

UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**MEDIÇÃO DE FLUXO RESPIRATÓRIO COM INSTRUMENTO
BASEADO EM ANEMÔMETRO A FIO QUENTE**

WENDELL EDUARDO MOURA COSTA

Campina Grande - Paraíba

2004

WENDELL EDUARDO MOURA COSTA

**MEDIÇÃO DE FLUXO RESPIRATÓRIO COM INSTRUMENTO
BASEADO EM ANEMÔMETRO A FIO QUENTE**

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica da
Universidade Federal de Campina
Grande, em cumprimento às
exigências para obtenção do grau
de mestre.

Orientadores: Prof. Dr. Raimundo Carlos Silvério Freire

Prof. Dr. José Felício da Silva

Campina Grande – Paraíba

2004



C837m Costa, Wendell Eduardo Moura
Medicao de fluxo respiratorio com instrumento baseado em anemometro a fio quente / Wendell Eduardo Moura Costa. - Campina Grande, 2004.
79 f.

Dissertacao (Mestrado em Engenharia Eletrica) - Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciencias e Tecnologia.

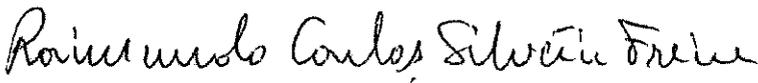
1. Pneumotacometro 2. Anemometro 3. Fluxo Respiratorio 4. TOF 5. Dissertacao I. Freire, Raimundo Carlos Silverio II. Silva, Jose Felicio da III. Universidade Federal de Campina Grande - Campina Grande (PB) IV. Titulo

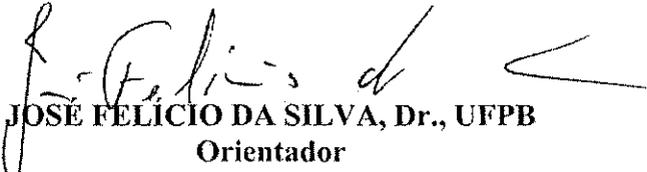
CDU 621.317.7:612.21(043)

**MEDIÇÃO DE FLUXO RESPIRATÓRIO COM INSTRUMENTO BASEADO
EM ANEMÔMETRO A FIO QUENTE**

WENDELL EDUARDO MOURA COSTA

Dissertação Aprovada em 01.03.2004


RAIMUNDO CARLOS SILVÉRIO FREIRE, Dr., UFCG
Orientador


JOSE FELÍCIO DA SILVA, Dr., UFPB
Orientador


EMERSON FREITAS JAGUARIBE, Dr., UFPB
Componente da Banca


HIRAN DE MELO, Dr., UFCG
Componente da Banca


JOSÉ HOMERO FEITOSA CAVALCANTI, D.Sc., UFPB
Componente da Banca

CAMPINA GRANDE - PB
Março - 2004

DEDICATÓRIA

Dedico com todo carinho ao meu querido pai Deoclecio (*in memoriam*) e a minha querida mãe, aos meus queridos irmãos e a minha amada namorada.

AGRADECIMENTOS

- A DEUS, criador dos céus e da terra e de tudo que neles existe, sem Ele nada teria sentido;
- Ao meu pai Deoclecio Alves Costa (*in memoriam*), a minha mãe Filomena Maria Moura Costa, ao Maxwell, ao Deoclecio Junior, a Priscilla, a Marcelle e a minha avó Marcela da Costa que nos momentos mais difíceis me apoiaram e me reanimaram de forma que eu não desistisse;
- Ao meu avô Silvino Fernandes de Moura e minha avó Maria Auxiliadora de Albuquerque Moura, pelo apoio dado, pela acolhida em sua casa e pelo carinho demonstrado, para que fosse possível a realização desse mestrado;
- A minha namorada, Taieni Valois da Mota Silva, pelo amor, pelo carinho, pelas palavras de incentivo, e por tudo que iremos construir juntos;
- Ao meu orientador Professor Dr. Raimundo Carlos Silvério FREIRE pela oportunidade de realizar esse mestrado.
- Ao Professor Dr. José FELÍCIO da Silva pela amizade, pela experiência, pelo trabalho, pelas situações adversas e, principalmente, pelos conhecimentos adquiridos;
- Aos meus Amigos da UFCG: Guilherme (que tanto me ajudou), Diana Nobre, Elvio, Marcelo Lucena, Cleonilson Protásio, Francisco Santos, Antenor Barbosa, Luis Brunelli, Ricardo Brandão, Lígia, Rômulo, Aléssio, Cida, professores e COPELE;
- Aos meus Amigos do LABMEC e UFPB: José Fábio Lima do Nascimento, André Fernandes Garcia, Prof.º Cláudio, Marcília Nóbrega, Andréa Cândido, Walter Fialho, Walderi Junior, Waldemir e professores.
- A todos que de uma forma ou de outra foram os meus incentivos para a realização deste trabalho.

RESUMO

O objetivo da dissertação é o desenvolvimento de um sistema que seja capaz de medir a densidade do fluxo respiratório e o sentido, utilizando sensores a fio quente. A medida do fluxo e do seu sentido é de fundamental importância na caracterização do sistema respiratório. Com o fluxo e a pressão é possível determinar algumas características do sistema respiratório, que possibilitam ao médico um diagnóstico mais exato de algumas patologias. Para testes e medições do fluxo foi utilizado um sistema para gerar uma pressão senoidal que é utilizado na Técnica de Oscilações Forçadas (TOF). O sistema utiliza uma pressão senoidal de frequência e amplitude constantes, que foram medidos utilizando um pneumotacômetro, um sensor de platina, e um sensor de pressão. Após vários testes foi verificado que é possível determinar a velocidade do fluxo com um único sensor de platina. Mas com apenas um sensor não é possível determinar o sentido desse fluxo. Para medição do sentido do fluxo utilizou-se dois sensores, tendo entre eles um gerador de calor (resistência), com isto foi possível observar que os sinais de saída dos anemômetros se diferenciavam em um semiciclo do fluxo, um sensor de platina recebia calor no semiciclo positivo do fluxo e o outro no semiciclo negativo. Verificou-se que ao receber calor os sensores de platina tinham suas amplitudes variadas, e desta forma foi possível determinar qual o sentido do fluxo respiratório.

ABSTRACT

The objective of the dissertation is the development of a system able to measure the respiratory flow as well as its direction, using hot-wire sensors. The measure of the flow is fundamental in the characterization of the respiratory system. With the flow and the pressure is possible to determinate some characteristics of the respiratory system, which possibilities to the doctor the most exact diagnosis of some pathologies. For tests and measurements of the flow was utilized an senodal pressure generator that is used in the Forced Oscillations Technique (FOT). The system uses a sinusoidal pressure of frequency and width constants, wich were measured using a pneumotacometer, a platinum sensor, and a pressure sensor. After several tests it was verified that it is possible to determine the flow velocity with only a platinum sensor. But with just a sensor it is not possible to determine the flow direction. For measurement of the flow direction it was used two sensors, tends between them a heat generator (resistance), with this it was possible to observe the anemometers out signs differed in a flow semicycle, a platinum sensor received heat in the flow positive semicycle and the other in the negative semicycle. It was verified that to receive heat the platinum sensors had its amplitudes varied, and this way it was possible to determine which the direction of the respiratory flow.

SUMÁRIO

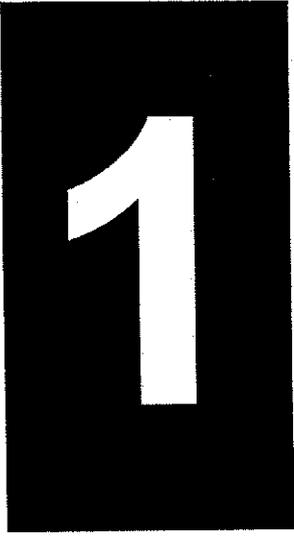
1 INTRODUÇÃO	01
1.1 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	05
2 MEDIÇÃO DO FLUXO RESPIRATÓRIO	06
2.1 SENSORES UTILIZADOS PARA MEDIÇÃO DO FLUXO RESPIRATÓRIO	09
2.2 SENSORES DIFERENCIAIS DE PRESSÃO.....	09
2.2.1 TUBO DE PITOT.....	10
2.2.2 TRANSDUTOR DE FLUXO (PNEUMOTACÓGRAFO).....	13
2.3 SENSORES DE VELOCIDADE.....	15
2.3.1 SENSORES ULTRA-SÔNICOS.....	16
2.3.2 SENSORES TÉRMICOS.....	21
2.3.2.1 MEDIDOR DE THOMAS.....	22
2.3.2.2 ANEMÔMETROS.....	23
3 ANEMÔMETRO A FIO QUENTE	26
3.1 CONFIGURAÇÃO A TEMPERATURA CONSTANTE.....	31
4 TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORCADAS (TOF)	36
4.1 SISTEMA RESPIRATÓRIO.....	41
4.1.1 FISIOLOGIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO.....	42
4.1.2 ALVÉOLO.....	42
4.1.3 MÚSCULOS RESPIRATÓRIOS	43
4.1.4 MODELAMENTO DO SISTEMA RESPIRATÓRIO.....	43
4.1.5 MECÂNICA PULMONAR.....	44
4.1.6 MODELO DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA NORMAL DURANTE A RESPIRAÇÃO EM REPOUSO.....	46

5 MATERIAIS E MÉTODOS	51
5.1 MEDIÇÃO COM SENSOR A FIO QUENTE.....	52
5.2 MEDIÇÃO DO FLUXO UTILIZANDO O SISTEMA DE MEDIÇÃO DA TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS (TOF).....	54
5.2.1 GERADOR DE PRESSÃO.....	55
5.2.2 PNEUMOTACOMETRO.....	56
5.2.3- SISTEMA R-I-C.....	57
5.3 SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS.....	61
5.4 MEDIÇÃO DO SENTIDO DO FLUXO DE AR.....	61
6 RESULTADOS OBTIDOS	64
7 CONCLUSÕES E SUGESTÕES	71
7.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	72
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	(a) – Tubo de Pitot Estáticos (Separados); (b) – Tubos de Pitot Estáticos (Combinados).....	11
Figura 2.2	Esquema de um Medidor de Fluxo Respiratório Tipo Tubo de Pitot.....	13
Figura 2.3	Transdutor de Fluxo (Pneumotacômetro).....	14
Figura 2.4	(a) – Sistema de Ultra-Som com Sensores Separados; (b) – Sistema de Ultra-Som com Sensores Combinados.....	19
Figura 2.5	Medidores de Fluxo Respiratório Utilizando Sensores Ultra-Sônicos.....	21
Figura 2.6	Medidor Térmico de Thomas.....	23
Figura 2.7	Fio Metálico Fino Suspenso em Dois Suportes (Sensor a Fio Quente)...	24
Figura 2.8	Filme Metálico Suspenso em Dois Suportes (Sensor a Filme Quente)...	24
Figura 2.9	Sensor a Termopar.....	25
Figura 3.1	Sensor Termo-Resistivo Alimentado por Corrente Elétrica e Submetido a Passagem de Fluxo.....	28
Figura 3.2	Arquitetura para Medição de Velocidade de Fluido a Temperatura Constante.....	32
Figura 4.1	Esquema de Medição da Impedância de Entrada do Sistema Respiratório.....	38
Figura 4.2	(a) Modelo RIC Série Utilizado na Análise da Impedância de Entrada do Sistema Respiratório; (b) - Modelo de Dubois Utilizado na Análise da Impedância de Transferência do Sistema Respiratório.....	40
Figura 4.3	Modelo dos Pulmões.....	45
Figura 4.4	Modelos para a Mecânica Ventilatória Normal, para Baixas Freqüências Respiratórias e Pequenas Amplitudes.....	45
Figura 5.1	Diagrama do Circuito Utilizado para o Anemômetro a Fio Quente.....	53
Figura 5.2	Diagrama do Circuito Condicionador de Sinal.....	53
Figura 5.3	Estrutura de Medição da TOF.....	55

Figura 5.4	Estrutura de Medição da TOF com o Sensor de Platina.....	60
Figura 5.5	Estrutura de Medição com os Dois Sensores de Platina e o Aquecedor.....	62
Figura 5.6	Estrutura de Medição Completa.....	63
Figura 6.1	Sinal do Fluxo Senoidal na Saída do Operacional (V0) e Sobre o Sensor (Vs).....	65
Figura 6.2	Sinais do Fluxo e Velocidade Adquiridos pela Placa de Aquisição.....	66
Figura 6.3	Sinais dos Dois Sensores de Platina Adquiridos pela Placa de Aquisição.....	67
Figura 6.4	Sinais de Fluxo e da Saída do Anemômetro sem e com o Aquecedor.....	68
Figura 6.5	Fluxo Senoidal Medido pelo Anemômetro a Fio Aquecido.....	69
Figura 6.6	Fluxo Senoidal Medido pelo Pneumotacômetro.....	70



INTRODUÇÃO

O corpo humano necessita de oxigênio (O_2) e outros nutrientes essenciais no processo de metabolismo para manter a vida. Como parte desse processo, o monóxido de carbono (CO_2) é produzido. A hemoglobina no sangue é o principal meio de transporte de O_2 até as células. O CO_2 é dissolvido no plasma sanguíneo e transportado para os pulmões, de onde será expelido para a atmosfera. Os pulmões desempenham duas funções básicas: troca de gases com a atmosfera, pelo processo da respiração e troca de gases com o sangue, pela difusão gasosa na superfície pulmonar (FEINBERG, 1986).

Os processos de entrada e de saída de gases nos pulmões e a sua difusão através da membrana alveolar são conhecidos como *função pulmonar*. Os testes que permitem a determinação de parâmetros que definem a eficiência do sistema são chamados de *testes da função pulmonar* (FEINBERG, 1986).

A avaliação da função pulmonar pode ser dividida em duas classes. A primeira está relacionada à avaliação dos aspectos puramente mecânicos do sistema respiratório que afetam o transporte de gases que entram e saem dos pulmões. A segunda diz respeito à avaliação do processo de troca de gases ou difusão nos alvéolos (FEINBERG, 1986).

Com relação à avaliação mecânica da função pulmonar existem algumas técnicas que possibilitam diagnósticos mais exatos de patologias do sistema respiratório humano. Dentre elas pode-se citar as técnicas: de espirometria, de pletismografia, de oscilações forçadas (TOF) e de oclusão. Com o auxílio de uma ou mais dessas técnicas é possível determinar os parâmetros do sistema respiratório. Um dos parâmetros mais importante na avaliação da função pulmonar é a resistência das vias aéreas respiratórias, pois, com ela determina-se o grau de obstrução que o paciente tem ao fluxo de ar que entra e sai dos seus pulmões. Essa resistência é determinada pela relação entre a variação de pressão e a variação correspondente do fluxo medido próximo à boca do paciente.

Graças à evolução da eletrônica e dos processos de medição, hoje se dispõe de numerosos sistemas capazes de realizar a medição do fluxo aéreo respiratório. Para a realização da medição do fluxo ou vazão podem ser utilizados vários métodos, tais como: método diferencial de pressão utilizando o tubo de pitot, método diferencial de pressão utilizando o pneumotacômetro, método da velocidade utilizando anemômetros, método da velocidade utilizando ultra-som, dentre outros.

O tubo de pitot consiste basicamente de um tubo que mede a velocidade de um fluido a partir da diferença das pressões de estagnação e estática. Por ser um equipamento padrão ele é bastante usado para aferir outros equipamentos. Dependendo do tipo de tubo de pitot, da disposição dos furos que são feitos no seu interior e também do sensor que é conectado ao mesmo, é possível determinar também o sentido do fluido que passa pelo mesmo.

No método de medição com ultra-som, utiliza-se um feixe de ondas mecânicas em alta frequência (acima da frequência audível), que é aplicado dentro do tubo onde está passando o fluido, dependendo da forma em que o transmissor e o receptor sejam colocados neste tubo o sinal é refletido ou não dentro do tubo e captado pelo receptor com um determinado atraso que depende da composição do fluido e da sua velocidade. Existem três métodos que são bastante utilizados para medição do fluxo, o método da diferença de tempo, o método de deflexão de sinal e o de efeito Doppler.

Pode-se utilizar também o anemômetro a fio quente para medir a velocidade do fluido. A medida da velocidade de fluidos com anemômetro a fio quente (sensor aquecido), baseia-se no princípio da equivalência elétrica em que uma variação da grandeza física a ser medida faz alterar uma grandeza elétrica (tensão ou corrente). Com isso, a partir de uma excitação elétrica no sensor, tem-se que a variação da grandeza a ser medida é equivalente à variação do valor da grandeza elétrica de excitação. Utiliza-se no caso dos anemômetros a fio quente, um fio ou uma liga de tungstênio ou platina, o sensor é aquecido por uma corrente

elétrica. O fluido, neste caso o ar, ao passar pelo sensor, retira calor do mesmo, variando assim, sua resistência, tensão ou corrente dependendo da configuração do circuito (Temperatura, Tensão ou Corrente constante).

O pneumotacômetro foi introduzido por Fleisch e Lilly e é utilizado para medição de fluxo. Ele é composto de uma malha de pequenos tubos dispostos paralelamente no seu interior na direção axial do tubo. Um transdutor é usado para estimar a diferença de pressão entre os dois lados da malha. Pode-se então estimar o valor do fluxo a partir da pressão diferencial. O pneumotacômetro consiste de um elemento resistivo ao fluxo de ar, isso se deve ao princípio de perda de carga, que faz com que haja um aumento na diferença de pressão entre os lados opostos da malha, que é proporcional ao fluxo de ar que passa pelo pneumotacômetro. O ar respirado pelo paciente pode conter partículas sólidas e líquidas que podem modificar a resistência mecânica do pneumotacômetro. Essa mudança pode causar erros no processo de medição da impedância respiratória do paciente, o que provoca, eventualmente, um erro na medição dos parâmetros do sistema respiratório, podendo causar conseqüentemente, um falso diagnóstico. Na medida do fluxo respiratório, o pneumotacômetro é o mais utilizado, mas como foi mencionado anteriormente, a medida realizada pelo mesmo pode sofrer alterações causando assim erros no diagnóstico das patologias do sistema respiratório.

