sendo realizado em um pletismógrafo (RESPIRAR, 2005).

Durante a realização do teste, com duração de aproximadamente 45 minutos, o paciente é colocado no interior do pletismógrafo, e fica respirando através de um pneumotacógrafo. O teste requer a máxima cooperação do paciente, que precisa realizar diversas manobras respiratórias, o que dificulta a sua aplicação em alguns casos.

### **2.5.3 Técnica de Oscilações Forçadas**

A técnica de oscilações forçadas, utilizada no estudo das propriedades mecânicas do sistema respiratório humano, foi proposta por Dubois *et al.* (1956), e permite o estudo do comportamento mecânico do sistema respiratório humano numa larga faixa de frequências e, a partir de modelos, estudar as características pouco perceptíveis à frequência respiratória espontânea (DUBOIS *et al.*, 1956; PESLIN, 1986; FARRÉ e NAVAJAS, 1991; NAVAJAS e FARRÉ, 2001). É um método não invasivo de determinação dos parâmetros da mecânica respiratória sem necessitar a cooperação do paciente, e é baseado na aplicação de um pequeno sinal de pressão oscilatório por meio de um alto-falante próximo à boca do paciente, enquanto este está respirando espontaneamente (PESLIN *et al.*, 1993; PESLIN e DUVIVIER, 1999; FICKER *et al.*, 2000). Essas variações de pressão induzem variações no fluxo gasoso com amplitude e fase dependentes das propriedades mecânicas do sistema respiratório.

Um dos principais parâmetros no processo de avaliação da função pulmonar é a impedância mecânica do sistema respiratório, que é obtida de uma relação entre a variação de pressão ( $\Delta P$ ) e a variação de fluxo ( $\Delta Q$ ) medidas próximo à boca do paciente.

Na Figura 2.8 é ilustrado o método de oscilações forçadas utilizado para avaliação da função pulmonar.

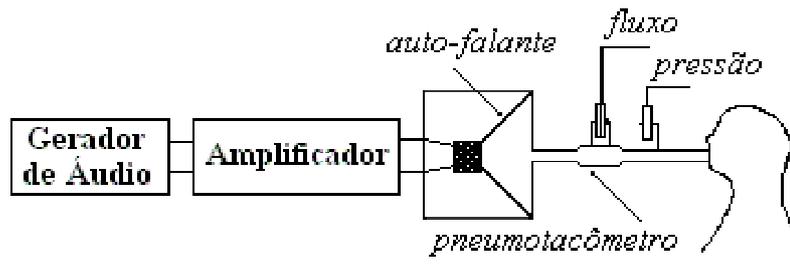


Figura 2.8 – Esquema para a medição da impedância mecânica do sistema respiratório pela técnica de oscilações forçadas.

Comparada com técnicas tradicionais como a espirometria e a pletismografia, que exigem um treinamento prévio do indivíduo para a realização correta das manobras, bem como exigem um esforço por parte deste durante a realização das provas, a técnica de oscilações forçadas, que não necessita das condições acima especificadas, vem se tornando uma importante alternativa para complementar os exames clínicos de rotina na avaliação da função pulmonar.

## 2.6 Pneumotacômetro

Os pneumotacômetros são sensores de fluxo de ar utilizados para a medição do fluxo gasoso durante a respiração. O princípio de medição do pneumotacômetro é baseado na lei de Poiseuille, a qual estabelece que, sob condições de fluxo laminar num tubo rígido reto, o fluxo é proporcional à perda de pressão por unidade de comprimento (BRANSON e CHATBURN, 1998). A medição contínua da queda de pressão, que é a medição da diferença de pressão entre dois pontos do tubo, fornece uma curva diferencial cuja ordenada representa a velocidade da corrente de ar.

### 2.6.1 Principais Tipos de Pneumotacômetros

O principal requisito desejado para um pneumotacômetro por um longo tempo foi uma boa linearidade, e esta qualidade foi conseguida satisfatoriamente apenas por Fleisch (1925) e desde então foram feitas diversas modificações na tentativa de melhorar o projeto original, como a introduzida por Lilly (1950). Esses pesquisadores emprestam seus nomes aos principais tipos de pneumotacômetros utilizados atualmente com a técnica de oscilações forçadas, que são evoluções dos primeiros equipamentos propostos para a medição de fluxo respiratório.

#### a) Pneumotacômetro Tipo Fleisch

Em um pneumotacômetro tipo Fleisch, a determinação do fluxo ( $Q$ ) no interior de um tubo cilíndrico é feita por meio da medida da diferença de pressão em dois pontos em lados opostos de uma pequena resistência ( $R$ ), de valor fixo. Essa resistência é constituída por um conjunto de tubos capilares sobrepostos, e arranjados em paralelo com a direção do fluxo. Quando o fluxo tem um comportamento laminar, o que normalmente ocorre quando o mesmo é de baixa intensidade, a queda de pressão através da resistência tem uma relação linear com o fluxo, sendo dada por:

$$P_1 - P_2 = R \cdot Q \quad (2.11)$$

$P_1$  e  $P_2$  representam as pressões medidas nos dois pontos em lados opostos da resistência.

Na Figura 2.9 é mostrado o esquema de um pneumotacômetro tipo Fleisch, enquanto na Figura 2.10 é mostrado um detalhe do arranjo dos tubos capilares utilizados como resistência mecânica ao fluxo.

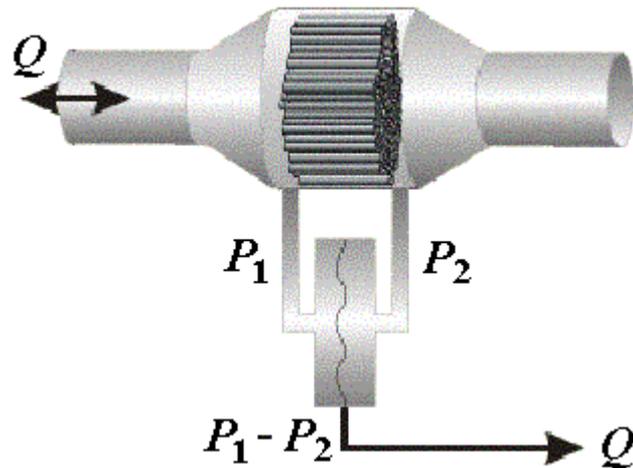


Figura 2.9 – Pneumotacômetro tipo Fleisch.

Os pneumotacômetros tipo Fleisch são disponíveis em vários tamanhos e com diferentes bitolas dos tubos capilares que formam a resistência, apropriados para determinadas faixas de fluxos. Os fluxos cuja intensidade ultrapassam o limite de tolerância dentro de determinada faixa de utilização, em torno de  $\pm 50\%$  do valor nominal, podem causar turbulência, e a relação entre a queda de pressão e o fluxo não mais apresenta um comportamento linear, não apresentando, portanto, uma boa exatidão nas medições efetuadas. Outros fatores que podem influenciar no resultado das medições são o acúmulo de secreções e a condensação de vapor d'água no interior dos tubos capilares, que podem causar um aumento na resistência e mudanças nas características de cada faixa de medição.

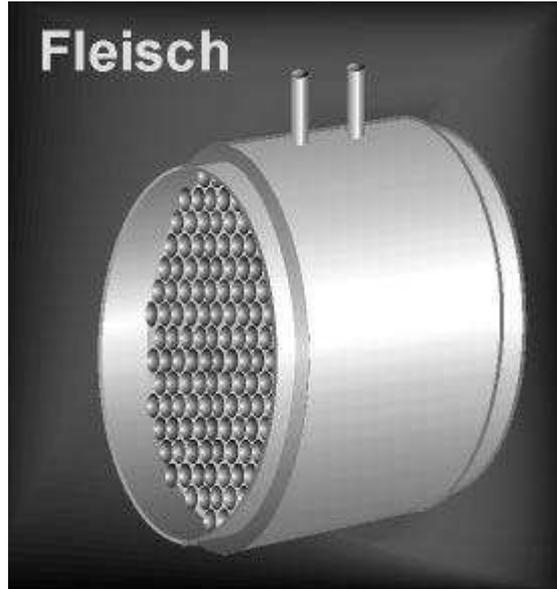


Figura 2.10 – Arranjo dos tubos capilares no pneumotacômetro tipo Fleisch.

**b) Pneumotacômetro Tipo Lilly**

No pneumotacômetro tipo Lilly, cujo esquema é mostrado na Figura 2.11, a determinação do fluxo ( $Q$ ) no interior de um tubo é realizada por meio da medida da diferença de pressão em dois pontos, entre os quais há uma pequena resistência ( $R$ ) de valor fixo e que é formada por uma fina malha metálica.

Os resultados obtidos na medição têm maior exatidão quando o fluxo é laminar, ou seja, quando o fluxo é de intensidade relativamente baixa, pois nesse caso a relação entre a queda de pressão através da resistência e o fluxo é linear. No caso de fluxos de maior intensidade, pode ocorrer turbulência, modificando as características de medição do pneumotacômetro, pois a relação entre o fluxo e a queda de pressão através da resistência deixa de ser linear.

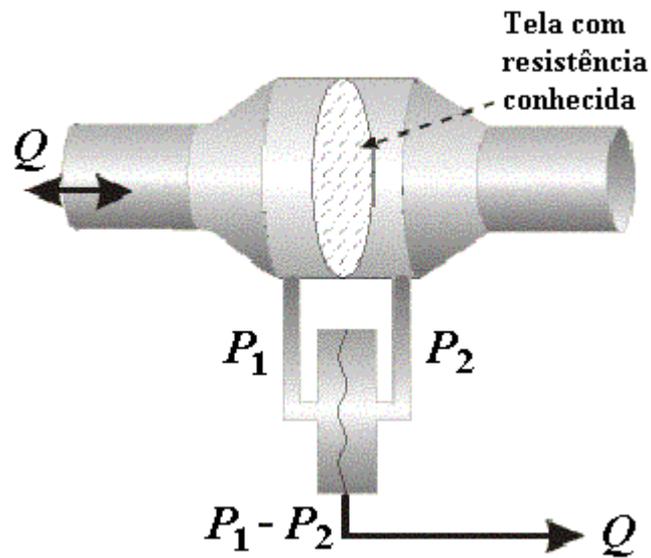


Figura 2.11 – Pneumotacômetro tipo Lilly.

A configuração semelhante a uma trombeta do pneumotacômetro tipo Lilly mostrado na Figura 2.12 é bastante utilizada, e seu desenvolvimento teve como objetivo obter fluxo laminar em uma grande faixa de valores. Com essa configuração o pneumotacômetro tipo Lilly pode apresentar um comportamento linear numa faixa de fluxo que vai de 0 a 12 l/s.

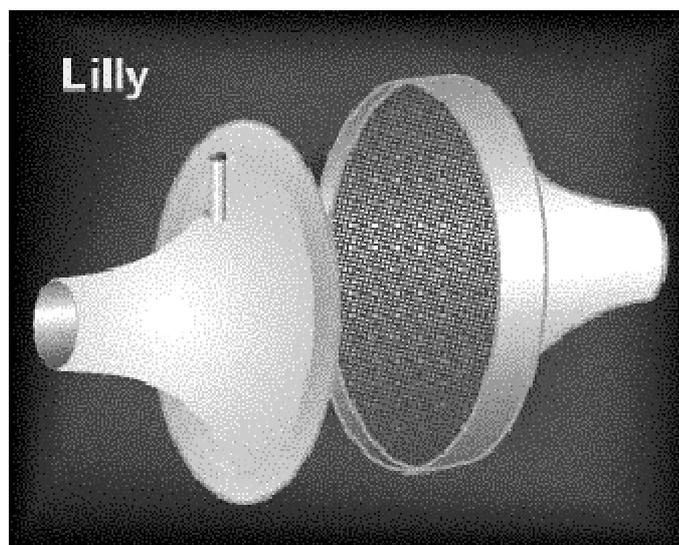


Figura 2.12 – Pneumotacômetro tipo Lilly com configuração estilo trombeta.

### **2.6.2 Medição de Fluxo Respiratório com o Pneumotacômetro**

Nos seres humanos, a velocidade da corrente de ar varia consideravelmente de acordo com a taxa de respiração. Essa velocidade pode variar de 300 a 500 ml/s para uma respiração em repouso, mas pode chegar a 8.000 ml/s sob condições mais extremas. Essa larga faixa de velocidades não pode ser coberta por um único sistema de resistências, e por isso diversos modelos de pneumotacômetros são disponíveis, cada um cobrindo uma determinada faixa de velocidade de fluxo.

### **2.7 Determinação da Impedância Respiratória com a Técnica de Oscilações Forçadas**

Na técnica de oscilações forçadas, as oscilações de pressão aplicadas ao sistema respiratório por meio de um gerador externo provocam oscilações correspondentes no fluxo, com amplitude e fase dependentes das propriedades mecânicas do sistema. A amplitude dos sinais de pressão deve ser limitada a 1 ou 2 hPa, pico a pico, com o objetivo de não causar reações no indivíduo e, sobretudo, não ultrapassar o domínio de linearidade do sistema respiratório (ROGTER *et al.*, 1991). A impedância mecânica de entrada do sistema respiratório é, então, estimada a partir da relação entre pressão e fluxo. O procedimento usual é a aplicação de oscilações com frequências entre 2 e 32 Hz, que é a faixa de frequência de interesse para a análise, pois permite minimizar o efeito do sinal respiratório cuja fundamental se encontra em torno de 0,25 Hz (MELO *et al.*, 2000; RITZ *et al.*, 2002). Para se avaliar a alteração da impedância respiratória com a frequência, faz-se uma decomposição dos sinais de fluxo e pressão em funções senoidais elementares, obtidas com a utilização da transformada de Fourier (MELO *et al.*, 2000). O processo de cálculo da impedância respiratória pode ser descrito matematicamente pela equação

$$Z_{in} = \frac{F(P)}{F(Q)} \quad (2.12)$$

em que  $Z_{in}$  representa a impedância respiratória de entrada em função da frequência, e  $F(P)$  e  $F(Q)$  são, respectivamente, as transformadas de Fourier dos sinais de pressão e fluxo.

Com a decomposição dos sinais de pressão e fluxo em componentes senoidais, pode-se representar cada um dos sinais decompostos pelas equações:

$$P = P_m \text{sen}(\omega t) \quad (2.13)$$

e

$$Q = Q_m \text{sen}(\omega t + \varphi), \quad (2.14)$$

em que  $P$  representa uma componente senoidal do sinal de pressão com amplitude  $P_m$ , enquanto  $Q$  representa uma componente senoidal do sinal de fluxo com amplitude  $Q_m$ . A defasagem entre os sinais de fluxo e pressão é representada por  $\varphi$ , enquanto que  $\omega$  representa a frequência angular dos sinais, sendo  $\omega = 2\pi f$ . Na Figura 2.13 estão representadas as variáveis empregadas no cálculo da impedância respiratória no domínio do tempo.

A impedância mecânica também pode ser representada por uma parte real  $[\text{Re}(Z_{in})]$ , que corresponde à resistência, e uma parte imaginária  $[\text{Im}(Z_{in})]$ , que corresponde à reatância. A parte real da impedância corresponde à componente que está em fase com o fluxo, e é determinada pelo produto do módulo da impedância pelo cosseno do ângulo  $\varphi$ . A parte imaginária da impedância corresponde à componente que está defasada em relação ao fluxo, sendo determinada pelo produto do módulo da impedância pelo seno do ângulo  $\varphi$ . Na Figura 2.14 mostra-se a representação geométrica da impedância respiratória de módulo  $|Z_{in}|$  e fase  $\varphi$  em função de sua resistência  $[\text{Re}(Z_{in})]$  e de sua reatância  $[\text{Im}(Z_{in})]$ .

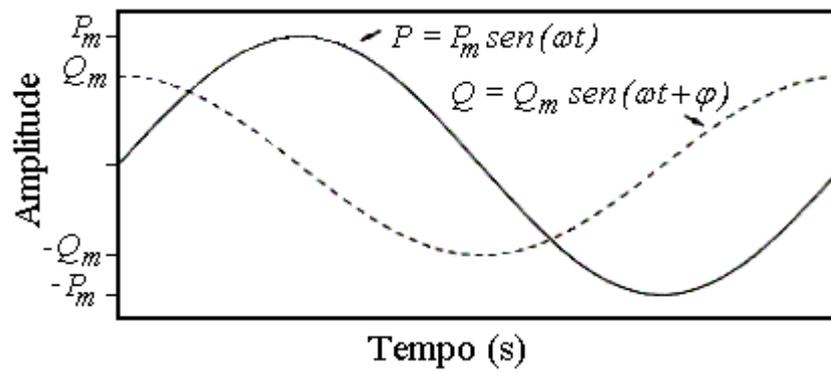


Figura 2.13 – Variáveis empregadas no cálculo da impedância respiratória no domínio do tempo.

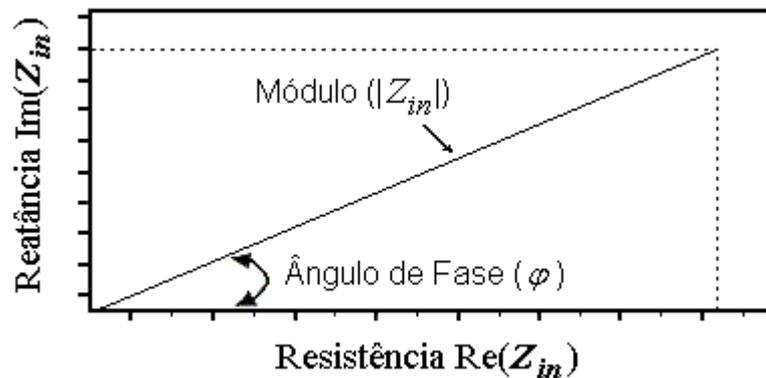


Figura 2.14 – Representação geométrica da relação entre resistência e reatância da impedância com módulo  $|Z_{in}|$  e fase  $\varphi$ .

As relações matemáticas são dadas por:

$$\text{Re}(Z_{in}) = |Z_{in}| \cos \varphi \quad (2.15)$$

$$\text{Im}(Z_{in}) = |Z_{in}| \text{sen} \varphi \quad (2.16)$$

sendo,

$$\varphi = \text{arctg} \left[ \frac{\text{Im}(Z_{in})}{\text{Re}(Z_{in})} \right] \quad (2.17)$$

O módulo da impedância respiratória pode ser determinado a partir das componentes real e imaginária:

$$|Z_{in}| = \sqrt{\text{Re}(Z_{in})^2 + \text{Im}(Z_{in})^2} \quad (2.18)$$

## **2.8 Conclusão**

Neste capítulo foram apresentadas, de forma resumida, a fisiologia do sistema respiratório e as principais técnicas utilizadas na avaliação do sistema pulmonar, dando-se ênfase à técnica de oscilações forçadas, que é a técnica utilizada neste trabalho com os medidores de fluxo estudados. Foram descritas as características dos principais tipos de pneumotacômetros utilizados na prática clínica, e mostrou-se como determinar a impedância respiratória de entrada utilizando a técnica de oscilações forçadas a partir dos sinais de pressão e fluxo.

Apresentando características complementares aos métodos clássicos de avaliação pulmonar, a técnica de oscilações forçadas apresenta-se como importante alternativa para aplicações clínicas de rotina.

# 3

## **MEDIÇÃO DE FLUXO RESPIRATÓRIO COM ANEMÔMETRO A FIO AQUECIDO**

Neste capítulo mostra-se uma proposta de implementação de um anemômetro a fio aquecido para a medição do fluxo respiratório utilizando a técnica de oscilações forçadas. São apresentados resultados experimentais que permitem uma comparação entre as medições do fluxo respiratório obtidas com o sensor termo-resistivo, com as medições obtidas com o pneumotacômetro.

### 3.1 Introdução

Diversos trabalhos abordam a aplicação de sensores termo-resistivos de fio aquecido para a medição de velocidade de fluidos (FERREIRA *et al.*, 2001; FERREIRA *et al.*, 2002; SILVA, 2000; SILVA *et al.*, 2002A; SILVA *et al.*, 2002B), e de anemômetros a fio aquecido aplicados na medição de fluxo respiratório (KANDASWAMY *et al.*, 2002; LIN *et al.*, 1998; VAN PUTTEN *et al.*, 2002). No trabalho apresentado em Kandaswamy *et al.* (2002) é mostrado um sistema de medição de parâmetros respiratórios durante a expiração. Em Lin *et al.* (1998) [26] é descrito o desenvolvimento de um espirômetro digital portátil, enquanto que em van Putten *et al.* (2002) mostra-se uma aplicação de sensores micro-usinados à anemometria térmica, para a medição do fluxo expiratório de pico. O desenvolvimento de sensores térmicos com tecnologia de microeletrônica, como mostrado em Oliveira Junior (2003), permite o desenvolvimento de anemômetros de alta sensibilidade e baixo consumo de energia (MAILLY *et al.*, 2001; CHEN e LIU, 2003).

Um sensor termo-resistivo de fio metálico, devido à sua pequena dimensão, apresenta-se como uma alternativa para a medição do fluxo respiratório, pois diminui a influência das partículas existentes no ar expirado pelo paciente no processo de medição, já que não produz aumento significativo na resistência mecânica ao fluxo respiratório.

A partir de estudos teóricos e resultados de simulações realizadas em trabalhos anteriores (SILVA, 2000; SILVA *et al.*, 2002A; SILVA *et al.*, 2002B), propõe-se neste trabalho a utilização de um anemômetro a fio aquecido com sensor de fio de platina para a medição de fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas. São apresentados resultados experimentais realizados em um protótipo do sistema implementado em laboratório.

