

UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE  
CENTRO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA  
MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**ANÁLISE DE GERADORES DE PRESSÃO A ALTO-FALANTES UTILIZADOS  
NA TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS**

LÍVIA DE SOUZA CAMURÇA LIMA

**CAMPINA GRANDE – PB**

**2003**

---

LÍVIA DE SOUZA CAMURÇA LIMA

**ANÁLISE DE GERADORES DE PRESSÃO A ALTO-FALANTES UTILIZADOS  
NA TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS**

---

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado 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

Prof. Dr. Glauco Fontgalland

**CAMPINA GRANDE – PB**

**2003**



### FICHA CATALOGRÁFICA

L732a  
2003

Lima, Livia de Souza Camurça

Análise de geradores de pressão à alto-falantes utilizados na técnica de oscilações forçadas/Livia de Souza Camurça Lima/Campina Grande: UFSCG,2003

78 p.:il.

Inclui bibliografia

Dissertação (mestrado em Engenharia Elétrica) – UFSCG/CCT/DEE

Orientadores: Raimundo Carlos Silvério Freire, José Felício da Silva e Glauco Fontgalland.

Palavras-chaves: 1.Técnica de Oscilações Forçadas 2.Geradores de Pressão 3.Impedância Respiratória 4.Transdutores de Pressão e Fluxo 5.Pneumotacômetro.

1. Título


CDU: 612.21

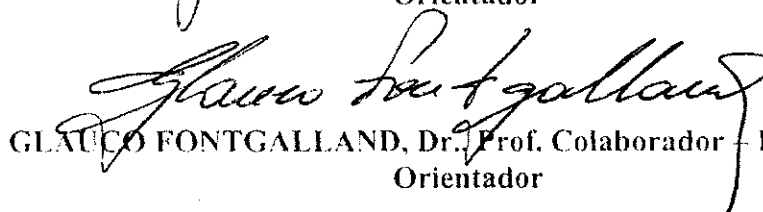
ANÁLISE DE GERADORES DE PRESSÕES A ALTO-FALANTES UTILIZADOS NA  
TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS


LÍVIA DE SOUZA CAMURÇA LIMA

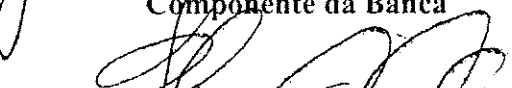
Dissertação Aprovada em 24.11.2003

  
RAIMUNDO CARLOS SILVÉRIO FREIRE, Dr., UFCG  
Orientador

  
JOSE FELÍCIO DA SILVA, Dr., UFPB  
Orientador

  
GLAUCO FONTGALLAND, Dr., Prof. Colaborador - DEE/UFCG  
Orientador

  
JOÃO BOSCO DE AQUINO SILVA, Ph.D., UFPB  
Componente da Banca

  
HIRAN DE MELO, Dr., UFCG  
Componente da Banca

CAMPINA GRANDE - PB  
Novembro - 2003

## **DEDICATÓRIA**

Dedico com todo carinho aos  
meus queridos pais, meus  
irmãos e minha linda sobrinha.

## AGRADECIMENTOS

- A DEUS, inteligência SUPREMA e causa primeira de todas as coisas, sem Ele nada teria sentido;
- Ao meu pai Juarez Camurça Lima, a minha mãe Maria Natalice, a Cinira, a Clicia, ao Tales, a Daniele e a Bruninha que consentiram a minha ausência;
- Ao meu namorado, Alvarez Sales Cabral, pelo amor, pelo carinho, pelas palavras de incentivos, por tudo que passamos, e por tudo que iremos construir juntos;
- A um grande amigo e irmão, Hillermann Lima: por tudo; A minha grande amiga Edneia Maçal Vilallon pelo incentivo, mesmo de longe, e pelo exemplo de força e dedicação a vida; A minha amiga Rosemeire Dalla Martha pelas orientações; A minha amiga Deby por tudo;
- Ao CEFET-AM pelo consentimento do meu afastamento e CAPES pelo apoio financeiro; A minha querida UNED-AM e aos meus amigos, que não caberia citá-los;
- Ao meu orientador Professor Dr. Raimundo Carlos Silvério FREIRE por esta grande oportunidade.
- Ao Professor Dr. José FELÍCIO da Silva pela experiência, pelo trabalho, pelas situações adversas e, principalmente, pelos conhecimentos adquiridos: o meu reconhecimento e gratidão;
- Ao Professor Dr. GLAUCO Fontgalland pela atenção e cuidado na conclusão deste trabalho;
- Aos meus dois irmãos: Maxwell e Wendell Eduardo por tudo, e a família Moura Costa pelo carinho e acolhimento;
- Aos meus Amigos da UFCG: Diana Nobre, Fabiano Fragoso, Eduardo, Luciano, Elvio, Marcelo Lucena, Cleonilson Protásio, Francisco Santos, Antenor Barbosa, Luis Brunelli, Guilherme, Ricardo Brandão, Ligia, Rômulo, Aléssio, Cida, Pedro, professores e COPELE;
- Aos meus Amigos do LABMEC e UFPB: José Fábio Lima do Nascimento (pelo auxílio constante), André Fernandes Garcia (pela disposição inflexível), Prof.º Cláudio (pelo considerável apoio), Marcília Nóbrega e família (por toda atenção e carinho), Carlos César (pela amizade), Andréa Cândido e família, Walter Fialho e professores.
- A todos que de uma forma ou de outra foram os meus incentivos para a realização deste trabalho.

## SUMÁRIO

### LISTA DE FIGURAS

### LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

### RESUMO

### ABSTRACT

### INTRODUÇÃO 01

Objetivos ..... 04

Justificativas ..... 05

Apresentação dos Capítulos ..... 05

### CAPÍTULO 1

#### A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS NA AVALIAÇÃO DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

1.1 – Introdução ..... 07

1.2 – Pesquisas Bibliográficas ..... 12

### CAPÍTULO 2

#### GERADOR DE PRESSÃO

2.1 – Introdução ..... 19

2.2 – Pesquisas Bibliográficas ..... 20

### CAPÍTULO 3

#### MÉTODO DE CALIBRAÇÃO E MEDIÇÃO DA INSTRUMENTAÇÃO

##### UTILIZADA

3.1 – Introdução ..... 35

3.2 – Constituição do Sistema de Medição da TOF ..... 36

3.2.1 – Geradores de Pressão ..... 37

3.2.2 – Transdutor de Fluxo (Pneumotacômetro) ..... 38

3.2.3 – Carga RIC .....	40
3.3 – Os Bias no Sistema da TOF .....	42
3.4 – Sistema de Aquisição de Dados .....	44
3.5 – Calibração do Transdutor de Pressão .....	44
3.6 – Calibração do Transdutor de Fluxo .....	45
3.7 – Medidas de Pressões .....	47
<b>CAPÍTULO 4</b>	
<b>RESULTADOS</b>	
4.1 – Introdução .....	49
4.2 – Curvas Características dos Transdutores .....	50
4.2.1 – Transdutores de Pressão .....	50
4.2.2 – Transdutores de Fluxo .....	51
4.3 – Resultados das Medidas de Pressões .....	52
4.4 - Resultados Experimentais das Impedâncias Mecânicas do Sistema da TOF.....	55
4.4.1- Gerador 01 .....	56
4.4.2 – Gerador 02 .....	58
4.5 – Resultados Simulados das Impedâncias Mecânicas .....	61
<b>CAPÍTULO 5</b>	
<b>CONCLUSÕES, DISCUSSÕES E SUGESTÕES FUTURAS</b>	
5.1 – Conclusões e Discussões .....	66
5.2 – Sugestões Futuras .....	69
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>71</b>



**LISTA DE FIGURAS**

<b>Figura 01</b>	Esquema de medição da impedância de entrada do Sistema Respiratório .....	09
<b>Figura 02</b>	Método óptico utilizado por Farré et al [1986] .....	20
<b>Figura 03</b>	Sistema de medição do pulmão de um enfermo [Felício da Silva, 1992].....	23
<b>Figura 04</b>	Gerador servo-controlado [Farré et al, 1995] .....	25
<b>Figura 05</b>	Procedimento utilizando a TOF para a avaliação de propriedades da mecânica respiratória durante a ventilação mecânica [Navajas e Farré, 2001a] .....	28
<b>Figura 06</b>	Exemplo de sinais de pressão e fluxo [Navajas e Farré, 2001a] .....	29
<b>Figura 07</b>	Representação do arranjo experimental utilizado por Silva et al, 2001a .....	30
<b>Figura 08</b>	Resposta do sensor na aproximação e no afastamento [Silva et al, 2001a] .....	31
<b>Figura 09</b>	Função característica do sensor indutivo de deslocamento [Silva et al, 2001a]..	32
<b>Figura 10</b>	Representação do arranjo experimental utilizado por Silva et al [2001b].....	32
<b>Figura 11</b>	Diagrama em blocos da instrumentação utilizada na TOF .....	37
<b>Figura 12</b>	Caracterização do transdutor de pressão .....	45
<b>Figura 13</b>	Caracterização do transdutor de fluxo .....	46
<b>Figura 14</b>	Estrutura de Medição [modificado de Silva Júnior, 2003] .....	47
<b>Figura 15</b>	Estrutura de medição da TOF no LABMEC/UFPB .....	48
<b>Figura 16</b>	Curva característica do Transdutor de Pressão - Porta P1 .....	50
<b>Figura 17</b>	Curva característica do Transdutor de Pressão - Porta P2 .....	51
<b>Figura 18</b>	Curva característica do Transdutor de Fluxo .....	52

<b>Figura 19</b>	Implementação dos bias no gerador .....	54
<b>Figura 20</b>	Implementação dos bias próximo à carga .....	54
<b>Figura 21</b>	Implementação dos bias no gerador e próximo à carga .....	55
<b>Figura 22</b>	Impedância com BF de 160 cm implementados no gerador e próximo à carga..	56
<b>Figura 23</b>	Impedância com BF de 80 cm implementados apenas próximo à carga .....	57
<b>Figura 24</b>	Impedância com BM de 80 cm implementado apenas no gerador .....	58
<b>Figura 25</b>	Impedância com BF de 160 cm implementado no gerador e próximo à carga ...	59
<b>Figura 26</b>	Impedância com BF de 160 cm implementado apenas próximo à carga .....	60
<b>Figura 27</b>	Impedância com BM de 160 cm implementado apenas no gerador .....	60
<b>Figura 28</b>	Impedância da carga RIC .....	61
<b>Figura 29</b>	Implementação da estrutura 02: $\{(Z_{pt} + Z_{ec}) // Z_{bk}\} // Z_{ric}$ .....	63
<b>Figura 30</b>	Implementação da estrutura 03: $(Z_{pt} + Z_{ec}) // Z_{ric}$ .....	64
<b>Figura 31</b>	Implementação da estrutura 03: $(Z_{pt} // Z_{ec}) // Z_{ric}$ .....	65

**LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

TOF	Técnica de Oscilações Forçadas
DPOC	Doenças Pulmonares Obstrutivas Crônicas
TP	Transdutor de Pressão
TF	Transdutor de Fluxo
$Z_{rs}$	Impedância do sistema respiratório
$Z_{in}$	Impedância de entrada
$Z_{tr}$	Impedância de transferência
$R_{rs}$	Resistência respiratória
$X_{rs}$	Reatância respiratória
$\theta$	Ângulo de fase
$ Z_{rs} $	Módulo de fase
cos	Cosseno
sen	Seno
$\tan^{-1}$	Arco tangente
C	Complacência
I	Inertância
cm	Centímetro
ml	Mililitro
$XI_{rs}$	Inertância reativa
$XC_{rs}$	Complacência reativa
$f$	Frequência
Hz	Hertz
cmH <sub>2</sub> O	Centímetro de água

litro.s <sup>-1</sup>	Litro por segundo
%	Porcentagem
<i>R</i> <sub>0</sub>	Resistência extrapolada para a frequência zero
<i>dRe/df</i>	Inclinação da reta
<i>R</i> <sub>m</sub>	Resistência Média
R-I-C	Modelo: Resistência, Inertância e Complacência
dm <sup>3</sup>	Decímetro cúbico
mW	Miliwatt
μs	Microsegundo
mm	Milímetro
n.º	Número
<i>C</i> <sub>b</sub>	Complacência em paralelo com as vias aéreas, pulmão e tórax.
VM	Ventilador Mecânico
VA	Válvula de controle
PNT	Pneumotacômetro
ET	Tubo Endotraqueal
CH	Câmara Cilíndrica do alto-falante
AF	Alto-falante
LVDT	Transdutor diferencial de variação linear
PID	Proporcional Diferencial Integral
FO	Gerador de oscilações forçadas
LABMEC	Laboratório de Mecânica Computacional
P <sub>A</sub>	Lado A do PNT
P <sub>B</sub>	Lado B do PNT
Q	Medida de fluxo do PNT
Z <sub>sm</sub>	Impedância do sistema de medida conectada ao PNT

$R_{sm}$	Resistência do sistema de medida conectada ao PNT
$I_{sm}$	Inertância do sistema de medida conectada ao PNT
$C_{sm}$	Complacência do sistema de medida conectada ao PNT
$V_c$	Volume do cilindro
BF	Bias fino
BM	Bias Médio
BG	Bias Grosso
TP1	Transdutor de Pressão 1
TP2	Transdutor de Pressão 2
A	Ponto de medida de pressão do TP1
B	Ponto de medida de pressão do TP2
$P_1$	Porta $P_1$ do transdutor de pressão (níveis negativos de tensões).
$P_2$	Porta $P_2$ do transdutor de pressão (níveis positivos de tensões).
$Z_{pt}$	Impedância do PNT
$Z_{bk}$	Impedância do bias conectado próximo ao paciente
$Z_{ric}$	Impedância do Sistema RIC
$Z_{bhf}$	Impedância do bias conectado no Alto-falante/gerador.

## RESUMO

Uma das maneiras para a avaliação da função pulmonar é a utilização da Técnica de Oscilações Forçadas (TOF). Na sua implementação necessita-se de geradores de pressão que podem ser baseados em alto-falantes. A análise destes geradores é relevante para a determinação da impedância mecânica do sistema respiratório ( $Z_{rs}$ ). A princípio, com a proposta de realizar um estudo sobre a função de transferência de geradores de pressões, surgiu a necessidade de ser verificada a influência de impedâncias no sistema da TOF. Neste contexto, o objetivo principal deste trabalho de dissertação passou a ser a determinação da influência destas impedâncias em três diferentes estruturas implementadas no sistema. Estas impedâncias são conseqüências de tubos colocados entre o sistema e a atmosfera. Desta forma, foram realizados experimentos com tubos de diâmetros diferentes para os comprimentos de: 80 e 160 cm. Estes tubos têm como finalidade: permitir a renovação do ar inspirado no sistema, quando posicionado próximo à carga ou ao paciente, e permitir ao cone do alto-falante um melhor movimento, quando posicionados na parte selada e frontal do gerador de pressão. Deste modo, foram efetuadas as medidas dos níveis de pressões no sistema: próximo ao gerador e próximo à carga, objetivando monitorar os níveis de pressões que são gerados, no momento das oscilações forçadas, possibilitando a implementação de sistemas que permitam uma respiração espontânea e sem danos ao paciente. Todo o processo foi efetuado com diferentes geradores de pressões. Com os resultados pôde-se concluir que há influência do comprimento, do diâmetro e do posicionamento dos tubos na determinação da impedância mecânica respiratória. Definiu-se também uma melhor estrutura capaz de representar com qualidade a impedância mecânica do sistema, possibilitando uma melhor análise e diagnóstico sobre a função pulmonar.

## ABSTRACT

One of the ways to the evaluation of the Pulmonary Function is the use of the Forced Oscillation Technique (FOT). Pressure Generators, which can be based on loudspeakers, are needed in its establishment. The analysis of these generators is important to the determination of the mechanic impedance of the Respiratory System ( $Z_{rs}$ ). In the beginning, aiming the study about the Transference Function of the pressure generators, the influence of the impedance in the FOT system had to be verified. Based on that, the main objective of this Thesis work became to be the determination of the influence of these impedances which are going to be analysed in three different structures implemented in the System. These impedances are the consequence of tubes put between the system and the atmosphere. In this way, experiments were made using tubes of different diameters to each length of 80 and 160cm. These tubes have the purpose to allow the renewal air inhaled in the System when positioned close to the charge or to the patient, and allow the loudspeaker's cone a better movement when positioned at the frontal part of the pressure generator. In this way, the measures of the levels of pressures in the system were taken: close to the generator and close to the charge, having objective to monitorate the levels of pressures that are generated, at the moment of the Forced Oscillations, making possible the implementation of systems that allow a spontaneous breath and without damages to the patient. The whole process has been accomplished using different pressure generators. Through the results was possible to conclude that there is influence of the length, diameter, and position of the tubes in the determination of the Mechanic Respiratory Impedance. It has also been defined a better structure, able to represent with quality the mechanical impedance of the system, allowing a better analysis and diagnosis about the Pulmonary Function.

## INTRODUÇÃO

No ar que respiramos, os índices de monóxido e dióxido de carbono (CO e CO<sub>2</sub>), dióxido de enxofre (SO<sub>2</sub>), dióxido de nitrogênio (NO<sub>2</sub>), ozônio (O<sub>3</sub>), dentre outros, têm aumentado muito devido à poluição, conforme relatado por Martins et al [2002]. Observa-se também um aumento considerável de problemas respiratórios, especialmente das doenças pulmonares obstrutivas crônicas (DPOC's).

As DPOC's são consideradas incuráveis e irreversíveis. Nestas enfermidades, os brônquios e os alvéolos, estruturas responsáveis pela oxigenação do corpo, são destruídos [Cruz et al, 2002]. Na fase inicial da doença, o paciente usa medicamentos e faz terapia respiratória. Na fase mais aguda, depende da manutenção de oxigênio para sobreviver.

A poluição atmosférica tem sido associada ao decréscimo da função pulmonar. Sendo as crianças e os idosos os dois grupos etários mais susceptíveis às conseqüências desta poluição. Em estudos experimentais com ratos mostrou-se que a exposição à poluição compromete de forma significativa o sistema respiratório [Martins et al, 2002].

Murray e Lopes [1997] estimaram que as DPOC's, em 2020, passarão a ocupar a terceira posição entre as principais causadoras de morte no mundo. Os autores observam que estas ocupavam a sexta posição em 1997.



Neste contexto, a mecânica do sistema respiratório apresenta-se com distinção e empenho no desenvolvimento de técnicas sensíveis para a caracterização da função pulmonar, pois a determinação da impedância mecânica do sistema respiratório consiste em significativa contribuição para a melhoria e avanço de modelos existentes. Desta forma, as propriedades mecânicas do sistema são geralmente representadas por modelos simplificados e limitados a representar o que é o complexo funcionamento do sistema respiratório [Souza e Elias, 2003].

Dentre as técnicas já desenvolvidas para a análise da função pulmonar pode-se citar: a espirometria, a pletismografia e a técnica de oscilações forçadas. A espirometria é muito utilizada e consiste em uma avaliação da medida contínua da mudança do volume pulmonar, além de ser muito conhecida por exigir um treinamento antecipado e um esforço demasiado por parte do paciente para o desenvolvimento das manobras respiratórias [Webster, 1995].

A pletismografia corporal, por sua vez, é uma técnica utilizada para determinar diferentes aspectos da função pulmonar, como: o volume pulmonar, volume residual das vias aéreas, resistência das vias aéreas, podendo-se ainda, determinar o fluxo sanguíneo pulmonar. O pletismografo corporal é um recipiente hermético, ou seja, completamente fechado, e é desta forma, considerado como um ambiente claustrofóbico para a realização do exame. No entanto, é um instrumento extremamente versátil que se tornou importante para a fisiologia respiratória [Guyton, 1988].

A técnica de oscilações forçadas (TOF) destaca-se por apresentar-se como um procedimento não invasivo na avaliação da impedância mecânica respiratória. Indivíduos anestesiados, de idade muito baixa ou muito alta, ou por algum motivo, incapazes de realizar os exames tradicionais, poderiam ser beneficiados pela característica de cooperação mínima exigida pela TOF [Melo et al, 2003]. Esta técnica consiste na

geração de pequenas oscilações de pressão na boca do paciente, que por sua vez, respira espontaneamente. Os sinais de pressão e fluxo medidos na entrada das vias aéreas são utilizados como parâmetros na determinação da impedância mecânica respiratória [Navajas e Farré, 2001a].

A TOF utiliza geradores de pressão com saídas senoidais [Dubois *apud* Peslin, 1986] que podem ser implementados com pistões mecânicos ou alto-falantes. Os geradores com pistões mecânicos apresentam a vantagem de serem perfeitamente rígidos, possuírem a facilidade de ser conhecido o volume utilizado e a facilidade na determinação do fluxo e da pressão envolvida no sistema. No entanto, estes geradores possuem desvantagens como: grande limitação à resposta em frequência e custo elevado.

Os geradores de pressões com alto-falantes se destacam por possuírem uma ampla faixa de frequência de operação, facilidade na produção de sinais complexos e custo reduzido. Apesar destas vantagens, existem também inconveniências: a pequena rigidez do cone resulta nas não linearidades no momento do deslocamento, além de impossibilitar a determinação exata do volume do ar [Fialho, 2002].

As montagens de geradores de pressão com alto-falante são mais utilizadas e permitem o ajuste da frequência e da amplitude do sinal de pressão [Peslin e Fredberg, 1986]. As amplitudes dos sinais de pressões, geralmente são limitadas entre 1 e 2 hPa (pico a pico), com o objetivo de não causar desconforto ao paciente e, sobretudo procurar manter condições da linearidade no sistema respiratório [Rotger et al, 1991; Peslin e Fredberg, 1986].

Os geradores devem possibilitar ao paciente uma respiração confortável, além de apresentar uma baixa impedância na faixa de frequência comum ao sinal de excitação e aos sinais respiratórios do paciente [Farré e Navajas, 1991; Rotger et al, 1991].

## OBJETIVOS

Inicialmente, o objetivo deste trabalho era um estudo sobre a função de transferência de geradores de pressões implementados com alto-falantes e utilizados na técnica de oscilações forçadas (TOF). No entanto, ao longo dos experimentos, observou-se a necessidade de ser verificada a influência de impedâncias no sistema da TOF. Desta forma, o objetivo principal deste trabalho passou a ser a determinação da influência destas impedâncias implementadas em três estruturas diferentes.

As impedâncias sob estudo são conseqüências de tubos colocados entre o sistema e a atmosfera. Nesta dissertação será usada a denominação *bias*, da língua inglesa, para estes tubos por ser de uso comum na bibliografia. Para ser avaliada a influência destes *bias*, na determinação da impedância mecânica respiratória foram utilizados diâmetros diferentes relacionando para os comprimentos de 80 e 160 cm. Quando posicionados na parte frontal e selada do gerador de pressão, estes *bias* permitem um melhor movimento do cone, no momento das oscilações forçadas. Quando posicionado próximo à carga ou paciente, eles permitem a renovação e limpeza do ar no sistema.

Para avaliar a influência destes *bias* propôs-se realizar medidas de pressões na saída do gerador e próximo à boca do paciente, com o objetivo de monitorar os níveis de pressão, para que não haja alterações e desconforto, no momento das oscilações forçadas na avaliação da função pulmonar com a TOF.