O objetivo deste trabalho de dissertação foi desenvolver um sistema capaz de medir o fluxo respiratório, bem como o seu sentido, utilizando para isto o fio de platina. Como as dimensões desse tipo de sensor são pequenas, o acréscimo de resistência para o paciente por inserção do medidor é bem menor em relação ao método tradicional, que utiliza o pneumotacômetro, tornando assim, esse tipo de sensor mais imune à composição do fluido respirado.

1.1 Organização da Dissertação

Concluída nesta introdução a explanação sobre a importância da medição do fluxo respiratório e sobre o problema decorrente dessa medição, segue-se a apresentação da dissertação em mais seis capítulos.

No Capítulo 2 são apresentados os fundamentos teóricos sobre a medição do fluxo respiratório, a importância da medição, e são mostrados também os métodos e os sensores utilizados para realizar a medição do fluxo e as vantagens e desvantagens de cada um deles.

No Capítulo 3 são apresentados os fundamentos teóricos sobre o sensor a fio quente, que é o objeto de estudo, e os circuitos utilizados para medição da velocidade de fluido.

No Capítulo 4 é apresentada a teoria sobre a Técnica de Oscilações Forçadas, que é utilizada na parte experimental deste trabalho, a importância da mesma e as vantagens em relação as outras técnicas.

No Capítulo 5 são apresentados os circuitos dos anemômetros que foram desenvolvidos para a medição do fluxo respiratório, e os circuitos amplificadores que foram desenvolvidos de forma que o sinal pudesse ser adquirido pelo computador. É apresentado também o sistema utilizado na Técnica de Oscilações Forçadas que gera uma pressão senoidal e que é aplicado a um sistema R-I-C que representa a impedância mecânica do sistema respiratório.

No Capítulo 6 são apresentados todos os resultados e formas de onda adquiridas durante o desenvolvimento deste trabalho. Estão apresentadas as formas de onda do sinal senoidal captados pelo pneumotacômetro e pelos circuitos dos anemômetros sem e com um aquecedor.

No Capítulo 7 apresentam-se as discussões e conclusões da pesquisa, são mostradas as alternativas utilizadas para o desenvolvimento do sistema capaz de medir o fluxo respiratório, e são feitas sugestões para trabalhos futuros.

2

MEDICÃO DO FLUXO RESPIRATÓRIO

O interesse por melhores instrumentos, isto é, instrumentos com maior exatidão, para a caracterização da função pulmonar tem aumentado com o crescimento da incidência de doenças respiratórias. A doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), por exemplo, que inclui a bronquite crônica, o enfisema e outras formas de obstrução crônica das vias aéreas, excluindo a asma, atualmente ocupa a sexta posição entre as principais causas de mortalidade no mundo. Estima-se que em 2020 essa doença esteja entre as três primeiras causas de mortalidade no mundo (MURRAY e LOPEZ, 1997).

Observou-se em algumas pesquisas efetuadas nos Estados Unidos que, de 1979 a 1989, essas doenças e suas condições associadas apresentaram um crescimento de 69%. Estima-se que só no ano de 1988, os custos diretos com DPOC e asma nos Estados Unidos tenham sido de 10,4 bilhões de dólares. Os aumentos da população e da expectativa de vida são parcialmente responsáveis por esses índices, que projetam um número crescente de pacientes necessitados de assistência respiratória. Esses fatos ressaltam a importância do desenvolvimento de novas tecnologias visando otimizar a assistência respiratória (MURRAY e LOPEZ, 1997).

Nesse contexto, a exata determinação das propriedades mecânicas do sistema respiratório consiste em significativa contribuição. Essas propriedades são geralmente representadas por modelos simples, limitados a fornecer apenas uma representação inicial do comportamento complexo do sistema respiratório.

Desta forma o diagnóstico e o tratamento dos vários distúrbios respiratórios depende do conhecimento dos princípios fisiológicos básicos da respiração e das trocas gasosas e cada vez mais necessitam de testes que forneçam uma avaliação mais criteriosa dos distúrbios ventilatórios.

Há uma grande variedade de testes usados com a finalidade de detectar a existência de distúrbios da função respiratória. Tais testes proporcionam uma avaliação objetiva das patologias que afetam o sistema respiratório e são de

particular importância para o profissional de saúde na determinação da terapia a ser adotada.

Na realidade, esses testes usam métodos para estudar com maior profundidade o processo respiratório e têm a finalidade de detectar variações nas propriedades do sistema respiratório, o que pode ser obtido por meio da determinação de alguns parâmetros relativos ao sistema respiratório, como por exemplo: volume residual (VR), capacidade residual funcional (CRF), fluxo expiratório máximo (FEM), sensibilidade do centro respiratório (SCR), e ainda, a resistência (R), a complacência (C) e a inertância (I). Esses dados são adquiridos a partir da medida do fluxo respiratório. Neste sentido, alguns métodos e aparelhos são de particular interesse, como é o caso das Técnicas, de Pletismografia, de Espirometria, de Oscilações Forçadas (TOF) e de Interrupção também conhecida como Obstrução ou Oclusão. Esses testes fornecem as características do sistema respiratório do paciente ao médico, possibilitando assim um diagnóstico mais exato das suas patologias.

A medição do fluxo respiratório é de fundamental importância em cada uma dessas técnicas, e a realização dessa medição pode ser feita de várias formas diferentes.

Existe uma grande quantidade de sensores que podem ser utilizados para realizar a medição do fluxo respiratório. Eles são classificados de acordo com o seu modo de medir a grandeza requerida. Os sensores de fluxo mais utilizados são divididos em (ISMAIL *et alli*, 1998):

1. Sensores Diferenciais de Pressão;
2. Sensores de Velocidade;

2.1 Sensores Utilizados Para Medição do Fluxo Respiratório

Sensor é um dispositivo que converte uma grandeza física em outra, com uma relação de transformação conhecida. Para o caso específico de sensores eletrônicos, o sensor é um dispositivo que converte a grandeza sob medição (fluxo respiratório) em uma grandeza elétrica (tensão, corrente, impedância) que possa ser medida.

Os sensores podem ser passivos ou ativos. Eles são considerados ativos quando fornecem uma grandeza ativa (tensão corrente, carga elétrica) sem precisar de nenhuma fonte de excitação externa. São considerados passivos, aqueles que variam alguma característica passiva (resistência, capacitância, indutância) em função da grandeza de medição. Os sensores passivos necessitam de uma fonte de excitação externa.

Existe uma grande quantidade de sensores que podem ser utilizados para realizar a medição do fluxo respiratório, esses sensores, como mencionado anteriormente, são classificados em: sensores diferenciais de pressão e sensores de velocidade.

2.2 Sensores Diferenciais de Pressão

Os sensores diferenciais de pressão realizam a medição do fluxo a partir de uma diferença de pressão criada pela passagem do fluido por esses sensores, dentre estes tipos de sensores pode-se citar, o tubo de pitot e o transdutor de fluxo (pneumotacômetro) (ISMAIL *et alli*, 1998).

Dentre os sensores diferenciais de pressão o mais utilizado é o transdutor de fluxo (pneumotacômetro), tendo a ele acoplado um transdutor de pressão diferencial, mas como foi mencionado anteriormente o mesmo possui o problema

de modificar a sua característica mecânica com o tempo, dependendo da composição do fluxo respiratório medido.

O tubo de pitot também é bastante utilizado, mas o mesmo mede um fluxo em um determinado instante e não o fluxo total. De posse do fluxo instantâneo, realizando o devido processamento, pode-se calcular o fluxo total que está passando naquele momento. Trabalhos como o de Porszasz, Barstow e Karlman em 1994, fazem uma avaliação de um medidor de fluxo com tubo de pitot simetricamente disposto para medir fluxo de ar durante exercício, mostra a validação do uso do tubo de pitot na medição do fluxo respiratório.

2.2.1 Tubo de Pitot

O tubo de pitot é um medidor de pressão diferencial que mede a diferença entre a pressão local total ou de estagnação (pressão dinâmica + pressão estática local) e a pressão estática local, fornecendo assim a pressão dinâmica. A partir da expressão para a pressão dinâmica $p = \rho v^2 / 2$, função da densidade do fluido (ρ), pode-se determinar a velocidade do fluido no ponto medido de $v = \sqrt{2p / \rho}$ (ISMAIL *et alli*, 1998).

Como os outros aparelhos de medição de velocidade local, a vazão pode ser medida pela integração de vários valores de velocidade obtidas numa dada seção do duto.

O tubo de pitot pode ser usado, na prática, para aferir aparelhos maiores, com a vantagem de causar perdas de carga extremamente pequenas. Sua principal desvantagem é que, sendo a pressão diferencial proporcional ao quadrado da velocidade, em velocidades baixas apresentam-se pressões diferenciais bastante pequenas (ISMAIL *et alli*, 1998).

Existem vários tipos de tubos de pitot, cada um projetado para um fim específico. O aparelho pode consistir numa combinação de tomadas de pressão

estática e total numa única ponta do tubo, ou orifício isolado voltado para o fluxo alinhado na seção com uma tomada de pressão na parede do tubo (ISMAIL *et alli*, 1998).

Os tubos de pitot estáticos podem ser divididos em duas classes: (1) aqueles em que as conexões para medidas de pressão estática e de estagnação são separadas e (2) aqueles em que estas conexões são combinadas (ISMAIL *et alli*, 1998).

Tubos de pitot estáticos separados podem ser vistos na Figura 2.1.a, eles são usados para medida do perfil de velocidade no interior de tubos ou como indicadores da velocidade do ar em práticas de aeronáutica. Tais tubos são de simples construção, porém não são convenientes, mesmo no caso de passagens entre paredes paralelas, devido à necessidade de fazer as conexões no tubo e das dificuldades de obter uma pressão estática correta por uma única abertura piezométrica. Eles não podem ser usados em escoamentos curvos onde o gradiente de pressão transversal faz com que $(p_s - p_0)$ não possa ser interpretado em termos da velocidade V_0 (ISMAIL *et alli*, 1998).

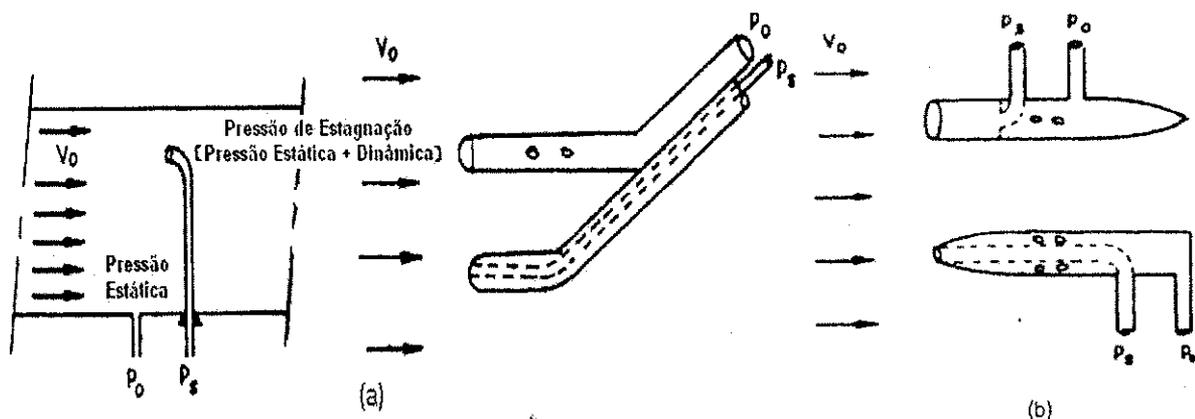


Figura 2.1: (a) – Tubo de Pitot Estáticos (Separados); (b) – Tubos de Pitot Estáticos (Combinados).

Atualmente utilizam-se os tubos de pitot estáticos combinados cuja representação pode ser observada na Figura 2.1.b, eles são usados no modo

geral ou na aeronáutica. Como pode ser visto na Figura 2.1.b, o tubo estático serve de invólucro ao tubo de pressão de estagnação, resultando num dispositivo medidor de velocidade compacto e eficiente. Ao conectar-se o dispositivo a um aparelho de medida de diferença de pressão ($p_s - p_0$), é possível determinar o valor da velocidade V_0 . Devido ao aumento da velocidade sobre o tubo, a pressão medida sobre o tubo estático é menor que a verdadeira, necessitando, assim, de um coeficiente de correção para poder obter o valor real da velocidade que passa pelo medidor (ISMAIL *et alli*, 1998).

O tubo de pitot é largamente utilizado em mecânica dos fluidos, sendo que existem diversas geometrias para os tubos. Esse instrumento apresenta uma grande vantagem: não necessita de calibração. Tomadas as devidas precauções na construção, pode-se aplicar as leis da mecânica dos fluidos (equação de Bernouli) e extrair o valor da velocidade a partir da diferença de pressão medida. Por esse fato é considerado o instrumento padrão. No entanto, possui a desvantagem de que a pressão diferencial para baixas velocidades é pequena, prejudicando a medição.

Mostra-se no trabalho: Avaliação de um medidor de fluxo tubo de pitot simetricamente disposto para medir fluxo de ar durante exercício, escrito por Porszasz, Barstow e Karlman em 1994, a validação da utilização do tubo de pitot na medição do fluxo respiratório. A representação do tubo de pitot implementado pode ser observado na Figura 2.2. Ele consiste de um tubo com 2 pequenos pares de frisos cruzados no seu interior. Esses pares de frisos possuem pequenos furos que servem para captar uma amostra do fluxo que está passando. Esses furos foram colocados em sentidos opostos de forma que fosse possível captar o sentido do fluxo que está passando pelo tubo. Com isso esse tubo de pitot é capaz de medir tanto a pressão diferencial correspondente ao fluxo como também o sentido do mesmo (PORSZASZ *et alli*, 1994).

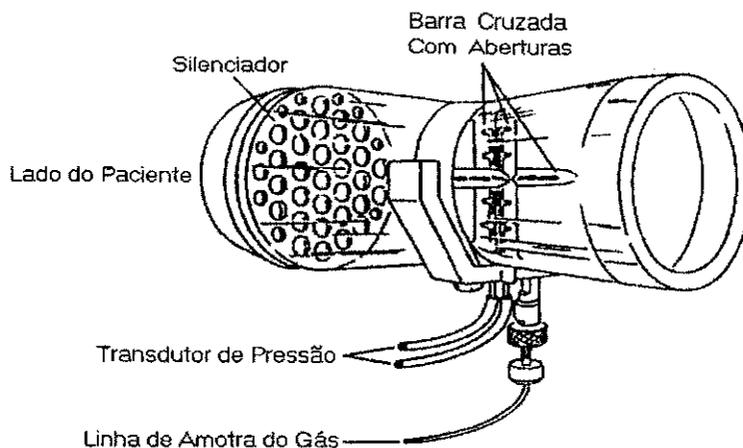


Figura 2.2: Esquema de um Medidor de Fluxo Respiratório Tipo Tubo de Pitot.

2.2.2 Transdutor de Fluxo (Pneumotacômetro)

O transdutor de fluxo, pneumotacômetro, foi criado por Fleisch em 1925; desde então, ocorreram várias modificações numa tentativa de melhorar a concepção original. Todos estes aparelhos medem a pressão criada pela respiração por meio de uma resistência muito baixa. As novas modificações ocorreram na estrutura e nos materiais usados para criar a resistência. A medida do fluxo é derivada da queda de pressão através do sistema, pela lei de Poiseuille. A resistência é criada respirando-se através de um feixe de tubos capilares de metal. Se a resistência é conhecida, constante e baixa o suficiente, de modo que o fluxo não seja limitado durante a expiração contra a resistência, haverá um pequeno, mas mensurável aumento de pressão. Durante a inspiração existirá pequena redução da pressão no lado frontal da resistência. Um transdutor diferencial de pressão é usado para medir as diferenças de pressão existentes através da resistência, e os fluxos são calculados dividindo-se essas diferenças de pressão pelo valor da resistência. O princípio do pneumotacômetro é válido para medida de fluxo laminar. A presença de fluxos turbulentos gera pressões elevadas imprevisíveis que acarreta em medidas incorretas. Instrumentos foram concebidos para minimizar a turbulência, como os adaptadores em forma de

cone. Linearizadores eletrônicos são também usados para compensar a turbulência.

O pneumotacômetro é um instrumento utilizado para medir o fluxo respiratório, ele consiste de um tubo, que contém uma malha disposta transversalmente no interior do tubo, que tem a função de aumentar a perda de carga, fazendo com que ocorra o aparecimento de uma diferença de pressão entre os dois lados da malha, esta diferença de pressão é registrada pelo transdutor de pressão que está ligado ao pneumotacômetro por meio de dois furos, um antes da malha e outro depois da malha, sendo assim, pode-se determinar o fluxo de ar que está passando pelo tubo já que a área transversal do tubo é conhecida.

Para um bom funcionamento do aparelho, é de fundamental importância se fazer uma prevenção da condensação de vapor d'água na malha, já que sabe-se que o ar expirado dos pulmões é bastante úmido, e como esta malha contém furos muito pequenos, estes furos poderão ser obstruídos por gotículas de água. Com essa obstrução as características mecânicas desse sensor variam causando assim falsas medidas e conseqüentemente falsos diagnósticos das patologias do sistema respiratório. É necessário de tempos em tempos que seja realizado uma calibração nesse sensor para verificar se suas características sofreram alguma mudança. O pneumotacômetro pode ser observado na Figura 2.3.