### 3.2 Anemômetro de Fio Aquecido

Um dos principais métodos utilizados para a medição de velocidade de fluidos baseia-se na transferência de energia entre o fluido e o sensor empregado. O medidor utilizado nesse método é conhecido como anemômetro de sensor aquecido, e seu principal componente é um sensor termo-resistivo aquecido eletricamente e mantido em uma temperatura constante. O princípio de medição dessa estrutura é o da equivalência elétrica, no qual a variação da grandeza a ser medida é substituída por variação equivalente de uma grandeza elétrica sobre o sensor (ARAÚJO *et al.*, 2005; DEEP *et al.*, 1992; DOEBELIN, 1976; FARIAS, 1995; FERREIRA, 2002; FERREIRA *et al.*, 2001; FERREIRA *et al.*, 2002; FREIRE e DEEP, 1999; FREIRE *et al.*, 1998; FREYMUTH, 1967; MILLER *et al.*, 1987; OLIVEIRA, 1997; OLIVEIRA *et al.*, 1999; PERRY e MORRISON, 1971).

O diagrama básico do circuito de um anemômetro é mostrado na Figura 3.1, sendo o sensor termo-resistivo incluído num dos braços de uma ponte de Wheatstone com realimentação negativa. O circuito também inclui um amplificador CC de ganho elevado ( $A_1$ ) e um seguidor de emissor (T).

A análise do circuito da Figura 3.1 permite escrever:

$$V_o = G(e^+ - e^-) \quad (3.1)$$

sendo  $G$  é o ganho de malha aberta do amplificador operacional, enquanto  $e^+$  e  $e^-$  representam os sinais obtidos a partir dos divisores de tensão na entrada.

$$e^+ = \frac{R_2}{R_1 + R_2} V_o + V_{os} \quad (3.2)$$

$$e^- = V_s = \frac{R_s}{R + R_s} V_o \quad (3.3)$$

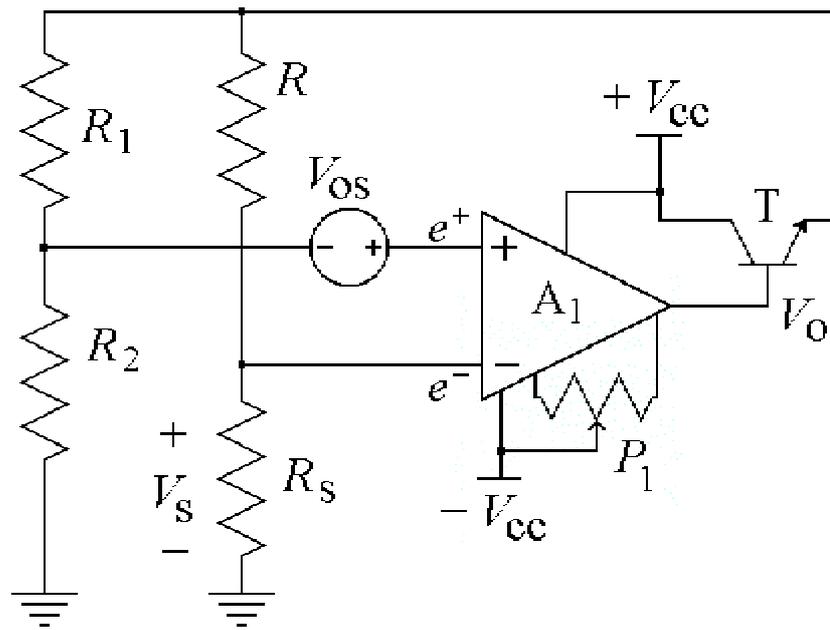


Figura 3.1 – Configuração do anemômetro a fio aquecido.

$R_s$  é a resistência elétrica do sensor termo-resistivo à temperatura  $T_s$ ,  $V_s$  é a tensão sobre o sensor,  $V_o$  é a tensão na saída do amplificador operacional e  $V_{os}$  é a sua tensão de desvio de entrada.

### 3.3 Equilíbrio Termodinâmico

Trabalhos que descrevem a caracterização e utilização de sensores metálicos em sistemas de medição de radiação (FREIRE *et al.*, 1998), temperatura ou velocidade de fluido (OLIVEIRA *et al.*, 1995; OLIVEIRA, 1997), mostram que, de acordo com a primeira lei da termodinâmica, pode-se escrever:

$$\alpha SH + P_e = hS(T_s - T_a) + mC \frac{dT_s}{dt}. \quad (3.4)$$

Representando de outra forma,

$$T_s = \frac{1}{mC} \int \alpha SH + P_e - hS(T_s - T_a) dt. \quad (3.5)$$

Os símbolos e expressões em (3.4) e (3.5) representam o seguinte:

$\alpha$	<i>coeficiente de transmissão-absorção de energia do sensor</i>
$S$	<i>área da superfície do sensor.</i>
$H$	<i>radiação incidente.</i>
$h$	<i>coeficiente de transferência de calor na superfície do sensor.</i>
$T_s$	<i>temperatura do sensor.</i>
$m$	<i>massa do sensor.</i>
$C$	<i>calor específico do sensor.</i>
$\alpha SH$	<i>energia térmica por unidade de tempo, absorvida pelo sensor, em resposta à radiação incidente.</i>
$P_e$	<i>potência elétrica aplicada ao sensor.</i>
$hS(T_s - T_a)$	<i>energia perdida pelo sensor para o meio ambiente por unidade de tempo.</i>
$mC \frac{dT_s}{dt}$	<i>variação da energia interna do sensor por unidade de tempo.</i>

Considerando que o sensor termo-resistivo não está submetido à radiação solar e está operando numa temperatura constante, análises realizadas em trabalhos anteriores (FERREIRA *et al.*, 2001; FERREIRA *et al.*, 2002; SILVA, 2000; SILVA *et al.*, 2002A; SILVA *et al.*, 2002B) em sistemas de medição de velocidade de fluidos, sob condições de equilíbrio estático, mostram que a primeira lei da termodinâmica pode ser reduzida à seguinte expressão:

$$P_e = hS(T_s - T_f) \quad (3.6)$$

### 3.4 Determinação da Velocidade e do Fluxo

Na equação (3.6), o parâmetro  $h$  depende da velocidade relativa entre o sensor e o fluido, e é definido por:

$$h = a + b(v)^n \quad (3.7)$$

sendo  $a$ ,  $b$  e  $n$  constantes determinadas experimentalmente e  $v$  representa a velocidade do fluido (FERREIRA *et al.*, 2001).

A potência elétrica ( $P_e$ ) transferida ao sensor pode ser escrita como:

$$P_e = \frac{V_s^2}{R_s} \quad (3.8)$$

Da equação (3.3) pode-se obter

$$R_s = \frac{RV_s}{V_o - V_s} \quad (3.9)$$

Substituindo-se (3.9) em (3.8) chega-se a

$$P_e = \frac{V_s(V_o - V_s)}{R} \quad (3.10)$$

Para um sensor termo-resistivo metálico, a resistência elétrica pode ser descrita pela equação (3.11) (FREIRE *et al.*, 1998; OLIVEIRA *et al.*, 1995; OLIVEIRA, 1997):

$$R_s = R_o + R_o\beta T_s \quad (3.11)$$

Resolvendo-se (3.11) para obter  $T_s$ , chega-se a

$$T_s = \frac{R_s - R_o}{\beta \cdot R_o}, \quad (3.12)$$

com a seguinte definição para os parâmetros envolvidos:

$R_o =$  Resistência do sensor termo-resistivo a  $0^\circ\text{C}$ .

$\beta =$  Coeficiente térmico da resistência do sensor.

Com a substituição de (3.9) em (3.12) chega-se a

$$T_s = \frac{1}{\beta} \left[ \frac{RV_s}{R_o(V_o - V_s)} - 1 \right] \quad (3.13)$$

Substituindo (3.8) em (3.6) obtém-se:

$$V_s^2 = R_s h S (T_s - T_f) \quad (3.14)$$

Verifica-se, portanto, que num anemômetro a temperatura constante, se  $R_s$  e  $T_s$  são mantidos constantes, a tensão  $V_s$  é função da velocidade e da temperatura do fluido.

A combinação das equações (3.6) e (3.7) permite determinar uma expressão para a velocidade, dada por,

$$v = \left\{ \frac{1}{b} \left[ \frac{P_e}{S(T_s - T_f)} - a \right] \right\}^{1/n} \quad (3.15)$$

Como  $P_e$  e  $T_s$  dependem apenas de  $V_o$  e  $V_s$ , como mostrado em (3.10) e (3.13), a velocidade do fluido pode ser obtida a partir da medição dessas duas variáveis no circuito do anemômetro.

A partir da expressão da velocidade, e conhecendo-se a área da secção do tubo cilíndrico ( $S_F$ ) por onde passa o fluido respiratório, pode-se determinar o fluxo ( $Q$ ) (PLAUT e WEBSTER, 1980; SUKI *et al.*, 1995):

$$Q = v.S_F \quad (3.16)$$

### 3.5 Medição de Fluxo Respiratório

Os testes experimentais foram realizados em uma bancada de laboratório que utiliza a técnica de oscilações forçadas para a medição do fluxo respiratório, e cujo esquema é mostrado na Figura 3.2. Os diversos elementos que estão representados nessa Figura são os seguintes:

- Gerador de áudio – gera o sinal senoidal e ajusta a frequência que será aplicada ao alto-falante.
- Amplificador de potência – amplifica o sinal proveniente do gerador de áudio para acionar o alto-falante.
- Alto-falante – funciona como um gerador de pressão, com amplitude e frequência controlados pelo gerador de áudio.
- Sensor termo-resistivo - o sensor termo-resistivo usado nos testes experimentais foi construído com fio de platina de 10  $\mu\text{m}$  de diâmetro e 2,74 mm de comprimento e seus parâmetros foram obtidos experimentalmente, tendo os seguintes valores  $R_o = 6,8041 \Omega$ ,  $\beta = 0,00172 \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ ,  $a = 1375 \text{ W/m}^2\cdot^\circ\text{C}$ ,  $b = 0,00172 \text{ W/m}^2\cdot^\circ\text{C}$ ,  $n = 0.5$  e  $S = 89.17 \times 10^{-9} \text{ m}^2$ .
- Anemômetro – circuito cujo esquema é mostrado na Figura 3.1, a partir do qual são obtidos os sinais de tensão sobre o sensor ( $V_s$ ) e na saída do amplificador operacional ( $V_o$ ).
- Amplificador – como os valores de  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no anemômetro são de baixa amplitude, foram utilizados amplificadores para condicioná-los às entradas do conversor AD de 12 bits da placa de aquisição de dados inserida no microcomputador.

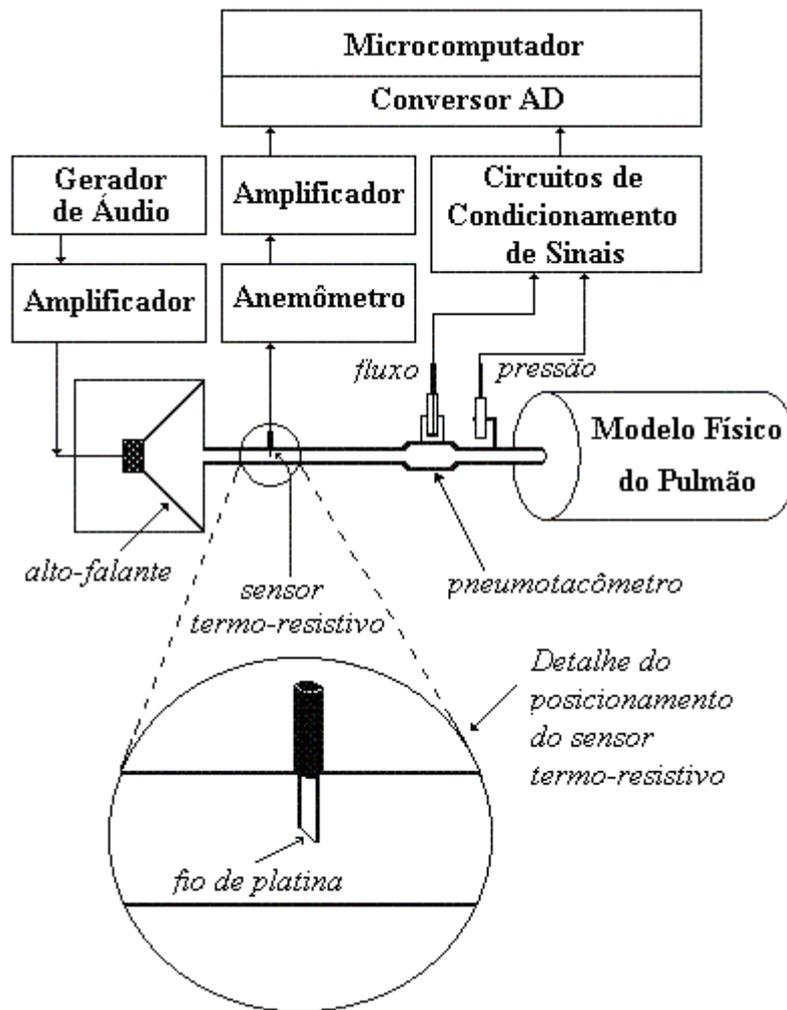


Figura 3.2 – Estrutura empregada para comparar o desempenho do anemômetro a fio aquecido com o pneumotacômetro na determinação do fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas.

- **Pneumotacômetro** – como um dos objetivos deste trabalho é comparar o fluxo obtido por meio da utilização de anemômetro a fio aquecido com o medido usando o sistema original, o pneumotacômetro foi mantido nesta estrutura.
- **Modelo Físico do Pulmão** – o que se costuma denominar de modelo físico do pulmão é a representação do pulmão do paciente por meio de uma resistência mecânica (representando a resistência do sistema respiratório), tubo (representando a inércia) e um cilindro fechado (representando a complacência).

- Circuitos de condicionamento de sinais – o bloco denominado de circuitos de condicionamento de sinais está representando todos os circuitos (amplificadores, somadores, *buffers*, etc) utilizados para condicionar os sinais de tensão obtidos a partir do transdutor de fluxo (pneumotacômetro) e do sensor de pressão, de modo a torná-los compatíveis com as entradas do conversor AD de 12 bits da placa de aquisição de dados.
- Microcomputador – onde são processados os dados adquiridos a partir do anemômetro para o cálculo de velocidade e do fluxo, assim como os dados adquiridos a partir do sensor de pressão e do pneumotacômetro.

### **3.6 Resultados Experimentais**

Foram realizados testes experimentais visando comparar os resultados das medições do fluxo respiratório obtidas com o sensor a fio aquecido e com o pneumotacômetro. Foram aplicados sinais senoidais de pressão, de baixa amplitude, com frequências entre 2 e 32 Hz, que é a faixa mais utilizada para a frequência oscilatória na técnica de oscilações forçadas (NAVAJAS e FARRÉ, 2001; RITZ *et al.*, 2002).

Na Figura 3.3 são mostradas as formas de onda das tensões  $V_s$  e  $V_o$  no circuito do anemômetro, para um sinal de pressão com frequência de oscilação de 20 Hz. Pode-se observar que a frequência de ambas as formas de onda é 40 Hz, pois tanto  $V_s$  quanto  $V_o$  variam com o dobro da frequência do sinal do gerador de pressão.

No anemômetro a fio aquecido, as variações das tensões  $V_s$  e  $V_o$  ocorrem sempre que há a passagem do fluido, não importando e seu sentido. No entanto, na determinação dos parâmetros do sistema respiratório pela técnica de oscilações forçadas, é essencial o conhecimento dos ciclos respiratórios de inspiração e expiração.

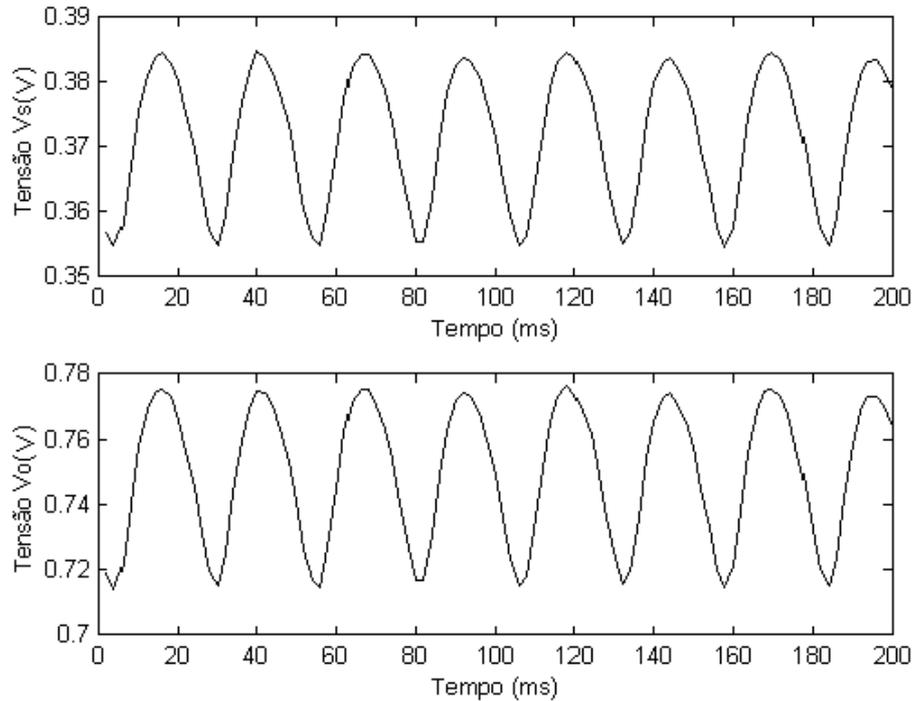


Figura 3.3 – Tensão na saída do amplificador operacional ( $V_o$ ) e sobre o sensor termo-resistivo ( $V_s$ ) no circuito do anemômetro.

Um dos métodos testados para a determinação do sentido do fluxo foi colocar um fio aquecido muito próximo de um outro sensor termo-resistivo, utilizado apenas para esta finalidade, de modo a influenciar no aquecimento do mesmo. A Figura 3.4 mostra a forma de onda do fluxo respiratório (a) e a tensão de saída do amplificador operacional (b) obtida com este procedimento. Pode ser observado na Figura 3.4(b) que a amplitude de  $V_o$  depende do sentido do fluxo, sendo menor quando o sensor está numa posição posterior ao aquecedor, e maior no sentido oposto do fluxo. Portanto, conhecendo-se a posição do sensor em relação ao aquecedor, o sentido do fluxo pode ser determinado.

A partir dos dados obtidos e conhecendo-se todos os parâmetros do sensor e dos circuitos de condicionamento dos sinais, as equações (3.10), (3.11), (3.15) e (3.16) foram utilizadas num programa computacional para obter a forma de onda do fluxo respiratório em função do tempo, mostrada na Figura 3.5.

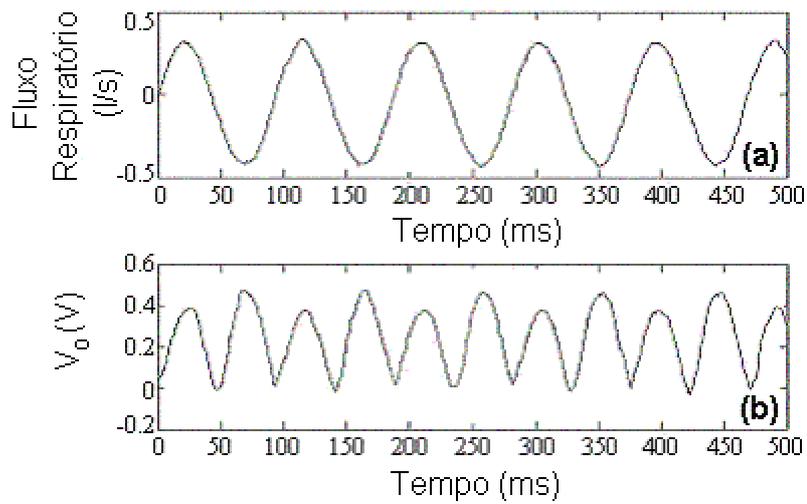


Figura 3.4 – Formas de onda do fluxo respiratório (a) e da tensão de saída do amplificador operacional com um aquecedor colocado próximo ao sensor termo-resistivo (b).

A curva mostrada na Figura 3.5 pode ser comparada com a apresentada na Figura 3.6, obtida pela medição do fluxo com um pneumotacômetro. Pode-se observar a semelhança entre as formas de onda obtidas nos dois processos de medição.