Propôs-se também verificar a influência destas impedâncias realizando testes e medidas com os geradores de pressões, implementados com a carga RIC (Resistência – Inertância – Complacência). Os elementos da carga RIC representam propriedades do sistema respiratório de um indivíduo em condições saudáveis. Assim, será proposto experimentos para a análise da impedância mecânica do sistema respiratório,

sendo implementada, nas três estruturas, diferentes bias. Com este procedimento, será possível verificar a influência dos bias, além de possibilitar a escolha de uma melhor estrutura, capaz de representar com qualidade a impedância do sistema respiratório.

## JUSTIFICATIVAS

O estudo da impedância mecânica respiratória é importante para diagnósticos e avaliações de doenças pulmonares. Deste modo, tem-se a engenharia como elo de ligação entre as áreas de ciências exatas e ciências biológicas, sendo um elemento primordial para o desenvolvimento de novas técnicas e auxílio ao homem.

Desta forma, é importante o desenvolvimento de procedimentos e técnicas propondo otimizar o amparo à assistência respiratória, tendo a preocupação de oferecer conforto ao paciente no momento de exames da avaliação da função pulmonar. Observa-se também, que as doenças pulmonares obstrutivas crônicas farão muitas vítimas ao longo das próximas décadas, atingindo milhões de pessoas [Murray e Lopes, 1997].

## APRESENTAÇÃO DOS CAPÍTULOS

Para o desenvolvimento deste trabalho apresentam-se os seguintes capítulos, além das referências bibliográficas:

- ❖ No primeiro capítulo apresenta-se a Técnica de Oscilações Forçadas; suas vantagens; aplicações em diferentes problemas respiratórios; apresentam-se resultados da avaliação respiratória

utilizando a TOF, comparando-a com os resultados de outras técnicas nesta linha de estudo;

- ❖ No segundo capítulo aborda-se sobre tipos de Geradores de Pressões que foram desenvolvidos, ao longo dos tempos, incluindo alguns outros trabalhos que envolvem a caracterização e estudos sobre elementos constituintes desta estrutura, permitindo melhorias e aprimoramento do sistema da TOF;
- ❖ No terceiro capítulo descreve-se sobre o método de calibração do sistema de medição, os procedimentos de obtenção dos resultados, a composição das estruturas de testes para a avaliação da influência dos diferentes bias na determinação da impedância mecânica respiratória;
- ❖ No quarto capítulo constam-se dos resultados experimentais: medidas de pressões, na determinação da influência dos bias e medidas de pressão e fluxo, em multifrequências, na determinação das impedâncias. Nos resultados simulados observou-se o comportamento das impedâncias para diferentes valores e implementações; e
- ❖ No quinto capítulo abrangem-se as conclusões dos experimentos e simulações realizadas, discussões e sugestões para futuros trabalhos.

## CAPÍTULO 1

### A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS NA AVALIAÇÃO DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

#### 1.1 – INTRODUÇÃO

Em 1956, Dubois *apud* Peslin [1986] introduziram a técnica de oscilações forçadas (TOF) como um método não-invasivo no estudo de propriedades mecânicas do sistema respiratório. Esta técnica trabalha em uma faixa ampla de frequência possibilitando a avaliação em volumes pulmonares diferentes [Ficker et al, 2000; Peslin et al, 1999].

O estudo da TOF consiste na relação entre variações senoidais de pressões ( $P$ ) aplicadas ao sistema respiratório e o fluxo ( $\dot{V}$ ) resultante utilizando um gerador externo. Esta relação, entre estes dois parâmetros denomina a impedância mecânica do sistema respiratório ( $Z_{rs}$ ) [Peslin, 1986].

$$Z_{rs} = \frac{P}{\dot{V}} \quad (1.01)$$

A pressão aplicada ao sistema respiratório e o fluxo são expressos por:

$$P = P_0 \cdot \text{sen}(\omega t + \phi) \quad (1.02)$$

$$\dot{V} = \dot{V}_0 \cdot \text{sen} \omega t \quad (1.03)$$

sendo  $\omega = 2\pi \cdot f$ , a frequência trabalhada no sistema. Por comparação o módulo e a fase das oscilações de pressões aplicadas e o fluxo resultante causados ao sistema respiratório, possibilitam que a impedância seja expressa pelo módulo  $|Z_{rs}| = \frac{P_0}{\dot{V}_0}$  e pela fase ( $\phi$ ), em diferentes frequências, confirmando, desta forma, a existência de um sistema de segunda ordem [Michaelson, et al 1975].

A pressão do sistema respiratório pode ser expressa por duas componentes:

$$P_0 \cdot \text{sen}(\omega t + \phi) = P \cdot \cos \phi \cdot \text{sen} \omega t + P_0 \cdot \text{sen} \phi \cdot \cos \omega t \quad (1.04)$$

Relacionando a equação (1.04) com a equação (1.03) é obtido na primeira componente a pressão em fase com o fluxo e na segunda componente a pressão defasada em 90° graus em relação ao fluxo. A componente em fase é denominada de parte real da impedância e a componente em defasagem é denominada de parte imaginária da impedância, respectivamente,  $Re(Z_{rs})$  e  $Im(Z_{rs})$  [Peslin, 1986]:

$$Re(Z_{rs}) = \frac{P_0 \cdot \cos \phi}{\dot{V}_0} = |Z_{rs}| \cdot \cos \phi \quad (1.05)$$

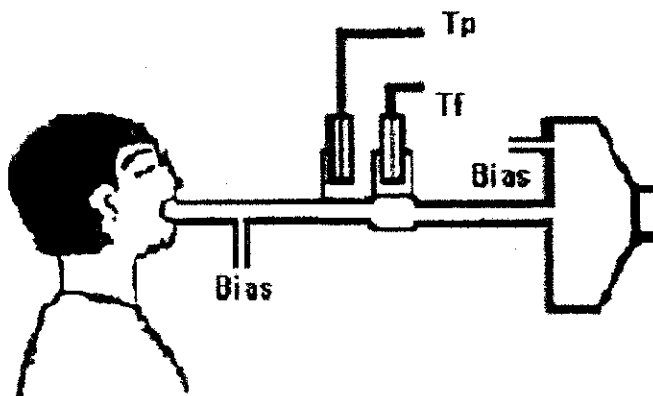
$$Im(Z_{rs}) = \frac{P_0 \cdot \text{sen} \phi}{\dot{V}_0} = |Z_{rs}| \cdot \text{sen} \phi \quad (1.06)$$

O ângulo de fase  $\phi$  é expresso por:

$$\phi = \tan^{-1} \left[ \frac{Im(Z_{rs})}{Re(Z_{rs})} \right] \quad (1.07)$$

A parte real representada pela resistência ( $R_{rs}$ ) e a parte imaginária representada pela reatância ( $X_{rs}$ ) são medidas pela TOF, podendo ser interpretadas por meio de diversos modelos do sistema respiratório. A reatância do sistema respiratório é dada pela complacência ( $C$ ) e inertância ( $I$ ). A complacência representa a elasticidade do pulmão. Em condições normais, esta complacência é de 0,13 litro por centímetro de pressão de água. Isto significa que a cada aumento de 1,0 cm da pressão alveolar, os pulmões se expandem 130 ml [Guyton, 1988]. A inertância representa o volume pulmonar. A reatância equivalente do sistema respiratório é dada pela soma das duas componentes: inertância reativa ( $XI_{rs}$ ) e complacência reativa ( $XC_{rs}$ ). Observando-se que a inertância é dada por,  $XI_{rs} = \omega I_{rs}$ , e a complacência é dada por,  $XC_{rs} = -\frac{1}{\omega C_{rs}}$ , no momento em que tanto a inertância, como a complacência apresentam suas magnitudes equivalentes, tem-se denominada a frequência de ressonância do sistema respiratório. Desta forma, no instante em que ocorre a frequência de ressonância, a parte reativa é zero e a impedância do sistema é totalmente resistiva.

Durante a respiração espontânea, a TOF impõe oscilações forçadas (pressões) de baixa amplitude, na boca de pacientes paralisados ou não paralisados [Navajas e Farré, 2001a], como ilustrado na Figura 01.



**Figura 01** – Esquema de medição da impedância de entrada do Sistema Respiratório.



Estes parâmetros podem ser medidos também próximo da boca do paciente por meio de transdutores de pressão e fluxo, TP e TF, respectivamente.

De acordo com o posicionamento em que são aplicadas as variações de pressões e onde são realizadas as medidas de pressões e fluxo resultantes, a impedância pode ser 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. [Peslin et al, 1985]

A impedância mecânica do sistema respiratório apresenta as propriedades de resistência, complacência e inertância, análogos às propriedades elétricas de resistência, capacitância e indutância, respectivamente [Michaelson et al, 1975]. A inertância é considerada, clinicamente, de menor importância.

Quando a TOF é aplicada em pacientes ventilados artificialmente, o modelo RIC, conjunto resistência inertância e complacência, representando as condições de pulmões sadios, torna-se inviável devido à complexidade do sistema respiratório do próprio paciente [Peslin et al, 1993; Beydon et al, 1996; Farré et al, 1998]. Para este tipo de aplicação, em pacientes ventilados artificialmente, deveriam ser interpretados dados de impedância respiratória em termos de modelos que levam em consideração mecanismos diferentes para que determinem o comportamento do sistema respiratório em relação às frequências oscilatórias investigadas. A impedância respiratória medida em pacientes, mecanicamente ventilados e intubados, inclui a impedância do tubo endotraqueal, no entanto, pode ser corrigida posteriormente, pela medida da pressão e fluxo com fatores de correções [Peslin et al, 1993].

A TOF tem a vantagem de que a faixa de frequência explorada pode ser modificada dependendo do objetivo da fisiopatologia. Desta forma, se é focalizado interesse em estudar as propriedades dos tecidos respiratórios, os dados da impedância em baixa frequência (abaixo de 2,0 Hz) são mais sensíveis [Farré et al, 1998].

Por outro lado, as medidas das frequências mais elevadas trabalhadas na TOF dispõem de dados mais susceptíveis para apresentar características das vias aéreas [Peslin et al, 1993]. Desta forma, deve-se definir qual o objetivo fim da pesquisa para poder selecionar a faixa de frequência mais adequada para alcançar os valores mais próximos da realidade da experiência.

A técnica de oscilações forçadas apresenta como uma de suas maiores vantagens a realização do procedimento de avaliação respiratória por meio de uma respiração espontânea ao invés de expirações forçadas, como na espirometria. Assim, a técnica apresenta-se como um método rápido, devido a cooperação mínima, especialmente por crianças ou pacientes que possuem dificuldades respiratórias, ou que sejam incapazes de cooperar com manobras forçadas como em outros procedimentos de avaliação respiratória.

Em alguns artigos pesquisados, os resultados adquiridos das propriedades mecânicas do sistema respiratório, nas condições em que os pacientes encontravam-se paralisados ou ainda, mecanicamente ventilados, são comumente medidos por meio da técnica de oclusão e analisadas por regressão multilinear [Peslin et al, 1993]. De acordo com os autores, a resistência e a elastância respiratória medidas na entrada das vias aéreas, e supondo que seja mínima a contribuição dos músculos respiratórios, apresenta a pressão das vias aéreas como equivalente à pressão transpulmonar [Navajas e Farré, 2001b; Peslin et al, 1993]. A pressão transpulmonar é expressa pela diferença entre a pressão das vias aéreas e a pressão esofágica. No entanto, a pressão exercida pelo gerador externo, utilizado

na TOF, é aplicada à boca do paciente por meio de variações de frequências e amplitudes, resultando nas oscilações forçadas.

Desta forma, a TOF aplicada a uma certa frequência, permite a avaliação não invasiva da mecânica respiratória em pacientes que têm apoio respiratório artificial independente do grau de atividade dos músculos respiratórios. Para minimizar a influência dos músculos respiratórios, no momento das aquisições dos sinais de pressão e fluxo respiratório, é solicitado ao paciente pressionar as bochechas com a palma das mãos, e no nariz é colocado um clipe nasal resultando na respiração apenas oral [Farré et al, 1995].