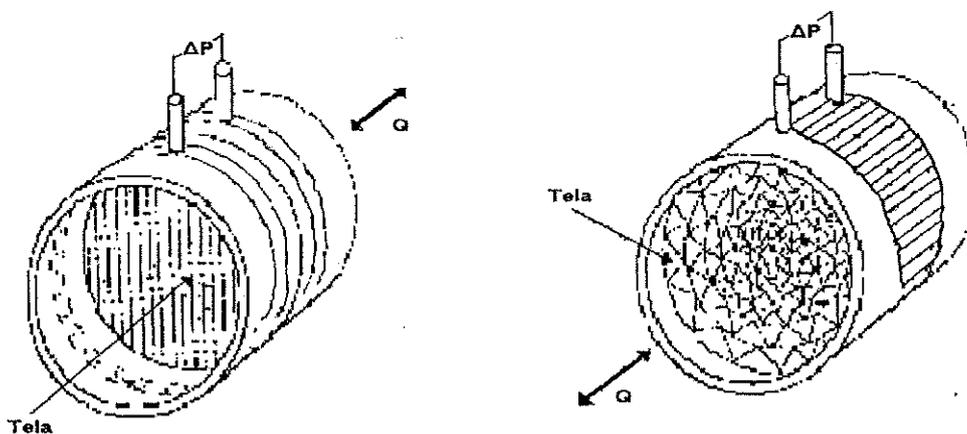


Figura 2.3: Transdutor de Fluxo (Pneumotacômetro).

A diferença de pressão (ΔP) entre os dois lados (P_A e P_B) do pneumotacômetro é medida por transdutores de pressão que são acoplados em paralelo. A medida do fluxo (Q) pode ser expressa por (MELO, 1998):

$$Q = \frac{P_A - P_B}{R} \quad (2.1)$$

Os pneumotacômetros são classificados de acordo com o tipo da resistência utilizada, e desta forma, tem-se: o tipo Fleisch, em que o elemento resistivo é representado por diversos tubos capilares em paralelo, e o tipo Silverman, em que o elemento resistivo é representado por uma tela fina. Em ambos os casos o objetivo é a formação de um fluxo laminar, relacionando pressão/fluxo linear. No entanto, há possibilidades de alteração destas resistências devido a obstrução, por gotículas d'água ou muco, alterando o valor da resistência. Para a correção deste tipo de alteração é recomendado utilizar o pneumotacômetro aquecido (MELO, 1998). Além disso, por mais que se realize este procedimento de aquecimento, há trabalhos ou publicações que mostram que há variações da resistência com a frequência nos pneumotacômetros (JACKSON e VINEGAR, 1979; BUTHER *et alli*, 1986).

Jackson e Vinegar apresentam uma técnica de medida da resposta em frequência dos transdutores de pressão, fluxo, volume e dos pneumotacômetros. Os autores expuseram que os pneumotacômetros foram influenciados pelas respostas características dos transdutores de pressão, juntamente com as conexões (JACKSON e VINEGAR, 1979).

2.3 Sensores de Velocidade

É possível realizar a medição de vazões volumétricas utilizando os sensores de velocidade, a vazão é medida a partir da multiplicação da velocidade do fluido médio medido com a área da seção de passagem do fluxo. Os sensores

mais utilizados para tal fim podem ser divididos em: sensores ultra-sônicos e sensores térmicos (ISMAIL *et alli*, 1998).

O sensor térmico, anemômetro a fio quente, pode ser utilizado para medir o fluxo respiratório. No entanto, não pode ser utilizado para medir o sentido do fluxo. Trabalhos como: Transdutor de fluxo de gases baseado no fio quente com liga níquel-titânio, escrito por Vasallo e Soria em 2000, demonstram a utilização de sensores a fio quente na medida do fluxo de gases.

Trabalhos utilizando sensores de ultra-som como: Medidores ultra-sônicos para fluxo respiratório, foram desenvolvidos por Plaut e Webster em 1980, para comprovar a utilização desses sensores na medição do fluxo respiratório.

2.3.1 Sensores Ultra-Sônicos

O princípio básico de operação do sensor ultra-sônico é o de deslocamento na frequência ou efeito Doppler de um sinal ultra-sônico refletido pelas partículas suspensas ou bolhas de gás no escoamento. Nesta técnica a onda de som muda sua frequência quando refletida pelas partículas em movimento. O som ultra-sônico é transmitido no tubo no qual o líquido escoar, e as partículas suspensas refletem a onda ultra-sônica com uma frequência um pouco diferente da frequência original. A diferença na frequência é diretamente proporcional ao fluxo do fluido (ISMAIL *et alli*, 1998).

Um sistema típico é composto de transmissor, indicador, totalizador e transdutor. O transdutor é montado no exterior do tubo e movido por oscilador de alta frequência no transmissor. O transdutor gera sinais ultra-sônicos que são transmitidos dentro do tubo por meio do líquido que está passando. O transmissor mede a diferença na frequência de alimentação e refletida e converte a diferença em pulsos eletrônicos que são processados resultando numa indicação analógica ou em sinais de tensão e corrente. Os pulsos também podem ser medidos e totalizados para grandezas proporcionais à quantidade de fluxo.

Este tipo de medidor pode ser utilizado com alta exatidão para líquidos com partículas de até 2% do volume. Para o caso de líquidos limpos com concentração menor que 25 ppm de partículas de 30 microns utiliza-se medidores que empregam o princípio de deslocamento de fase. Neste caso utiliza-se um transdutor adicional para aumentar a sensibilidade e amplificar no transmissor o sinal Doppler em relação ao sinal de ruído (ISMAIL *et alli*, 1998).

Medidores de ultra-som chamados medidores de trânsito têm os transdutores montados em cada lado do tubo. Na configuração básica as ondas de som propagando-se entre si com uma inclinação de 45° em relação à direção de passagem do fluido. A velocidade do sinal movendo-se entre os transdutores aumenta ou diminui com a direção de transmissão e a velocidade de escoamento. Uma relação do diferencial de tempo é proporcional ao escoamento e pode ser obtida transmitindo o sinal de forma alternada em ambas as direções. Uma limitação desta classe de medidores é que o líquido deve estar limpo e livre de bolhas ou partículas para minimizar o espalhamento e absorção do sinal (ISMAIL *et alli*, 1998).

Os medidores ultra-sônicos tem tido diversas aplicações em medidas de fluxo sanguíneo e medidas de fluxo de rios. Eles têm se mostrado promissores e começaram a ser aceitos para o uso industrial. Os medidores ultra-sônicos foram aceitos com grande sucesso nas aplicações em que ele sozinho pode providenciar as medidas (ISMAIL *et alli*, 1998).

Três métodos básicos fundamentam as muitas técnicas que têm sido usadas nas medidas ultra-sônicas de fluxo, o método da diferença no tempo, o método de deflexão de sinal e o método doppler.

No método da diferença de tempo as ondas sonoras são transmitidas em direção oposta e na mesma direção do fluxo, a diferença de tempo é medida.

No método de deflexão de sinal a deflexão de um sinal acústico transmitido transversalmente ao fluxo é medida.

No método doppler as ondas sonoras são projetadas ao longo do caminho do fluxo e a mudança da frequência do sinal de retorno é medida.

Os dois primeiros métodos podem ser enunciados pelo seguinte princípio: a velocidade resultante de ondas que se propagam em um fluido em movimento é o vetor soma da velocidade do fluido e a velocidade do som no fluido estacionário (ISMAIL *et alli*, 1998).

No método de diferença de tempo, a combinação da velocidade troca a magnitude da velocidade resultante, enquanto que no método de deflexão de sinal, a direção é trocada. De qualquer maneira, as técnicas empregadas e os resultados obtidos são bastante diferentes nos dois métodos que podem ser considerados distintos.

O método doppler é provavelmente o único método capaz de captar o fluxo de sangue no interior dos vasos sanguíneos com aparelhos externos. O método da diferença de tempo pelo qual a velocidade do fluxo de um rio é precisamente medida usando dois transdutores, tem muita vantagem sobre métodos envolvendo um grande número de pontos de medida (ISMAIL *et alli*, 1998).

Para medida de diferença de tempo são geralmente definidos três sistemas:

- Diferença de tempo direta (Δt)

Transmissões simultâneas de pulsos e medidas diretas do intervalo de tempo entre os pulsos recebidos.

- Diferença de fase ($\Delta \phi$)

Transmissões contínuas de ondas em diversas direções e medida de fase dos sinais recebidos.

- Diferença de frequência (Δf)

Formação de flutuações na seqüência de pulsos cuja repetição de frequência depende do respectivo tempo, com medidas da diferença na repetição da frequência.

Na literatura, a grande ênfase é geralmente dada para o circuito eletrônico usado para obter um sinal proporcional à velocidade do fluxo. A grande sensibilidade para a velocidade do fluido, contudo, é uma função apenas da configuração do transdutor relativo ao fluido. Embora o Método de Diferença de Tempo seja o mais utilizado, o Método de Deflexão de Sinal e o Método de Doppler têm sido bastante utilizados dependendo da aplicação. O Método de Deflexão de Sinal permite bons recebimentos acústicos sem grandes cortes nas paredes dos tubos, porque o sinal é transmitido perpendicularmente ao eixo do tubo e a deflexão é indicada pela variação da amplitude do sinal. O método tem a desvantagem de confiar demasiadamente nas características do transdutor. O método de Doppler pode medir a velocidade num ponto distante usando apenas um transdutor, e esta capacidade tem sido utilizada crescentemente para medir o fluxo de sangue, usando aparelhos externos ao corpo. Exemplos de Sensores Ultra-sônicos podem ser observados na Figura 2.4 (ISMAIL *et alli*, 1998).

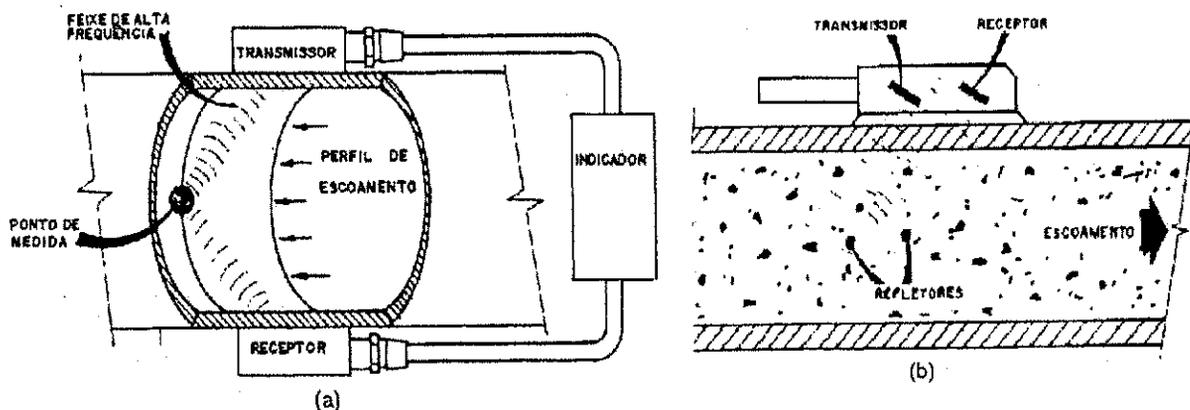


Figura 2.4: (a) – Sistema de Ultra-Som com Sensores Separados; (b) – Sistema de Ultra-Som com Sensores Combinados.

Plaut e Webster desenvolveram um trabalho em 1980, no qual eles mostram a utilização de cerâmicas piezelétricas na fabricação de sensores ultra-sônicos para realização da medição do fluxo respiratório. Os transdutores ultra-sônicos são feitos de materiais piezelétricos e ambos podem atuar como transmissores e receptores, o que pode vir a simplificar muito o desenvolvimento de algumas aplicações. As cerâmicas piezelétricas assim como zirconato titanato de bário e zirconato titanato de chumbo são bastante populares e podem ser moldados em muitas formas e polarizados em muitas direções dependendo do seu modo de operação. Cerâmicas piezelétricas possuem uma performance bem superior as piezelétricas naturais para freqüências acima de 15MHz (PLAUT *et alli*, 1980).

Uma desvantagem no uso das cerâmicas piezelétricas é que suas características são dependentes da temperatura. Elas perdem totalmente suas propriedades piezelétricas quando aquecidas acima da sua temperatura de Curie (100-150°C para o zirconato titanato de bário; 200-500°C para o zirconato titanato de chumbo) (PLAUT *et alli*, 1980).

Os medidores de fluxo ultra-sônicos são baseados no princípio que o som que viaja em um meio tem a sua velocidade aumentada ou diminuída dependendo do meio caso a distância seja fixa. Neste caso mede-se a velocidade do fluxo que está passando, para medirmos o fluxo é necessário fazer alguns cálculos matemáticos e levar em conta o meio e o fluido que esse está passando. Sensores utilizados na medida do fluxo respiratório podem ser vistos na Figura 2.5 (PLAUT *et alli*, 1980).

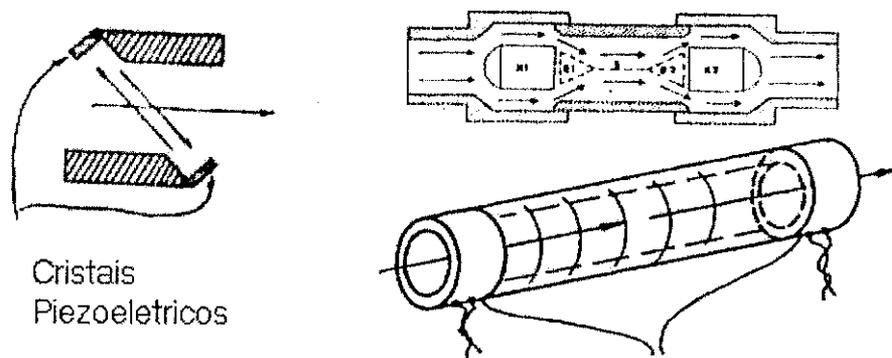


Figura 2.5: Medidores de Fluxo Respiratório Utilizando Sensores Ultra-Sônicos.

2.3.2 Sensores Térmicos

Os medidores térmicos de vazão foram desenvolvidos inicialmente para medições em gases, mas, atualmente, são disponíveis em diversas configurações, inclusive para medidas em líquidos. Pelo fato de que algumas configurações podem ser projetadas de forma a serem muito sensíveis e de resposta rápida, estas estão sendo usadas no estudo de camada limite e turbulência em gases e líquidos. Estes medidores operam sobre o princípio de que o calor absorvido pelo escoamento é proporcional ao fluxo mássico. O fluxo mássico é indicado e medido pela introdução de uma quantidade conhecida de energia térmica. De modo geral os medidores térmicos são mais baratos, mas dependem de temperatura, composição, viscosidade e outras propriedades do fluido (ISMAIL *et alli*, 1998).

Os dispositivos de medição do fluxo térmico podem ser divididos em dois grupos. O primeiro grupo, depende do efeito de fluxo sobre um corpo aquecido exposto ao fluxo. O calor pode ser fornecido da forma contínua como no caso do termômetro Katta. O segundo grupo depende da medição de fluxo da quantidade de calor adicionada a um fluxo confinado e o aumento na temperatura é medido e relacionado ao fluxo como no caso do medidor de Thomas (ISMAIL *et alli*, 1998).

2.3.2.1 Medidor de Thomas

Este medidor é geralmente usado para a medição do fluxo mássico de gases. Na sua operação um aquecedor adiciona uma pequena quantidade de calor ao fluxo. Se o calor adicionado é mantido constante, o aumento na temperatura é inversamente proporcional ao fluxo mássico de gás. Se o aumento da temperatura é mantido constante, a taxa de calor necessária para manter esta condição é proporcional ao fluxo mássico. Este medidor normalmente não é usado para medir o fluxo de líquido devido a elevada taxa de calor necessária para obter um razoável aumento de temperatura. O medidor é preciso e sensível (ISMAIL *et alli*, 1998).

Na Figura 2.6 tem-se um exemplo de um medidor de Thomas no qual o fluxo inteiro que passa por ele é aquecido. A potência necessária P , para aumentar a temperatura do fluxo por um t , é dada por:

$$P=MC_p t \quad (2.2)$$

sendo: M o fluxo mássico, C_p o calor específico e t o aumento da temperatura.

Com este princípio permite-se a medição de fluxo mássico do gás independente da pressão ou se o calor específico é constante. Quando o calor específico é expresso em unidades molares na equação 2.2, o medidor mede o fluxo em mol/s por unidade de tempo (ISMAIL *et alli*, 1998).

Varias formas do medidor de Thomas foram desenvolvidas mantendo as características gerais do medidor, mas reduzindo a potência necessária para operação. Uma versão foi desenvolvida por Lamb, no qual a parede de uma secção do duto formando o medidor é aquecida. As temperaturas da parede antes e depois a secção aquecida são medidas e o fluxo mássico é relacionado a esta diferença e também a potência utilizada no aquecimento. Existe influencias por causa da camada limite e o numero de Reynolds, mas Lamb demonstrou que

estes efeitos são pequenos no caso de escoamento de gases (ISMAIL *et alli*, 1998).