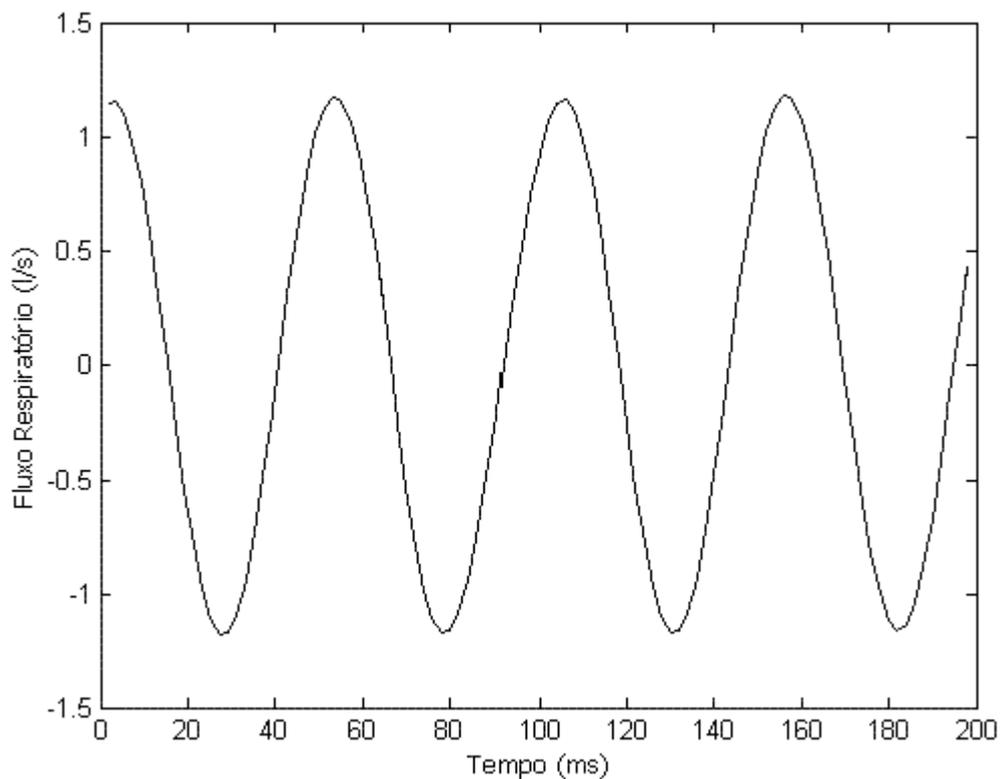


Figura 3.5 – Fluxo respiratório obtido com o anemômetro a fio aquecido.

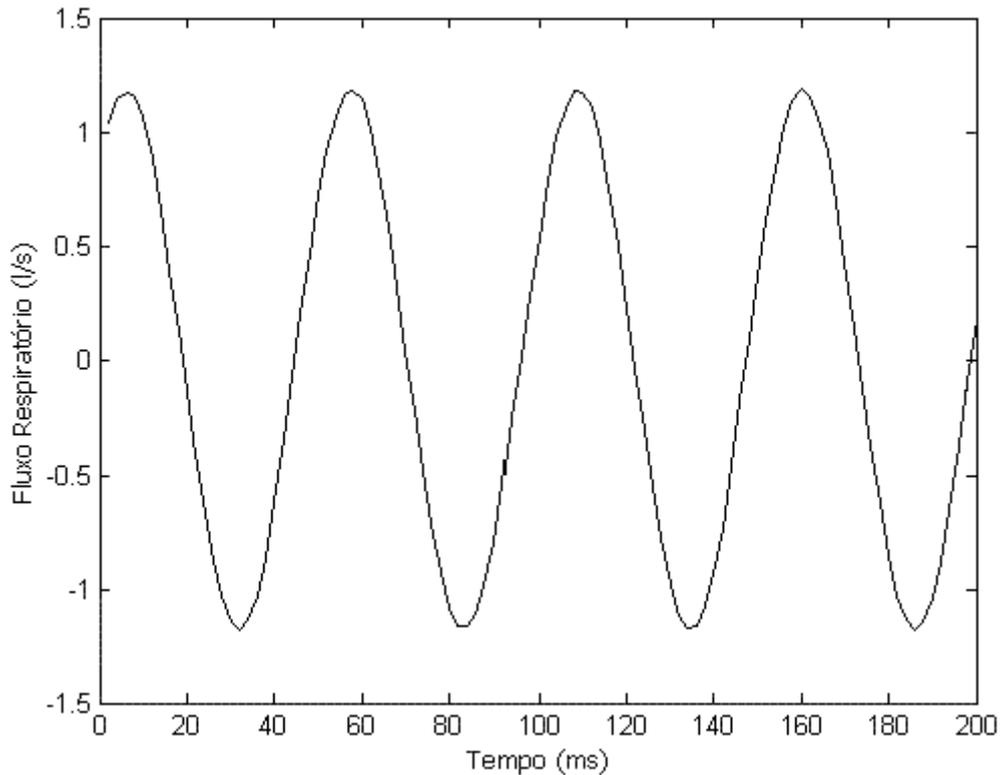


Figura 3.6 – Fluxo respiratório obtido com um pneumotacômetro.

As formas de onda mostradas nas Figuras 3.5 e 3.6 foram obtidas utilizando-se a estrutura mostrada na Figura 3.2, ou seja, com um modelo físico do pulmão simulando um paciente.

Em seguida foram realizados testes experimentais com uma pessoa respirando no lugar onde havia sido colocado o modelo físico do pulmão. As formas de onda mostradas nas Figuras 3.7 a 3.12 referem-se ao sinal de fluxo ( $Q$ ) obtido com o pneumotacômetro, ao sinal de tensão sobre o sensor termo-resistivo ( $V_s$ ) e ao sinal de tensão na saída ( $V_o$ ) do amplificador operacional do circuito do anemômetro da Figura 3.1, quando da aplicação de diferentes frequências ( $f$ ) do sinal do gerador de pressão. Observa-se que as formas de onda dos sinais ( $V_s$ ) e ( $V_o$ ) obtidas nesses experimentos estão bastante distorcidas, devido à

turbulência causada no fluxo de ar durante a respiração espontânea. Uma possível solução para este problema seria a filtragem destas formas de onda de modo a possibilitar o cálculo do fluxo respiratório, procedimento este que necessitaria de um pouco mais de tempo para ser investigado.

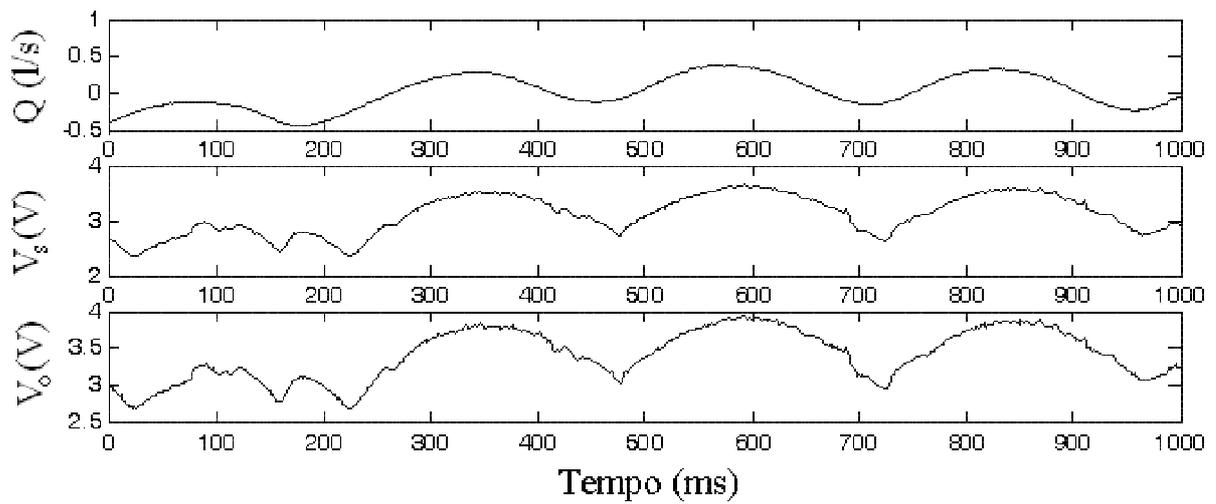


Figura 3.7 – Fluxo respiratório ( $Q$ ) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 4$  Hz.

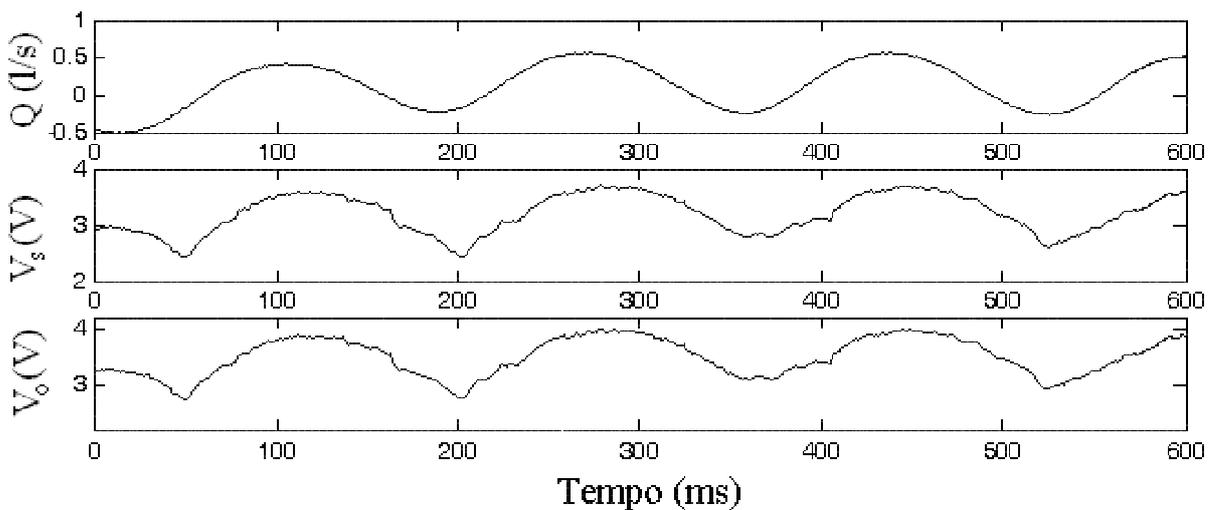


Figura 3.8 – Fluxo respiratório ( $Q$ ) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 6$  Hz.

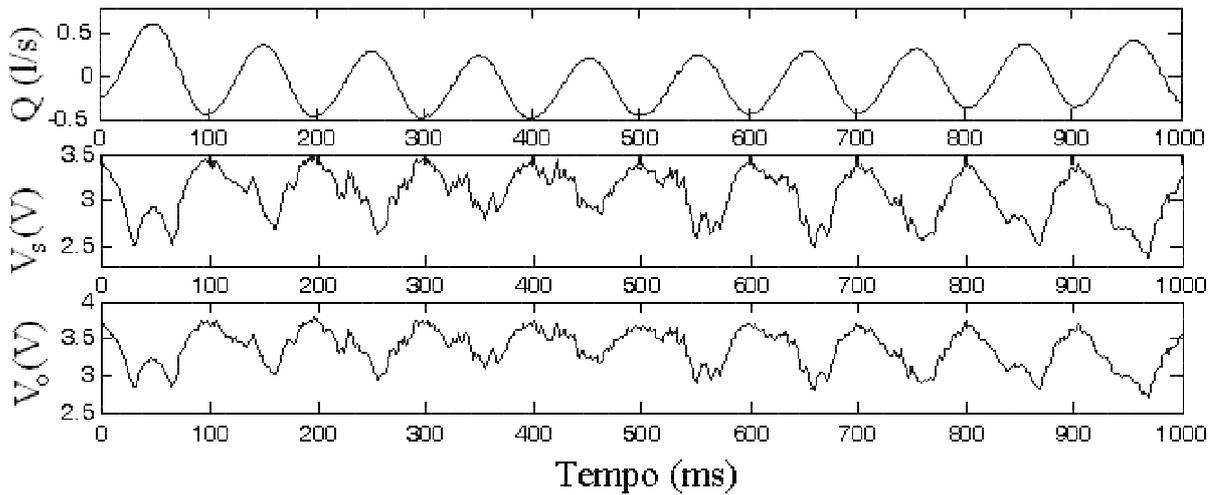


Figura 3.9 – Fluxo respiratório ( $Q$ ) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 10$  Hz.

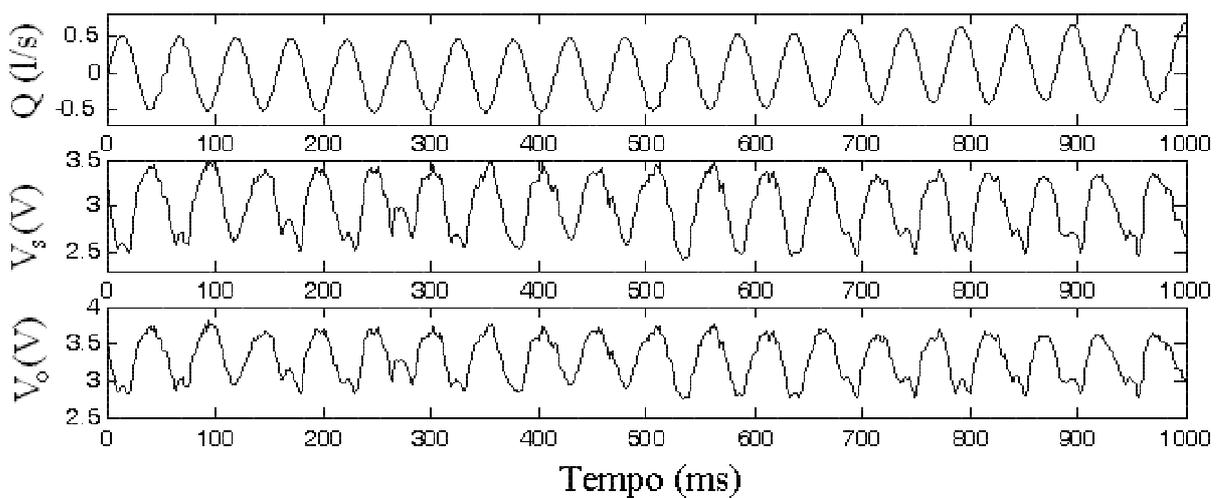


Figura 3.10 – Fluxo respiratório ( $Q$ ) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 20$  Hz.

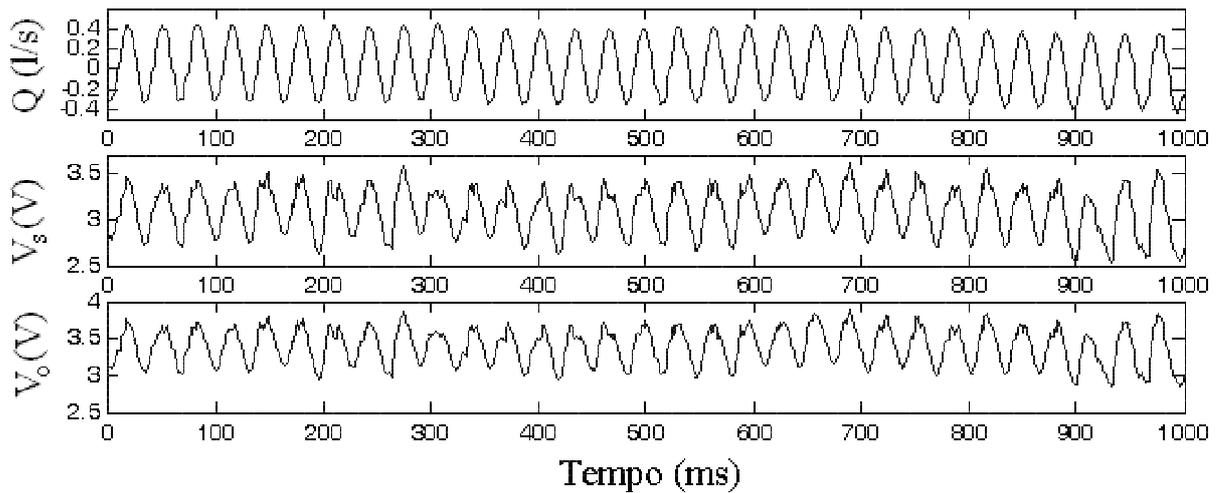


Figura 3.11 – Fluxo respiratório ( $Q$ ) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 30$  Hz.

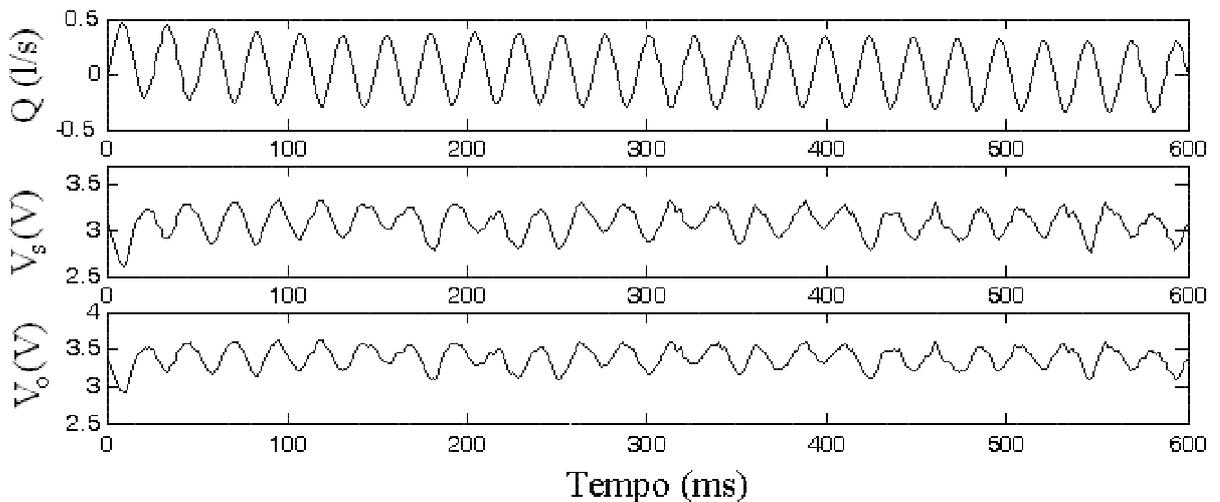


Figura 3.12 – Fluxo respiratório ( $Q$ ) obtido com um pneumotacômetro e sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  obtidos no circuito do anemômetro, para o sinal do gerador de pressão com frequência  $f = 40$  Hz.

### **3.7 Conclusão**

Neste capítulo foi feito um estudo sobre a utilização de anemômetros a temperatura constante na medição da velocidade de fluidos, e em particular, sobre a utilização desse tipo de anemômetro com sensores termo-resistivos de fio de platina para a medição de fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas.

Mostrou-se, por meio de testes experimentais, que as medições de fluxo obtidas com o sistema proposto, quando da utilização do modelo físico do pulmão simulando o paciente, assemelham-se àquelas obtidas quando se utiliza o pneumotacômetro, e pode ser usado como um método alternativo na medição do fluxo respiratório.

Entretanto, quando os experimentos foram realizados com o paciente respirando espontaneamente no interior do tubo utilizado no equipamento, e devido à turbulência causada por esse processo respiratório, os sinais de tensão  $V_s$  e  $V_o$  (Figuras 3.7 a 3.12) obtidos no circuito do anemômetro apresentaram-se bastante distorcidos, principalmente para frequências do gerador de pressão com valores acima de 6 Hz. Para possibilitar o cálculo do fluxo respiratório a partir dos sinais de tensão obtidos por este processo, algumas alternativas poderiam ser testadas, como a filtragem dos sinais obtidos ou a utilização de sensores termo-resistivos menos sensíveis às turbulências, mas esses procedimentos necessitariam de mais tempo para serem investigados.

Em relação à determinação dos ciclos de inspiração e expiração, que são essenciais na avaliação da função pulmonar, foi apresentado um procedimento que utiliza um segundo sensor termo-resistivo juntamente com um fio aquecido, e cujo resultado é mostrado na Figura 3.4. Entretanto, uma vez que na técnica de oscilações forçadas também é obtido o sinal de pressão para o cálculo da impedância de entrada do sistema respiratório, a determinação do sentido do fluxo pode ser obtida de forma mais eficaz a partir da defasagem entre os sinais de fluxo e pressão, quando obtidos simultaneamente.

Como a tensão de saída do amplificador operacional ( $V_o$ ) depende do valor de sua tensão de desvio de entrada ( $V_{os}$ ), conforme mostrado em (3.1) e (3.2), e com o intuito de melhorar a exatidão das medições, foi proposto um circuito de compensação da tensão de desvio de entrada do amplificador operacional utilizado no anemômetro a fio aquecido (ARAUJO *et al.*, 2005; ARAUJO *et al.*, 2007A). Um estudo da influência de  $V_{os}$  sobre  $V_o$  e os resultados obtidos com a utilização do circuito de controle de  $V_{os}$  estão apresentados no Capítulo 4.

# 4

## COMPENSAÇÃO DINÂMICA DA TENSÃO DE DESVIO DO AMPLIFICADOR OPERACIONAL UTILIZADO EM UM ANEMÔMETRO A FIO AQUECIDO

Neste capítulo apresenta-se uma contribuição aos estudos sobre os efeitos da variação da tensão de desvio de entrada de um amplificador operacional na resposta dinâmica de um anemômetro com sensor termo-resistivo, operando em temperatura constante. A partir da implementação de um circuito proposto para o controle automático de  $V_{os}$ , foram realizados diversos experimentos visando observar o comportamento dessa tensão dentro de uma faixa de variação da temperatura, além de constatar a dependência da resposta temporal do circuito do anemômetro em relação à tensão de desvio de entrada do amplificador.

## 4.1 Introdução

Os circuitos de instrumentos convencionais (anemômetro, radiômetro, etc.), que têm um sensor termo-resistivo aquecido à temperatura constante incluído num dos braços de uma ponte de wheatstone, empregam uma configuração com realimentação negativa contendo um amplificador operacional de alto ganho (LOMAS, 1986). A técnica de medição utilizada baseia-se no princípio da equivalência elétrica, em que a variação da grandeza física a ser medida causa uma variação de uma grandeza elétrica (como tensão e corrente) sobre o sensor (ARAÚJO *et al.*, 2005; ARAÚJO *et al.*, 2007A; DEEP *et al.*, 1992; DOEBELIN, 1976; FARIAS, 1995; FERREIRA, 2002; FERREIRA *et al.*, 2001; FERREIRA *et al.*, 2002; FREIRE e DEEP, 1999; FREIRE *et al.*, 1998; FREYMUTH, 1967; MILLER *et al.*, 1987; OLIVEIRA, 1997; OLIVEIRA *et al.*, 1999; PERRY e MORRISON, 1971).