## 1.2 – PESQUISAS BIBLIOGRÁFICAS

Na faixa de baixa frequência, Hayden et al [1998] utilizaram a TOF na análise da resposta fisiológica da inalação do salbutamol, em dois grupos: crianças com dificuldades respiratórias e crianças saudáveis. Neste contexto, a impedância de entrada do sistema respiratório foi trabalhada na faixa de 0,5 a 20 Hz com a pressão transrespiratória de 20 cmH<sub>2</sub>O. No espectro da impedância respiratória foi possível estimar alguns parâmetros do sistema respiratório como a resistências das vias aéreas, inertância, elastância e constante de fase de amortecimento. Este experimento utilizou pausas respiratórias que poderiam ser produzidas pela oclusão das vias aéreas, tendo os pulmões das crianças inflados pela pressão de 20 cmH<sub>2</sub>O. No momento da pausa respiratória é colocada na criança uma máscara facial conectada ao gerador de oscilações (alto-falante) e, desta forma, são efetuadas as medidas de pressão e fluxo [Hayden *et al.*, 1998].

O gerador utilizado na técnica de oscilações forçadas projetado por Hayden et al [1998] utilizaram 16 componentes no intervalo da faixa de frequência trabalhada. A amplitude do sinal ocasionou ruídos no sistema para altas frequências. Os mais baixos valores obtidos de pressão foram de 1,3 cmH<sub>2</sub>O e de fluxo foi 0,085 litro.s<sup>-1</sup>. Os sinais de pressão e fluxo utilizaram um filtro passa-baixa em 25 Hz. Com a administração do salbutamol foi possível detectar pela TOF a diminuição da resistência das vias aéreas, em 11 % do total de crianças em teste, ou seja, foi estatisticamente expressiva a diminuição da resistência das vias aéreas tanto no total de crianças com dificuldades respiratórias como nas crianças saudáveis. Os resultados desta pesquisa demonstraram que a TOF foi sensivelmente suficiente na detecção da resposta broncodilatadora em crianças, sendo considerada apropriada na metodologia desenvolvida [Hayden et al, 1998].

Para a determinação da impedância mecânica respiratória os transdutores de pressão e fluxo são posicionados a uma certa distância do tubo endotraqueal. Considera-se que há alterações na resposta em frequência devido a influência dos efeitos dos tubos conectados, dos transdutores ao pneumotacógrafo, como também da conexão do pneumotacógrafo à entrada das vias aéreas [Farré et al, 1989]. Assim, faz-se necessário uma avaliação cautelosa da resposta em frequência não envolvendo somente os transdutores, ou as conexões, mas também se deve levar em consideração o sistema como um todo. Desta forma, observa-se que a pressão medida em pacientes ventilados artificialmente é influenciada pela relação da pressão-fluxo não linear no tubo endotraqueal. O modo mais direto para minimizar ou até eliminar os componentes causados pelas não linearidades no tubo é medir a pressão em nível traqueal ao invés de medi-la na entrada do tubo endotraqueal. Este procedimento pode ser executado usando um tubo especial que incorpora um cateter [Navajas et al, 1989] ou introduzindo um cateter na traquéia pelo tubo endotraqueal. Em ambos os casos, as não linearidades do tubo

não afetam as medidas porque a pressão registrada não inclui a pressão de gotículas no tubo. Estes dois procedimentos por registrarem a pressão traqueal diretamente apresentam a desvantagem na execução prática que necessitam para o uso do tubo endotraqueal especial ou da introdução de um cateter extra. Segundo Peslin et al [1993] é mais prático medir a pressão na entrada do tubo endotraqueal e corrigir as não linearidades para não afetar na medida da impedância.

Os testes desenvolvidos com a TOF vêm sendo bastante satisfatórios na avaliação de doenças respiratórias tendo a possibilidade de ser reversível a situação do paciente em relação à obstrução das vias aéreas superiores e inferiores, do que em doenças pulmonares intersticiais ou em patologias envolvendo as paredes pulmonares. Desta forma, a TOF vem se destacando como uma importante técnica nas pesquisas desenvolvidas e nas que deverão ser desenvolvidas [Demedts et al, 1991].

A TOF vem demonstrando a sua utilidade em muitas condições, como por exemplo, o valor absoluto da  $R_{rs}$  (resistência respiratória) em baixas frequências é similar ao do Pletismografo. Em casos saudáveis, a  $R_{rs}$  é quase independente da frequência ou até mesmo aumenta ligeiramente com a frequência (numa faixa de 2 a 50 Hz), exceto em crianças, na qual diminui com o aumento da frequência. A  $X_{rs}$  (reatância respiratória) é menor em baixas frequências, prevalecendo a complacência; quando a reatância se torna zero, próximo de 8 Hz, neste experimento, temos a frequência de ressonância; e quando se torna positiva em altas frequências, prevalece a inertância [Demedts et al, 1991].

O aumento na  $R_{rs}$  especialmente em baixas frequências e uma diminuição em  $X_{rs}$  quando deslocamos a frequência de ressonância para altas frequências consiste no padrão de valores da impedância ( $R_{rs}$  e  $X_{rs}$ ) em diversos estados associados com as anormalidades de funções pulmonares.

Com a utilização da TOF, pesquisadores desenvolveram estudos com indivíduos asmáticos aplicando uma análise da resposta broncodilatadora [Cavalcanti, et al, 2002] na avaliação respiratória dos pacientes. Os ensaios foram realizados em uma faixa de frequência entre 4 a 16 Hz e envolveu os seguintes parâmetros:  $R_0$  (resistência extrapolada para a frequência zero),  $dRe/df$  (inclinação da reta) e  $R_m$  (resistência média). Os ensaios avaliando  $R_0$ ,  $dRe/df$  e  $R_m$  foram utilizados observando-se os resultados pré e pós broncodilatação e tomados como referência o volume expiratório forçado no primeiro segundo pelo exame da espirometria. Com a TOF, o grupo de indivíduos normais, aplicados à prova broncodilatadora resultou numa variação muito pequena da impedância respiratória em toda a faixa de frequência estudada (4 a 32 Hz), demonstrando perfeita concordância com a fisiologia tratada. No grupo de indivíduos asmáticos a resistência apresentou-se mais elevada do que em relação ao grupo de indivíduos normais, e uma variação bem significativa para valores mais negativos da reatância com um conseqüente aumento da frequência de ressonância, presente no intervalo da faixa de 4 a 16 Hz. Estes resultados condizem com estudos desenvolvidos anteriormente [Melo et al, 1998, 1999]. Com relação ao parâmetro  $dRe/df$ , valores mais negativos são observados no grupo de pessoas asmáticas, conclui que o comportamento reflete em uma maior não homogeneidade pulmonar e em um conseqüente efeito da impedância *shunt* [Peslin et al, 1986].

No entanto, com a utilização dos broncodilatadores houve uma redução significativa na inclinação da reta ( $dRe/df$ ), concluindo-se na redução da impedância do sistema respiratório e ou em uma disposição a homogeneização do sistema. Assim, a utilização da TOF demonstra que fornece parâmetros respiratórios adequados na avaliação, envolvendo o uso de broncodilatadores em indivíduos asmáticos e pretende-se ainda, em trabalhos futuros, nesta mesma linha de pesquisa, aumentar o número de indivíduos

investigados e incluir parâmetros associados à reatância respiratória [Cavalcanti et al, 2002].

Outra aplicação da técnica de oscilações forçadas foi na avaliação de funções respiratórias considerando a variação dos índices de pressão em indivíduos portadores de obstrução leve e moderada decorrente da silicose [Cruz et al, 2002]. A silicose é contraída pela inalação da poeira de sílica e é considerada uma doença respiratória por provocar alterações irreversíveis em toda a estrutura alveolar. Esta doença não é passível de tratamento, ocasionando grandes transtornos para a saúde do trabalhador, no entanto de fato, pode ser potencialmente evitada. Somente no Brasil estima-se um número superior a seis milhões de trabalhadores envolvidos com esta área de risco. Desta forma, a TOF foi utilizada para avaliar o desempenho da resistência respiratória em trabalhadores portadores da silicose. Os resultados obtidos foram baseados nos parâmetros da espirometria. Neste contexto, os testes realizados foram desenvolvidos envolvendo: um grupo de controle; um grupo de pessoas normais a espirometria; um grupo de pessoas com obstrução leve e um grupo de pessoas com obstrução moderada. Os ensaios foram trabalhados em duas faixas de frequência: de 4 a 16 Hz e de 4 a 32 Hz. Nos resultados foram observados valores de resistência mais elevada no grupo de pessoas com obstrução moderada em relação aos demais grupos, mostrando-se bem significativa esta diferença nas duas faixas de frequência. Todo o experimento demonstrou que os resultados analisados na faixa de 4 a 16 Hz foram mais discriminativos que na faixa completa. As análises concludentes desse artigo apresentam que os resultados conferem com as alterações fisiológicas, nas quais demonstram-se mais negativas de acordo com a progressividade da doença. O grupo de controle pode ser representado por um sistema de primeira ordem, nos quais representam pulmões homogêneos, compostos por um circuito contendo Resistência – Inertância – Complacência (RIC). Os sistemas de ordens superiores são representados

pelo grupo de pessoa com obstrução leve e moderada nos quais representam uma não-homogeneidade pulmonar demandando desta forma, de modelos mais complexos [Cruz et al, 2002].

Amorim [2000] apresentou a TOF como um método de diagnóstico de doenças ocupacionais pulmonares. No seu trabalho de pesquisa o autor apresenta um valioso histórico sobre a aplicação da TOF em diagnóstico e avaliação de parâmetros da mecânica respiratória como: resistência, complacência, inertância, impedância e frequência de ressonância. Estes parâmetros foram avaliados por vários estudiosos (Peslin, Farré, Felício da Silva, Lorino, Duvivier, Demedts, Brochard e outros), relacionando e comparando resultados de avaliações pulmonares entre pessoas sadias e pessoas com DPOC, asma e outros problemas respiratórios. O autor destacou e referenciou sobre o equipamento desenvolvido no Laboratório de Mecânica Computacional – LABMEC para aplicações da técnica de oscilações forçadas.

Michaelson *apud* Amorim [2000] foi o pioneiro na análise de parâmetros da mecânica pulmonar utilizando a multi-frequência, apesar de ainda hoje serem realizados testes com mono-frequência. O autor citou que os portadores de DPOC apresentam valores de parâmetros respiratórios diferentes dos indivíduos normais.

Alguns trabalhos citados por Amorim [2000] e Duvivier [1990] acrescentam a implementação de uma redoma envolvendo a cabeça do paciente para minimizar a influência das bochechas, evitando também pressioná-las.

Silva Júnior [2003] apresentou um estudo da impedância mecânica do sistema respiratório realizado com a TOF em crianças asmáticas. Neste estudo, o autor utilizou o sistema de medição desenvolvido no LABMEC para a avaliação respiratória, comparando resultados entre crianças não portadoras e crianças portadoras de patologias pulmonares. A resistência foi confeccionada com telas de metal, apresentando uma



resposta linear em até 2,0 litro/s. O valor da resistência foi de 2,5 hPa.litro<sup>-1</sup>.s com um desvio padrão de 0,4 hPa.litro<sup>-1</sup>.s. A frequência de ressonância calculada para o sistema foi de aproximadamente 9,4 Hz e a medida com o sistema da TOF foi de 10,5 Hz. A diferença apresentada encontra-se compatível com o desvio padrão do experimento, indicando que o equipamento é capaz de determinar a impedância em pessoas.

## **CAPÍTULO 2**

### **GERADOR DE PRESSÃO**

#### **2.1 - INTRODUÇÃO**

Pesquisadores, por meio de seus trabalhos e experimentos práticos, buscam alcançar resultados positivos no sentido de evitar processos desgastantes durante a avaliação pulmonar. Desta forma, por meio das pesquisas bibliográficas focalizou-se experiências que citam material, métodos, resultados e conclusões, relacionados com tipos de geradores aplicados na TOF. Portanto, neste capítulo citam-se tipos de geradores que foram desenvolvidos, além de alguns outros trabalhos de caracterização de elementos que constituem o sistema permitindo melhorias nos resultados.