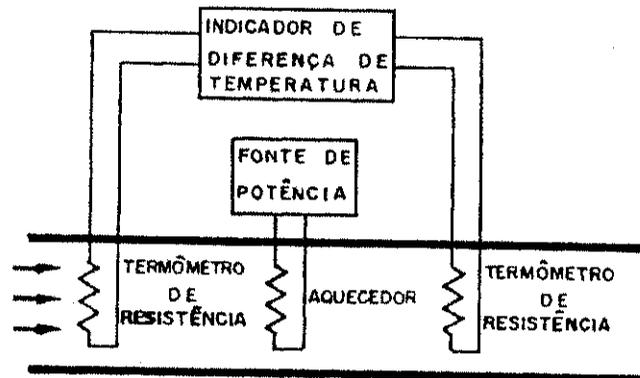


Figura 2.6: Medidor Térmico de Thomas.

2.3.2.2 Anemômetros

Além do medidor térmico de Thomas, pode-se citar o anemômetro a fio quente, anemômetro a filme quente e o anemômetro de termopar, que possuem o mesmo princípio de funcionamento e são utilizados para medida da velocidade do fluido que está passando pelo mesmo.

O anemômetro a fio quente é baseado na variação da resistência do fio com a temperatura e a variação da temperatura do fio com a velocidade do gás a ser medida. A temperatura do fio pode ser mantida constante e a corrente elétrica é medida. Alternativamente a corrente elétrica pode ser mantida constante e a resistência elétrica do fio é medida. Para altas velocidades de gás (240 m/s) a temperatura do fio deve ser em torno de 932 °C. Para velocidades baixas (menores que 3 m/s) a temperatura deve ser muito menor. Temperaturas ambientais acima da temperatura de calibração e o calor específico do ar ou gás são fatores importantes que afetam a exatidão do instrumento. A representação do sensor a fio quente pode ser observada na Figura 2.7 (ISMAIL *et alli*, 1998).

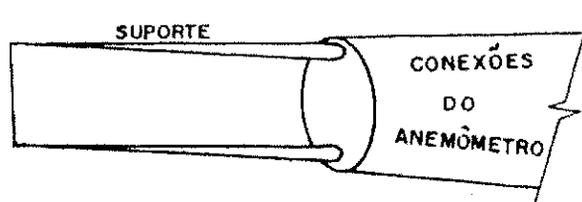


Figura 2.7: Fio Metálico Fino Suspenso em Dois Suportes (Sensor a Fio Quente).

O princípio de funcionamento do anemômetro a filme quente é similar ao fio quente. A ponta da sonda é mais rígida e conseqüentemente mais adequada para uso em líquidos. Sondas de filme quente coberta com quartzo são disponíveis, têm boa estabilidade para usos em gases fluidos condutores de eletricidade. Estas sondas especiais são disponíveis para freqüências de até 50k Hz. Isto torna estes anemômetros bastante utilizados para o estudo de turbulências. A maior desvantagem destes tipos de aparelhos é o custo dos equipamentos auxiliares para a sua utilização. A representação do sensor a filme quente pode ser observada na Figura 2.8 (ISMAIL *et alli*, 1998).

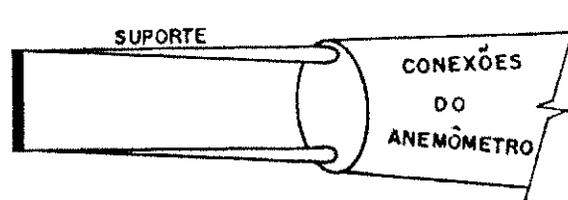


Figura 2.8: Filme Metálico Suspenso em Dois Suportes (Sensor a Filme Quente).

O anemômetro de termopar tem uma junção fria e uma junção quente. O calor fornecido à junção quente é mantido constante e a diferença da temperatura entre as duas junções é inversamente proporcional à velocidade de ar passando pelas junções. Os elementos sensores são geralmente montados em hastes para

pelos junções. Os elementos sensores são geralmente montados em hastes para permitir medidas à longa distância, evitando perturbar o escoamento. Existem vários tipos de sensores: direcionais, não direcionais e sensores para uso médico (ISMAIL *et alli*, 1998).

O medidor a termopar mede a velocidade num ponto e, portanto a taxa de fluxo é influenciada pela distribuição da velocidade. Esta distribuição não causará grandes erros se a viscosidade, densidade e diâmetro do duto são essencialmente constantes e o medidor é calibrado nas mesmas condições de uso. O instrumento deve medir o fluxo mássico com exatidão se o produto da condutividade térmica, pelo calor específico a volume constante e pela densidade for constante. Normalmente este produto é constante em uma determinada faixa de temperatura e pressão que depende de cada sensor. A representação do sensor a termopar pode ser observada na Figura 2.9.

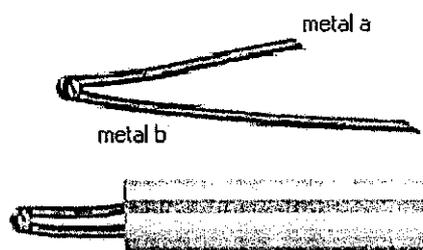


Figura 2.9: Sensor a Termopar.

3

*ANEMÔMETRO A
FIO QUENTE*

Os sensores termo-resistivos, aquecidos e mantidos a temperatura constante em circuitos que envolvem amplificadores com realimentação negativa, podem ser usados para medição de potência de microondas (LARSEN, 1976), velocidade de fluidos turbulentos (DOEBELIN, 1975) e radiação térmica (LOBO *et alli*, 1995), dentre outras aplicações. O princípio de medição utilizado por essas estruturas é o da equivalência elétrica, na qual a variação da grandeza a ser medida é substituída por uma variação de uma grandeza elétrica na forma de tensão ou corrente.

O anemômetro a fio quente vem sendo utilizado em medições de velocidades variantes de fluidos, por apresentarem pequenas constantes de tempo e uma boa resposta em frequência. A faixa de velocidade que este tipo de sensor pode medir é bastante ampla, ela pode variar de alguns cm/s até velocidades supersônicas (depende do tipo de sensor), mesmo levando em consideração que esse tipo de sensor diminui a sensibilidade com o aumento da velocidade do fluido.

A medição de velocidade de fluidos com anemômetros a sensor aquecido baseia-se no fato de que a transferência de calor entre o sensor e o fluido, no qual está imerso, depende da diferença de temperatura e da velocidade relativa entre o sensor e o fluido. Assim, para um sensor termo-resistivo, ou seja, um resistor cuja resistência elétrica R_S varia com a sua temperatura T_S , aquecido eletricamente, a potência elétrica fornecida ao sensor, no estado estacionário, se iguala à potência térmica transferida ao fluido, como pode ser demonstrado pela primeira lei da termodinâmica (FERREIRA, 2002).

No anemômetro a fio quente, o sensor utilizado é normalmente um fio metálico (platina ou tungstênio) de pequena área transversal para que apresente um tempo de resposta o menor possível e para que introduza menor influência no sistema sob medição, ou seja, o sensor não deve modificar o fluxo do fluido nem introduzir perturbações apreciáveis (por suas dimensões físicas), no escoamento do fluido.

Na figura 3.1 mostra-se uma configuração em que o sensor sofre influência da corrente elétrica e das velocidades e temperatura do fluido.

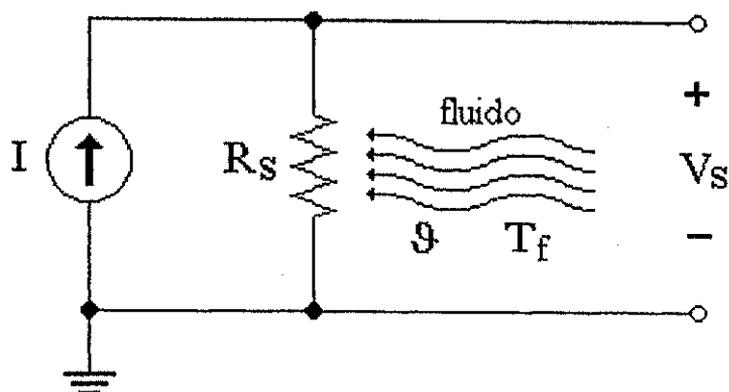


Figura 3.1: Sensor Termo-Resistivo Alimentado por Corrente Elétrica e Submetido a Passagem de Fluxo.

Considerando-se o sensor aquecido pela passagem de uma corrente elétrica I e imerso em um fluido com velocidade v e temperatura T_f (Figura 3.1), na qual a temperatura de operação do sensor T_s é maior que o Máximo valor de T_f então, devido à troca de calor entre o sensor e o fluido, há uma variação na temperatura do sensor e, conseqüentemente, de sua resistência elétrica R_s . Se a corrente I for constante, observa-se também uma variação na tensão na tensão sobre o sensor V_s , ou seja, uma variação na velocidade do fluido é refletida na tensão de saída do circuito, logo é possível relacionar a tensão V_s com a velocidade v (equação do equilíbrio termodinâmico). Contudo, a temperatura do sensor também é afetada pela temperatura do fluido, devido à variação resultante da transferência de calor. Portanto, a tensão de saída também varia com a temperatura T_f e o sinal de saída nos anemômetros a fio quente é função tanto da velocidade do fluido como da sua temperatura.

Outras propriedades do fluido ao qual o sensor está imerso (densidade, viscosidade, etc.) também afetam o sinal de saída do sistema, porem dependem principalmente das temperaturas do fluido e do sensor.

Nas configurações tradicionais de anemômetros a fio quente o sensor é submetido a uma: tensão constante (CVA – Constant Voltage Anemometer); corrente constante (CCA – Constant Current Anemometer) ou temperatura constante (CTA – Constant Temperature Anemometer). Desses três tipos, o anemômetro a fio quente a temperatura constante (CTA) é o que apresenta o menor tempo de resposta, por isso são os mais indicados para aplicações em medições de fluidos turbulentos (FERREIRA, 2002).

Outros trabalhos vêm sendo desenvolvidos de modo a mostrar a utilização dos sensores metálicos em sistemas de radiação, temperatura e velocidade de fluido (LOBO *et alli*, 1995; DEEP e LIMA, 1998; SOUZA, 2000; NETO, 1994; OLIVEIRA, 1997; FREIRE *et alli*, 1999). Por meio destes trabalhos é possível descrever o funcionamento destes sensores utilizando a primeira lei da termodinâmica, pode-se então, escrever:

$$\alpha SH + Pe = hS(T_s - T_a) + mc \frac{dT_s}{dt} \quad (3.1)$$

ou, de outra forma,

$$T_s = \frac{1}{mc} \int (\alpha SH + Pe - hS(T_s - T_a)) dt \quad (3.2)$$

com

α = coeficiente de transmissão-absorção de energia do sensor

S = área da superfície do sensor.

H = radiação incidente.

h = coeficiente de transferência de calor na superfície do sensor.

T_s = temperatura do sensor.

$T_a=T_f$ = temperatura ambiente ou do fluido.

m = massa do sensor.

c = calor específico do sensor.

αSH = energia térmica por unidade de tempo, absorvida pelo sensor, em resposta à radiação incidente.

P_e = potência elétrica aplicada ao sensor.

$hS(T_s-T_a)$ = energia perdida pelo sensor para o meio ambiente por unidade de tempo.

$mc \frac{dT_s}{dt}$ = variação da energia interna do sensor por unidade de tempo.

Para um sensor termo-resistivo metálico, a resistência elétrica pode ser descrita pela equação (3.3) (OLIVEIRA, 1997; OLIVEIRA *et alli*, 1995; SOUZA, 2000):

$$R_s = R_o + R_o \beta T_s \quad (3.3)$$

ou

$$T_s = \frac{R_s - R_o}{\beta \cdot R_o} \quad (3.4)$$

onde,

$R_s =$ Resistência do sensor à temperatura T_s ($^{\circ}\text{C}$).

$R_0 =$ Resistência do sensor a 0°C .

$\beta =$ Coeficiente Térmico da Resistência do sensor.

3.1 Configuração a Temperatura Constante

A configuração básica de um CTA é apresentada na Figura 3.2. Essa estrutura pode ser utilizada tanto para medição de temperatura ambiente, como radiação incidente e velocidade de fluido.

No circuito mostrado na Figura 3.2, um sensor termo-resistivo (normalmente um PTC – Positive Temperature Coefficient) é aquecido por uma corrente elétrica fornecida pela realimentação do circuito até que a ponte de Wheatstone estabilize, ou seja, até que a temperatura de operação do sensor atinja seu valor de regime. Considerando que os resistores R_2 e R_3 sejam fixos (invariantes com a corrente, com o tempo e com a temperatura ambiente), então a temperatura de operação do sensor T_s é determinada pelo valor do resistor R_1 . Quando o sensor aquecido é imerso em um fluido em movimento, sua temperatura tende a diminuir, havendo uma variação na tensão sobre o sensor que é percebida pelo amplificador operacional, que realimenta o circuito, aumentando a tensão na sua saída e, conseqüentemente, a corrente através do sensor aumenta de modo a manter sua resistência e sua temperatura constantes. Caso haja uma diminuição na velocidade do fluido o processo se dá de forma inversa.

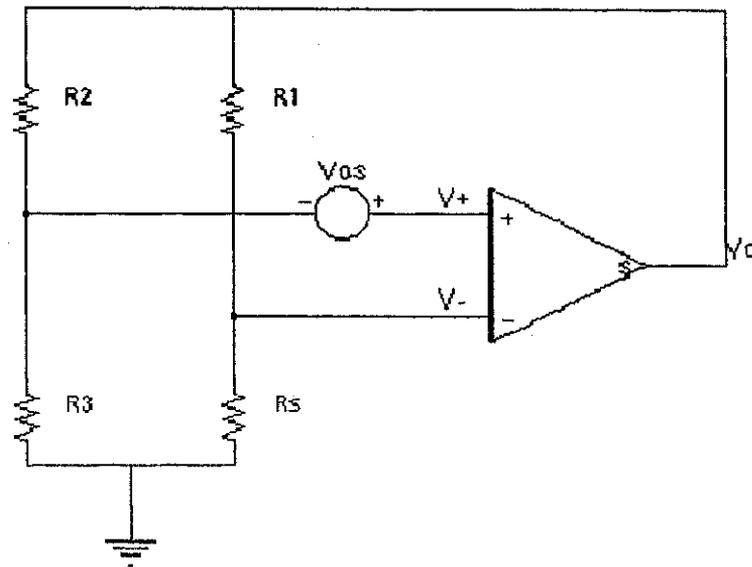


Figura 3.2: Arquitetura para Medição de Velocidade de Fluido a Temperatura Constante (SILVA e FREIRE, 2000).

De acordo com o esquema da Figura 3.2 é possível escrever:

$$V^+ = \frac{R_3}{R_2 + R_3} V_0 + V_{os} \quad (3.5)$$

$$V^- = V_s = \frac{R_s}{R_1 + R_s} V_0 \quad (3.6)$$

ou

$$R_s = \frac{R_1 V_s}{V_0 - V_s} \quad (3.7)$$

$$V_0 = (V^+ - V^-) \times A \quad (3.8)$$

Substituindo as equações 3.5 e 3.6 na 3.8 obtém-se:

$$V_o = \frac{AV_{os}}{1 + \frac{AR_s}{R_1 + R_2} - \frac{AR_3}{R_2 + R_3}} \quad (3.9)$$

Para o caso, a utilização do sensor em sistemas de medição de velocidade de fluido, considerando radiação incidente nula e temperatura ambiente do fluido constante, na condição de equilíbrio estático a Eq. 3.1 pode ser reduzida a:

$$Pe = hS(T_s - T_f) \quad (3.10)$$

Na Eq. 3.8, o parâmetro h é definido por (OLIVEIRA *et alli*, 1995):

$$h = a + b(v)^n \quad (3.11)$$

na qual a , b e n são constantes determinadas experimentalmente e v representa a velocidade do fluido (OLIVEIRA *et alli*, 1995).

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

$$P_e = \frac{V_s^2}{R_s} \quad (3.12)$$

Substituindo-se (3.7) em (3.12) obtém-se:

$$P_e = \frac{V_s(V_o - V_s)}{R_1} \quad (3.13)$$

Com a substituição de (3.7) em (3.4) obtém-se:

$$T_s = \frac{1}{\beta} \left[\frac{R_1 V_s}{R_o (V_o - V_s)} - 1 \right] \quad (3.14)$$

Substituindo (3.12) em (3.10), obtém-se:

$$V_s^2 = R_s h S (T_s - T_f) \quad (3.15)$$

Verifica-se, portanto, que em um 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 (3.10) e (3.11) permite determinar uma expressão para a velocidade, dada por:

$$v = \left\{ \frac{1}{b} \left[\frac{P_e}{S(T_s - T_f)} - a \right] \right\}^{1/n} \quad (3.16)$$

Como P_e e T_s dependem apenas de V_O e V_S , como mostrado nas equações (3.13) e (3.14), 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 seção do duto por onde passa o fluido respiratório (S_F), pode-se determinar o fluxo (Q) (SUKI *et alli*, 1995):

$$Q = v.S_F \quad (3.17)$$

É importante verificar que, no que diz respeito à medida de temperatura utilizando o circuito mostrado na Figura 3.2 não são levados em consideração alguns outros fatores que podem vir a causar erros no funcionamento deste circuito. Não está sendo levado em consideração que a tensão de desvio do amplificador operacional não se mantém constante durante toda a utilização do circuito na medida da velocidade do fluido, a mesma varia com o tempo de acordo com a variação da temperatura. Trabalhos mostram que de acordo com a variação desta tensão de desvio do amplificador operacional, a tensão de saída do amplificador operacional para uma determinada temperatura varia (FREIRE *et alli*, 1999).