Análises do circuito do anemômetro operando à temperatura constante foram desenvolvidas por diversos autores, a partir de diferentes considerações em relação às características do modelo do amplificador operacional utilizado. Alguns trabalhos não consideram o efeito da variação de sua tensão de desvio de entrada (DOEBELIN, 1976), enquanto outros (FREYMUTH, 1967; PERRY e MORRISON, 1971) consideram o efeito dessa tensão. Nas análises feitas por Perry e Morrison (1971) e por Doebelin (1976) foi considerado um ganho escalar para o amplificador operacional, enquanto Freymuth (1967) modelou o amplificador por uma função de transferência de segunda ordem.

O parâmetro do amplificador operacional que apresenta maior influência na resposta dinâmica de um anemômetro a temperatura constante é a tensão de desvio de entrada ( $V_{os}$ ) (FREIRE e DEEP, 1999). O efeito de um valor diferente de zero para a tensão de desvio de entrada na resposta dinâmica do sistema foi demonstrado por Farias (1995), em uma análise feita no domínio da frequência e utilizando um modelo linearizado para o sensor. No mesmo

trabalho foi mostrado que, para baixos valores de  $V_{os}$ , podem ocorrer oscilações amortecidas no circuito de realimentação. Análises da resposta para pequenos sinais de um circuito a temperatura constante foram mostradas em Oliveira (1997) e Oliveira *et al.* (1999). Em um artigo de Freire e Deep (1999) foram apresentadas análises estáticas do circuito de realimentação, para a estimação dos erros introduzidos nas medições com um anemômetro, devido ao valor de  $V_{os}$ .

Um circuito realimentado para o controle automático da tensão de desvio foi proposto por Ferreira (2002), sendo apresentados resultados experimentais do desempenho do mesmo para apenas um valor de  $V_{os}$  (5 mV).

#### **4.2 Anemômetro com Sensor Termo-Resistivo à Temperatura Constante**

Nos estudos desenvolvidos neste trabalho tomou-se como base o circuito de um anemômetro a fio aquecido operando com temperatura constante, mostrado na Figura 3.1, e repetido por conveniência na Figura 4.1.

O amplificador operacional de alto ganho tem uma tensão de desvio de entrada  $V_{os}$ . O sensor termo-resistivo empregado neste circuito tem um coeficiente positivo de temperatura (PTC). Poderia também ter sido usado um sensor com coeficiente negativo de temperatura (NTC), com uma pequena modificação no circuito. O transistor T é utilizado para fornecer a corrente necessária para a polarização da ponte de Wheatstone.

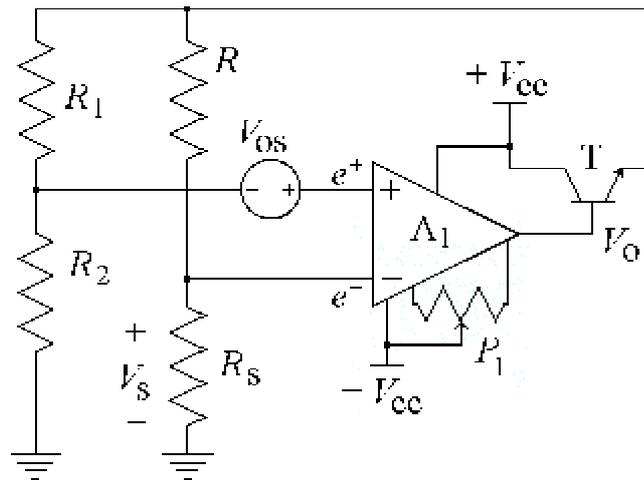


Figura 4.1 – Anemômetro com sensor termo-resistivo.

A análise deste circuito permite obter uma expressão matemática para a tensão de desvio do amplificador operacional.

As tensões nos terminais de entrada do amplificador operacional são descritas pelas equações (3.2) e (3.3), repetidas aqui por conveniência:

$$e^+ = \frac{R_2}{R_1 + R_2} V_o + V_{os} \quad (4.1)$$

$$e^- = V_s = \frac{R_s}{R + R_s} V_o \quad (4.2)$$

sendo  $R_s$  a resistência elétrica do sensor termo-resistivo,  $V_s$  a tensão sobre o sensor e  $V_o$  a tensão de saída do amplificador operacional. Denominando de  $G$  o ganho de malha aberta do amplificador, pode-se escrever,

$$V_o = G(e^+ - e^-) \quad (4.3)$$

O ganho de malha aberta de um amplificador operacional pode ser expresso por uma função de primeira ordem (SEDRA e SMITH, 1998),

$$G(s) = \frac{G_o}{1 + \tau s} \quad (4.4)$$

Em (4.4),  $G_o$  representa o ganho cc,  $\tau = 1/2\pi f$ , e  $f$  é a frequência de corte do amplificador. Portanto, a partir de (4.3) e (4.4) obtém-se:

$$V_o = \frac{G_o}{1 + \tau s} (e^+ - e^-) \quad (4.5)$$

Substituindo-se (4.1) e (4.2) em (4.5) chega-se a:

$$V_o = \frac{G_o}{1 + \tau s} (kV_o + V_{os} - V_s) \quad (4.6)$$

sendo

$$k = \frac{R_2}{R_1 + R_2}.$$

A equação (4.6) pode ser representada no domínio do tempo como,

$$\frac{dV_o}{dt} = \frac{G_o (kV_o + V_{os} - V_s) - V_o}{\tau} \quad (4.7)$$

Em condições de regime permanente, e considerando que o ganho  $G_o$  é muito alto, (4.7) reduz-se a:

$$kV_o + V_{os} - V_s = 0. \quad (4.8)$$

$$\text{Ou} \quad V_{os} = V_s - kV_o \quad (4.9)$$

Portanto, a tensão de desvio do amplificador operacional pode ser obtida a partir da sua tensão de saída ( $V_o$ ) e da tensão sobre o sensor ( $V_s$ ).

### 4.3 Dependência da Resposta Temporal em Relação à Tensão de Desvio

Para verificar experimentalmente a dependência da resposta temporal do circuito com sensor aquecido à temperatura constante (Figura 4.1) em relação a  $V_{os}$ , foi adicionado ao

mesmo um circuito para a aplicação de um degrau de corrente sobre o sensor, formado por um flip-flop S-R, uma chave manual  $SW_1$ , uma chave analógica  $SW_2$  e os resistores  $R_3$ ,  $R_4$  e  $R_p$ , conforme mostrado na Figura 4.2. Os seguintes valores de componentes foram usados nestes experimentos:  $R_1 = R_2 = 8,2 \text{ k}\Omega$ ,  $R_3 = R_4 = 10 \text{ k}\Omega$ ,  $R_p = 2,2 \text{ k}\Omega$ ,  $R = 7,5 \text{ }\Omega$ , o transistor T é o BC549, o amplificador operacional  $A_1$  é o TL081,  $SW_2$  é a chave analógica 4066, o flip-flop S-R foi implementado com portas NOR 4001 e o sensor foi confeccionado com fio de platina de  $10 \text{ }\mu\text{m}$  de diâmetro, apresentando uma resistência nominal de  $7,1 \text{ }\Omega$  na temperatura ambiente.

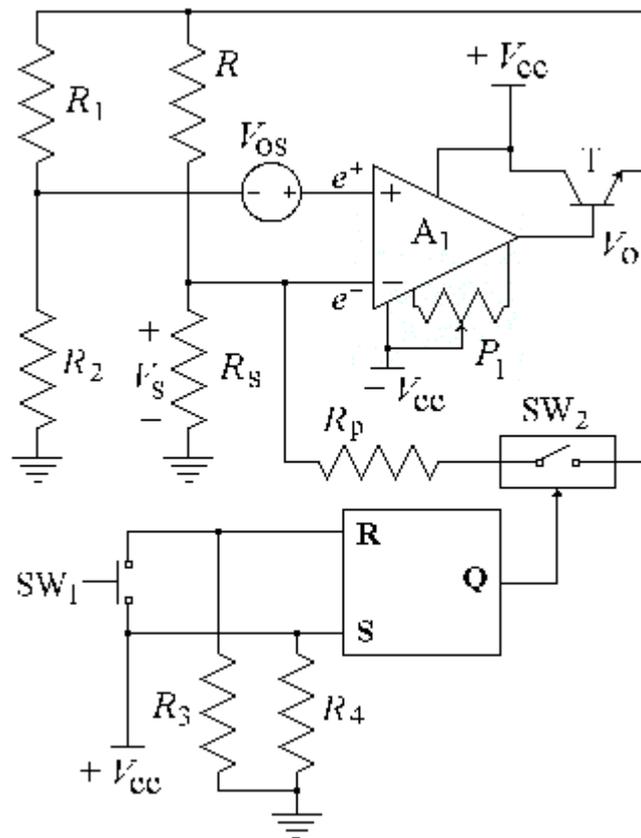


Figura 4.2 – O circuito do anemômetro a temperatura constante mostrado na Figura 4.1 com a inclusão do circuito para a aplicação do degrau de corrente sobre o sensor.

A resposta sub-amortecida do circuito representado na Figura 4.2 é mostrada na Figura 4.3 para uma tensão de desvio de entrada ( $V_{os}$ ) de  $120 \text{ }\mu\text{V}$  e o degrau de corrente iniciando em

$t = 7,7$  ms. A aplicação do degrau de corrente é obtida ao acionar as chaves  $SW_1$  e  $SW_2$ , que retira do circuito o resistor  $R_p$  inicialmente conectado em paralelo com  $R$ .

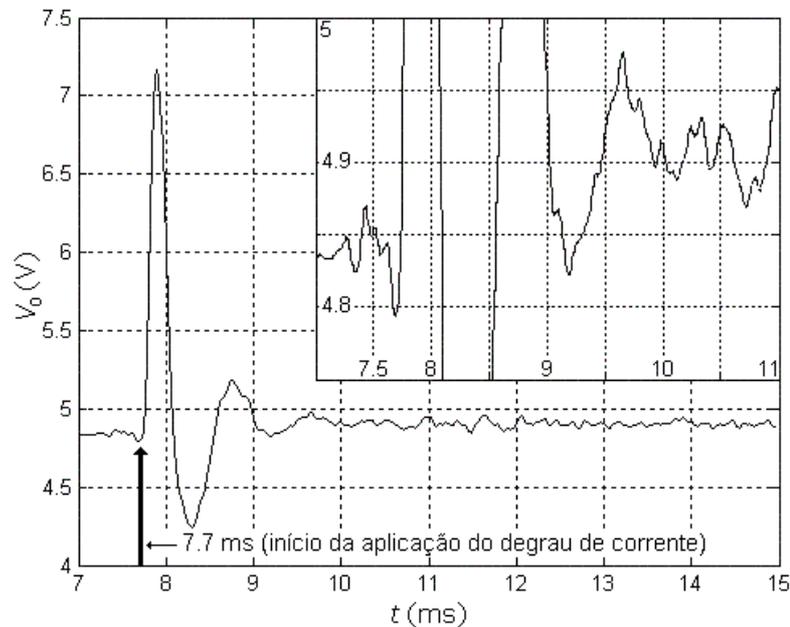


Figura 4.3 – Tensão de saída do circuito mostrado na Figura 4.2 para  $V_{os} = 120 \mu\text{V}$  e o degrau de corrente iniciando em  $t = 7,7$  ms.

Foi realizado um experimento visando observar o comportamento de  $V_o$  ajustando-se a tensão de desvio  $V_{os}$  para um valor muito pequeno ( $40 \mu\text{V}$ ). Foi obtida a resposta espontânea mostrada na Figura 4.4, na qual se pode observar uma resposta oscilatória de aproximadamente 1 kHz, modulada por um ruído de 60 Hz. Esses resultados práticos estão em concordância com as análises da resposta para pequenos sinais de um circuito a temperatura constante mostradas nos trabalhos de Oliveira (1997) e de Oliveira *et al.* (1999), nos quais estão apresentados os procedimentos utilizados para determinar o valor normalizado de  $V_{os}$  para o qual a resposta é ótima, ou seja, a resposta mais rápida sem oscilação.

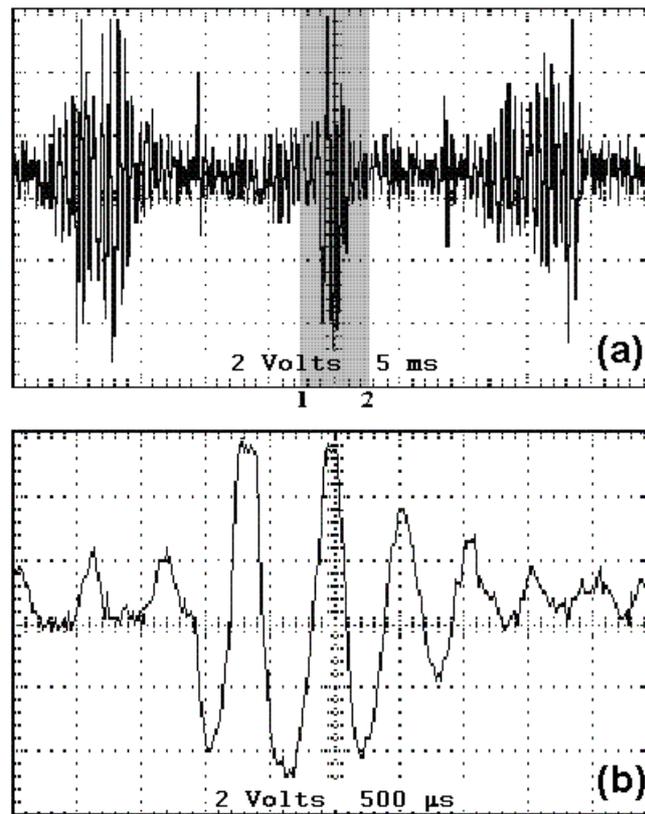


Figura 4.4 – (a) Oscilações espontâneas observadas na saída do amplificador no circuito da Figura 4.1 para  $V_{os} = 40 \mu\text{V}$ . (b) Ampliação da parte central entre os pontos 1 e 2 (parte sombreada) da figura mostrada em (a).

Nas simulações dos experimentos propostos por Freire *et al.* (1998), foi demonstrado que para valores altos de  $V_{os}$  o tempo de resposta do circuito torna-se maior. Na Figura 4.5 são mostradas as respostas exponenciais amortecidas do circuito, obtidas experimentalmente, com a aplicação de um degrau de corrente sobre o sensor.

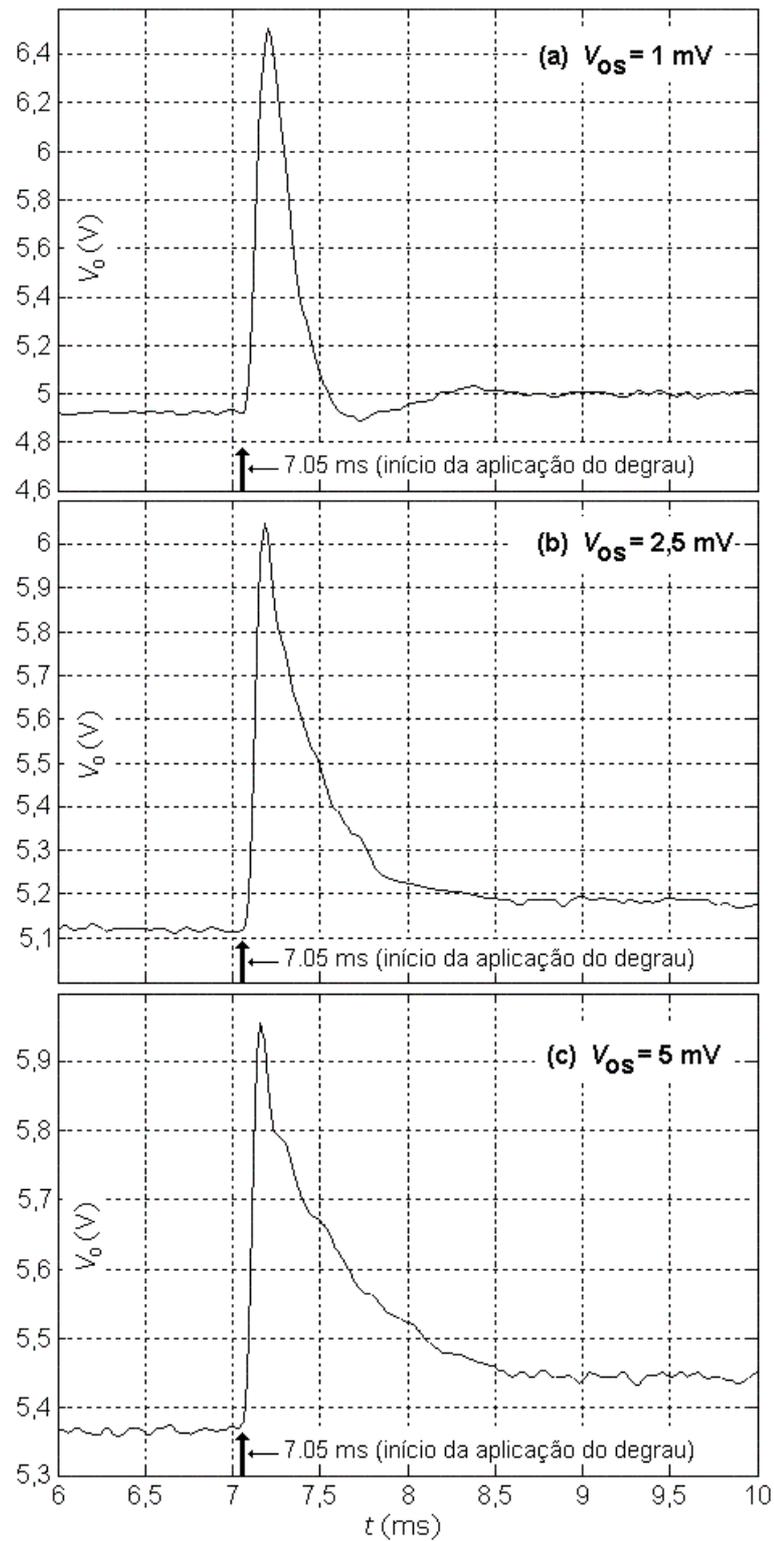


Figura 4.5 – Resposta a um degrau do circuito a temperatura constante (Figura. 4.2) com uma variação brusca em  $R$ , para (a)  $V_{os} = 1$  mV, (b) 2,5 mV e (c) 5 mV.

As curvas para  $V_{os} = 1 \text{ mV}$ ,  $2,5 \text{ mV}$  e  $5 \text{ mV}$ , estão apresentadas, respectivamente, nas Figuras 4.5(a), 4.5(b) e 4.5(c), e estão de acordo com os resultados das simulações apresentados por Freire *et al.* (1998).

#### 4.4 Circuito de Controle

Para se diminuir o tempo de resposta sem que o circuito fique instável, pode-se ajustar manualmente a tensão de desvio do circuito da Figura 4.1 com o potenciômetro  $P_1$  para um valor próximo ao limite no qual o circuito entra na instabilidade. Entretanto, essa tensão de desvio varia com a temperatura ambiente, podendo levar o circuito à instabilidade ou a tempos de resposta maiores do que os que tinham sido ajustados. Um ajuste automático da tensão de desvio se faz então necessário.

Um circuito realimentado proporcional-integral de controle de  $V_{os}$  é proposto neste trabalho visando manter a tensão de desvio de entrada do amplificador  $A_1$  num valor de referência desejado. No esquema da Figura 4.6 é mostrado o diagrama de blocos desse circuito de controle automático juntamente com o circuito de medição a temperatura constante. O amplificador  $A_1$  usado no circuito tem terminais para ajuste manual da tensão de desvio. Conforme pode ser observado neste diagrama, as tensões  $V_s$  e  $kV_o$  são aplicadas aos terminais de entrada de um amplificador de instrumentação, usado para a medição do valor da tensão de desvio de entrada de  $A_1$ , visto que  $V_{os} = V_s - kV_o$  (4.9). A saída do amplificador de instrumentação e a tensão de desvio de referência desejada são conectadas às entradas do integrador de diferença, e as saídas diferenciais deste último são conectadas aos dois terminais de controle da tensão de desvio de  $A_1$ . Dependendo do ganho do amplificador de instrumentação, o circuito de controle tende a fazer a tensão de desvio de  $A_1$  igual à tensão de referência desejada. A tensão de desvio do amplificador de instrumentação é, então, ajustada

manualmente a um valor mínimo possível. Isto é feito para que a tensão de saída do amplificador de instrumentação represente o valor mais aproximado possível da tensão de desvio do amplificador operacional  $A_1$ .