## 2.2 – PESQUISAS BIBLIOGRÁFICAS

Vários trabalhos envolvem a utilização das propriedades mecânicas, elétricas e acústicas para o desenvolvimento de mais formas de se poder simplificar o processo de avaliação do sistema respiratório.

Por conseguinte, um dos primeiros experimentos relacionados à determinação da função de transferência de geradores de pressão, e conseqüentemente, a determinação da resposta em frequência dos resultados de sistema de medidas de pressão foram apresentados no trabalho de Farré et al [1986]. Os autores utilizaram um método óptico baseado em experimentos de sistemas respiratórios eletromecânicos, Figura 02. Este sistema consistia em duas partes: a primeira de um modelo de gerador de pressão, e a segunda parte, do sistema óptico.

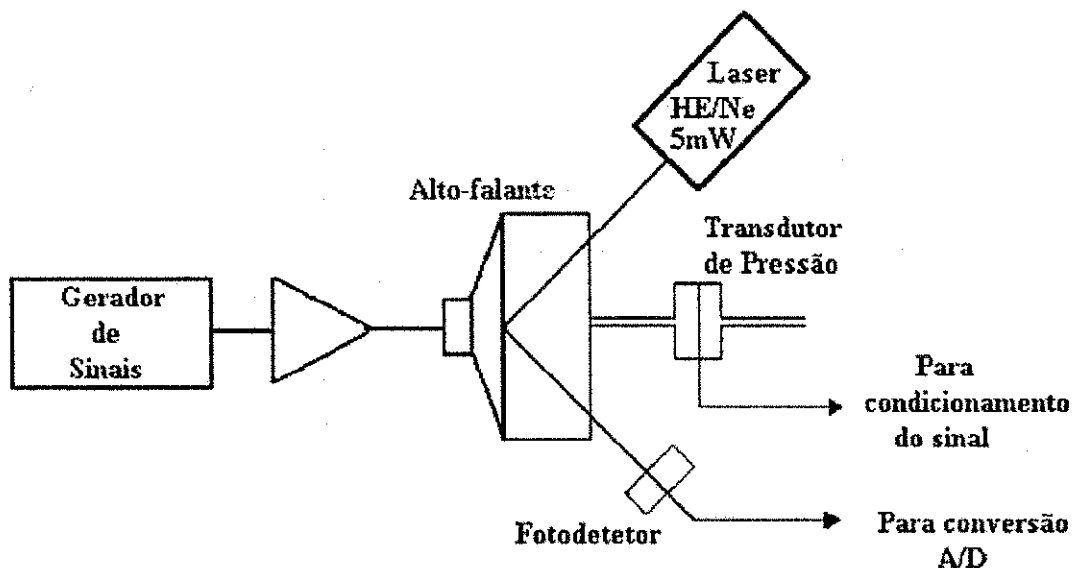


Figura 02 – Método óptico utilizado por Farré et al [1986].

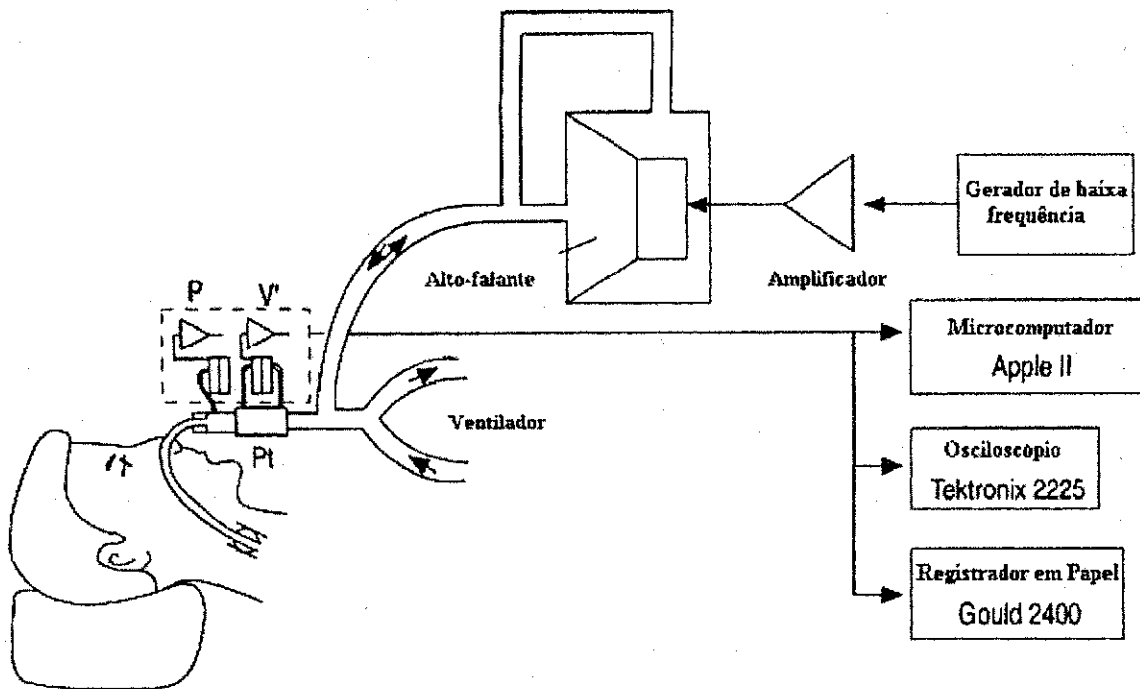
Farré et al [1986] utilizaram uma estrutura composta por um gerador de sinais que excitava, por meio de um amplificador, um alto-falante. O alto-falante estava acoplado a uma câmara cilíndrica de  $1,0 \text{ dm}^3$ , equivalente a um litro, além de ter sido hermeticamente selado, utilizando na proteção das junções pasta de silicone. O sistema óptico utilizado consistia em um laser He/Ne com potência de saída de 5 mW. O feixe de luz era direcionado em um espelho óptico posicionado no diafragma do alto-falante. O feixe refletido iluminava um sensor - fotodetector de posição (SC-10, *United Detector Technology*, USA). Este transdutor fornecia sinais elétricos dando a posição do centro do ponto de luz em cada instante de tempo, com uma resposta característica de  $1 \mu\text{s}$ . A exatidão da posição independia do tamanho do ponto. O deslocamento do diafragma do alto-falante era determinado por meio do movimento do ponto de luz no sensor. Desta forma, o ângulo de incidência podia ser ajustado, ou ainda, calibrado para obter uma sensibilidade favorável na medição. Entretanto, o ângulo de incidência produzia um deslocamento menor do que 2,0 mm, a fim de manter o ponto numa faixa linear na superfície utilizada pelo fotodetector, definindo-se, desta forma, a excursão máxima do sensor em até 2,0 mm, tornando ainda muito limitado o espaço de variação do sensor. Também neste experimento, Farré e seus demais colaboradores, utilizaram dois tipos de alto-falantes: um com cone de alumínio e outro com cone de papel recoberto por uma camada de resina seladora para aumentar a rigidez do material de forma a auxiliar na redução das distorções do sistema. Nos ensaios realizados, os dois tipos de alto-falante apresentaram um ganho constante no intervalo da frequência de zero a aproximadamente 20 Hz. Estes pesquisadores para a análise da resposta em frequência do sistema de medida de pressão, utilizaram três tipos de transdutores de pressão com conectores padrões e conexões de tamanhos diferentes, e o desempenho para as devidas calibrações não foram

afetadas nem pelas mudanças de temperatura e nem pelas mudanças de umidade [Farré et al, 1986].

Os sistemas de medidas da resposta em frequência dos transdutores de pressão, dependendo da aplicação clínica em que se encontram envolvidos, apresentam influência na resposta do comportamento dinâmico. Uma exemplificação deste tipo de influência foi apresentada por Farré et al [1986] em que no momento do registro da pressão esofágica (procedimento invasivo de avaliação do sistema respiratório) os transdutores de pressão são considerados afetados pelas propriedades do balão escolhido, cateteres e tubos utilizados.

O método óptico utilizado por Farré et al [1986] permitiu a determinação da resposta em frequência em sistemas de medição de pressões utilizados na respiração mecânica, tendo a possibilidade de trabalhar na faixa de frequência de 0 a 250 Hz. Além disso, o método apresentou uma resposta desejável e dinâmica em baixas frequências (zero a 20 Hz).

Um outro método envolvendo tipos de geradores de pressão utilizado na TOF foi desenvolvido por Felício da Silva [1992], sendo aplicado tanto em pacientes, mecanicamente ventilados, como em outros pacientes com diferentes tipos de problemas respiratórios. Neste procedimento, o autor apresentou um sistema que consistia na utilização de um pneumotacógrafo (Fleisch n.º 1) associado a um transdutor diferencial de pressão *Honeywell* 176PC ( $\pm 35$  hPa). Este conjunto encontrava-se posicionado entre a sonda endotraqueal e o ventilador artificial, e em paralelo a este último localizava-se o gerador da TOF. O gerador de oscilações forçadas possuía uma realimentação da parte anterior para a parte posterior do alto-falante que compensava as pressões geradas no diafragma do cone no momento das oscilações geradas, Figura 03.



**Figura 03** – Sistema de medição do pulmão de um enfermo [Felício da Silva, 1992].

A pressão e o fluxo da sonda endotraqueal são medidos por transdutores diferenciais de pressão e fluxo, conectados de forma a realizar tais medidas. Estas medidas foram avaliadas utilizando sucessivamente, o método de regressão linear múltipla que necessita de vários registros para a sua análise, e a técnica de oscilações forçadas utilizando por meio de um gerador de pressões uma entrada senoidal de 5, 10 e 20 Hz [Felício da Silva, 1992].

O gerador de pressão reuniu vários requisitos como: não interferir no ventilador mecânico, implicando que o gerador teria uma elevada impedância em baixas frequências; deveria suportar as grandes mudanças de pressões – acima de 60 hPa – e possivelmente desenvolver transitórios de pressão por meio do ventilador; deveria gerar pressões oscilantes na faixa de frequência de 5 a 30 Hz, com uma amplitude aproximadamente constante acima de 2 hPa pico a pico durante todo ciclo ventilatório. Estas características foram obtidas por meio do experimento da Figura 03. De acordo com

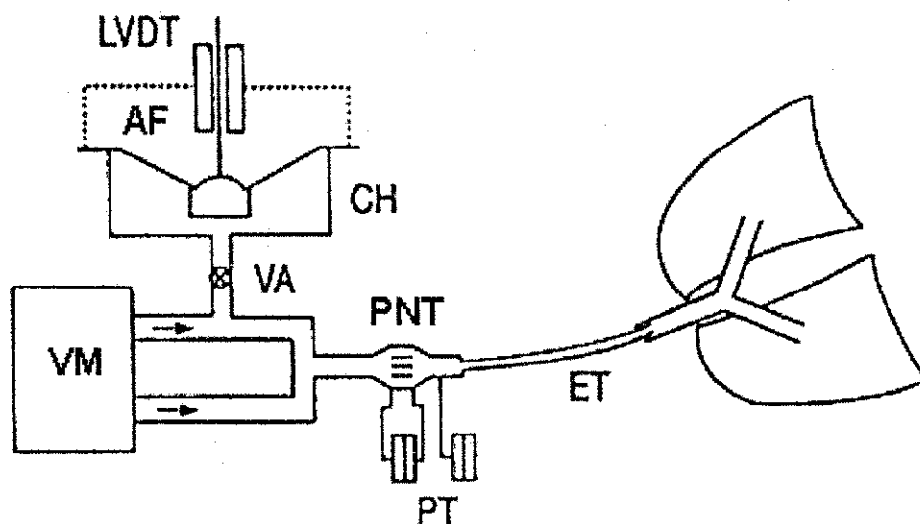


Figura 04 – Gerador servo-controlado [Farré et al, 1995].