4

TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS (TOF)

A aplicação do método de oscilações forçadas ao estudo das propriedades mecânicas do sistema respiratório foi proposta por Dubois e Colls, em 1956 (DUBOIS *et alij*, 1956). Este método permite estudar o comportamento mecânico do sistema respiratório numa larga faixa de frequências e, a partir de modelos, estudar as características pouco perceptíveis à frequência respiratória espontânea, (caso da compressibilidade do gás alveolar, não homogeneidade mecânica, que é caracterizada pela distribuição não uniforme do fluxo por todo sistema respiratório, etc.) (PESLIN, 1986). Comparada com técnicas, 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 não necessita das condições acima especificadas, uma vez que as medidas são realizadas durante a respiração espontânea, praticamente não necessitando de cooperação por parte do indivíduo durante as medidas.

O método consiste na aplicação de variações de pressões senoidais ao sistema respiratório através de um gerador externo. Estas variações de pressões induzem variações de fluxo gasoso com amplitude e fase dependentes das propriedades mecânicas do sistema respiratório. A relação entre a pressão aplicada e o fluxo permite calcular a impedância mecânica do sistema respiratório dada pelo seu módulo, que é determinado pela relação entre as amplitudes da pressão e do fluxo e pelo ângulo que representa a defasagem entre a pressão e o fluxo. Outra maneira de representar a impedância é através de duas componentes: uma chamada de parte real (R_e) ou resistência (R) e a outra chamada de parte imaginária (I_m) ou reatância (X). A parte real da impedância corresponde à componente em fase com o fluxo, sendo determinada pelo produto do módulo da impedância pelo co-seno do ângulo ϕ . A parte imaginária corresponde à componente em defasagem em relação ao fluxo, sendo determinada pelo produto do módulo da impedância pelo seno do ângulo ϕ . Estas componentes são funções da frequência e da pressão aplicada. As relações matemáticas são dadas por:

$$Z_{rs}(f) = R_e(f) + jI_m(f) \quad (4.1)$$

$$R_e(f) = |Z_{rs}| \cos \varphi \quad (4.2)$$

$$I_m(f) = |Z_{rs}| \sin \varphi \quad (4.3)$$

O módulo da impedância pode também ser determinado a partir das componentes R_e e I_m da forma seguinte:

$$|Z_{rs}| = \sqrt{R_e^2 + I_m^2} \quad (4.4)$$

Conforme o ponto onde as variações de pressões são aplicadas e onde as medidas são realizadas, ver Fig. (4.1), a impedância é classificada em:

- Impedância de entrada (Z_{in}), que é obtida através da aplicação de variações de pressões no orifício das vias aéreas superiores (boca) e as medidas de pressão e fluxo são efetuadas no mesmo nível.
- Impedância de transferência (Z_{tr}), que é obtida através da aplicação de variações de pressões em torno do tórax, e as medidas de fluxo são efetuadas na boca.

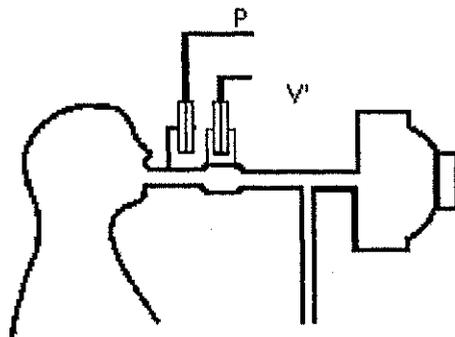


Figura 4.1: Esquema de Medição da Impedância de Entrada do Sistema Respiratório.

A interpretação das medições da impedância mecânica é efetuada através de modelos cujas equações descrevem o comportamento do sistema e possibilitam a determinação dos coeficientes representando certas propriedades (SILVA, 1992). Geralmente os modelos utilizados pelos estudiosos de mecânica ventilatória são apresentados sob forma de analogias elétricas. A tabela 4.1 abaixo mostra as analogias entre as grandezas elétricas e mecânicas utilizadas.

Tabela 4.1: Equivalência entre modelos elétricos e parâmetros da mecânica ventilatória.

Elétrico	Mecânico
Tensão	Pressão
Corrente	Fluxo
Resistência	Resistência
Capacitância	Complacência
Indutância	Inertância

Geralmente o modelo de interpretação da impedância de entrada para indivíduos normais é o modelo RIC série, Fig. (4.2a). Neste caso, o gás intrapulmonar está mecanicamente em paralelo com os tecidos e praticamente não influi no valor de Z_{in} . Este modelo permite determinar a resistência toraco-pulmonar, $R_{rs} = R_{aw} + R_{lt} + R_w$, Inertância toraco-pulmonar, $I_{rs} = I_{aw} + I_w$, e complacência toraco-pulmonar $C_{rs} = C_t \cdot C_w / (C_t + C_w)$, a partir de medidas efetuadas em diferentes frequências.

Para a impedância de transferência o modelo usual é o modelo de Dubois (DUBOIS *et alli*, 1989) Fig. (4.2b), onde o gás intrapulmonar está mecanicamente em paralelo com as vias aéreas. Neste caso, temos as vias aéreas representadas pela resistência ao fluxo (R_{aw}) e inertância do gás (I_{aw}). Os tecidos são representados pela sua resistência ($R_t = R_{lt} + R_w$), inertância ($I_t = I_w$) e complacência (C_t). O gás intrapulmonar é representado pela sua complacência

C_g . Conhecendo-se o volume de gás intratorácico (C_g), pode-se determinar os outros cinco coeficientes (R_{aw} , I_{aw} , R_t , I_t , C_t) e avaliar separadamente as propriedades dos tecidos e das vias aéreas (PESLIN *et alli*, 1975).

Os índices dos parâmetros acima representam: aw - vias aéreas, t - tecido pulmonar, w - parede torácica, l - pulmão.

Outro parâmetro importante neste método é a frequência de ressonância, f_n , que corresponde a frequência para a qual a reatância é nula.

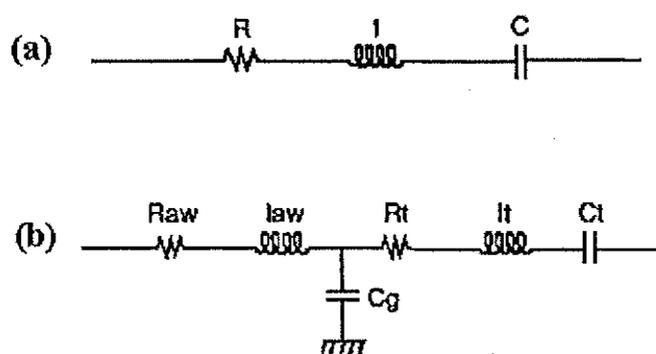


Figura 4.2: (a) Modelo RIC Série Utilizado na Análise da Impedância de Entrada do Sistema Respiratório; (b) - Modelo de Dubois Utilizado na Análise da Impedância de Transferência do Sistema Respiratório.

Estes modelos são baseados em um certo número de hipóteses que são aceitas como verdadeiras para o indivíduo normal, como por exemplo, a homogeneidade toracopulmonar.

Pela análise acima e tendo em vista os resultados obtidos em trabalhos que tratam da impedância de transferência, bem como outros que fazem uma comparação com a impedância de entrada (SILVA *et alli*, 1990), pode-se observar que a impedância de transferência permite determinar os parâmetros representando os tecidos, fornecendo assim informações mais completas que a impedância de entrada. Contudo, tem sido a impedância de entrada a mais utilizada em caráter de diagnóstico da função pulmonar, devido a facilidade da implementação física.

Em se comparando valores da impedância de entrada de um indivíduo obstrutivo em relação ao indivíduo normal observa-se que:

- Para o indivíduo obstrutivo a parte real da impedância apresenta valores significativamente mais elevados;
- A parte real da impedância diminui com a frequência para os indivíduos obstrutivos;
- A parte imaginária da impedância aumenta com o aumento da frequência, tanto para o indivíduo normal como para indivíduo obstrutivo;
- A parte imaginária apresenta valores absolutos inferiores para o indivíduo obstrutivo;
- A frequência de ressonância é mais elevada para o indivíduo obstrutivo.

Diante deste fato, diversos trabalhos (SILVA *et alli*, 1990, LORINO *et alli*, 1989) têm sido publicados mostrando que a análise da impedância de entrada para um indivíduo apresentando patologias necessita de modelos mais complexos que o modelo RIC série.

4.1. Sistema Respiratório

Como bem sabemos, o corpo humano necessita de Oxigênio (O_2) para sobreviver, a entrada de Oxigênio é realizada pelos pulmões. A principal função dos pulmões é oxigenar o sangue e eliminar o dióxido de carbono de uma forma controlada. Durante a inspiração ar novo entra no trato respiratório, sendo umidificado, aquecido à temperatura do corpo juntando-se aos gases anteriormente presentes na traquéia e nos brônquios. Esta composição mistura-se ainda com os gases nos alvéolos, onde ocorrem trocas com o sangue. O Oxigênio

difunde-se do alvéolo para o sangue pulmonar, enquanto o dióxido de carbono difunde-se no sentido inverso.

4.1.1. Fisiologia do Sistema Respiratório

O ar inspirado pelas cavidades oral e nasal atravessa a faringe, percorre a abertura glotal e entra na traquéia. A condução de ar inicia na laringe, na entrada da traquéia, que é um tubo fibromuscular com 10 a 12 cm de comprimento e 1,4 a 2,0 cm de diâmetro. Na carina, a traquéia termina dividindo-se nos brônquios esquerdo e direito. Fibras musculares, capazes de controlar o diâmetro das vias aéreas, são incorporadas nas paredes dos brônquios. Músculo liso está presente nos bronquíolos respiratórios e dutos alveolares, mas ausente no último duto alveolar, que termina em vários alvéolos. A parede alveolar é compartilhada por outros alvéolos e é composta de células epiteliais escamosas altamente flexíveis e de grande capacidade de colapso.

O movimento de gases nas vias aéreas respiratórias ocorre, principalmente, por fluxo de volume (convecção), através da boca ou nariz, até a quinta geração. Após a quinta geração, a difusão de gás é relativamente mais importante. Com a baixa velocidade dos gases, as dimensões onde ocorre a difusão (espaço alveolar) devem ser pequenas, de modo a permitir uma adequada liberação de oxigênio nas paredes alveolares. Quanto menores os alvéolos mais eficientes será a transferência de gases.

4.1.2. Alvéolo

Os alvéolos são estruturas nas quais os gases se difundem entrando ou saindo do corpo. Para assegurar uma troca eficiente de gases, as paredes alveolares são extremamente finas. Por exemplo, a espessura total do tecido,

entre a parte interna da parede alveolar e o plasma sanguíneo, é cerca de $0,4 \times 10^{-6}$ m. Conclui-se que a principal barreira à difusão não é a membrana alveolar.

A difusão molecular dentro do volume alveolar é responsável pela mistura dos gases presentes. Face às pequenas dimensões alveolares, a mistura completa ocorre, provavelmente, em menos de 10 ms, rápido o bastante para que o tempo de mistura alveolar não limite a troca gasosa com o corpo.

4.1.3. Músculos Respiratórios

Os pulmões são inflados devido à expansão rítmica da parede do tórax. A ação é indireta, pois nenhum músculo atua diretamente nos pulmões. O diafragma, massa muscular que contribui com cerca de 75% da expansão da cavidade torácica, move-se para baixo, como um pistão, quando se contrai. Os músculos intercostais externos são posicionados entre as costelas e ajudam a inspiração, movendo as costelas para cima e para frente, provocando um aumento no volume da cavidade torácica.

O ciclo de respiração normal em humanos é realizado pela contração ativa dos músculos inspiratórios, que aumentam o volume do tórax. Isso provoca uma diminuição das pressões intratorácica e intrapleural, aumentando o volume alveolar e as dimensões dos brônquios, expandindo o gás alveolar, levando a uma diminuição da pressão abaixo da pressão atmosférica. Como resultado, o ar na atmosfera flui facilmente pela boca, nariz e traquéia.

4.1.4. Modelamento do Sistema Respiratório

As variáveis respiratórias que devem ser consideradas dependem do tipo de comportamento e do modelo adotado para o sistema sob estudo. Por tratar-se de sistema respiratório de seres humanos, as medidas devem ser realizadas de

forma não invasiva, de modo a causar o mínimo de desconforto ao paciente e ser clinicamente aplicável. Isso limita o número e os tipos de medidas que podem ser feitas, levando ao uso de modelos com parâmetros concentrados (WEBSTER, 1992).

Para efeito de discussão, as funções respiratórias são divididas em duas categorias:

Transporte de gás nos pulmões, incluindo as vias aéreas extrapulmonares e a capilaridade pulmonar. Nessa abordagem trata-se, principalmente, das mudanças de concentração e fluxo das várias espécies de gases existentes no sistema respiratório.

Mecânica dos pulmões e parede do tórax. Nesta abordagem trata-se das relações entre pressão, volume e taxas de mudanças desses volumes.

4.1.5. Mecânica Pulmonar

O sistema respiratório exhibe propriedades de resistência, complacência e inertância, análogos às propriedades elétricas de resistência, capacitância e indutância, respectivamente. A inertância é considerada, clinicamente, de menor importância.

O pulmão, quando dilatado, atua como um balão que tende a expulsar o ar interno e a retornar ao seu tamanho normal (em repouso). A complacência pulmonar diminui nos extremos do processo de respiração.

O comportamento mecânico do sistema respiratório pode ser modelado como uma combinação de elementos pneumáticos e mecânicos, como mostrado na Fig. (4.3). Consiste de um vaso deformável de pressão, feito de material que

apresenta comportamento elástico e plástico, e uma via aérea que tem resistência variável ao fluxo convectivo.

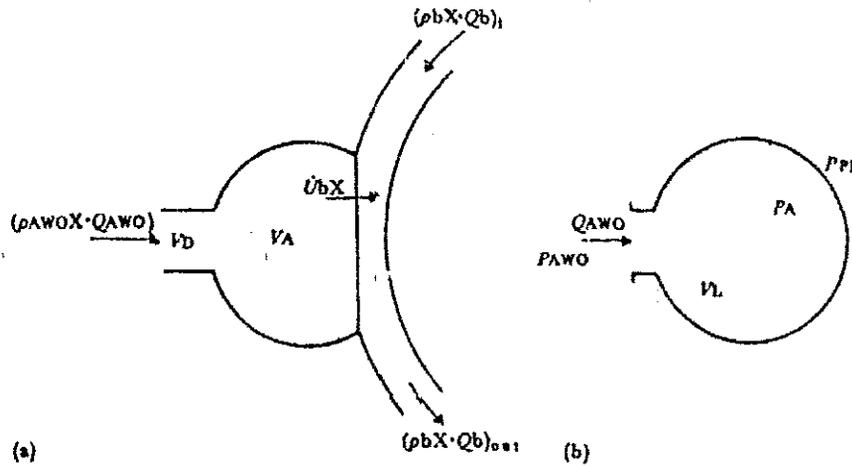


Figura 4.3: Modelo dos Pulmões.

Um vaso adicional pode ser utilizado para representar a parede do tórax em torno do pulmão, conforme mostrado na Fig. (4.4a). A parede do tórax inclui todas as estruturas extrapulmonares, tais como: costelas, músculos respiratórios e conteúdo abdominal, que podem sofrer movimentos em decorrência da respiração. O espaço entre a unidade pulmonar e a parede do tórax representa o espaço interpleural preenchido por um líquido.

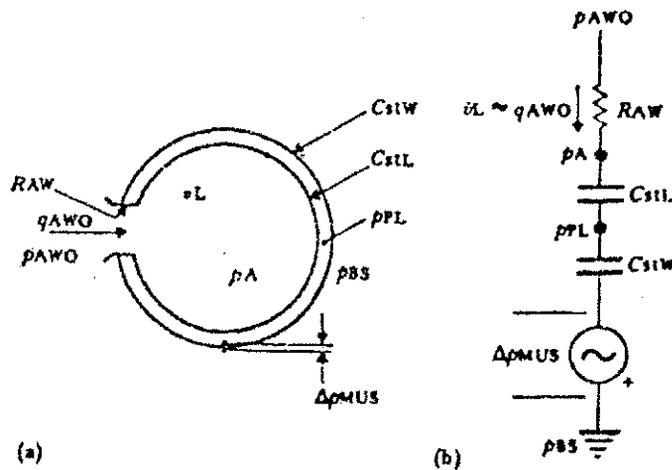


Figura 4.4: Modelos para a Mecânica Ventilatória Normal, para Baixas Freqüências Respiratórias e Pequenas Amplitudes.

4.1.6. Modelo da Mecânica Respiratória Normal Durante a Respiração em Repouso.

Quando o fluxo, mudanças de volume, ou suas respectivas derivadas no tempo são grandes, as equações que descrevem o comportamento mecânico do sistema respiratório são essencialmente não-lineares. Porém para pequenos valores de fluxo e mudanças de volume, como na respiração tranqüila (em repouso), o sistema respiratório pode, convenientemente, ser descrito como um sistema linear.

De modo a facilitar a escrita das equações linearizadas, neste texto será usada a seguinte convenção: letras minúsculas indicarão pequenas mudanças no valor da variável correspondente, em torno de um ponto de operação ou nível de referência. Desta forma, $y = Y - \hat{Y}$, indica uma pequena variação da grandeza Y , em torno de um valor de referência \hat{Y} . Um Δ indicará diferença entre dois pontos. Por exemplo, em $\Delta Y = Y_i - Y_j$, i e j indicam posições diferentes.