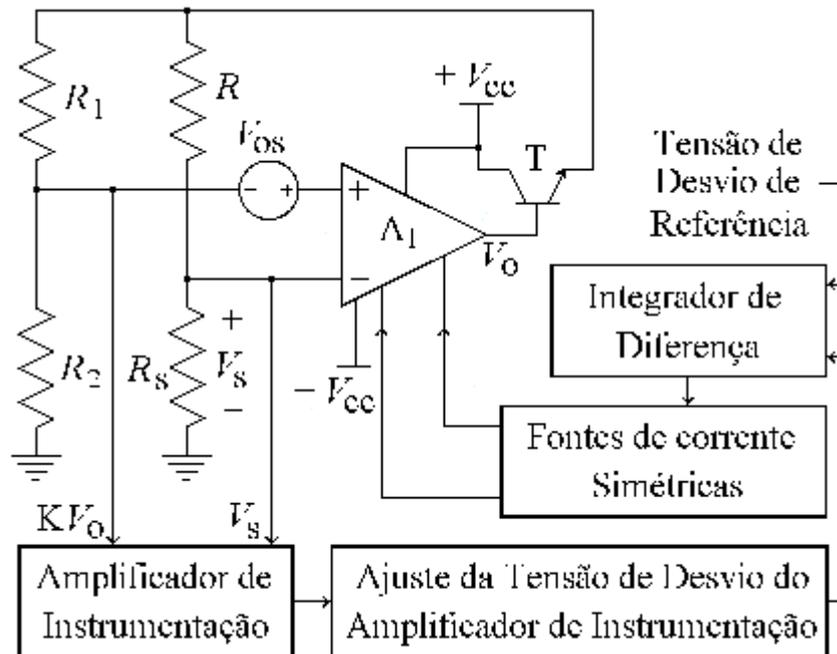


Figura 4.6 – Solução analógica proposta para o controle automático da tensão de desvio.

Na Figura 4.7 é mostrado o esquema da implementação prática de uma solução analógica para o circuito de controle de  $V_{os}$ , cujo diagrama em blocos é mostrado na Figura 4.6. A tensão de desvio de referência do amplificador operacional  $A_1$  é estabelecida pelo potenciômetro  $P_1$  e o potenciômetro  $P_2$  é empregado para ajustar manualmente a tensão de desvio de entrada do amplificador de instrumentação ( $A_2$ ,  $A_3$  e  $A_4$ ) e do amplificador *buffer*  $A_5$ , de modo que a tensão de saída de  $A_5$  seja diretamente proporcional à tensão de desvio de entrada de  $A_1$ . Isto é feito conectando os terminais de entrada do amplificador de instrumentação ao potencial zero, e ajustando  $P_2$  de modo que a tensão de saída de  $A_5$  seja tão próxima de zero quanto possível. É importante salientar que este ajuste é feito apenas uma

vez, no início do experimento, e não é necessário durante a operação normal do circuito de controle da tensão de desvio.

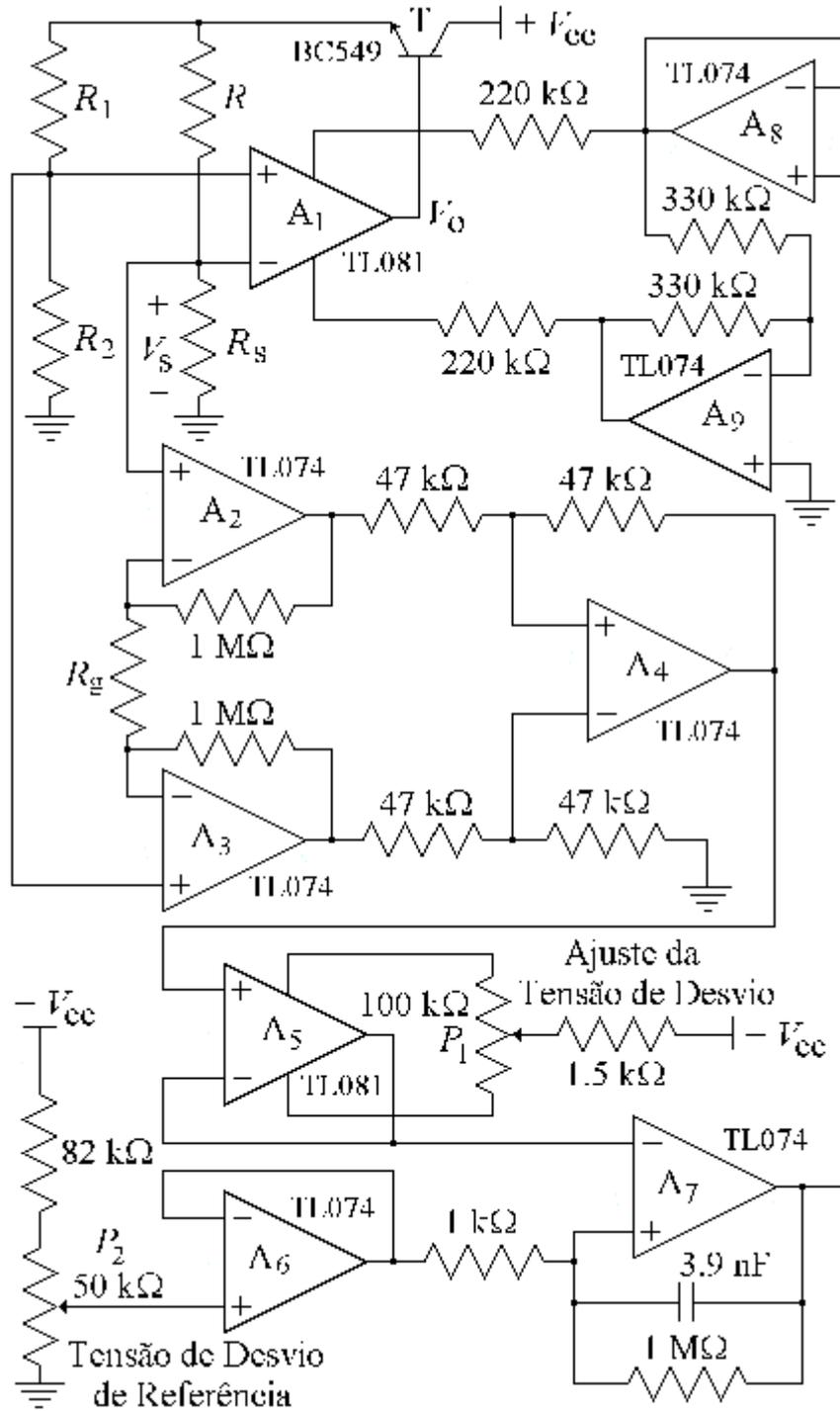


Figura 4.7 – Circuito de controle automático para a tensão de desvio do amplificador operacional  $A_1$ .

A tensão de desvio de  $A_1$  é conectada aos terminais de entrada diferencial do amplificador de instrumentação, constituído dos amplificadores  $A_2$ ,  $A_3$  e  $A_4$ . A saída do integrador de diferença, implementada em torno do amplificador  $A_7$ , é convertida em fontes de corrente simétricas ( $A_8$ ,  $A_9$  e  $220\text{ k}\Omega$  conectadas aos terminais de controle da tensão de desvio do amplificador  $A_1$ ).

#### 4.5 Resultados Experimentais

Para avaliar o desempenho do circuito automático realimentado de controle da tensão de desvio, o amplificador  $A_1$  foi submetido a uma variação de temperatura de  $30\text{ }^\circ\text{C}$  a  $60\text{ }^\circ\text{C}$ , em uma estufa termicamente controlada, enquanto o circuito de controle da tensão de desvio foi mantido em uma temperatura constante. A tensão de desvio de entrada do amplificador  $A_1$  foi calculada a partir da medição do valor da tensão de saída do amplificador  $A_5$ , dividindo-se este valor pelo ganho ( $G_I$ ) do amplificador de instrumentação.

O procedimento utilizado nos experimentos foi inicialmente ajustar, na temperatura de  $30\text{ }^\circ\text{C}$ , o valor da tensão de desvio de  $A_1$  (por meio do potenciômetro  $P_1$ ) nos valores de  $1\text{ mV}$ ,  $2,5\text{ mV}$  e  $5\text{ mV}$ , respectivamente, em cada etapa. A variação da tensão de desvio de entrada com a temperatura foi monitorada, primeiramente sem o uso do circuito de controle da tensão de desvio e, em seguida, ativando este circuito de controle. Foram registradas as variações de  $V_{os}$  com a temperatura para dois diferentes valores do ganho do amplificador de instrumentação. Inicialmente ajustou-se o valor de  $G_I$  para 21, e em seguida para 201, sendo registrados os dados que originaram as curvas mostradas na Figura 4.8.

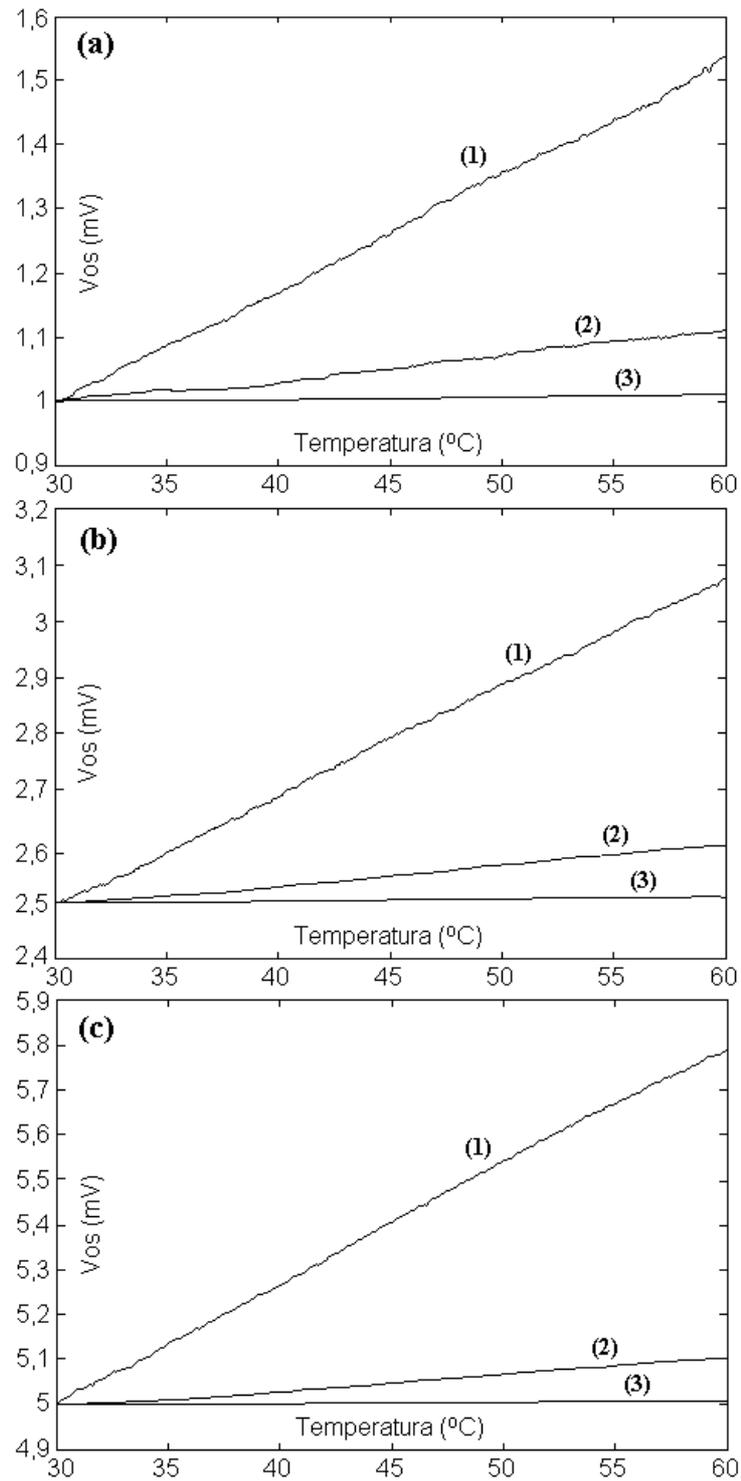


Figura 4.8 – Variação da tensão de desvio com a temperatura sem o circuito proposto para o controle da tensão de desvio (curva 1); com o circuito proposto e ganho do amplificador de instrumentação  $G_I = 21$  (curva 2) e  $G_I = 201$  (curva 3). (a) para  $V_{os} = 1$  mV; (b) para  $V_{os} = 2,5$  mV e (c) para  $V_{os} = 5$  mV.

Na Tabela 4.1 são apresentadas as variações obtidas no valor de  $V_{os}$  de acordo com variações na temperatura entre 30 °C e 60 °C, para os valores usados nos experimentos e mostrados nos gráficos da Figura 4.6, com e sem a utilização do circuito proposto.

Tabela 4.1 – Variações máximas da tensão de desvio do amplificador operacional  $A_1$  com a temperatura variando de 30 °C a 60 °C.

$V_{os}$ (em 30 °C)	Variação de $V_{os}$ sem o circuito de controle	Variação de $V_{os}$ com o circuito de controle	
		$G_1 = 21$	$G_1 = 201$
5.0 mV	586 $\mu$ V	112 $\mu$ V	11 $\mu$ V
2.5 mV	577 $\mu$ V	103 $\mu$ V	10 $\mu$ V
1.0 mV	540 $\mu$ V	103 $\mu$ V	8 $\mu$ V

#### 4.6 Conclusão

Observou-se, experimentalmente, a influência da temperatura sobre a tensão de desvio de um amplificador operacional utilizado num anemômetro a fio aquecido à temperatura constante. Verificou-se que, sem circuito de controle automático de  $V_{os}$ , a variação desta tensão, para uma variação de temperatura de 30 °C a 60 °C, apresentou-se de forma acentuada, conforme pode ser constatado pelos dados apresentados na Tabela 4.1. Com a utilização do circuito realimentado proporcional-integral de controle automático de  $V_{os}$ , a variação desta tensão, para a mesma variação de temperatura, é bastante reduzida. Com isso, conclui-se que o sistema proposto constitui uma boa alternativa para manter a estabilidade de  $V_{os}$  na presença de variações da temperatura. Foi também verificada a influência do ganho do

amplificador de instrumentação, utilizado no circuito de controle da tensão de desvio, na resposta do sistema. Observou-se que, quando a temperatura varia, a variação de  $V_{os}$  é menor para maiores valores desse ganho.

O circuito proposto para o controle de  $V_{os}$ , empregado num circuito de medição à temperatura constante, apresentou desempenho satisfatório, pois foi possível manter, com sua utilização, esta tensão de desvio num valor desejado, próximo de um limite mínimo. Isto torna possível a obtenção de uma operação estável do circuito com um tempo de resposta mínimo possível e um pequeno erro estático de medição. É importante salientar que para baixos valores da tensão de desvio de entrada do amplificador, dependendo do sensor e de outros parâmetros do amplificador, o circuito de medição à temperatura constante apresenta uma resposta oscilatória sub-amortecida para variações súbitas no estímulo de entrada, o que é um comportamento inaceitável para este circuito de medição.

# 5

## MEDIÇÃO DE FLUXO RESPIRATÓRIO COM ANEMÔMETRO ULTRA-SÔNICO

Neste capítulo é proposto um método de medição de fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas usando um anemômetro ultra-sônico. Para isso, é utilizado o método de medição por tempo de trânsito com a transmissão dos sinais ultra-sônicos na forma contínua, e a técnica que utiliza a medição do ângulo de fase entre os sinais transmitidos e recebidos de modo a determinar, de forma indireta, a variação no tempo de trânsito devido ao fluxo. São apresentados resultados experimentais das formas de onda do fluxo respiratório obtidas com o método proposto e com um pneumotacômetro, para diversas frequências do sinal do gerador de pressão.

## **5.1 Introdução**

A idéia básica da utilização de sensores ultra-sônicos é bastante simples: eles transmitem ondas acústicas e as recebem após a interação das ondas ultra-sônicas com o processo a ser investigado. Partido dessa idéia básica e do princípio de que o som, ao viajar através de um determinado meio, aumenta ou diminui sua velocidade em função do sentido em que o meio se movimenta, a determinação da velocidade de um fluxo líquido ou gasoso por ultra-som baseia-se na medição da variação do intervalo de tempo gasto por um sinal de ultra-som ao se propagar entre um elemento transmissor e um elemento receptor, ou na medição da variação em sua frequência quando o sinal é refletido por um objeto que está se movendo em relação ao transmissor (PALLÀS-ARENY e WEBSTER, 2001).

Apesar da grande aplicação de ultra-som em processos industriais e em diversas áreas da medicina, a medição de velocidade de fluidos por sensores ultra-sônicos ainda é objeto de pesquisas em aplicações voltadas ao processo de avaliação da função pulmonar, como a apresentada em Plaut e Webster (1980), onde é feito um estudo sobre a utilização de sensores ultra-sônicos na medição de fluxo respiratório.

## **5.2 Ondas Ultra-Sônicas**

As ondas sonoras são originadas pelas oscilações mecânicas (vibrações) de um meio elástico e necessitam de um meio material para se propagarem. As características físicas do meio de propagação, como o coeficiente de atenuação, a impedância acústica, o coeficiente de absorção etc, são responsáveis pelas diversas alterações sofridas nas características originais das ondas sonoras, causadas pelos fenômenos de reflexão, refração e absorção.

As ondas sonoras são classificadas de acordo com a frequência de propagação e sua periodicidade. Aquelas que se propagam com frequência entre 20 Hz e 20 kHz são chamadas

de ondas sônicas, e são as únicas audíveis pelos seres humanos. As que se propagam com frequências abaixo de 20 Hz são chamadas de infra-sônicas, enquanto as que se propagam com frequências acima de 20 kHz são denominadas de ultra-sônicas.

### **5.3 Transdutores Ultra-Sônicos**

O efeito piezoelétrico foi descoberto em 1880 pelos irmãos Pierre e Jacques Curie (MASON, 1981), e é a propriedade física segundo a qual alguns materiais, quando submetidos a uma deformação causada por uma tensão mecânica, desenvolvem cargas elétricas superficiais. O contrário também ocorre, ou seja, quando um material piezo-elétrico é colocado em um campo elétrico, as cargas elétricas da rede cristalina interagem com o mesmo, desenvolvendo deformações mecânicas.

Os transdutores ultra-sônicos são fabricados com materiais piezo-elétricos e podem atuar tanto como transmissores quanto como receptores, permitindo, em muitos casos, a simplificação dos projetos dos circuitos de transmissão e recepção dos sinais (PLAUT e WEBSTER, 1980). Os principais materiais usados na fabricação dos transdutores piezo-elétricos são os cristais de quartzo, as cerâmicas piezo-elétricas como o titanato de bário e o titanato zirconato de chumbo (PZT), e polímeros flexíveis como o polivinilo de flúor (PVDT).

A utilização de um cristal como transdutor requer que o mesmo seja cortado de forma adequada, tal que a aplicação de um campo elétrico alternado produza variações em sua espessura. As ondas sonoras são originadas pelo movimento das faces do cristal, decorrentes dessas variações. A frequência natural de ressonância de cada transdutor depende da espessura do cristal, sendo tanto maior quanto menor for a espessura.

## 5.4 Anemômetros Ultra-Sônicos

A medição de velocidade de fluidos por meio de sensores ultra-sônicos, apesar de bastante difundida, ainda é objeto de pesquisas que visam melhorias no processo de medição, como as apresentadas em Espina *et al.* (2000) e em Yeh *et al.* (2001). Em Almeida (2004) é feito um estudo comparativo de arquiteturas e avaliação de incertezas em anemômetros ultra-sônicos.

Vários tipos de anemômetros ultra-sônicos são possíveis de serem construídos, baseados em diferentes efeitos físicos, mas somente os que utilizam o efeito Doppler e a medição do tempo de trânsito das ondas ultra-sônicas se tornaram importantes nos processos industriais (HAUPTMANN *et al.*, 2002).

### 5.4.1 Método Doppler

O efeito Doppler, descoberto por C. Doppler em 1843, consiste na alteração da frequência notada por um observador em virtude do movimento relativo de aproximação ou afastamento entre uma fonte de ondas e o observador (PALLÁS-ARENY e WEBSTER, 2001) [36]. No caso da utilização do efeito Doppler para a medição de velocidade de fluidos, um sinal ultra-sônico contínuo é transmitido e ocorre uma variação em sua frequência quando o mesmo é refletido por um objeto que está se movendo em relação ao transmissor. Pode-se, então, medir a diferença entre as frequências dos sinais transmitido e recebido, denominada de desvio Doppler, para determinar a velocidade do fluido.

Qualquer substância com impedância acústica diferente daquela do fluido pode atuar como um refletor e mudar a frequência do sinal ultra-sônico (PALLÁS-ARENY e WEBSTER, 2001) [36], como partículas suspensas no ar, bolhas de ar ou sólidos suspensos em líquidos.

O método de medição de um anemômetro ultra-sônico que utiliza o efeito Doppler pode ser ilustrado por meio da análise da Figura 5.1, na qual está representado um fluido que se move com velocidade  $v$  no interior de um tubo cilíndrico. Posicionados em lados opostos do tubo estão dois sensores ultra-sônicos, um funcionando como transmissor ( $S_T$ ) e o outro como receptor ( $S_R$ ). O sinal transmitido forma um ângulo  $\theta_T$  com o sentido do fluxo, enquanto o sinal recebido forma um ângulo  $\theta_R$ .

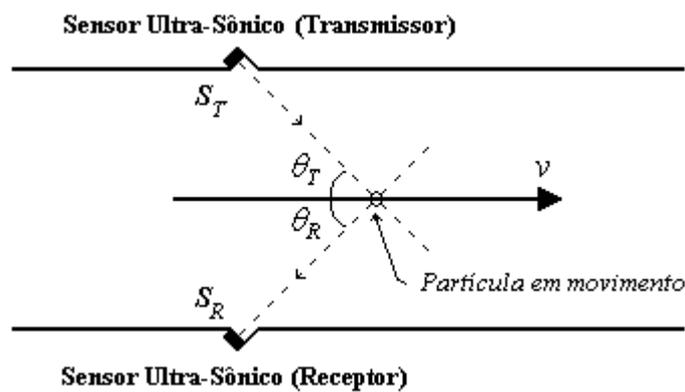


Figura 5.1 – Anemômetro ultra-sônico utilizando o método Doppler.