Este gerador foi testado em dois pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica. No experimento, o paciente imóvel e mecanicamente ventilado, foi entubado procurando manter o fluxo respiratório constante, além de uma respiração tranqüila. O sistema consiste em: um ventilador mecânico (VM), uma válvula de controle (VA), um pneumotacômetro (PNT), em dois transdutores de pressão (PT) – um para medida de fluxo e um outro para a medida de pressão, um tubo endotraqueal (ET), uma câmara cilíndrica (CH) que contém o alto-falante (AF), e um transdutor de posição LVDT (*Linear Variable Differential Transformer*) [Farré et al, 1995].

O LVDT baseia-se na variação do acoplamento entre indutâncias, fornecendo uma saída proporcional ao deslocamento linear. Este transdutor tem várias vantagens quando comparado com outros métodos de medida de deslocamento. Uma delas é o não contato entre o núcleo e as bobinas, eliminando, portanto, os atritos e histereses. Isto permite uma maior estabilidade e um maior tempo de vida para o sensor. E ainda, a pequena massa do núcleo associada à ausência dos atritos proporciona uma resposta mais rápida. Outra vantagem do LVDT é a não limitação mecânica de final de curso, o que

permite ao transdutor que uma medida atinja eventualmente um valor em excesso, sem danos ao mesmo [Ferreira, 2003].

O deslocamento do cone do alto-falante no sistema servo-controlado, Figura 4, foi monitorado pelo LVDT. O núcleo móvel do transdutor de posição foi fixado na parte externa do alto-falante. A diferença entre o sinal aplicado, ou seja, a posição desejada e a posição atual do cone foram controladas por um circuito PID (proporcional-diferencial-integral) e assim, utilizado para excitar o alto-falante. Desta forma, foram realizados testes individuais com as componentes do circuito PID. A melhor resposta apresentada foi com a componente integral. Esta reduziu a constante de tempo, enquanto que mantinha o sistema estável. Neste sistema, o gerador de oscilações forçadas possuía uma válvula de controle (VA) que se interligava ao ventilador mecânico. Durante a fase inspiratória a válvula de controle do ventilador era fechada com o propósito de que o alto-falante não fosse submetido às elevadas pressões aplicadas no paciente. Durante a fase expiratória e ainda, momento em que a impedância respiratória seria medida, a válvula era aberta e as oscilações de pressões geradas pelo alto-falante foram transmitidas ao paciente através do tubo expiratório [Farré et al, 1995]. Este método pode ser aplicado tanto em pacientes paralisados como em pacientes não paralisados [Navajas e Farré, 2001a].

Com a implementação do gerador servo-controlado na faixa de frequência de 0,25 a 26 Hz, o cone do alto-falante manteve-se estável, na posição de repouso, sem apresentar alterações para pressões de cargas externas de até 17 hPa. O fluxo foi medido por um pneumotacógrafo (tipo Fleisch) e um por transdutor diferencial de pressão (Celesco LVDT, 2 hPa). A pressão foi medida na traquéia por um transdutor *Honeywell* 176 conectado por um cateter (50 cm de comprimento e 0,12 cm de diâmetro interno). No entanto, a pressão na entrada do tubo endotraqueal não era perfeitamente senoidal acarretando distorções harmônicas produzidas pelas não linearidades da relação pressão-



fluxo no tubo endotraqueal [Farré et al, 1995]. Contudo, no sistema servo-controlado ocorreu redução das não linearidades do gerador de pressão que pode contribuir para a produção de medidas de impedância mecânica mais confiáveis.

Um outro trabalho, no entanto, utilizando um sensor óptico para avaliação do deslocamento do cone do alto-falante na TOF, e com a análise espectral dos sinais de pressão e fluxo do gerador, obtiveram componentes espúrias ao sinal de 1,5 Hz aplicado no gerador de pressão. O cone do alto-falante obteve um deslocamento de até 4 mm, e a frequência foi escolhida de acordo com diversos outros trabalhos apresentados nesta faixa [Melo et al, 1996]. Resultando, desta forma, em uma diminuição considerável nas distorções harmônicas de 2,4 % utilizando um gerador em malha aberta e 0,36 %, o resultado em um gerador em malha fechada.

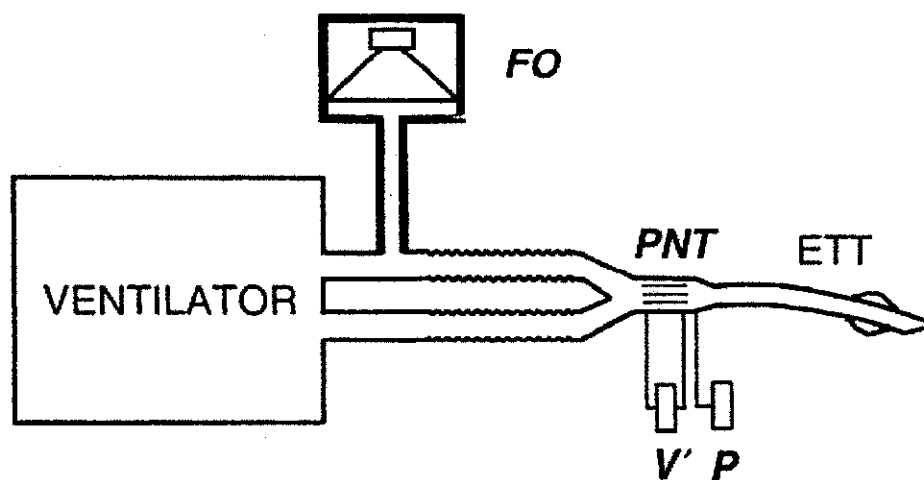
Melo et al [1996] implementaram um sistema realimentado monitorando continuamente a posição do deslocamento do cone do alto-falante com um sensor ótico, semelhante ao sistema desenvolvido por Farré et al [1986]. Neste experimento foi apresentada uma significativa diminuição das distorções harmônicas, além de considerar a região de atuação mais extensa ( $\pm 10$  mm). No entanto, fizeram-se necessárias novas experiências para serem compensadas as não linearidades do sistema. Apesar dos níveis de distorção já serem considerados bastante reduzidos.

Melo [1998] relacionando a instrumentação de geradores de pressão utilizados na TOF destacou três principais aplicações: caracterização da resposta em frequência dos transdutores de pressão e fluxo; análise do sistema respiratório pela TOF e produção de sinais arbitrários de pressão como simuladores da ventilação espontânea.

Também nesta publicação, Melo cita um modelo análogo elétrico representando o comportamento de transdutores de pressão e do pneumotacômetro. Segundo o autor, esta representação é uma extensão do modelo utilizado por Farré et al

[1989] e Peslin et al [1984]. Os elementos do modelo representam a resistência e inércia do pneumotacômetro, as resistências e inércia dos tubos de conexão, a impedância e a complacência da membrana do transdutor, a impedância devida ao gás no interior do tubo e complacências puras representando a elasticidade da parede do tubo. No entanto, observa-se nesta estrutura que os autores não referenciam a influência dos bias.

Navajas e Farré [2001] utilizaram um procedimento envolvendo a técnica de oscilações forçadas apresentado na Figura 05 para a avaliação do sistema respiratório.

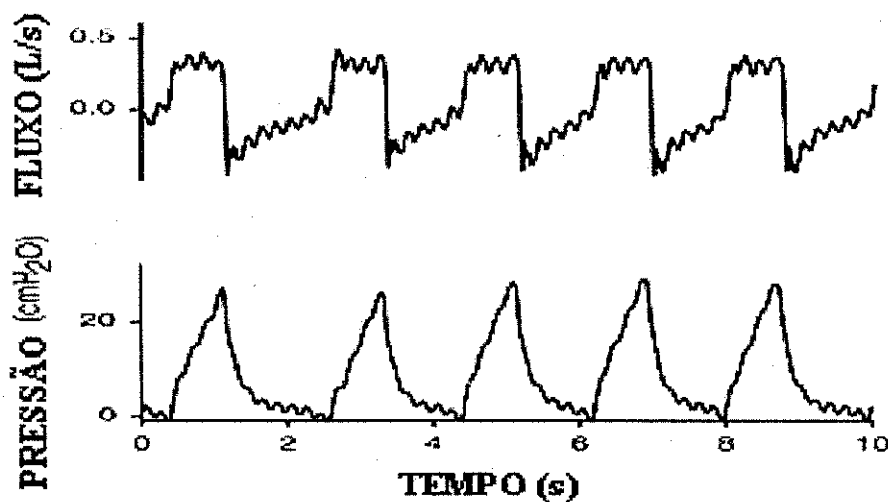


**Figura 05** – Procedimento utilizando a TOF para a avaliação de propriedades da mecânica respiratória durante a ventilação mecânica [Navajas e Farré, 2001a].

Neste procedimento para a avaliação da mecânica respiratória utilizando a TOF, observou-se um gerador de oscilações forçadas (FO) em paralelo com um ventilador. O fluxo do sistema foi registrado por um transdutor diferencial de pressão acoplado em paralelo a um pneumotacômetro, que se encontrava posicionado na entrada do tubo endotraqueal. Um transdutor diferencial de pressão, disposto na entrada das vias aéreas, registrava a pressão de entrada. A pressão obtida das oscilações forçadas puderam ser sobreposta na forma de onda de pressão do ventilador sem modificar ou interferir no

procedimento ventilatório. Na ausência de um gerador de oscilações forçadas, a TOF foi empregada desconectando o paciente do ventilador durante alguns segundos, e aplicando variações de pressões por meio de um alto-falante acoplado à entrada de um tubo endotraqueal [Navajas e Farré, 2001a].

Na Figura 06 tem-se um exemplo dos sinais de pressão e fluxo registrados durante a aplicação de 5 Hz durante o volume controlado não invasivo da ventilação mecânica em um paciente com uma parede torácica com problema restritivo.



**Figura 06** - Exemplo de sinais de pressão e fluxo [Navajas e Farré, 2001a].

Na ausência do gerador da TOF, especialmente projetado para resistir às elevadas pressões positivas, a técnica foi aplicada desconectando o paciente por poucos segundos do ventilador e aplicando-se oscilações de pressões com o auxílio do alto-falante na entrada do tubo endotraqueal [Navajas e Farré, 2001a].

Uma outra pesquisa envolvendo geradores de pressão baseados em alto-falantes para a avaliação da função pulmonar foi desenvolvida por Silva et al [2001] que

caracterizaram e aplicaram um sensor indutivo de deslocamento, sem contato, com o objetivo de monitorar a posição do deslocamento do cone do alto-falante, Figura 07.

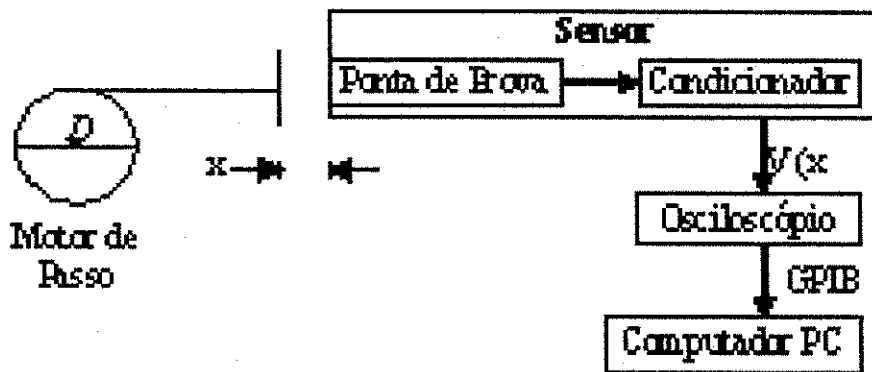
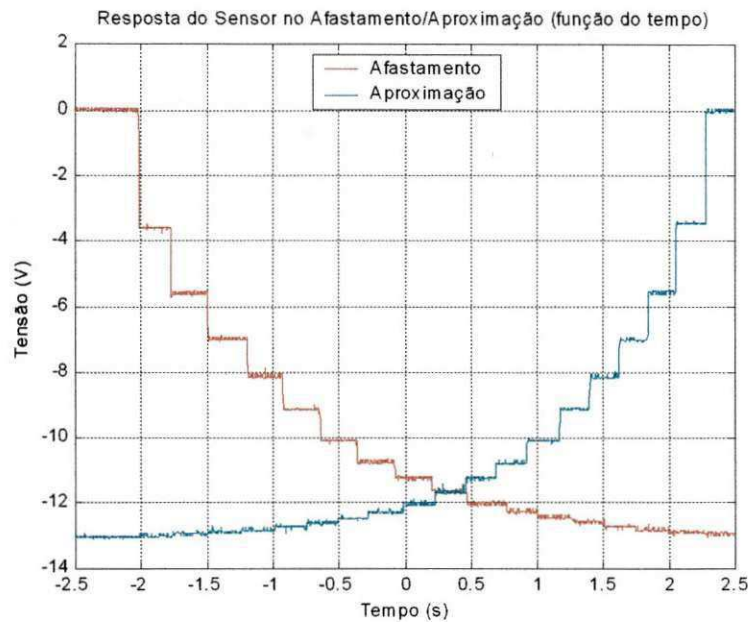


Figura 07 – Representação do arranjo experimental utilizado por Silva et al [2001a].