Desta forma a mudança na diferença de pressão através dos pulmões (diferença de pressão transpulmonar) pode ser escrita como:

$$(P_{AWO} - P_{PL}) - (\hat{P}_{AWO} - \hat{P}_{PL}) = \Delta P_L - \Delta \hat{P}_L = \Delta p_L \quad (4.5)$$

De acordo com a Fig. (4.4a), e considerando que o alvéolo e a parede do tórax exibem, predominantemente, comportamento elástico, durante respirações normais, em repouso, na atmosfera, é possível escrever o seguinte conjunto de equações lineares:

$$P_{AWO} - P_A = R_{AW} \cdot q_{AWO} \quad (4.6a)$$

$$P_A - P_{PL} = \frac{1}{C_{STL}} v_L \quad (4.6b)$$

$$\Delta P_{MUS} + (P_{PL} - P_{BS}) = \frac{1}{C_{STW}} v_L \quad (4.6c)$$

Onde letras minúsculas são usadas para representar variações nas seguintes variáveis, com relação a um ponto de operação.

P_{AWO} -pressão hidrostática na via aérea aberta.

P_A -pressão dentro dos pulmões (pressão alveolar)

P_{PL} -força média por unidade de área atuando na superfície pleural (pressão interpleural)

ΔP_{MUS} -força média por unidade de área na parede do tórax

P_{BS} -pressão hidrostática atuando na superfície do corpo.

Q_{AWO} -Fluxo de volume de gás nas vias aéreas abertas.

V_L -volume de gás no sistema (totalmente dentro dos pulmões e vias aéreas)

Nas equações (4.6) três propriedades mecânicas foram incluídas: Resistência Aérea R_{AW} , complacência estática pulmonar C_{STL} e complacência estática da parede do tórax C_{STW} .

A resistência ao fluxo de um gás através de um condutor é a razão entre a variação da queda de pressão ao longo do condutor e a correspondente variação de fluxo, sem variação no volume, como pode ser observado na Eq. 4.7.

$$R \equiv \frac{\partial(\Delta P)}{\partial Q} \quad (4.7)$$

Resistência pode ser medida nas vias aéreas, no tecido pulmonar, e no tecido da parede do tórax. Resistência de exalação das vias aéreas é usualmente, maior que sua resistência de inalação. A resistência de inalação das vias aéreas é pouco dependente do volume dos pulmões, enquanto a resistência de exalação é fortemente dependente do volume dos pulmões.

A complacência estática de uma estrutura é a razão entre a variação no seu volume e a diferença de pressão correspondente, com todos os fluxos e derivadas de volume iguais a zero.

$$C_{ST} \equiv \frac{\partial V}{\partial(\Delta P)} \quad (4.8)$$

Em (4.7) e (4.8) ΔP é a diferença de pressão através do sistema sob estudo. Assim, para a via aérea:

$$R_{AW} = \frac{\partial(P_{AW} - P_A)}{\partial Q_{AWO}} \quad (4.9)$$

C_{ST} pode ser avaliada somente quando o sistema está em equilíbrio estático, isto é, quando todos os fluxos e taxas de variação de volume e pressão são zero. Nessa situação $P_{AWO} - P_A = 0$, portanto, $(P_A - P_{PL})$ pode ser medido como

($P_{AWO}-P_{PL}$). Desta forma, a complacência estática pulmonar pode ser escrita como:

$$C_{STL} = \frac{V_L(t_2) - V_L(t_1)}{\Delta P_L(t_2) - \Delta P_L(t_1)} \quad (4.10)$$

onde,

$$\Delta P_L = (P_{AWO} - P_{PL}) \quad (4.11)$$

é a diferença de pressão transpulmonar, e t_2 e t_1 são dois instantes de tempo onde o sistema está sem movimento.

Dada a impossibilidade de se medir, diretamente, a diferença de pressão do músculo, ΔP_{MUS} , a complacência estática da parede do tórax pode ser avaliada somente quando $\Delta P_{MUS}=0$. Isso ocorre, por definição, quando os músculos respiratórios estão completamente relaxados. Definindo a diferença de pressão através da parede do tórax como:

$$\Delta P_W = P_{PL} - P_{BS} \quad (4.12)$$

obtem-se a complacência estática da parede do tórax como:

$$C_{STW} = \frac{V_L(t_4) - V_L(t_3)}{\Delta P_W(t_4) - \Delta P_W(t_3)} \quad (4.13)$$

onde t_3 e t_4 são instantes nos quais o sistema é estático e os músculos respiratórios estão completamente relaxados.

Quando os pulmões mudam de volume, perdendo ou recebendo gás, através das vias aéreas abertas, o gás no seu interior é, transitoriamente, comprimido ou expandido. Durante rápidas mudanças no volume isso pode produzir uma desigualdade entre as taxas instantâneas de mudança de volume \dot{V}_L e o fluxo de volume de gás na boca Q_{AWO} . Considerando que durante a respiração normal $\dot{V}_L \cong Q_{AWO}$, as equações (4.6a) e (4.6b) podem ser combinadas e escritas como:

$$P_{AWO} - P_{PL} = \frac{1}{C_{STL}} v_L + R_{AW} \dot{V}_L \quad (4.14)$$

que juntamente com (4.6c) descrevem a Fig. (4.4a), e podem ser representadas pelo circuito equivalente na Fig. (4.4b).



*MATERIAIS E
MÉTODOS*

Toda metodologia e medição realizadas para obtenção dos resultados deste trabalho foram desenvolvidos no Laboratório de Mecânica Computacional (LABMEC – UFPB) e no Laboratório de Instrumentação e Metrologia Científica (LIMC – UFCG), e apresentam-se da seguinte forma: (1) Desenvolvimento do sensor a fio quente; (2) Medição do fluxo utilizando o sistema de medição da Técnica de Oscilações Forçadas (TOF); (3) Desenvolvimento do sistema capaz de medir o sentido do fluxo;

5.1 Medição com Sensor a Fio Quente

O anemômetro a fio quente é constituído por um fio de platina que é soldado em dois terminais (como observado na Figura 2.7), esse fio de platina varia a sua resistência de acordo com a variação da sua temperatura, que por sua vez varia com a velocidade do ar que está passando pelo sensor. Os sensores termos-resistivos usados nos testes experimentais foram construídos com fio de platina de 10 μm de diâmetro e 2,74 mm de comprimento, e seus parâmetros foram obtidos experimentalmente, tendo os seguintes valores: $R_0 = 6.8041 \Omega$, $\beta = 0.00172 \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$, $a = 1375 \text{ W/m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$, $b = 0.00172 \text{ W/m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$, $n = 0.5$ e $S = 89.17 \times 10^{-9} \text{ m}^2$. Para montagem do sensor foram utilizados terminais de soquete de CI's, foram utilizados sensores com resistências de 6,5 Ω e 7,5 Ω , e verificou-se que os sensores com resistências próximas de 6,5 Ω são mais sensíveis às variações de velocidade do fluxo. Após a montagem dos sensores foi realizada a montagem do circuito do anemômetro que pode ser observado na Figura 5.1. O circuito foi ajustado de forma que tivesse uma tensão de desvio de 2,5 mV na sua saída.

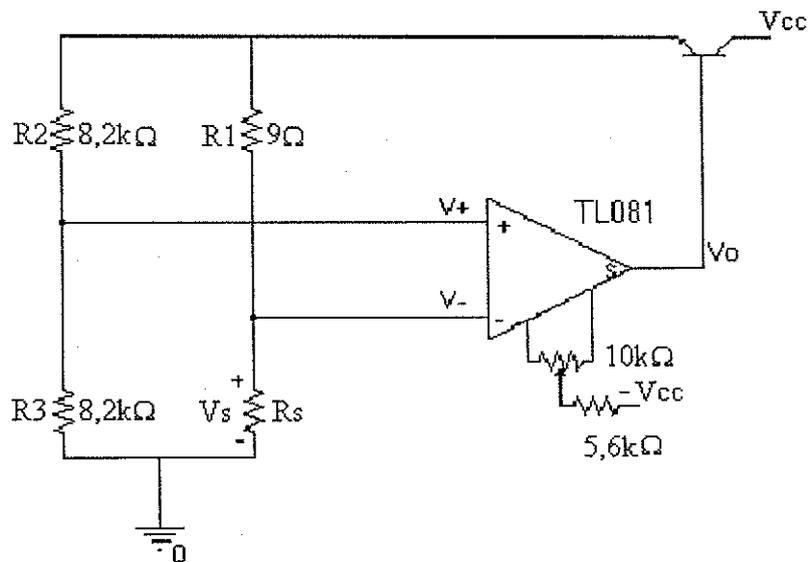


Figura 5.1: Diagrama do Circuito Utilizado para o Anemômetro a Fio Quente.

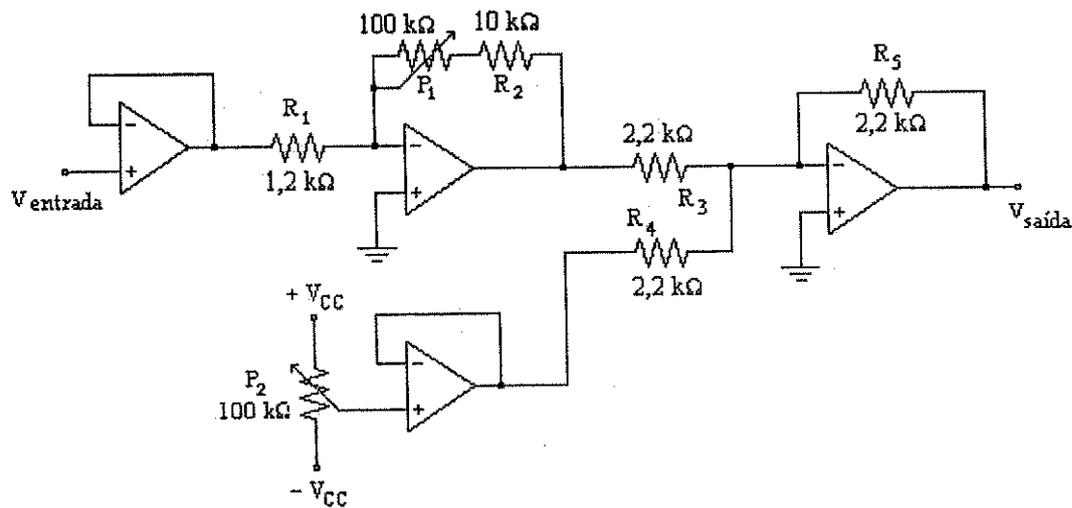


Figura 5.2: Diagrama do Circuito Condicionador de Sinal;

De modo a melhorar os sinais de V_S e de V_0 do anemômetro para que os mesmos fossem captado pela placa de aquisição do computador, foi necessário a implementação de quatro circuitos condicionadores de sinais, estes circuitos consistem de amplificadores com ajuste da tensão de desvio, os sinais de V_S e V_0 de cada um dos anemômetros eram aplicados em $V_{entrada}$ e a saída $V_{saída}$ era aplicada na placa de aquisição, o diagrama do circuito utilizado pode ser observado na Figura 5.2.

5.2 Medição do Fluxo Utilizando o Sistema de Medição da Técnica de Oscilações Forçadas (TOF)

O sistema de medição da Técnica de Oscilações Forçadas, utilizada para medição da impedância respiratória é constituída de:

1. Microcomputador;
2. Gerador de sinais Senoidais;
3. Amplificador de Potência;
4. Gerador de Pressão (alto-falante);
5. Pneumotacômetro;
6. Sistema R – I – C;

Todo o sistema utilizado na Técnica de Oscilações Forçadas para medição do fluxo respiratório está apresentado na Figura 5.3.

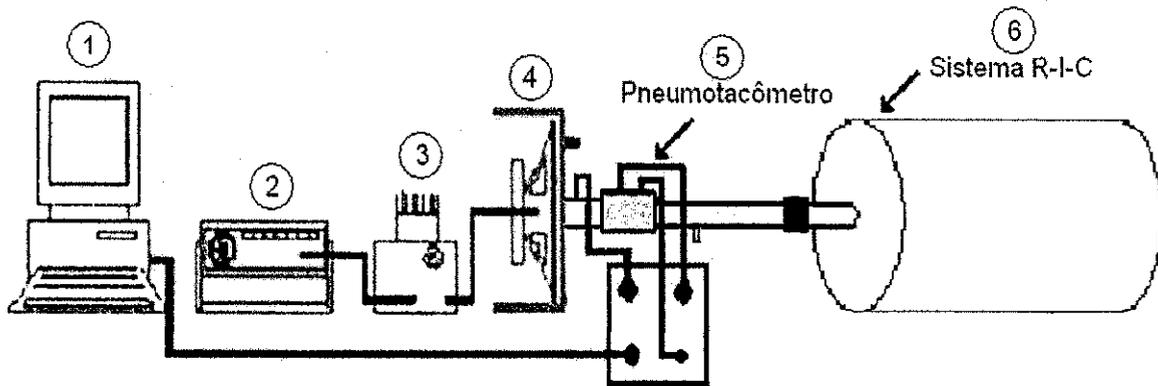


Figura 5.3: Estrutura de Medição da TOF (Silva Júnior, 2003).

5.2.1 Gerador de Pressão

O gerador de pressão é constituído de um alto-falante de 100 W e uma resistência de 8Ω . Este alto-falante possui a sua parte anterior selada com acrílico, tendo um pequeno orifício para conexão do pneumotacômetro. A parte posterior do alto-falante se encontra aberta.

No gerador de pressão são aplicados sinais senoidais por meio de um amplificador, constituído pelo circuito integrado PA51A. Os sinais senoidais são oriundos de um gerador de funções (TEKTRONICS, modelo CFG280, 11 MHz).

A faixa de frequência trabalhada foi de 2 a 40 Hz e o nível de tensão aplicado foi de 8 V o que faz com que esse gerador de pressão gere uma pressão de até $2 \text{ cmH}_2\text{O}$, que é uma pressão que quando aplicada a boca do paciente não causa incomodo no momento da respiração.

Na análise dos níveis de tensões foi utilizado um osciloscópio digital da marca KIKUSUI, modelo COR5501U, 100 MHz.

5.2.2 Pneumotacômetro

O pneumotacômetro utilizado é do tipo Fleisch n.º 2, ele mede um fluxo laminar de até 2 l/s. Sua principal função é a medida da vazão volumétrica de um fluxo. Este pneumotacômetro possui uma resistência interna (R) disposta paralelamente no caminho percorrido pelo fluxo de ar.

A diferença de pressão (ΔP) entre os dois lados (P_A e P_B) do pneumotacômetro é medida por transdutores de pressão que são acoplados em paralelo. A medida do fluxo (Q) pode ser expressa por (MELO, 1998):

$$Q = \frac{P_A - P_B}{R} \quad (5.1)$$

Os pneumotacômetros são classificados de acordo com o tipo da resistência utilizada, e desta forma, tem-se: o tipo Fleisch, em que o elemento resistivo é representado por diversos tubos capilares em paralelo, e o tipo Silverman, em que o elemento resistivo é representado por uma tela bem fina. Em ambos os casos o objetivo é a formação de um fluxo laminar, relacionando pressão/fluxo linear. No entanto, há possibilidades de alteração destas resistências devido a obstrução, por gotículas de água ou muco, alterando o valor da resistência. Para a correção deste tipo de alteração é recomendado utilizar o pneumotacômetro aquecido (Melo, 1998). Além disso, por mais que se realize este procedimento de aquecimento, há literaturas que afirmam variações da resistência com a frequência nos pneumotacômetros (JACKSON e VINEGAR, 1979; BUTHLER *et alli*, 1986).

O pneumotacômetro do tipo Fleisch n.º 2 utilizado na estrutura de medição apresenta 70 mm de comprimento e 52,6 mm de diâmetro interno.

5.2.3– Sistema R–I–C

O sistema R-I-C representa a impedância mecânica do sistema respiratório. Da mesma forma que a pressão é representada por nível de tensão, como o fluxo é representado pela corrente elétrica, tem-se a resistência, a inertância e a complacência relacionados a resistência elétrica, a indutância e a capacitância, respectivamente.

Para o sistema R-I-C foram confeccionadas diferentes resistências com telas de metal, as quais apresentaram linearidade na faixa do fluxo utilizado. O valor da resistência é expresso por:

$$R = \frac{P}{\dot{V}} \quad (\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{litro}^{-1} \cdot \text{s}) \quad (5.2)$$

em que P equivale a pressão aplicada, em cmH_2O , e \dot{V} o fluxo, em $\text{litro} \cdot \text{s}^{-1}$, ou:

$$R = \frac{K}{D^4} \quad (\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{litro}^{-1} \cdot \text{s}) \quad (5.3)$$

em que D equivale ao diâmetro da estrutura e $K = 7,613 \times 10^{-3}$. Considerando o sistema da TOF estático tem-se o valor da resistência em $2,5 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{litro}^{-1} \cdot \text{s}$ (SILVA JÚNIOR, 2003).

A complacência (C) do sistema R-I-C pode ser calculada por (HERMANS e HULL, 1980):

$$C = \frac{V}{\gamma \cdot P_{atm}} \quad (\text{litr}o \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}) \quad (5.4)$$

em que V representa o volume do cilindro, em litro, P_{atm} é a pressão atmosférica equivalente a 10^5 N/m^2 , necessitando ser convertida em cmH_2O , ou seja, 10^5 N/m^2 equivale a $10^3 \text{ cmH}_2\text{O}$. A letra γ representa a razão entre o calor específico da pressão constante e o calor específico do volume constante, ou seja, condições de um sistema adiabático. O valor de γ equivale a aproximadamente 1,4 (adimensional) (HERMANS e HULL, 1980).

Considerando que o cilindro da estrutura da TOF representa a complacência no sistema R-I-C, têm-se os seguintes parâmetros do cilindro:

- Diâmetro interno de 31 cm, ou raio de 15,5 cm;
- Comprimento (h) de 60 cm, portanto:

$$V_C = \pi \cdot r^2 \cdot h \quad (5.5)$$

Para tanto, no cálculo do volume (V_C) do cilindro têm-se 45,28 litros e no cálculo da complacência (C) tem-se o valor de $32,3428 \times 10^{-3} \text{ litro} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$.