Se o fluido não estiver em movimento, o desvio Doppler é zero, ou seja, a frequência do sinal transmitido ( $f_T$ ) é igual à frequência do sinal recebido ( $f_R$ ). Quando há movimento, o desvio Doppler é diferente de zero. A equação que relaciona a frequência do sinal transmitido com a do sinal recebido em função da velocidade do fluido é dada por:

$$\frac{c + v \cos \theta_T}{f_T} = \frac{c - v \cos \theta_R}{f_R} \quad (5.1)$$

ou

$$f_R = f_T \left[ \frac{1 - (v \cos \theta_R / c)}{1 + (v \cos \theta_T / c)} \right] \quad (5.2)$$

$c$  representa a velocidade do som.

Esta equação pode ser reescrita para determinar o desvio Doppler ( $f_D$ ):

$$f_D = f_T - f_R = f_T \left[ \frac{v \cos \theta_T + v \cos \theta_R}{c + v \cos \theta_T} \right]. \quad (5.3)$$

Fazendo com que os ângulos de incidência e reflexão sejam iguais e considerando que  $v$  é muito menor que  $c$ , (5.3) pode ser simplificada para

$$f_D = 2f_T \frac{v}{c} \cos \theta \quad (5.4)$$

sendo  $\theta = \theta_T = \theta_R$ .

Na equação (5.4), os valores de  $f_T$ ,  $c$  e  $\theta$  são constantes, podendo-se concluir que o desvio Doppler é diretamente proporcional à velocidade do fluido.

Os anemômetros ultra-sônicos que empregam o método Doppler são mais utilizados em fluidos líquidos ou gasosos com partículas suspensas, que têm maior capacidade de reflexão, ou quando não se dispõe de sensores posicionados e direcionados em sentidos opostos. Como o objetivo deste trabalho é a medição de fluxo respiratório, optou-se pela utilização do método de medição baseado no tempo de trânsito, que é mais adequado a esta aplicação.

#### 5.4.2 Método do Tempo de Trânsito

O método do tempo de trânsito baseia-se na medição do tempo de propagação de um sinal ultra-sônico entre um transmissor e um receptor quando o sinal propaga-se na mesma direção do fluxo, e também quando a propagação ocorre na direção oposta (PALLÀS-ARENLY e WEBSTER, 2001). Para uma distância fixa, isto causa uma diminuição do tempo de trânsito no sentido do fluxo e um aumento do tempo de trânsito no sentido contrário ao

fluxo (PLAUT e WEBSTER, 1980). Esta mudança no tempo de trânsito está relacionada com a velocidade do fluxo.

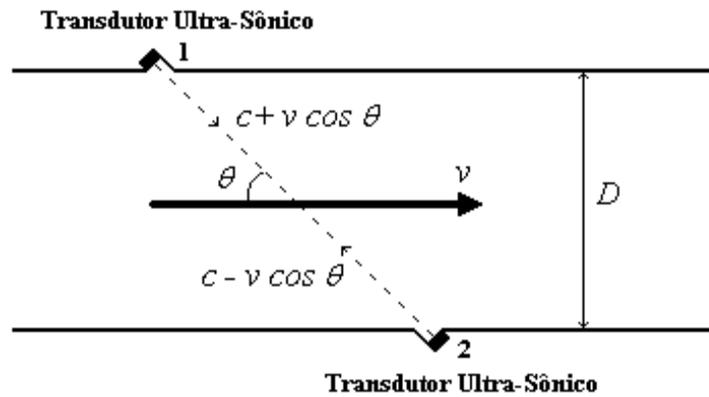


Figura 5.2 – Anemômetro ultra-sônico utilizando o método do tempo de trânsito.

A Figura 5.2 é utilizada para ilustrar a aplicação do método do tempo de trânsito na medição da velocidade de um fluido que está se movimentando no interior de um tubo. Em lados opostos do tubo são colocados dois transdutores ultra-sônicos, que podem atuar tanto como transmissores quanto como receptores dos sinais. Portanto, durante um determinado intervalo de tempo o sinal ultra-sônico é transmitido do transdutor 1 para o transdutor 2, enquanto que no intervalo seguinte a transmissão se dá no sentido contrário. Supondo inicialmente que não há movimento do fluido no interior do tubo, ou seja, a velocidade ( $v$ ) é igual a zero, o tempo de propagação do sinal entre o transdutor 1 e o transdutor 2 ( $t_{12}$ ) será igual ao tempo de propagação do sinal entre o transdutor 2 e o transdutor 1 ( $t_{21}$ ). No caso em que há movimento do fluido, no sentido em que é mostrado na Figura 5.2, o intervalo de tempo  $t_{12}$  será menor do que quando não há fluxo, enquanto que o intervalo de tempo  $t_{21}$  será maior, ou seja,  $t_{12} < t_{21}$ .

Para se deduzir uma expressão para a velocidade de um fluido gasoso (ar) no interior de um tubo, parte-se das expressões que relacionam os tempos de propagação dos sinais ultra-

sônicos com as velocidades de propagação. Quando o sinal é transmitido do transdutor 1 para o transdutor 2, a velocidade de propagação do sinal, que sem o movimento do fluido seria igual à velocidade do som no ar ( $c$ ), agora é acrescida de um fator relacionado com a velocidade desse fluido. Logo

$$t_{12} = \frac{d}{c + v \cos \theta} . \quad (5.5)$$

Nesta expressão,  $d$  representa a distância entre os dois sensores ultra-sônicos e  $\theta$  é o ângulo formado entre a direção de propagação das ondas ultra-sônicas e a direção do fluido.

Quando o sinal é transmitido do transdutor 2 para o transdutor 1, a velocidade de transmissão diminui, e o tempo de propagação é dado por

$$t_{21} = \frac{d}{c - v \cos \theta} \quad (5.6)$$

Considerando  $D$  o diâmetro do tubo por onde circula o fluido,

$$d = D / \sin \theta .$$

Logo,

$$t_{12} = \frac{D / \sin \theta}{c + v \cos \theta} \quad (5.7)$$

e

$$t_{21} = \frac{D / \sin \theta}{c - v \cos \theta} \quad (5.8)$$

Resolvendo as equações (5.7) e (5.8) para obter a velocidade do fluido ( $v$ ), chega-se a:

$$v = \frac{D}{2 \sin \theta \cos \theta} \left( \frac{1}{t_{12}} - \frac{1}{t_{21}} \right) . \quad (5.9)$$

Observa-se, portanto, que o método de medição por tempo de trânsito permite determinar a velocidade do fluido independente da velocidade acústica ( $c$ ) do meio. Isto é uma importante consideração em anemômetros ultra-sônicos, onde a composição do gás e, por conseguinte  $c$ , pode sofrer variações.

A partir da determinação da velocidade, pode-se também determinar o fluxo que passa no interior do tubo. Chamando de  $S_F$  a área da seção do tubo,

$$S_F = \frac{\pi D^2}{4}. \quad (5.10)$$

Assim, pode-se determinar o fluxo pela relação

$$Q = v S_F. \quad (5.11)$$

Substituindo (5.9) e (5.10) em (5.11), chega-se a

$$Q = \frac{\pi D^3}{8 \sin \theta \cos \theta} \left( \frac{1}{t_{12}} - \frac{1}{t_{21}} \right). \quad (5.12)$$

Na técnica de medição por tempo de trânsito os sinais ultra-sônicos podem ser transmitidos de forma contínua ou de forma pulsada. Em relação ao número de transdutores utilizados no método do tempo de trânsito, as configurações mais comuns são as que utilizam dois transdutores, como a mostrada na Figura 5.3(a), ou as que usam quatro transdutores, como a mostrada na Figura 5.3(b). No caso da configuração que usa apenas dois transdutores, cada um deles alterna sua função em intervalos de tempo pré-determinados, funcionando ora como transmissor, ora como receptor. Este tipo de configuração só funciona com sinais ultra-sônicos de forma pulsada. A configuração que utiliza quatro transdutores, dois para a transmissão e dois para a recepção, pode funcionar com sinais ultra-sônicos na forma contínua ou pulsada, e neste caso um dos transdutores da parte de cima da Figura 5.3(b) atuaria como

transmissor e o outro como receptor, o mesmo ocorrendo com os dois transdutores da parte de baixo da Figura.

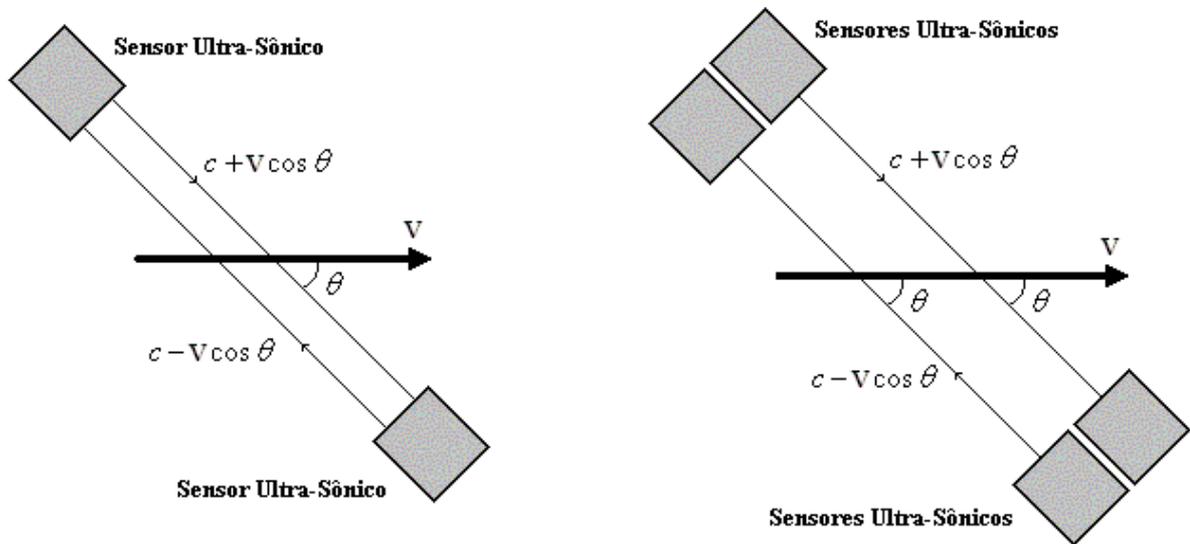


Figura 5.3 – Configurações de anemômetros ultra-sônicos quanto ao número de transdutores.

(a) Com dois transdutores; (b) com quatro transdutores.

Quanto à forma de obtenção do tempo de trânsito, existem duas técnicas de medição: uma forma direta, denominada de Diferença de Tempo, e uma forma indireta, denominada de Diferença de Fase.

### 5.5 Técnicas de Medição Utilizadas no Método do Tempo de Trânsito

Como mencionado anteriormente, os medidores de fluxo ultra-sônicos que utilizam o método de medição por tempo de trânsito, medem a velocidade do fluxo a partir da medição da variação do tempo de trânsito do sinal sobre uma distância fixa, causada pelo movimento do meio. Nesse método, a técnica de medição pode ser classificada conforme o modo de operação, se no domínio do tempo (Diferença de Tempo), onde o tempo de trânsito é obtido

de forma direta, ou no domínio da frequência (Diferença de Fase), onde o tempo de trânsito é obtido de forma indireta.

### 5.5.1 Técnica de Medição por Diferença de Tempo

Na técnica de medição por diferença de tempo, a medição do tempo de trânsito de um sinal ultra-sônico a partir de sua transmissão até a sua recepção é realizada de uma forma direta. O tempo de trânsito ( $t^M$ ) é obtido pela soma do tempo de propagação do sinal no meio ( $t$ ), que é o intervalo de tempo decorrido entre a transmissão do sinal e sua recepção, com o tempo de atraso devido aos circuitos eletrônicos e à resposta dinâmica do sensor ( $t^A$ ), que é o intervalo de tempo decorrido entre a recepção do sinal e sua detecção (ALMEIDA, 2004).

Assim,

$$t^M = t + t^A \quad (5.13)$$

Em muitos casos, o tempo de atraso eletrônico ( $t^A$ ) é muito menor que o tempo de propagação ( $t$ ) e pode ser desprezado. Nos casos em que isso não ocorre, os tempos de propagação entre os transdutores representados da Figura 4, nos dois sentidos de propagação, serão os seguintes:

$$t_{12} = t_{12}^M - t_{12}^A \quad (5.14)$$

$$t_{21} = t_{21}^M - t_{21}^A \quad (5.15)$$

A substituição desses tempos de propagação em (5.5) permite determinar uma expressão para o cálculo da velocidade de fluido pelo método da diferença de tempo.

$$v = \frac{D}{2 \sin \theta \cos \theta} \left( \frac{1}{t_{12}^M - t_{12}^A} - \frac{1}{t_{21}^M - t_{21}^A} \right) \quad (5.16)$$

Da mesma forma, o fluxo no interior do tubo é obtido a partir de (5.7) e (5.12).

$$Q = \frac{\pi D^3}{8 \sin \theta \cos \theta} \left( \frac{1}{t_{12}^M - t_{12}^A} - \frac{1}{t_{21}^M - t_{21}^A} \right). \quad (5.17)$$

Quando o tempo de atraso eletrônico é considerado, há a necessidade de uma aferição no circuito de medição.

- **Aferição Devido ao Tempo de Atraso Eletrônico**

A velocidade com que uma onda se propaga de um ponto a outro depende do meio, mas não da frequência de propagação. No caso em que o meio é o ar, a velocidade é dada por (KAIMAL e BUSINGER, 1963)

$$c = \sqrt{\frac{K_m}{\rho}}, \quad (5.18)$$

sendo  $K_m$  é a compressibilidade e  $\rho$  é a densidade do meio. Como ambos os parâmetros variam com a temperatura, a velocidade do som no ar também depende da temperatura, sendo dada por

$$c = 20,074 \sqrt{T_K}, \quad (5.19)$$

sendo  $T_K$  a temperatura absoluta.

Calculando-se  $c$  partir da soma das equações (5.7) e (5.8) chega-se a:

$$c = \frac{D}{2 \sin \theta} \left( \frac{1}{t_{12}} + \frac{1}{t_{21}} \right). \quad (5.20)$$

Substituindo-se (5.14) e (5.15) em (5.20) obtém-se:

$$c = \frac{D}{2 \sin \theta} \left( \frac{1}{t_{12}^M - t_{12}^A} + \frac{1}{t_{21}^M - t_{21}^A} \right). \quad (5.21)$$

Igualando-se as expressões (5.19) e (5.21) para a obtenção de  $T_K$  chega-se a:

$$T_K = \frac{D^2}{1612 \text{sen}^2 \theta} \left( \frac{1}{t_{12}^M - t_{12}^A} + \frac{1}{t_{21}^M - t_{21}^A} \right)^2. \quad (5.22)$$

O tempo de atraso eletrônico é estimado para o caso em que a velocidade do meio é nula ( $v = 0$ ). Assim sendo,  $t_{12}^A = t_{21}^A = t^A$  e  $t_{12} = t_{21} = t$ . Logo,  $t_{12}^M = t_{21}^M = t^M$ . Aplicando-se essas considerações em (5.18) visando obter um valor para  $t^A$ , chega-se a:

$$t^A = t^M - \frac{D/\text{sen}\theta}{20,074\sqrt{T_K}}. \quad (5.23)$$

Observa-se que para a determinação do tempo de atraso eletrônico faz-se necessário determinar a temperatura do fluido.

### 5.5.2 Técnica de Medição por Diferença de Fase

Na técnica de medição por diferença de fase, a medição do tempo de trânsito de um sinal ultra-sônico entre um transmissor e um receptor é efetuada de forma indireta. Como o sinal é transmitido de forma contínua entre um par de sensores, ou é transmitido até que seja detectado no transdutor receptor, o tempo de atraso devido aos circuitos eletrônicos pode ser desprezado (ALMEIDA, 2004).

Devido ao movimento do meio no qual está se propagando o sinal ultra-sônico, vai aparecer uma diferença de fase entre o sinal transmitido e o sinal recebido, tanto do transdutor 1 para o transdutor 2 ( $\phi_{12}$ ) como no sentido contrário ( $\phi_{21}$ ) (Figura 5.2). Logo, a fase angular dos sinais recebidos em ambas às direções será:

$$\phi_{12} = 2\pi f t_{12} \quad (5.24)$$

e

$$\phi_{21} = 2\pi f t_{21}, \quad (5.25)$$

sendo  $f$  a frequência de propagação do sinal ultra-sônico.

Utilizando-se as equações mostradas em (5.9), (5.24) e (5.25), chega-se à expressão da velocidade do fluido no interior do tubo em função das diferenças de fase dos sinais.

$$v = \frac{\pi f D}{\text{sen}\theta \cos\theta} \left( \frac{1}{\phi_{12}} - \frac{1}{\phi_{21}} \right). \quad (5.26)$$

Esta expressão pode ser apresentada de outra forma:

$$v = \frac{\pi f D}{\text{sen}\theta \cos\theta} \left( \frac{\Delta\phi}{\phi_{12}\phi_{21}} \right), \quad (5.27)$$

sendo  $\Delta\phi = \phi_{21} - \phi_{12}$  a diferença de fase entre os sinais transmitidos em direções opostas.

Substituindo (5.10) e (5.27) em (5.11), chega-se à expressão do fluxo no interior do tubo.

$$Q = \frac{\pi^2 f D^3}{4 \text{sen}\theta \cos\theta} \left( \frac{\Delta\phi}{\phi_{12}\phi_{21}} \right), \quad (5.28)$$

ou

$$Q = \frac{\pi^2 f D^3}{2 \text{sen}2\theta} \left( \frac{\Delta\phi}{\phi_{12}\phi_{21}} \right) \quad (5.29)$$

## 5.6 Implementação de um Anemômetro Ultra-Sônico

Uma vez que a velocidade do fluxo respiratório a ser medido varia constantemente durante os ciclos de inspiração e expiração, a utilização de apenas um par de sensores transmitindo pulsos por períodos alternados em direções opostas não permite realizar essas medições continuamente. Deste modo, o anemômetro ultra-sônico desenvolvido neste trabalho para a medição do fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas utiliza o

método do tempo de trânsito e a técnica de diferença de fase, com dois pares de sensores ultra-sônicos transmitindo sinais na forma contínua. O arranjo dos dois pares de sensores ultra-sônicos colocados em lados opostos do tubo cilíndrico por onde passa o fluxo respiratório é mostrado no esquema da Figura 5.4, enquanto que o diagrama de blocos do sistema implementado para cada par de sensores ultra-sônicos (transmissor-receptor) é mostrado na Figura 5.5.

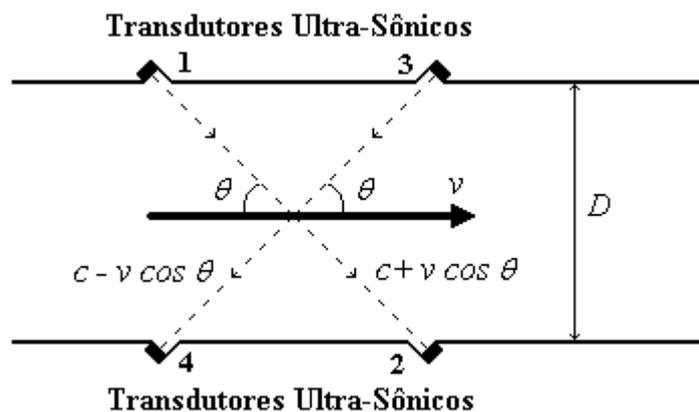


Figura 5.4 - Arranjo dos sensores ultra-sônicos colocados em lados opostos do tubo cilíndrico.

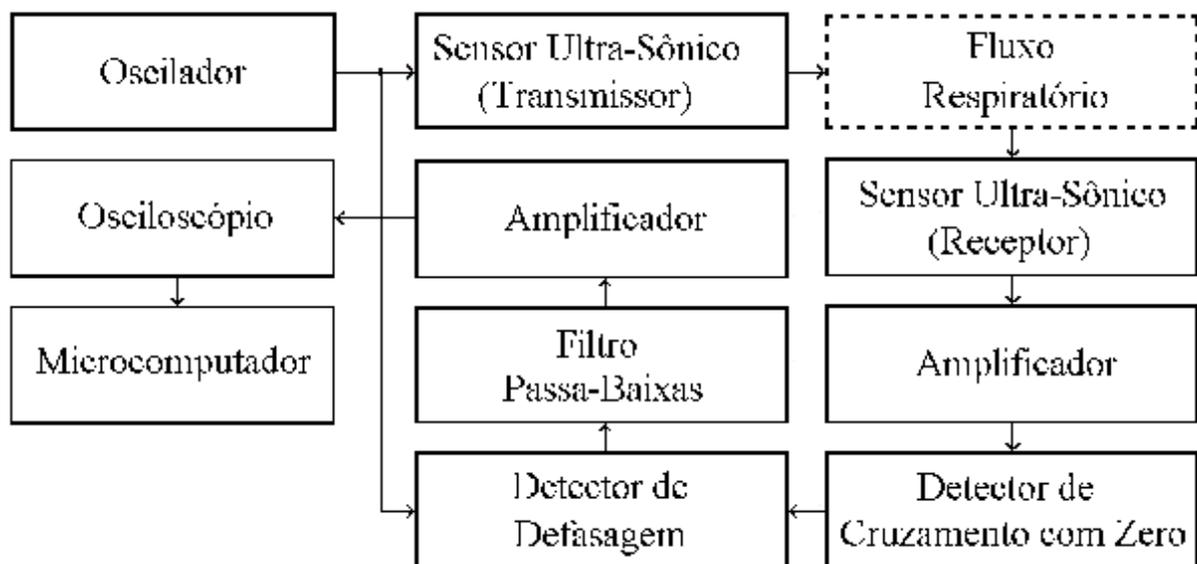


Figura 5.5 – Diagrama de blocos do anemômetro ultra-sônico.