Este experimento foi baseado no princípio da variação da impedância em função da variação da distância relacionada à superfície do cone do alto-falante. A distância foi monitorada pelo sensor indutivo que modifica sua indutância dada à aproximação e ao afastamento deste em relação a uma placa metálica (alumínio) fixada na superfície do cone do alto-falante, posicionada paralelamente em direção ao sensor indutivo.

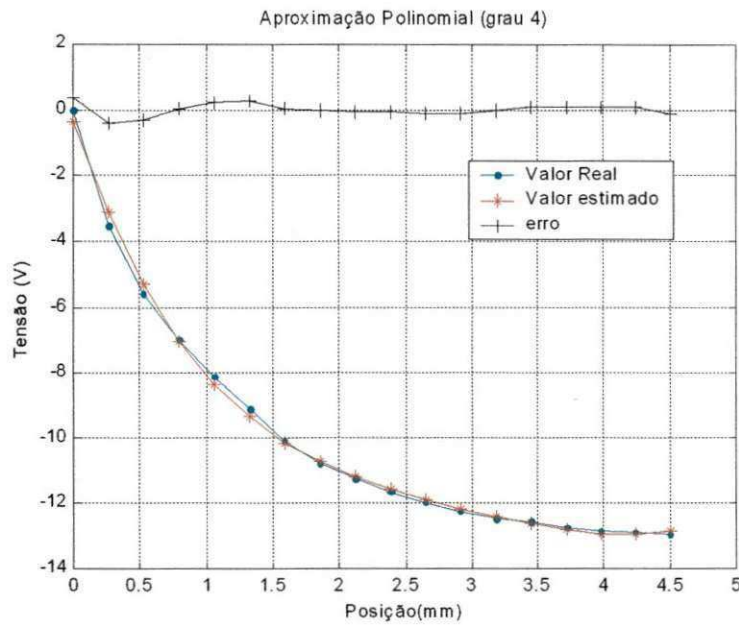
O sensor indutivo, por sua vez, fornece um sinal elétrico que variava de acordo com a movimentação do cone do alto-falante. Com os testes realizados os autores concluíram que as curvas do sinal fornecido pelo sensor versus à distância da placa metálica, na aproximação e no afastamento, são praticamente as mesmas, Figura 08, [Silva et al, 2001a].



**Figura 08** – Resposta do sensor na aproximação e no afastamento [Silva et al, 2001a].

Desta forma, para aplicações em avaliação da função pulmonar, nas quais são impostas pequenas variações da posição do cone do alto-falante, o sensor apresentou boas características de linearidade, para deslocamentos na faixa de 0,53 a 1,59 mm, além de possuir boas características de repetibilidade e não apresentar histerese [Silva et al, 2001a].

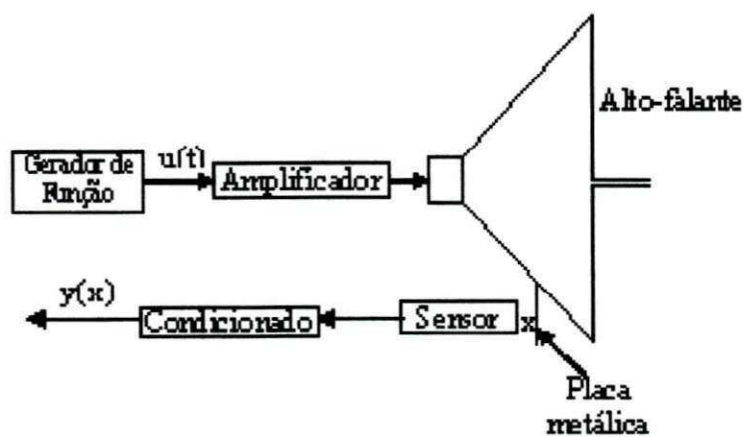
Na Figura 09 apresenta-se a função característica, tensão na saída versus deslocamento, do sensor utilizado na monitoração do cone do alto-falante, ou gerador de pressão. O modelo de polinômio de quarto grau obtido pela técnica dos mínimos quadrados pode ser trabalhado na faixa de 0 a 4,5 mm, tendo resultados aceitáveis para aplicações nos estudos de funções respiratórias utilizando a TOF [Silva et al, 2001a].



**Figura 09** – Função característica do sensor indutivo de deslocamento

[Silva et al, 2001a].

Em seguida, Silva et al [2001b] aplicaram a caracterização do sensor indutivo de posição em um método que determinasse a função de transferência de geradores de pressão, Figura 10.



**Figura 10** – Representação do arranjo experimental utilizado por Silva et al [2001b].

Na determinação da curva da resposta deste gerador de pressão foi considerado o ganho do amplificador. Assim, para a determinação da função de transferência apenas do alto-falante, faz-se necessário subtrair o ganho do amplificador, considerado neste trabalho como linear. Observou-se ainda, que ocorreram picos na curva do ganho, entre as frequências de 25 e 135 Hz, correspondente a 70° graus e 220° graus na curva de fase, características relacionadas ao tipo do cone do alto-falante e da câmara onde se encontra montado. Nesta experiência foi utilizado um alto-falante de cone de papel sem qualquer tratamento, muito menos aplicação de resina seladora [Silva et al, 2001b].

A comparação dos resultados obtidos no trabalho de Silva et al [2001], e aqueles apresentados por Farré et al [1986] concluiu que a rigidez do material utilizado na fabricação do cone do alto-falante contribuiu com o aparecimento de harmônicos de ordem superiores em relação à frequência fundamental. Para aplicações com frequências do sinal de excitação de até 10 Hz, faixa na qual são realizadas as maiorias dos testes clínicos de avaliação respiratória. Os alto-falantes com cone de papel mostram-se satisfatórios por apresentarem pequenas distorções harmônicas nessa faixa.

Uma outra pesquisa realizada por Fialho [2002] envolvendo alto-falantes utilizados como geradores de pressão na instrumentação aplicados na TOF foi desenvolvida com o objetivo de analisar o comportamento desses geradores bem como a determinação das suas características para que fosse possível comparar com outros modelos de geradores e se obter um melhor modelo na aplicação da TOF. Além disso, fez-se necessário a caracterização do sensor utilizado para a medição do deslocamento do cone do alto-falante. Desta forma, o trabalho envolveu tanto a caracterização do sensor, bem como a caracterização dos alto-falantes, levando-se em consideração ainda, algumas características que influenciavam nos resultados dos testes realizados como, por exemplo: potência, diâmetro, resistência e condições de fixação. Por meio dos experimentos, Fialho

[2002] observou que quanto maior o diâmetro do alto-falante, maior é a variação do ângulo de fase versus a frequência, além de quanto maior a potência do alto-falante, maior é o seu ganho e ainda tem-se que os alto-falantes de diâmetros menores apresentaram uma resposta em frequência bem melhor do que os com diâmetros maiores.

Segundo o autor, durante os experimentos, a análise do comportamento da resposta em frequência medida por meio do deslocamento do cone do alto-falante utilizando-se de uma placa de alumínio posicionada tanto na parte posterior como na parte anterior do alto-falante foi possível obter uma curva uniforme do módulo e da fase até uma determinada faixa de frequência. E em relação aos alto-falantes com diâmetro menores observou-se que a resposta em frequência foi igual para qualquer posicionamento da placa de alumínio no cone do alto-falante nas frequências até 200 Hz, e em relação aos alto-falantes com diâmetros maiores este comportamento somente se verificou até a frequência de 100 Hz. Para uma análise mais apurada do comportamento dos alto-falantes e a placa de alumínio utilizada no cone, no momento da medição do deslocamento deste, utilizou-se placas com massas diferentes e concluiu-se que por meio de diferentes medidas foram detectadas variações nas respostas, no entanto, em proporções consideradas desprezíveis. Desta forma, a metodologia utilizada foi capaz de demonstrar as características dos alto-falantes nas faixas de frequências aplicadas. No entanto, acima de 100 Hz ocorreram níveis elevados de oscilações descaracterizando o alto-falante como um cone rígido, e a sua rigidez tornou-se bastante evidente nas baixas frequências [Fialho, 2002].



## CAPÍTULO 3

### **MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO**

#### **3.1 – INTRODUÇÃO**

A calibração, citada por Ferreira [1999], é dada por uma operação em que se estabelece uma correspondência entre as leituras de um instrumento e os valores de uma grandeza física. As leituras podem ser as medidas de grandezas físicas que se classificam em duas categorias: medidas diretas e indiretas.

A medida direta de uma grandeza é o resultado da leitura de uma magnitude mediante o uso de instrumento de medida, como por exemplo, um comprimento com uma régua graduada, ou ainda a de uma corrente elétrica com um amperímetro, a de uma massa com uma balança ou de um intervalo de tempo com um cronômetro.

Uma medida indireta é a que resulta da aplicação de uma relação matemática que vincula a grandeza a ser medida com outras diretamente mensuráveis.

Como por exemplo, a medida da velocidade média  $\bar{v}$  de um carro, que pode ser obtida através da medida da distância percorrida ( $\Delta x$ ) e o intervalo de tempo ( $\Delta t$ ), sendo  $\bar{v} = \Delta x / \Delta t$ .

Por mais cuidadosa que seja uma medição e por mais preciso que seja o instrumento, não é possível realizar uma medida direta perfeita. Ou seja, sempre existe uma incerteza ao se comparar uma quantidade de uma dada grandeza física com sua unidade.

Segundo sua natureza, os erros são geralmente classificados em três categorias: grosseiros, sistemáticos e aleatórios ou acidentais. Nas medidas realizadas observaram-se erros aleatórios ou acidentais que quando são pequenos tem-se uma medida exata.

O erro é inerente ao próprio processo de medição, isto é, nunca será completamente eliminado. Este poderá ser minimizado, procurando-se eliminar o máximo possível as fontes de erros.

Desta forma, fez-se necessária a calibração do sistema de medição utilizado na TOF e desenvolvido no Laboratório de Mecânica Computacional (LABMEC - UFPB). A constituição do sistema de medição da TOF é dada pela descrição do sistema de aquisição de dados e pela calibração dos transdutores de pressão e fluxo.

### 3.2 – CONSTITUIÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO DA TOF

A instrumentação utilizada pela Técnica de Oscilações Forçadas é formada por: um sistema de excitação do gerador de pressão (gerador de sinais, amplificador de

potência), sistema de medição de fluxo e pressão constituídos por um transdutor de pressão e um transdutor de fluxo e pelo gerador de pressão (alto-falante), Figura 11.