Na estrutura experimental do sistema R-I-C um tubo de 24,2 cm de comprimento, tendo um diâmetro interno de 25,5 mm representa a inertância (I).

Analiticamente, a inertância no sistema é determinada pela expressão:

$$I = 1,723 \times 10^{-3} \frac{l}{D^2} \quad (\text{cmH}_2\text{O.litro}^{-1}.\text{s}^2) \quad (5.6)$$

em que l representa o comprimento do tubo e D o diâmetro do tubo. Considerando, desta forma, para o cálculo em centímetro, tem-se:

$$D = 2,55 \text{ cm};$$

$$l = 24,2 \text{ cm};$$

$$I = 6,412395 \times 10^{-3} \text{ cmH}_2\text{O.litro}^{-1}.\text{s}^2$$

Quando ocorre a frequência de ressonância, a reatância indutiva e capacitiva do sistema têm o mesmo valor em modulo e se anulam, o que faz com que reste apenas a parte real, que corresponde a resistência do sistema. O mesmo ocorre no sistema R-I-C, têm-se as magnitudes da inertância equivalente a magnitude da complacência, deste modo elas se anulam fazendo com que a impedância medida nesse momento seja puramente resistiva. Deste modo, a frequência de ressonância (f_0) do sistema é dada por:

$$f_0 = \sqrt{\frac{1}{4.\pi^2.I.C}} \quad (5.7)$$

Para os valores calculados da inertância e complacência do sistema tem-se o valor da frequência de ressonância de 11,0515 Hz.

Desta forma aplica-se pressões senoidais ao sistema R-I-C e esses sinais são captados pelo pneumotacômetro tendo a ele acoplado um sensor de pressão diferencial e por um sensor de pressão, sendo assim possível determinar a impedância característica do sistema R-I-C.

O transdutor de pressão foi previamente calibrado de modo que pudesse medir uma pressão de zero até 5 cmH₂O, e foi ajustado de forma que para obtivesse 1 V / 1 cmH₂O, dessa forma ele foi ajustado de zero à 5 V. O transdutor de fluxo também foi calibrado de forma que fosse possível medir um fluxo de zero até 2 l/s, ele foi calibrado para ter na saída do circuito 5 V para os 2 l/s, que é o maior valor de fluxo que o pneumotacômetro é capaz de medir, desta forma ele foi ajustado em 1V / 0,4 l/s de fluxo.

Para realização da medição do fluxo respiratório inseriu-se o sensor de platina em um pedaço de tubo de PVC do mesmo diâmetro utilizado pelo pneumotacômetro ao sistema da TOF de modo que não houvesse alterações nas características do sistema. A nova estrutura de medição está apresentada na Figura 5.4.

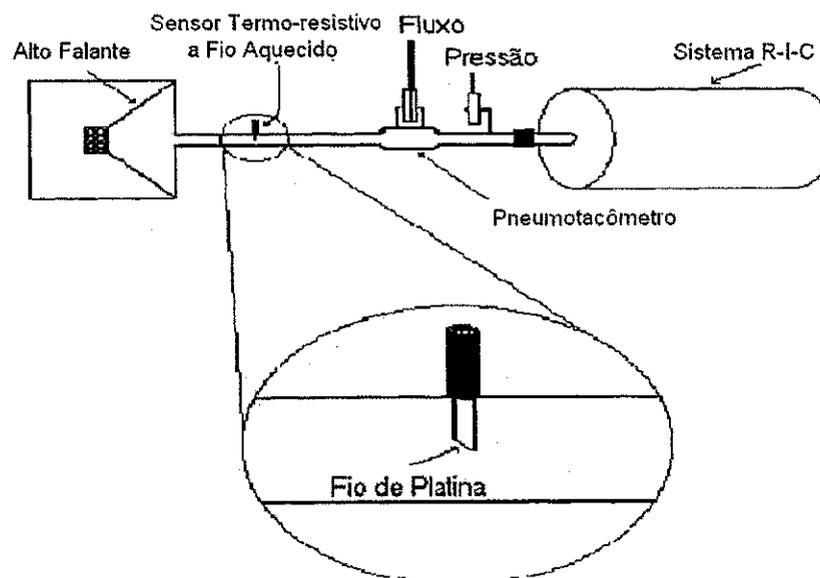


Figura 5.4: Estrutura de Medição da TOF com o Sensor de Platina;

5.3 Sistema de Aquisição de Dados

Todos os sinais medidos de pressão, fluxo, e do sensor de platina, foram visualizados no osciloscópio e enviados para o computador utilizando a placa de aquisição de dados DAC-801/802, tendo como fabricante a QUATEK. A faixa máxima de amostragem desta placa é de 40 kHz. A série 800 apresenta uma entrada analógica de 12 bits no seu A/D. O nível de tensão máximo que ela suporta é de ± 5 V. Esses sinais foram gravados no computador utilizando o próprio software da placa e depois de gravados foram tratados com a ajuda do programa MATLAB 5.2.

5.4 Medição do Sentido do Fluxo de Ar

O fluxo respiratório é de grande importância para a medição das características mecânicas do sistema respiratório, e também é de fundamental importância poder determinar o sentido desse fluxo. Determinando o sentido do fluxo é possível determinar se o paciente está inspirando ou expirando o ar dos seus pulmões.

Para realizar a medição do sentido do fluxo foi realizada a montagem de uma estrutura com dois sensores de platina que tivessem a mesma resistência e os circuitos foram ajustados com o mesmo valor de tensão de desvio, com isso seria possível medir a diferença de tempo entre as duas formas de onda que eram captadas dos dois sensores. Após realizar a montagem da estrutura foi observado que as formas de onda dos dois sensores eram idênticas e não seria possível medir desta forma o sentido do fluxo.

Para resolver este problema foi inserido entre os dois sensores um aquecedor que consiste de uma resistência de 60 Ω e foi aplicado sobre o mesmo uma tensão de 10 V. Com isso o fluxo captado pelos dois sensores era modificado pelo calor do aquecedor em apenas 1 dos sentidos do fluxo. No

sentido positivo ele alterava o valor de saída do sensor que estava depois do sensor quente e no sentido negativo ele alterava a saída do sensor que estava antes, a estrutura pode ser observada na Figura 5.5.

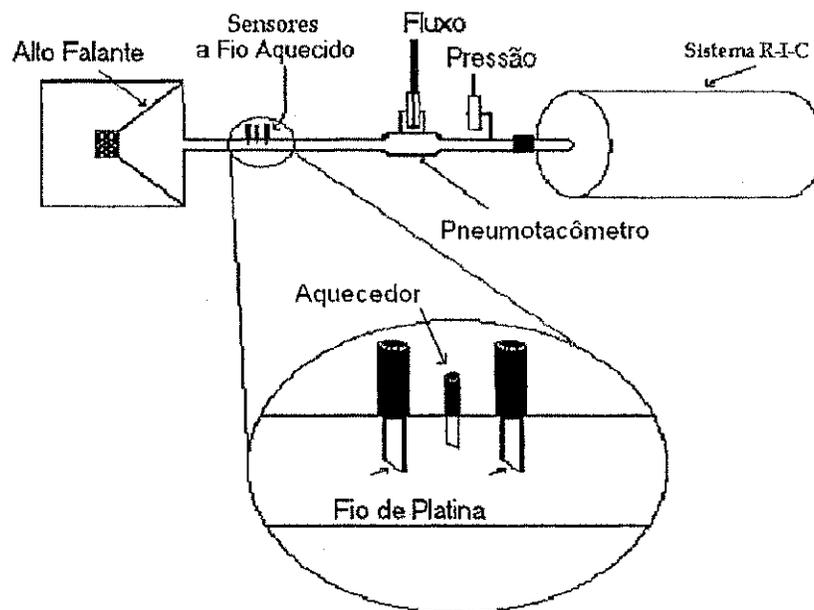


Figura 5.5: Estrutura de Medição com os Dois Sensores de Platina e o Aquecedor.

Verificado que seria possível determinar o sentido do fluxo com os dois sensores foram realizados testes com o sistema de medição completo que está representado na Figura 5.6.

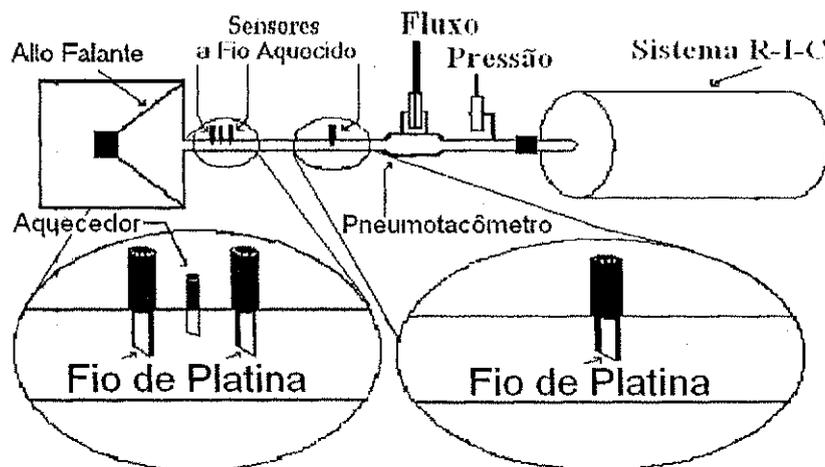


Figura 5.6: Estrutura de Medição Completa.

6

RESULTADOS OBTIDOS

Realizados os devidos ajustes, o circuito do anemômetro foi inserido ao sistema da TOF para que fosse possível realizar a medição do fluxo senoidal aplicado ao sistema R-I-C. Foram aplicados ao sistema sinais senoidais com amplitudes e frequências fixas. Os sinais adquiridos na saída do anemômetro e no sensor podem ser observados na Figura 6.1.

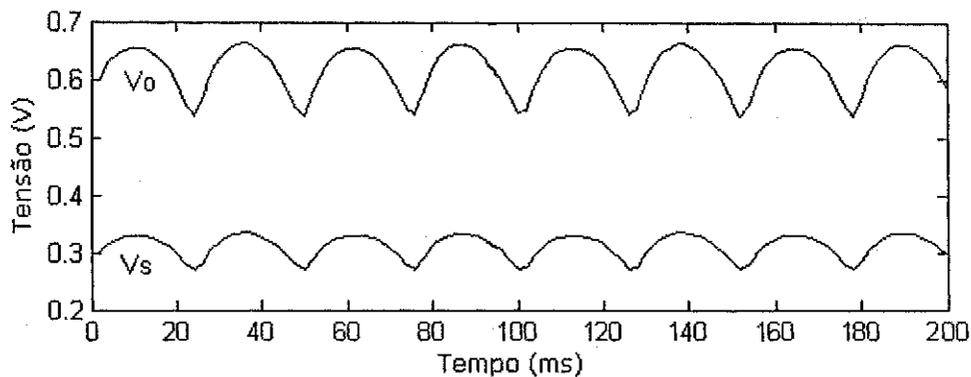


Figura 6.1: Sinal do Fluxo Senoidal na Saída do Operacional (V_0) e Sobre o Sensor (V_s).

Adquiriram-se os sinais de V_0 e V_s para que se fosse possível calcular a velocidade do fluxo que estava passando para depois calcular o fluxo. De posse destes dados utilizou-se o MATLAB realizar os cálculos da velocidade do fluxo que estava passando pelos sensores. Os sinais de fluxo e de velocidade medidos pela placa de aquisição e calculados pelo MATLAB podem ser observados na Figura 6.2.

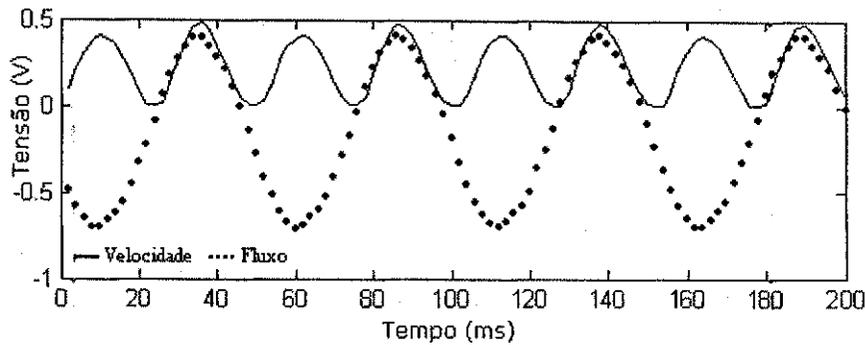


Figura 6.2: Sinais do Fluxo e Velocidade Adquiridos pela Placa de Aquisição.

Pode-se observar na Figura 6.2, que o sinal da velocidade não possui valores negativos, isso se deve ao fato de que o anemômetro não consegue distinguir o sentido do fluxo que está passando pelo mesmo. A medida que o fluxo passa o sensor de platina esfria, e isso altera a resistência do mesmo fazendo com que os valores da velocidade variem também. 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.

Como pode ser observado, com apenas um sensor não é possível determinar o sentido do fluxo. Com o intuito de medir o sentido do fluxo senoidal aplicado ao sistema R-I-C foi inserido ao sistema um segundo sensor próximo ao anterior. Ao inserir o segundo sensor verificou-se que não havia nenhuma diferença entre os seus sinais, os seus níveis de tensão eram iguais, isso pode ser observado na Figura 6.3.

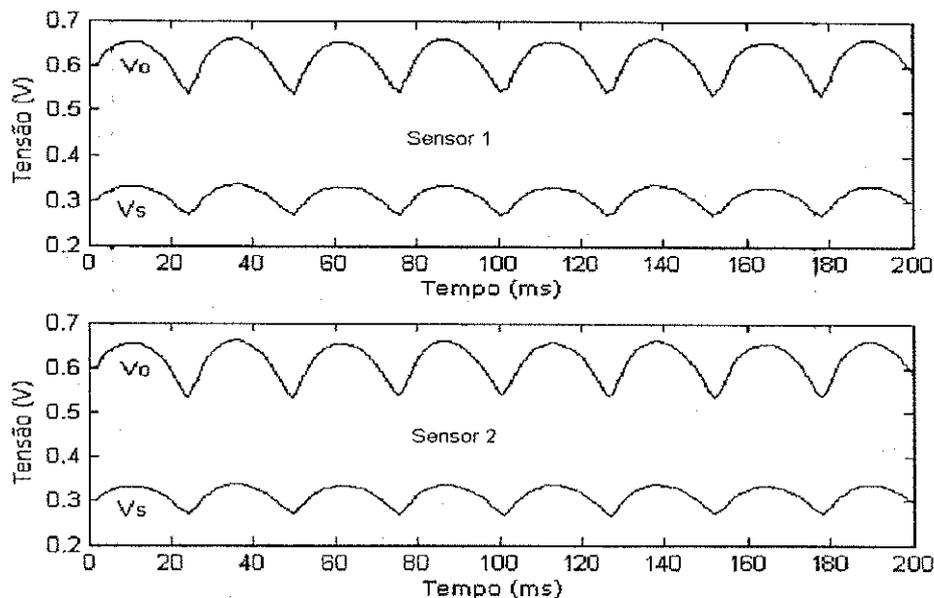


Figura 6.3: Sinais dos Dois Sensores de Platina Adquiridos pela Placa de Aquisição.

Como com apenas os dois sensores não seria possível determinar o sentido do fluxo, foi decidido inserir ao sistema um aquecedor entre os dois sensores para poder verificar a diferença nas formas de onda do sistema. Ao inserir-se o aquecedor foi observado que os sinais de cada um dos sensores se diferenciavam em um semiciclo diferente do sinal do fluxo, um era no semiciclo positivo e o outro no semiciclo negativo. De posse dos dois sinais dos sensores e realizando a diferença entre os dois sinais é possível determinar o sentido do fluxo.

Observou-se também uma diminuição na tensão de desvio do sinal adquirido, o que pode ser explicado pelo fato de ser um sensor de platina, e ao receber calor a sua resistência diminui, e conseqüentemente, o valor de tensão sobre o mesmo diminui, fazendo com que a diferença do sinal na entrada do amplificador seja maior, aumentando desta forma a amplitude do sinal de saída do anemômetro.

Depois disto foi realizado medições com apenas um sensor e o aquecedor e observou-se que apenas um semiciclo da forma de onda era modificado então foi decidido realizar medidas com apenas o sensor antes do aquecedor e em seguida com apenas o sensor depois do aquecedor. Observou-se que os sinais se distinguem no semiciclo que sofriam alteração. O sensor antes do aquecedor variava a sua amplitude no semiciclo negativo do fluxo e o sensor depois variava a sua amplitude no semiciclo positivo do fluxo. Com isso decidiu-se deixar apenas o sensor antes do aquecedor para determinar o sentido do fluxo. O resultado pode ser observado na Figura 6.4.