Detalhando a função dos elementos que aparecem no diagrama mostrado na Figura 5.5, o oscilador gera ondas quadradas com frequência de 40 Hz, que é a frequência de operação dos transdutores ultra-sônicos utilizados, e foi implementado com a utilização de um microcontrolador PIC16F876A. As ondas ultra-sônicas, após serem transmitidas, passam através do fluxo respiratório no interior do tubo cilíndrico. Elas são recebidas no lado oposto do tubo por um outro transdutor ultra-sônico. Durante sua propagação, o sinal ultra-sônico sofre atenuação. Portanto, torna-se necessário amplificar o sinal senoidal obtido na saída do receptor. Após ser amplificado, o sinal senoidal passa por um comparador de tensão, implementado com o circuito integrado (CI) LM311, que funciona como detector de cruzamento com zero. Sua função é converter o sinal ultra-sônico senoidal em um sinal com forma de onda quadrada com a mesma frequência, e com ciclo de trabalho de 50%. Esse sinal convertido será comparado com a onda quadrada gerada pelo oscilador, com o objetivo de detectar a defasagem entre os sinais transmitido e recebido. O bloco denominado de “Detector de Defasagem” é composto por um circuito inversor, implementado com o CI CD4069, que inverte a forma de onda proveniente do comparador, e uma porta lógica AND de duas entradas, implementada com o CI TC4081. As entradas da porta AND são: o sinal na saída do inversor e a onda quadrada gerada pelo oscilador. Em sua saída irá aparecer um sinal em forma de trem de pulsos, com larguras correspondentes à defasagem entre o sinal transmitido e o sinal recebido pelos sensores de ultra-som. Esse sinal pulsado passa por um filtro passa-baixas, com o objetivo de se obter um sinal contínuo proporcional a essa defasagem, que em seguida é amplificado. Os dois sinais de tensão proporcionais às defasagens entre os sinais transmitidos e recebidos, além do sinal de fluxo obtido com um pneumotacômetro, são adquiridos, via porta serial do microcomputador, diretamente do osciloscópio digital.

## 5.7 Resultados Experimentais

Para a realização dos testes experimentais, visando a medição do fluxo respiratório utilizando a técnica de oscilações forçadas por meio de um anemômetro ultra-sônico, utilizou-se a mesma estrutura mostrada na Figura 3.2, com a substituição do sensor termo-resistivo, e seus circuitos de condicionamento dos sinais, pelos sensores ultra-sônicos e seus respectivos circuitos, conforme mostrado no esquema da Figura 5.6.

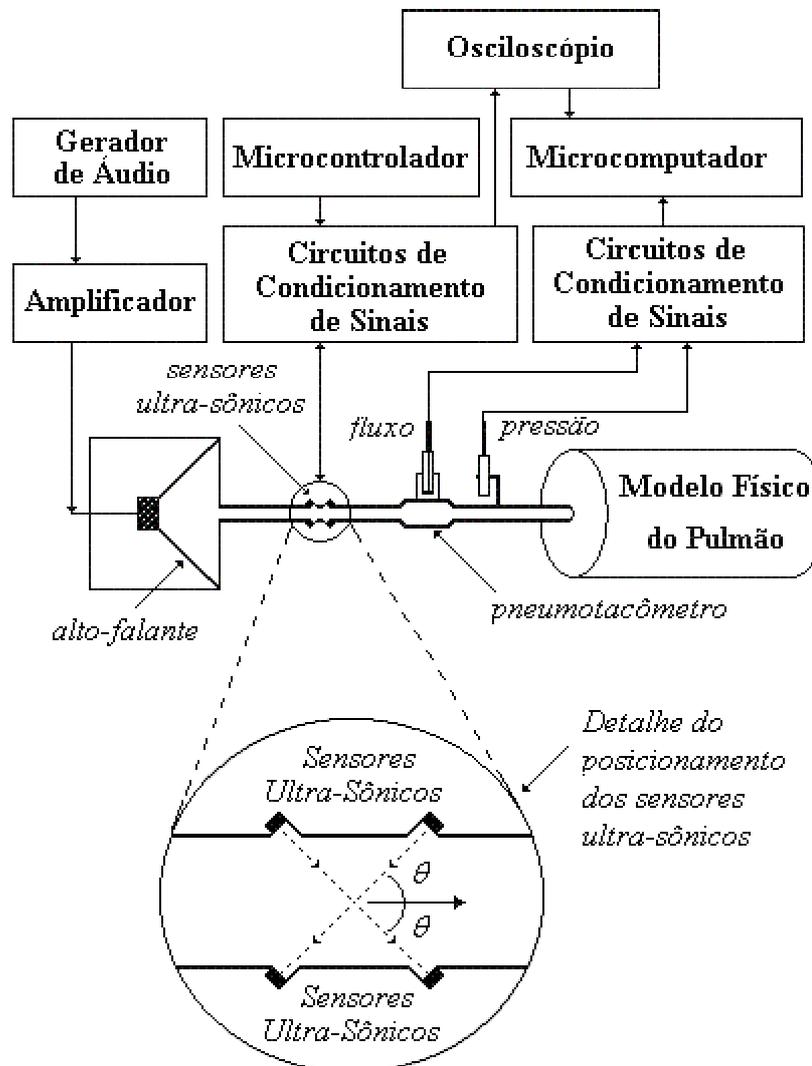


Figura 5.6 – Estrutura utilizada para a medição de fluxo respiratório com sensores ultra-sônicos pela técnica de oscilações forçadas.

Utilizando o mesmo procedimento adotado quando da utilização do sensor termorresistivo para a medição do fluxo respiratório, e como o objetivo é comparar o fluxo obtido com o anemômetro ultra-sônico com o medido usando o sistema original, o pneumotacômetro também foi mantido nesta estrutura.

As Figuras 5.7, 5.8 e 5.9 mostram, respectivamente, para o sinal senoidal do gerador de pressão com frequências de 10 Hz, 20 Hz e 30 Hz, as formas de onda das tensões proporcionais às defasagens entre os sinais transmitidos ( $v_{\phi 12}$ ) e recebidos ( $v_{\phi 21}$ ) pelos dois pares de sensores, obtidas a partir do método proposto, e adquiridas via porta serial do microcomputador. Os sinais adquiridos foram processados em um microcomputador, utilizando-se a equação (5.29), de modo a determinar o sinal correspondente ao fluxo. Os valores das constantes utilizadas nas equações, correspondentes ao que foi implementado no sistema utilizado, são as seguintes:

$$\theta = 45^\circ$$

$$D = 2,54 \text{ cm}$$

$$f = 40 \text{ kHz}$$

Para a obtenção dos valores de  $\phi_{12}$  e  $\phi_{21}$  a partir das tensões  $v_{\phi 12}$  e  $v_{\phi 21}$ , foram utilizadas as seguintes expressões:

$$\phi_{12} = \left( \frac{\Delta\phi_{12}}{\Delta v_{\phi 12}} \right) (v_{\phi 12} - V_{\phi 12 \min}) + \phi_{12 \min} \quad (5.30)$$

$$\phi_{21} = \left( \frac{\Delta\phi_{21}}{\Delta v_{\phi 21}} \right) (v_{\phi 21} - V_{\phi 21 \min}) + \phi_{21 \min} , \quad (5.31)$$

nas quais os valores das seguintes variáveis foram obtidos experimentalmente para cada medição efetuada:

$\Delta\phi_{12}$  – variação máxima da defasagem do sinal ultra-sônico entre os sensores 1 e 2.

$\Delta\phi_{21}$  – variação máxima da defasagem do sinal ultra-sônico entre os sensores 3 e 4.

$\Delta v\phi_{12}$  – valor pico-a-pico da tensão  $v\phi_{12}$ .

$\Delta v\phi_{21}$  – valor pico-a-pico da tensão  $v\phi_{21}$ .

$\phi_{12min}$  – defasagem mínima do sinal ultra-sônico entre os sensores 1 e 2.

$\phi_{21min}$  – defasagem mínima do sinal ultra-sônico entre os sensores 3 e 4.

$v\phi_{12min}$  – valor mínimo da tensão  $v\phi_{12}$ .

$v\phi_{21min}$  – valor mínimo da tensão  $v\phi_{21}$ .

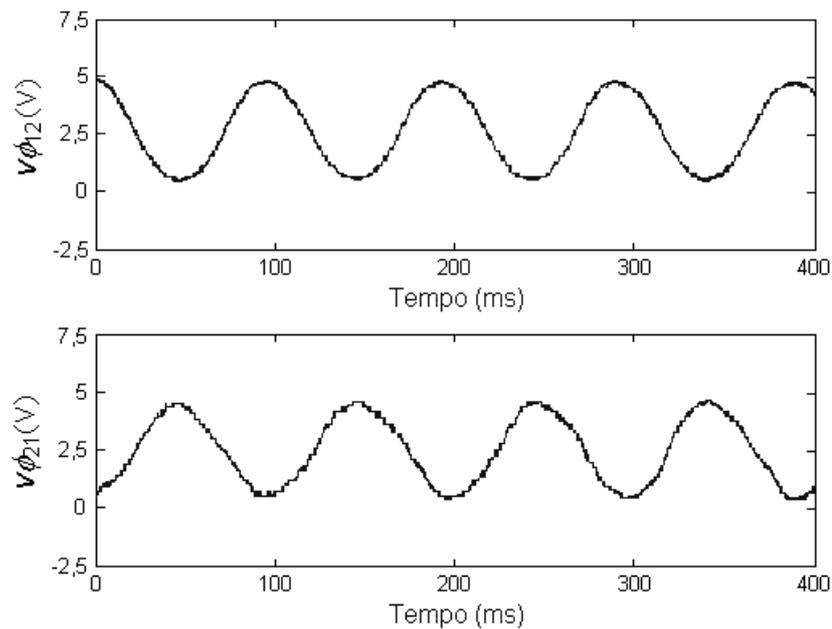


Figura 5.7 - Formas de onda das tensões proporcionais às defasagens entre os sinais transmitidos e recebidos pelos dois pares de sensores ultra-sônicos, para um sinal do gerador de pressão com frequência de 10 Hz.

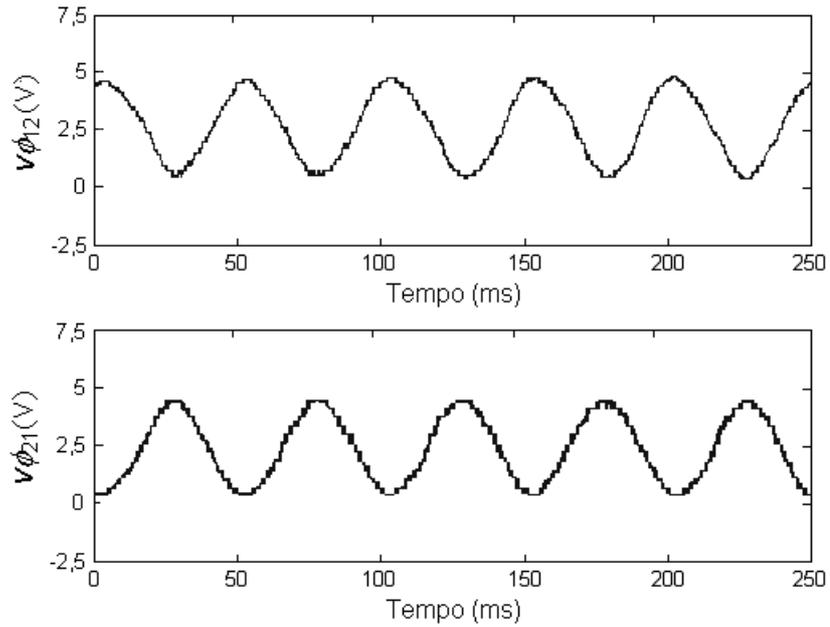


Figura 5.8 - Formas de onda das tensões proporcionais às defasagens entre os sinais transmitidos e recebidos pelos dois pares de sensores ultra-sônicos, para um sinal do gerador de pressão com frequência de 20 Hz.

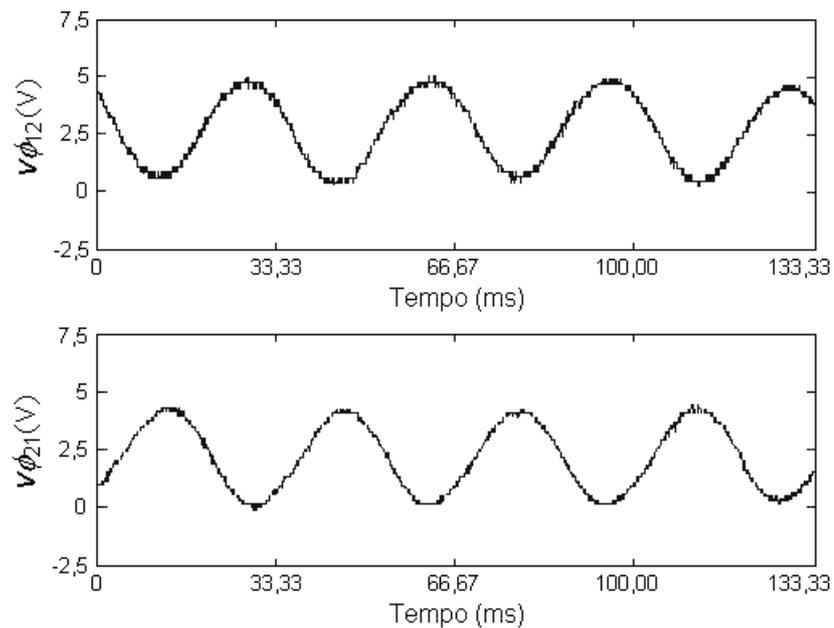


Figura 5.9 - Formas de onda das tensões proporcionais às defasagens entre os sinais transmitidos e recebidos pelos dois pares de sensores ultra-sônicos, para um sinal do gerador de pressão com frequência de 30 Hz.

Nas figura 5.10, 5.11 e 5.12 são apresentados os resultados experimentais da medição do fluxo respiratório com o anemômetro ultra-sônico (a) e com o pneumotacômetro (b), para sinais senoidais de pressão com frequências de 10 Hz, 20 Hz e 30 Hz, respectivamente.

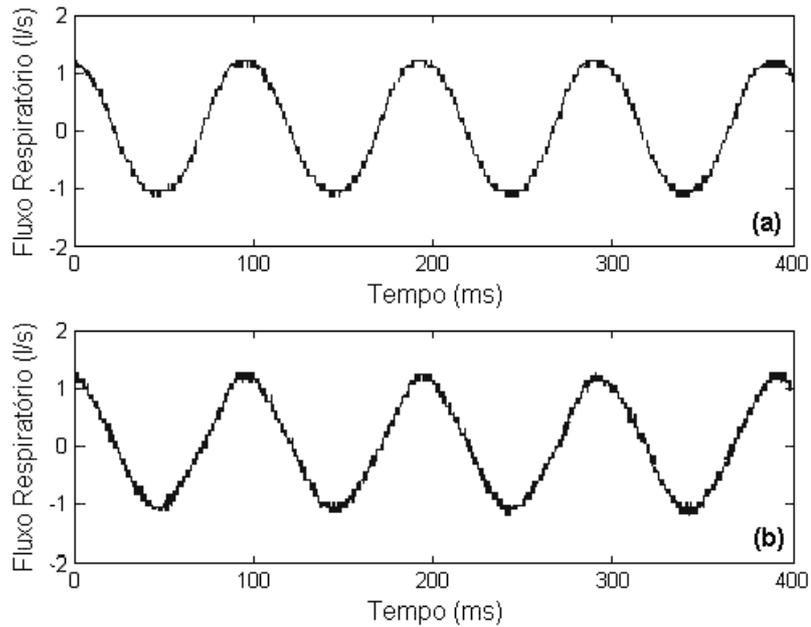


Figura 5.10 – Medição do fluxo respiratório com o pneumotacômetro (a) e com o anemômetro ultra-sônico (b), para um sinal do gerador de pressão com frequência de 10 Hz.

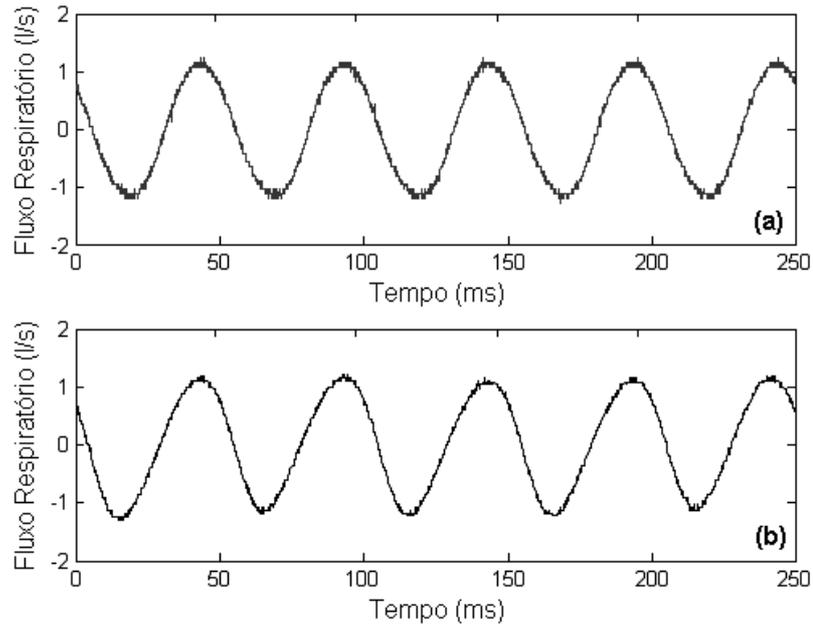


Figura 5.11 – Medição do fluxo respiratório com o pneumotacômetro (a) e com o anemômetro ultra-sônico (b), para um sinal do gerador de pressão com frequência de 20 Hz.

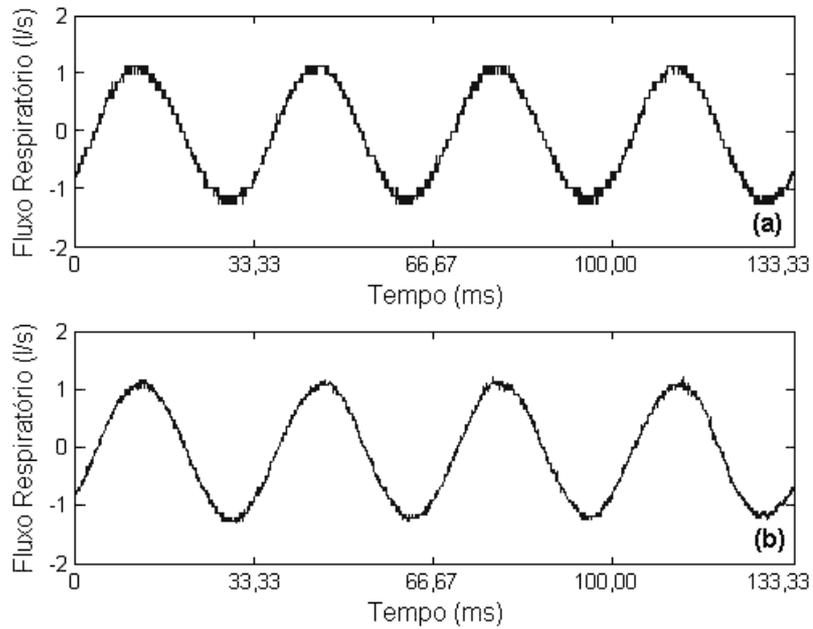


Figura 5.12 – Medição do fluxo respiratório com o pneumotacômetro (a) e com o anemômetro ultra-sônico (b), para um sinal do gerador de pressão com frequência de 30 Hz.

## **5.8 Conclusão**

Neste capítulo foi apresentada uma proposta de utilização de sensores ultra-sônicos na medição de fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas. O anemômetro ultra-sônico desenvolvido foi implementado em uma estrutura de laboratório onde o paciente sob exame é representado por meio de um modelo físico do pulmão. Os resultados experimentais obtidos, para algumas frequências do sinal de pressão dentro da faixa normal de utilização dessa técnica, mostram uma grande semelhança entre o fluxo obtido pelo método proposto e o obtido por meio de um pneumotacômetro.

Não foram obtidos resultados experimentais com a utilização do método proposto para a medição do fluxo respiratório com um paciente. Em vista disso, não foi possível verificar o efeito da turbulência provocada pela respiração espontânea do paciente nos sinais de tensão proporcionais às defasagens dos sinais ultra-sônicos transmitidos e recebidos, e seus possíveis efeitos na obtenção do sinal do fluxo respiratório.