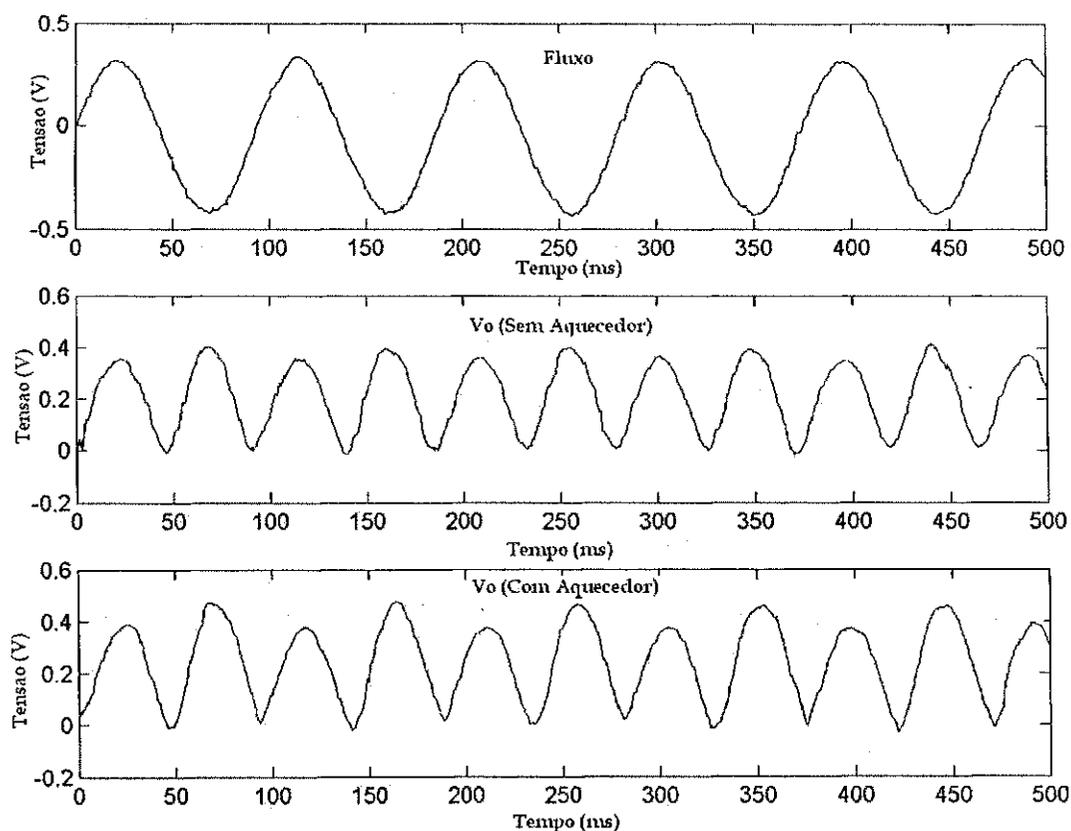


Figura 6.4: Sinais de Fluxo e da Saída do Anemômetro sem e com Aquecedor.

O sinal da saída do anemômetro com o aquecedor possui uma amplitude maior que o do sem aquecedor. Isso pode ser realmente observado nos ciclos em

que o fluxo atinge o seu valor negativo. Isso ocorre devido ao sensor está localizado antes do aquecedor.

Deste modo é possível determinar o sentido do fluxo que está passando pelo sensor desde que se saiba qual a amplitude do sinal de saída do anemômetro que sofreu uma maior alteração e onde está localizado o sensor (antes ou depois do aquecedor).

Com isso pode-se observar que é necessário um sensor de platina para realizar a medida do fluxo, e mais dois sensores de platina com um aquecedor localizado próximo deles para determinar o sentido do fluxo, desde que se saiba se o sensor está localizado antes ou depois do aquecedor.

Após adquirido as formas de onda de V_S e V_0 do anemômetro e sabendo o sentido do fluxo que está passando pelo mesmo é possível realizando o devido processamento obter a forma de onda do fluxo senoidal em função do tempo, que pode ser observada na Figura 6.5, ela foi obtida após o processamento dos dados experimentais por meio de um programa computacional, de modo a distinguir os dois ciclos respiratórios.

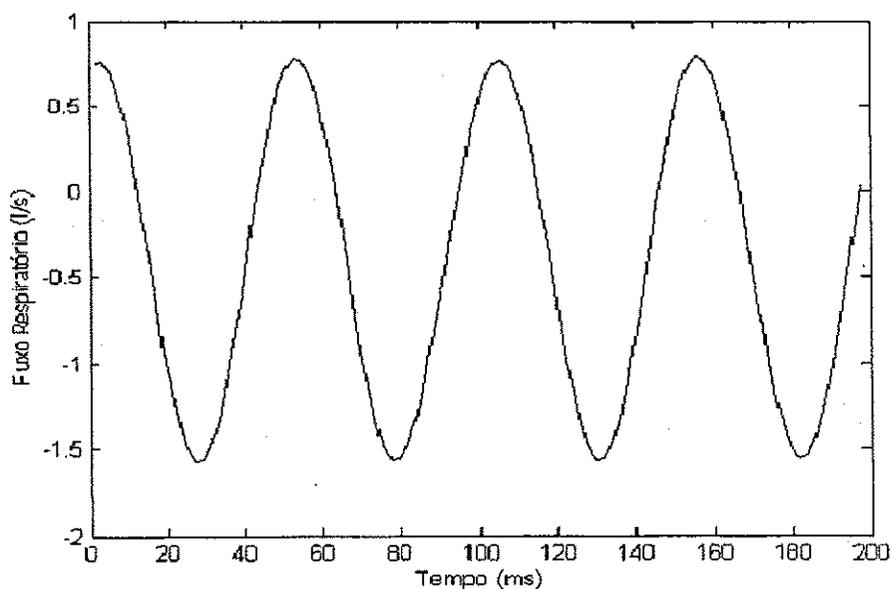


Figura 6.5: Fluxo Senoidal Medido pelo Anemômetro a Fio Aquecido.

A curva mostrada na Figura 6.7 foi adquirida pelo pneumotacômetro, ela pode ser comparada com a apresentada na Figura 6.6. Pode-se observar a semelhança entre as formas de onda obtidas nos dois processos de medição.

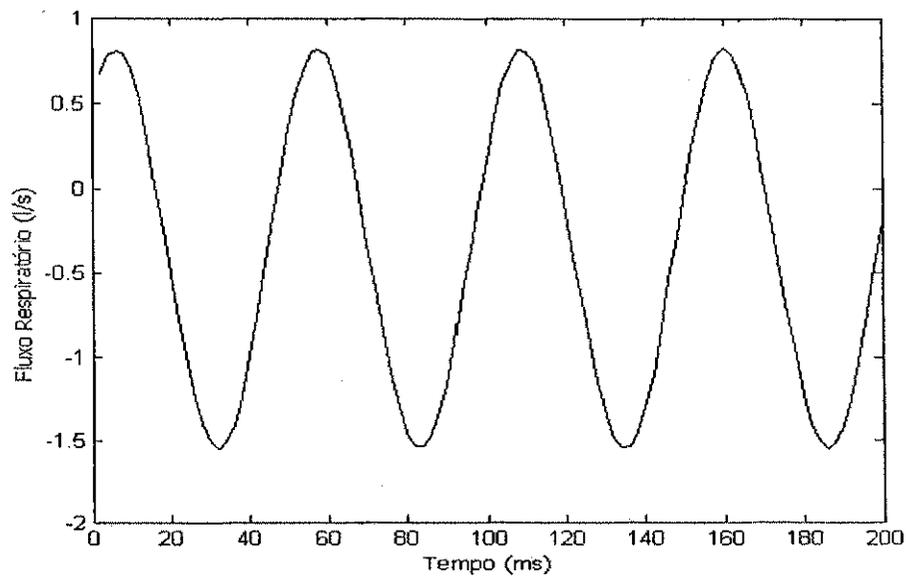


Figura 6.6: Fluxo Senoidal Medido pelo Pneumotacômetro.



CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Como pode ser observado nos resultados foi possível desenvolver um sistema com um sensor de platina para medir a velocidade do fluxo e conseqüentemente o fluxo, mas com apenas um sensor não é possível determinar o sentido do fluxo que está passando pelo mesmo.

Ao utilizar dois sensores de platina para determinar o sentido do fluxo, observou-se que não havia nenhuma diferença entre os sinais dos anemômetros, o que nos leva a concluir que com apenas os dois sensores não é possível determinar o sentido do fluxo.

Ao conectar um aquecedor ao sistema entre os dois sensores de platina, observou-se que os sinais do anemômetro sofriam alterações em suas amplitudes. Quando o fluxo era positivo a amplitude do sinal no anemômetro que estava depois do aquecedor aumentava e quando o fluxo era negativo a amplitude do sinal no anemômetro que estava antes do aquecedor aumentava, desta forma é possível determinar o sentido do fluxo que está passando pelo fio de platina. Utilizando um sensor para medir o fluxo e dois sensores com um aquecedor próximo dele é possível após o processamento dos sinais determinar o fluxo senoidal.

7.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

É de fundamental importância a realização de estudos onde se apliquem sinais senoidais ao sistema com freqüências variando de 2 a 40 Hz, que é a faixa de freqüência em que a TOF trabalha, para que seja observado se o sistema é capaz de medir nessa faixa.

Neste contexto, é importante também realizar estudos onde se apliquem pressões de amplitude mais baixa que a trabalhada de modo que seja possível determinar a eficácia do sistema.

*REFERÊNCIAS
BIBLIOGRÁFICAS*

1. BUTHER *et al.*, "**Principles of measurement: applications to pressure, volume, and flow**". Handbook of Physiology – The Respiratory System III, section 3, chapter 2, Vol. III, Department of Physiology, Harvard School of Public Health, Boston, Massachusetts, 1986.
2. DEEP, G. S., LIMA, A. M. N., FREIRE, R. C. S., OLIVEIRA A.; "**A Feedback I²-Controlled Constant Temperature Solar Radiation Meter**"; IEEE Transactions on instrumentation and measurement, V. 47, p. 1163 – 1167, oct. 1998.
3. DOEBELIN, E. O.; "**Measurement System Application and Design**"; McGraw-Hill, 1975.
4. DUBOIS, A. B., BRODY, A. W., LEWIS, D. H., BURGESS JÚNIOR, F.; "**Oscillation Mechanics of Lungs and Chest in Man**"; Appl. Physio. 1956; 8; 587-594.
5. FARRÉ, R., FERRER, M., ROTGER, M., NAVAJAS, D.; "**Servocontrolled Generator to Measure Respiratory Impedance from 0.25 to 26 Hz in Ventilated Patients at Different PEEP Levels**"; Eur. Respir J., 1995, 8, 1222-1227.
6. FARRÉ, R., NAVAJAS, D.; "**Mechanical Impedance of the Forced Excitation Generator in Respiratory Impedance Measurements**"; Eur. Resp. Rev. 1991, 3, 132-138.

7. FARRÉ, R., NAVAJAS, D., ROTGER, M. M.; ***"Optical Method for Determining the Frequency Response of Pressure-Measurement Systems in Respiratory Mechanics"***; Medical & Biological Engineering & Computing; 1986, 24, 78-82.
8. FEINBERG, B. N.; ***"Applied Clinical Engineering"***; Prentice-Hall Inc., 1986.
9. FERREIRA, R. P. C.; ***"Compensação da Temperatura do Fluido em Anemômetros a Fio Quente"***; Campina Grande: Coordenação de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Centro de Ciências e Tecnologia, Universidade Federal de Campina Grande, 2002. (Tese de Doutorado em Processamento da Informação)
10. FICKER, J. H., FUCHS, F. S., WIEST, G. H., ASSHOFF, G., SCHMELZER, A. H., HAHN, E. G.; ***"An auto-continuous positive airway pressure, devise controlled exclusively by de forced oscillation technique"***; European Respiratory Journal, Vol. 16, Issue 5, 2000, pages 914-920.
11. FREIRE, R. C. S., DEEP, G. S., OLIVEIRA, A.; ***"Effect of Operational Amplifier Parameters on the Performance of Feedback Structures with Thermoresistive Sensors"***; IEEE instrumentation and measurement technology Conference, pp. 898-903, may 1997.
12. FREIRE, R. C. S., NETO, J. S. R. e DEEP, G. S.; ***"Avaliação de Erros em Estruturas Realimentadas Contendo Sensores Termo-Resistivos"***; Campina Grande – PB, 1999.
13. HERMANS, D., HULL, M. D.; ***"Designing HIFI Speaker System"***, Eletronics Components and Materials, Philips, 1980.

14. ISMAIL, K. A. R., GONÇALVES, M. M., BENEVENUTO, F. J.; ***"Instrumentação Básica para Engenharia"***; Ed. do autor, Campinas – SP, 1998.
15. JACKSON, A. C., VINEGAR, A.: ***"A technique for measuring frequency response of pressure, volume, and flow transducers"***, American Physiological Society, 1979.
16. JOHNSON, B. D., BECK, K. C., ZEBALLOS, R. J., WEISMAN, I. M.; ***"Advances in Pulmonary Laboratory Testing"***; Chest, Chicago, november 1999.
17. LARSEN, N. T.; ***"A New Self-Balancing DC-Substitution RF Power Meter"***; Trans. Inst. Measur, vol. IM-25, nº 4, 1976, pp. 343-347.
18. LOBO, P. C., DEEP, G. S., FREIRE, R. C. S., NETO J. S. R., e LIMA, A. M. N.; ***"Dynamic Response of an Electronic Feedback Thermoresistive Electrical Substitution Pyranometer"***; ASME/JSME/JSES International Solar Energy Conference, Vol. 2, 1995, pp. 751-756, Hawaii, USA, pp. 751-756.
19. LORINO, H., MARIETTE, C., LORINO, A. M., HARF, A.; ***"Four and six parameter models of forced random noise respiratory impedance in normals"***; Eur. Resp. J. 2, 874 - 882, 1989.
20. MARCHAL, F., PESLIN, R., DUVIVIER, C., GALLINA, C., CRANCE, J. P.; ***"Measurement of Ventilatory Mechanical Impedance in Infants Using a Head Pressure Generator"***; *Pediatr Pulmonol.* 1989; 7: 209-216.

21. MELO, P. L.: ***"Instrumentação para Análise do Sistema Respiratório pela Técnica de Oscilações Forçadas e de Processos Corrosivos pela Técnica de Impedância Eletroquímica"***. Rio de Janeiro. 1998
22. MELO, P. L., WERNECK, M. M., GIANNELLA, A.; ***"Effect of Generator Nonlinearities on the Accuracy of Respiratory Impedance Measurements by Forced Oscillation"***; Medical and Biological Engineering and Computing, Vol. 38, Issue 1, 2000, Pages 102-108.
23. MURRAY, C. J. L. E., LOPES, A. D., ***"Alternative projections of mortality and disability by cause 1990-2020: global burden of disease study"***; The Lancet, vol. 349: pp. 1489-1504, 1997.
24. NETO, J. S. R.; ***"Caracterização de Sensores Termo-Resistivos"***; Campina Grande: Coordenação de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Centro de Ciências e Tecnologia, Universidade Federal da Paraíba, 1994. (Tese de Doutorado em Processamento da Informação).
25. OLIVEIRA, A.; ***"Sensores Termo-Resistivos em Configurações Realimentadas"***; Campina Grande: Coordenação de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Centro de Ciências e Tecnologia, Universidade Federal da Paraíba, 1997. (Tese de Doutorado em Processamento da Informação).
26. OLIVEIRA, A., FREIRE, R. C. S., DEEP, G. S.; ***"An Anemometer with PWM Excitation"***; IEEE, 1995.
27. PESLIN, R., PAPON, J., DUVIVIER, C., RICHALET, J.; ***"Frequency response of chest modeling and parameter estimation"***; Journal of Applied Physiology Vol. 39, Nº 4, 1975.

28. PESLIN, R.; ***"Methods for measuring total respiratory impedance by forced oscillations"***; Bull. Eur. Physiopathol. Resp. 1986; 22: 621 – 631.
29. PESLIN, R., DUVIVIER C.; ***"Removal of thermal artifact in alveolar pressure measurement during forced oscillation"***; Respiration Physiology, Vol. 117, Issue 2-3, september 1999, pages 141-150.
30. PESLIN, R., FREDBERG, J. J.; ***"Oscillation Mechanics of Respiratory System"***; Handbook of Physiology – The Respiratory System III
31. PLAUT, D. I., WEBSTER, J. G.; ***"Ultrasonic Measurement of Respiratory Flow"***; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol BMNE-27, 10, pp 549 – 558, october 1980.
32. PORZASZ, J., BARSTOW, T. J., WASSERMAN, K.; ***"Evaluation of a symmetrically disposed Pitot tube flowmeter for measuring gas flow during exercise"***; Journal of Applied Physiology, Vol 77, 6, december 1994.
33. SILVA, J. F.; ***"Monitoring des propriétés Mécaniques thoracopulmonaire au cours de la ventilation artificielle"***; Tese de Doutorado. 10 de Julho de 1992. Nancy França.
34. SILVA, J. F., YING, Y., PESLIN, R., DUVIVIER, C., GALLINA, C.; ***"Respiratory input and transfer mechanical impedances in patients with chronic obstructive pulmonary disease"***; Eur. Resp J. 1990, 3, 1186 – 1192.

35. SILVA, I. S. e FREIRE, R. C. S.; ***“Arquiteturas de medição de velocidade de Fluido, através do princípio da equivalência elétrica”***; Campina Grande: Coordenação de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Centro de Ciências e Tecnologia, Universidade Federal da Paraíba, 2000. (Projeto de Pesquisa do Doutorado em instrumentação Eletrônica).
36. SILVA JÚNIOR, W. M.; ***“Estudo da Impedância Mecânica do Sistema Respiratório com a Técnica de Oscilações Forçadas em Crianças Asmáticas”***; Dissertação de Mestrado, João Pessoa, 2003.
37. SUKI, B., PEDERSEN, O. F., HABIB, R. H., JACKSON, A. C., ***“Wave speed during maximal flow and phase velocity from forced oscillations”***, *Respiratory Physiology*, 102, pp. 39-49, 1995.
38. VASALLO, C. A. M., SORIA, W. C.; ***“Transdutor de flujo de Gases Basado en Hilo Caliente con Aleación Niquel – Titanio”***; 2000.
39. WEBSTER, J. G.; ***“Medical Instrumentation: Application and Design”***; Houghton Mifflin Company, 1992.