# 6

## CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA FUTUROS TRABALHOS

Neste trabalho foram apresentados estudos sobre a possibilidade de serem utilizados sensores termo-resistivos de fio de platina e sensores ultra-sônicos na medição de fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas. A partir dos resultados obtidos em testes realizados em laboratório, podem ser feitas as seguintes observações:

- A utilização de sensores termo-resistivos de fio de platina para a medição de fluxo mostrou-se eficiente nos experimentos em que o pulmão do paciente era simulado por meio de um modelo físico do pulmão. Entretanto, quando o experimento foi realizado com uma pessoa respirando normalmente, os sinais de tensão obtidos sobre o sensor ( $V_s$ ) e na saída do amplificador do circuito do anemômetro ( $V_o$ ) apresentaram-se com bastante ruído, devido à turbulência no fluxo causada pela respiração do paciente. Para o procedimento do cálculo do fluxo respiratório haveria a necessidade de adequar os sinais de tensão obtidos por este processo, seja pela filtragem dos mesmos ou pela utilização de sensores termo-resistivos

menos sensíveis às turbulências, o que poderia ser investigado em futuros trabalhos que dessem prosseguimento a esta pesquisa.

- A utilização de sensores ultra-sônicos para a medição de fluxo é um procedimento já bastante comum em diversas áreas de aplicação, mas não foi encontrado registro de sua utilização para a medição de fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas. Como nessa técnica o sinal respiratório, com frequência em torno de 0,25 Hz para um indivíduo em repouso, é sobreposto ao sinal senoidal do gerador de pressão, com frequências entre 2 Hz e 32 Hz, ocorre uma mudança contínua na velocidade do fluxo. Os sensores ultra-sônicos utilizados são acionados com sinais de 40 kHz e, portanto, a cada 25  $\mu$ s ocorre uma variação na defasagem entre o sinal transmitido e o sinal recebido, quando é utilizado o método de defasagem. Em vista da frequência com que ocorre essa variação e da necessidade de se fazer a aquisição simultânea dos sinais utilizados para a medição do ângulo de fase e o cálculo do fluxo, foi utilizado um procedimento em que o sinal pulsado foi inicialmente filtrado, de modo a transformá-lo num sinal contínuo proporcional à defasagem, para depois fazer sua aquisição via porta serial do microcomputador, diretamente do osciloscópio.
- Em relação aos resultados obtidos com a utilização de sensores ultra-sônicos para a medição do fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas, as formas de onda obtidas com o método proposto, quando os experimentos foram realizados com o modelo físico do pulmão simulando um paciente, se mostraram muito semelhantes às obtidas com um pneumotacômetro, indicando para uma possibilidade de utilização desse método de medição. Entretanto, não foi possível realizar os ensaios com um paciente, não permitindo, portanto, que seja feita uma análise da influência da respiração espontânea sobre os sinais de defasagem entre

os pulsos transmitidos e recebidos pelos sensores ultra-sônicos, e na determinação do fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas.

O aprofundamento dos estudos descritos neste trabalho pode contribuir para o aperfeiçoamento do método de medição do fluxo respiratório com a técnica de oscilações forçadas, e nesse sentido são sugeridos propostas de continuidade e sugestões para futuros trabalhos. A seguir serão apresentados alguns temas:

- Estudo do efeito da turbulência provocada pelas conexões entre os tubos utilizados no sistema na medição do fluxo respiratório.
- Implementação de filtros nos circuitos de medição do fluxo respiratório com sensor termo-resistivo, visando diminuir o efeito da turbulência causada pela respiração do paciente.
- Realização de testes com pacientes respirando espontaneamente para a obtenção do fluxo respiratório utilizando o anemômetro ultra-sônico, visando a análise dos resultados e a solução dos problemas, caso ocorram.
- Estudo do formato mais adequado para a caixa do gerador de pressão, de modo a aumentar a linearidade e a diminuição de perdas de pressão durante a movimentação do cone do alto-falante.
- Desenvolvimento de um *chip* com o sensor termo-resistivo micro-usinado, utilizando a tecnologia *MEMS*, integrado juntamente com o circuito do anemômetro, visando minimizar a ocorrência de ruídos no processo de medição.

# APÊNDICE

Os resultados das pesquisas realizadas durante o desenvolvimento deste trabalho proporcionaram a publicação de diversos artigos em congressos nacionais e internacionais, além de um artigo publicado em um periódico internacional. Os artigos citados estão relacionados neste apêndice.

Os artigos publicados como resultado das pesquisas relacionadas com a utilização de sensores termo-resistivos de fio de platina na medição de fluxo respiratório estão relacionados a seguir:

- ARAUJO, G. A. L.; COSTA, W. E. M.; FREIRE, R. C. S.; SILVA, J. F. Medição de Fluxo Respiratório com Sensor de Fio Aquecido a Temperatura Constante para a Técnica de Oscilações Forçadas. III CONGRESSO BRASILEIRO DE METROLOGIA, Recife, PE, setembro, 2003.
- ARAUJO, G. A. L.; FREIRE, R. C. S.; SILVA, J. F.; OLIVEIRA, A.; JAGUARIBE, E. F. Breathing Flow Measurement with Constant Temperature Hot-Wire Anemometer for Force Oscillations Technique. IEEE INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT TECHNOLOGY CONFERENCE, Como, Italy, p. 730-7333, may, 2004.

Os estudos realizados sobre a dependência da resposta temporal do circuito do anemômetro a temperatura constante em relação à tensão de desvio de entrada do amplificador operacional utilizado, permitiram a publicação de um artigo num congresso internacional e a aceitação de um artigo para a publicação em um periódico internacional:

- ARAUJO, G. A. L.; FREIRE, R. C. S. F.; SILVA, J. F.; CATUNDA, S. Y. C.; FONTGALLAND, G. Dependence of a Thermoresistive Sensor-Based Constant Temperature Measurement Instrument Response on DC Amplifier Input Offset Voltage. IEEE INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT TECHNOLOGY CONFERENCE, Ottawa, Canada, p. 969-973, may, 2005.
- ARAUJO, G. A. L.; FREIRE, R. C. S.; SILVA, J. F.; CATUNDA, S. Y. C.; FONTGALLAND, G. DC Amplifier Input Offset Voltage Control in a Constant Temperature Thermoresistive Sensor Measurement Instrument. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*. June, 2007.

## Apêndice

As pesquisas realizadas sobre a utilização de sensores ultra-sônicos na medição de fluxo respiratório permitiram a elaboração de um artigo já aceito para publicação:

- ARAUJO, G. A. L.; JUNIOR, R. T. L.; FRIRE, R. C. S.; SILVA, I. S. S.; SILVA, J. F.; CATUNDA, S. Y. C.; CARVALHO, E. A. N. Ultrasonic Anemometer for the Measurement of Respiratory Flow in the Forced Oscillation Technique. INTERNATIONAL WORKSHOP ON MEDICAL MEASUREMENT AND APPLICATIONS – MeMeA 2007, Warsaw, Poland, May, 2007.

# REFERÊNCIAS

# BIBLIOGRÁFICAS

1. ALMEIDA, W. R. M. *Anemômetro Baseado no Método de Tempo de Trânsito: Estudo Comparativo de Arquiteturas, Avaliação de Incertezas e Implementação*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade, Centro de Ciências Exatas e Tecnologia, Universidade Federal do Maranhão, São Luís, 2004.
2. ARAUJO, G. A. L.; COSTA, W. E. M.; FREIRE, R. C. S.; SILVA, J. F. Medição de Fluxo Respiratório com Sensor de Fio Aquecido a Temperatura Constante para a Técnica de Oscilações Forçadas. III CONGRESSO BRASILEIRO DE METROLOGIA, Recife, PE, setembro, 2003.
3. ARAUJO, G. A. L.; FREIRE, R. C. S. F.; SILVA, J. F.; CATUNDA, S. Y. C.; FONTGALLAND, G. Dependence of a Thermoresistive Sensor-Based Constant Temperature Measurement Instrument Response on DC Amplifier Input Offset Voltage. IEEE INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT TECHNOLOGY CONFERENCE, Ottawa, Canada, p. 969-973, may, 2005.

4. ARAUJO, G. A. L.; FREIRE, R. C. S.; SILVA, J. F.; CATUNDA, S. Y. C.; FONTGALLAND, G. DC Amplifier Input Offset Voltage Control in a Constant Temperature Thermoresistive Sensor Measurement Instrument. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*. June, 2007A.
5. ARAUJO, G. A. L.; FREIRE, R. C. S.; SILVA, J. F.; OLIVEIRA, A.; JAGUARIBE, E. F. Breathing Flow Measurement with Constant Temperature Hot-Wire Anemometer for Force Oscillations Technique. IEEE INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT TECHNOLOGY CONFERENCE, Como, Italy, p. 730-7333, may, 2004.
6. ARAUJO, G. A. L.; JUNIOR, R. T. L.; FREIRE, R. C. S.; SILVA, I. S. S.; SILVA, J. F.; CATUNDA, S. Y. C.; CARVALHO, E. A. N. Ultrasonic Anemometer for the Measurement of Respiratory Flow in the Forced Oscillation Technique. INTERNATIONAL WORKSHOP ON MEDICAL MEASUREMENT AND APPLICATIONS – MeMeA 2007, Warsaw, Poland, May 4-5, 2007B.
7. BRANSON, D. H.; CHATBURN, R. (Editors). Flow and Volume Measuring Devices. In: *Respiratory Care Equipment*. J. B. Lippincott Co., p. 283-303. 1998.
8. CHEN, J.; LIU, C. Development and Characterization of Surface Micromachined, Out-of-Plane Hot-Wire Anemometer. *Journal of Microelectromechanical Systems*. v. 12, n. 6, p. 979-988, 2003.
9. DEEP, G. S.; FREIRE, R. C. S.; LOBO, P. C.; ROCHA NETO, J. S; LIMA, A. M. N. Dynamic Response of Thermoresistive Sensors. *Proceedings of the IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement*, v. 41, p. 815-819, 1992.
10. DOEBELIN, E. O. Flow measurement. In: *Measurement System Application and Design*. McGraw-Hill Kogakusha Ltda., 1976, p. 435-499.
11. DUBOIS, A. B.; BRODY, A. W.; LEWIS, D. H.; BURGESS, B. F. Oscillation Mechanics of Lungs and Chest in Man. *Applied Physiology*, v. 8, p. 587-594, 1956.
12. ESPINA, P. I.; YEH, T.; ROTHFLEISCH, P. I. Tele-Metrology and Advanced Flow Metering. *National Institute of Standards and Technology Fluid Flow Group*. USA, 2000.
13. FARIAS, C. C. *Considerações de Projeto de um Radiômetro Solar de Equivalência Elétrica*. Dissertação (Mestrado em Processamento da Informação) - Coordenação de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Centro de Ciências e Tecnologia, Universidade Federal da Paraíba, Campina Grande, 1995.

14. FARRÉ, R.; NAVAJAS, D. Mechanical Impedance of the Forced Excitation Generator in Respiratory Impedance Measurements. *European Respiratory Rev.*, v. 3, p.132-138, 1991.
15. FEINBERG, B.N. *Applied Clinical Engineering*. Prentice-Hall Inc., 1986.
16. FERREIRA, R. P. C. *Compensação da Temperatura do Fluido em Anemômetro a Fio Quente*. Tese (Doutorado em Processamento da Informação) - Coordenação de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Centro de Ciências e Tecnologia, Universidade Federal de Campina Grande, 2002.
17. FERREIRA, R. P. C.; FREIRE, R. C. S.; DEEP, G. S. Performance Evaluation of a Fluid Temperature Compensated Single Sensor Constant Temperature Anemometer. IEEE INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT TECHNOLOGY CONFERENCE, ANCHORAGE, AK, USA, p. 969-973, 2002.
18. FERREIRA, R. P. C.; FREIRE, R. C. S.; DEEP, G. S.; ROCHA NETO, J. S; OLIVEIRA, A. Hot-Wire Anemometer With Temperature Compensation Using Only One Sensor. *IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement*, v. 50, n. 4, p. 954-958, 2001.
19. FLEISCH, A. Pneumotachograph: Apparatus for recording respiratory flow. *Arch. Gen. Physiol.*, vol. 209, p. 713-722, 1925.
20. FICKER, J. H.; FUCHS, F. S.; WIEST, G. H.; ASSHOFF, G.; SCHMELZER, A. H.; HAHN, E. G. An Auto-Continuous Positive Airway Pressure, Device Controlled Exclusively By The Forced Oscillation Technique. *European Respiratory Journal*, v. 16, Issue 5, p. 914-920, 2000.
21. FREIRE, R. C. S.; DEEP, G. S. Error in the Thermoresistive Sensor-Based Feedback Measurement Configuration Due to DC Amplifier Offset Voltage. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 48, n. 1, p. 50-54, 1999.
22. FREIRE, R. C. S.; DEEP, G. S; LOBO, P. C.; LIMA, A. M. N.; ROCHA NETO, J. S.; OLIVEIRA, A. Dynamic Response of a Feedback Thermoresistive Electrical Substitution Pyranometer. *Journal of Solar Energy Engineering*, USA, v. 120, p. 126-130, 1998.
23. FREYMUTH, P. Feedback Control Theory for Constant-Temperature Hot-Wire Anemometers. *The Review of Scientific Instruments*, v. 38, n. 5, p. 677-681, 1967.
24. GOLD - GLOBAL INICIATIVE FOR CHRONIC OBSTRUCTIVE LUNG DISEASE. Disponível em: <http://www.goldcopd.com/>. Acesso em: 20 out. 2005.

25. HAUPTMANN, P.; HOPPE, N.; PÜTTMER, A. Application of ultrasonic sensors in the process industry. *Measurement Science and Technology*. P. R73-R83. 2002.
26. KAIMAL, J. C.; BUSINGER, J. A. A Continuous Wave Sonic Anemometer-Thermometer. *Journal of Applied Meteorology*, p. 156-164, 1963.
27. KANDASWAMY, A.; KUMAR, C. S; KIRAN, T. V. A Virtual Instrument for Measurement of Expiratory Parameters. IEEE INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT TECHNOLOGY CONFERENCE, 2002, Anchorage, AK, USA, p. 21-23.
28. LILLY, J. C. Flowmeter for recording respiratory flow of human subjects. *Methods in Medical Research*, Flight 11, pp. 113-121, 1950.
29. LIN, C. W.; WANG, D. H.; WANG, H. C; WU, H. D. Prototype Development of Digital Spirometer. *Proceedings of the 20 th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 20. n. 4, 1998.
30. LOMAS, C. G. *Fundamentals of hot wire anemometry*. New York: Cambridge University Press, 1986.
31. MAILLY, F; GIANI, A.; BONNOT, R.; TEMPLE-BOYER, P.; PASCAL-DELANNOY, F.; FOULCARAN, A.; BOYER, A. Anemometer with hot platinum thin film. *Sensors and Actuators A*. p. 32-38, 2001.
32. MASON, W. P. Piezoelectricity, Its History and Applications. *Journal Acoustic Soc. Am.*, v. 70, 1981.
33. MELO, P. L.; WERNECK, M. M.; GIANNELLA-NETO, A. Avaliação de mecânica ventilatória por oscilações forçadas: fundamentos e aplicações clínicas. *Jornal de Pneumologia*. V. 26, n. 4, jul/ago 2000.
34. MILLER, I. S.; SHAH, D. A.; ANTONIA, R. A. A Constant Temperature Hot-Wire Anemometer. *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, v. 20, p. 311-314, 1987.
35. NAVAJAS, D.; FARRÉ, R. Forced oscillation technique: from theory to clinical applications. *Technical Note, Monaldi Arch. Chest Dis.*, v. 56, n. 6, p. 555-562, 2001.

## Referências Bibliográficas

36. OLIVEIRA, A. *Sensores Termo-Resistivos em Configurações Realimentadas*. Tese (Doutorado em Processamento da Informação) - Coordenação de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Centro de Ciências e Tecnologia, Universidade Federal da Paraíba, Campina Grande, 1997.
37. OLIVEIRA, A.; FREIRE, R.C.S.; DEEP, G.S.; LOBO, P.C. An anemometer with PWM excitation. *Industrial Electronics, Control and Instrumentation. Proceedings of the IEEE IECON 21<sup>st</sup> International Conference*, v. 2, p. 893 -897, 1995.
38. OLIVEIRA, A.; LOBO, P. C.; DEEP, G. S., FREIRE, R. C. S; ROCHA NETO, J. S. Frequency Domain Analysis of an Electrical Substitution Radiometer. *Journal of Solar Energy Engineering - Transaction of the ASME*, v. 121, p. 110-115, 1999.
39. OLIVEIRA JÚNIOR, A. C. *Desenvolvimento de Micro-Aquecedores Compatíveis com Tecnologias de Microeletrônica para Aplicação em Transdutores Térmicos*. Dissertação de Mestrado – Departamento de Máquinas, Componentes e Sistemas Inteligentes, Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação da Universidade Estadual de Campinas. 2003.
40. PALLÀS-ARENY, R.; WEBSTER, J. G. *Sensors and Signal Conditioning*. John Willey & Sons, 2001.
41. PERRY, A.; MORRISON, G. L. A study of the constant-temperature hot-wire anemometer. *J. Fluid Mech.*, v. 47, n. 3, p. 577-599, 1971.
42. PESLIN, R. Methods for measuring total respiratory impedance by forced oscillations. *Bull. Eur. Physiopathol. Resp.*, v. 22, p. 621 – 631, 1986.
43. PESLIN, R.; DUVIVIER, C. Removal of thermal artifact in alveolar pressure measurement during forced oscillation. *Respiration Physiology*, v. 117, Issue 2-3, p. 141-150, 1999.
44. PESLIN, R.; SILVA, J. F.; DUVIVIER, C.; CHABOT, F. Respiratory mechanics studied by forced oscillations during artificial ventilation. *European Respiratory Journal*, v. 6, p. 772-784. 1993.
45. PLAUT, D. I.; WEBSTER, J. G. Ultrasonic Measurement of Respiratory Flow. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. BME-27, n. 10, 1980.
46. RESPIRAR - CENTRO DE MEDICINA RESPIRATÓRIA. Disponível em: [http://www.respirar.com.br/exam\\_pletismografia.asp](http://www.respirar.com.br/exam_pletismografia.asp). Acesso em: 25 out. 2005.

47. RITZ, T.; DAHME, B.; DUBOIS, A. B.; FOLGERING, H.; FRITZ, G. K.; HARVER, A.; KOTSES, H.; LEHRER, P. M.; RING, C.; STEPTOE, A.; VAN DE WOESTIJNE, K. P. Guidelines for mechanical lung measurements in psychophysiology. *Psychophysiology*, v. 39, Cambridge University Press, p. 546-567, 2002.
48. ROGTER, M., PESLIN, R.; FARRÉ R.; DUVIVIER, C. Influence of Amplitude, Phases and Frequency Content of Pseudorandom Pressure Input on Impedance Data and their Variability. *European Respiratory Rev.*, v. 3, p. 178-182, 1991.
49. SCHMIDT, M.; FOITZIK, B.; HOCHMUTH, O.; SCHMALISCH, G. Computer simulation of the measured respiratory impedance in newborn infants and the effect of the measurement equipment. *Medical Engineering & Physics*, v. 20, p. 220-228, 1998.
50. SEDRA, A. C.; SMITH, K. C. *Microelectronic Circuits – Fourth Edition*, Oxford University Press, 1998.
51. SILVA, I. S. S. *Método de determinação da função de transferência do gerador de pressão utilizado na técnica de oscilações forçadas em medidas de função pulmonar*. Relatório de Projeto e Pesquisa – Coordenação de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Centro de Ciências e Tecnologia, Universidade Federal da Paraíba, 2000.
52. SILVA, I. S. S.; FREIRE, R. C. S.; SILVA, J. F.; NAVINER, J. F.; SOUZA, F. R. Medição de Velocidade de Fluido Respiratório Usando Sensor de Fio Aquecido. XIV CONGRESSO BRASILEIRO DE AUTOMÁTICA (CBA2002), Natal, RN, Brasil, 2002-A.
53. SILVA, I. S. S.; FREIRE, R. C. S.; SILVA, J. F.; NAVINER, J. F.; SOUZA, F. R.; CATUNDA, S. Y. C. *Architectures of Anemometers Using the Electric Equivalence Principle*. IEEE INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT TECHNOLOGY CONFERENCE, Anchorage, AK, USA, 2002-B.
54. SILVA, J. F. *Monitorage des propriétés Mécaniques thoracopulmonaire au cours de la ventilation artificielle*. Tese de Doutorado. Nancy, França, Julho, 1992.
55. SUKI, B.; PEDERSEN, O. F.; HABIB, R. H.; JACKSON, A. C. Wave speed during maximal flow and phase velocity from forced oscillations. *Respiratory Physiology*, v. 102, p. 39-49, 1995.

Referências Bibliográficas

56. VAN PUTTEN, A. F. P.; HITCHINGS, D. J.; QUANJER, P. H. *Portable Electronic Peak Flowmeter for Improved Diagnosis of Chest Diseases in COPD Patients*. In: PROCEEDINGS OF IMTC/93 - IEEE INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT TECHNOLOGY CONFERENCE, Irvine, Canada, 1993.
57. VAN PUTTEN, A. F. P.; VAN PUTTEN, M. J. A. M.; VAN PUTTEN, M. H. P. M.; VAN PUTTEN, P. F. A. M. Multisensor Microsystem for Pulmonary Function Diagnostics. *IEEE Sensors Journal*, v. 2, n. 6, 2002.
58. WEBSTER, J. G. (Editor). *Medical Instrumentation - Application and Design*. Houghton Mifflin Company, 1992.
59. YEH, T; ESPINA, P; OSELLA, S. An Intelligent Flow Meter for Improved Flow Measurement and Flow Calibration Facility. *IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement*. P. 21-23, may 2001.
60. WILD, L. B; DIAS, A. S.; FISCHER, G. B.; RECH, D. R. Avaliação funcional pulmonar em crianças e adolescentes: comparação entre a micro espirometria e a espirometria convencional. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*. 31(2). P. 97-102. 2005.