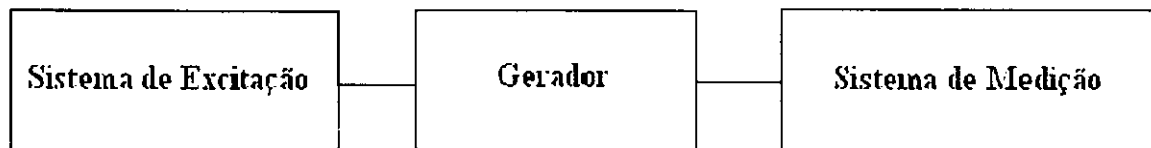


Figura 11 – Diagrama em blocos da instrumentação utilizada na TOF.

### 3.2.1 – GERADORES DE PRESSÃO

Na implementação dos geradores de pressão foram utilizados dois alto-falantes. A parte frontal destes alto-falantes encontra-se, parcialmente selada, com uma placa de acrílico ou de PVC. Tem-se um pequeno orifício para a conexão do pneumotacômetro. A parte posterior encontra-se aberta. Na Tabela 3.1 são apresentadas as características dos alto-falantes utilizados.

Tabela 3.1: Características dos Geradores

Gerador	Diâmetro (cm)	R ( $\Omega$ )	Volume Calculado ( $\text{cm}^3$ )	Potência (W)
01	19,0	8,0	821,2	100
02	7,5	4,0	427,9	60

Os geradores de pressão são excitados com sinais senoidais por meio de um amplificador de potência implementado a partir do Amplificador Operacional PA 51 da APEX  $\mu$ TECH, e de um gerador de funções da TEKTRONICS, 11 MHz, modelo CFG280.

Os níveis de tensões para a excitação dos geradores de pressão são mostrados na Tabela 3.2 e foram ajustados para a obtenção do nível de pressão de 2,0 cmH<sub>2</sub>O. Este valor de 2,0 cmH<sub>2</sub>O de pressão corresponde aos padrões citados e utilizados em artigos referentes ao sistema respiratório [Rotger, 1991; Peslin *et al.*, 1986].

**Tabela 3.2:** Valores de tensões aplicadas nos Geradores

Gerador	Tensão (volts)	Pressão (cmH <sub>2</sub> O)
01	8,0	2,0
02	4,2	2,0

### 3.2.2 – TRANSDUTOR DE FLUXO (PNEUMOTACÔMETRO)

O transdutor de fluxo utilizado para a medida do fluxo respiratório é constituído por um pneumotacômetro, tendo a ele, acoplado paralelamente, um transdutor de pressão diferencial.

O pneumotacômetro utilizado é do tipo Fleisch n. ° 2, tendo uma resistência interna ( $R$ ) disposta paralelamente no caminho percorrido pelo fluxo de ar. A diferença de pressão entre os dois lados ( $P_A$  e  $P_B$ ) do PNT é medida por transdutores de pressão que são acoplados em paralelo ao PNT. A medida do fluxo ( $Q$ ) pode ser expressa por [Melo, 1998]:

$$Q = \frac{P_A - P_B}{R} \quad (3.01)$$

Os PNT's são classificados de acordo com o tipo da resistência como: 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 de metal fina. No entanto, há possibilidades de alteração dessas resistências devido à obstrução, por água ou por muco, alterando o valor da resistência. Para a correção destas alterações é recomendado utilizar o PNT 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 PNT's [Jackson e Vinegar, 1979; Buthler et al, 1986].

Jackson e Vinegar [1979] tratam da técnica de determinação da resposta em frequência dos transdutores de pressão, dos transdutores de fluxo, dos transdutores de volume e dos pneumotacômetros. Os autores mostraram que os tubos que conectam o transdutor de pressão podem influir na resposta em frequência.

O comprimento do pneumotacômetro é de 70 mm e seu diâmetro interno é de 52,6 mm. O volume calculado é de 0,15211 litro.

Para o PNT têm-se calculadas as suas componentes: complacência do PNT ( $C_{pt}$ ) equivalente a  $0,10865 \times 10^{-3}$  litro/cmH<sub>2</sub>O; a inertância do PNT ( $I_{pt}$ ) equivalente a  $4,3592 \times 10^{-3}$  cmH<sub>2</sub>O.litro<sup>-1</sup>.s<sup>2</sup> e a resistência do PNT ( $R_{pt}$ ) equivalente a  $99,4518 \times 10^{-3}$  cmH<sub>2</sub>O.litro<sup>-1</sup>.s.

Além disso, considera-se também, uma impedância adicional no sistema de medição relacionada à estrutura de conexão do PNT. Esta impedância foi denominada de impedância da estrutura de conexão ( $Z_{ec}$ ).

Desta forma, a impedância da estrutura de conexão apresenta os seguintes valores calculados: a resistência da estrutura,  $R_{ec} = 1,147859$  cmH<sub>2</sub>O.litro<sup>-1</sup>.s; a inertância,  $I_{ec} = 2,27937 \times 10^{-3}$  cmH<sub>2</sub>O.litro<sup>-1</sup>.s<sup>2</sup>; e a complacência,  $C_{ec} = 0,230606 \times 10^{-3}$  litro/cmH<sub>2</sub>O.

### 3.2.3- CARGA RIC

Nos experimentos da avaliação da estrutura do sistema da TOF, desenvolvidos no LABMEC, não foram utilizados pacientes e sim, uma estrutura implementada com a carga RIC. A carga RIC representa o sistema respiratório em condições de normalidade. Os valores de suas componentes: resistência, inércia e complacência foram definidas considerando pacientes, com sistema respiratório em condições normais, de acordo com a literatura [Peslin e Fredberg, 1986].

A carga RIC é uma analogia entre o sistema respiratório mecânico com o sistema elétrico. Desta forma, tem-se a resistência, a inércia e a complacência análogas à resistência elétrica, a indutância e a capacitância, respectivamente. Considerando também que a pressão é análoga a tensão e o fluxo é análogo a corrente elétrica.

Para a carga RIC foram confeccionadas diferentes resistências com telas de metais, as quais apresentaram linearidade na faixa do fluxo utilizado. O valor da resistência é expresso por:

$$R = \frac{P}{\dot{V}} \quad (\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{litro}^{-1} \cdot \text{s}) \quad (3.02)$$

em que  $P$  equivale a pressão aplicada, em  $\text{cmH}_2\text{O}$ , e  $\dot{V}$  o fluxo, em  $\text{litro/s}$ , ou também por:

$$R = \frac{K}{D^4} \quad (\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{litro}^{-1} \cdot \text{s}) \quad (3.03)$$

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 pode ser calculada por [Hermans e Hull, 1980]:

$$C = \frac{V}{\gamma \cdot P_{\text{aim}}} \quad (\text{litro} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}) \quad (3.04)$$

em que  $V$  representa o volume do cilindro, em litro,  $P_{am}$  é a pressão atmosférica equivalente a  $10^5 \text{ N/m}^2$ , necessitando ser convertida em  $\text{cmH}_2\text{O}$ , ou seja,  $10^5 \text{ N/m}^2$  equivale a  $10^3 \text{ cmH}_2\text{O}$ . A letra  $\gamma$  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  $\gamma$  equivale a aproximadamente 1,4 (adimensional) [Hermans e Hull, 1980].

Considerando que o cilindro da estrutura da TOF representa a complacência no sistema RIC, desta forma, têm-se os seguintes parâmetros:

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

$$V_C = \pi \cdot r^2 \cdot h \quad (3.04)$$

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

Na estrutura experimental da carga RIC tem-se um tubo de 24,2 cm de comprimento com um diâmetro interno de 25,5 mm que representa a inércia ( $I_C$ ).

Analiticamente, a inércia é determinada pela expressão:

$$I = 1,723 \times 10^{-3} \frac{l}{D^2} \quad (\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{litro}^{-1} \cdot \text{s}^2) \quad (3.05)$$

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

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

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

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

Quando ocorre a frequência de ressonância no sistema têm-se as magnitudes da reatância indutiva equivalente à magnitude da reatância capacitiva, correspondendo a

uma impedância respiratória totalmente resistiva. Deste modo, a frequência de ressonância ( $f_o$ ) do sistema é dada por:

$$f_o = \sqrt{\frac{1}{4.\pi^2.I.C}} \quad (3.06)$$

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

### 3.3 – OS BIAS NO SISTEMA DA TOF

Existem impedâncias no sistema da TOF que são conseqüências de tubos colocados entre o sistema e a atmosfera. Estes tubos, conhecidos como bias, foram implementados para o estudo com diferentes diâmetros para diferentes comprimentos.

A finalidade dos bias de acordo com a sua posição no sistema é de: renovar o ar do paciente com o meio ambiente, quando posicionado próximo à carga ou paciente e facilitar o movimento do cone do alto-falante, permitindo menor rigidez no cone, quando próximo ao alto-falante.

Para a análise da influência dos bias foram realizadas medidas de pressões tanto no gerador como na carga. Observando-se que a preocupação fundamental é em relação ao conforto do paciente, em não sentir alterações no momento da execução dos procedimentos respiratórios. Assim, as medidas de pressões foram efetuadas na faixa de 2 a 40 Hz e registradas em cada 2,0 Hz da faixa indicada. Efetuaram-se situações diferentes na implementação dos bias na estrutura da TOF:

- 1.º) Um único bias na parte frontal do gerador (alto-falante);
- 2.º) Um único bias próximo à carga;



3.º) com dois bias, um fixado na parte frontal do gerador e outro próximo à carga.

Nesta terceira implementação, os dois bias utilizados, foram implementados com os mesmos comprimentos e diâmetros, ou seja, quando se usou um bias médio de 160 cm de comprimento e este, com 0,5 mm de diâmetro no gerador, usaram-se também as mesmas características para o bias implementado próximo à carga.

Ao longo das pesquisas bibliográficas não houve descrições sobre os bias utilizados em experimentos com a TOF. Na inexistência dessas especificações, implementou-se na estrutura do sistema mecânico respiratório bias com dois comprimentos: 80 cm e 160 cm. O primeiro comprimento foi escolhido aleatoriamente, e o segundo foi escolhido para analisar o comportamento do bias dobrando-se o comprimento do primeiro.

Os comprimentos foram implementados em três diâmetros: 0,5 mm, 0,7 mm e 1,6 mm, assim denominados: bias fino (BF), bias médio (BM) e bias grosso (BG), respectivamente. O primeiro diâmetro já foi utilizado no LABMEC por Silva Junior [2003] na avaliação do sistema respiratório em crianças asmáticas. O segundo diâmetro, apesar da pequena diferença de 2 mm, foi escolhido para verificar se iria ocorrer alteração significativa nas medidas realizadas. Por último, com o diâmetro de 1,6 mm buscou-se verificar o comportamento dos bias com aproximadamente o dobro do segundo diâmetro. Desta forma, tem-se na Tabela 3.3 as características dos bias utilizados.

**Tabela 3.3:** Características dos Bias

<b>Bias</b>	<b>Diâmetro (mm)</b>	<b>Comprimento do tubo (cm)</b>
<b>BF</b>	0,5	80 e 160
<b>BM</b>	0,7	80 e 160
<b>BG</b>	1,6	80 e 160

### 3.4 – SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS

O sistema de aquisição de dados foi efetuado pela placa DAC-801/802, tendo como fabricante a QUATEK. A faixa máxima de amostragem desta placa é de 40 kHz. Cada versão da placa possui sua própria faixa de ganho selecionado por software. A série 800 apresenta uma entrada analógica de 12 bits.

### 3.5 – CALIBRAÇÃO DO TRANSDUTOR DE PRESSÃO

O transdutor de pressão é um transdutor do tipo piezoelétrico e tem como modelo uma configuração em Ponte de Wheaststone, modelo 170PC. No momento que uma pressão é aplicada na porta  $P_1$  ou porta  $P_2$ , é obtido um diferencial de tensão na saída, proporcional a pressão produzida. Desta forma, utilizou-se a faixa de pressão de zero a 2,0  $\text{cmH}_2\text{O}$  nos experimentos realizados.

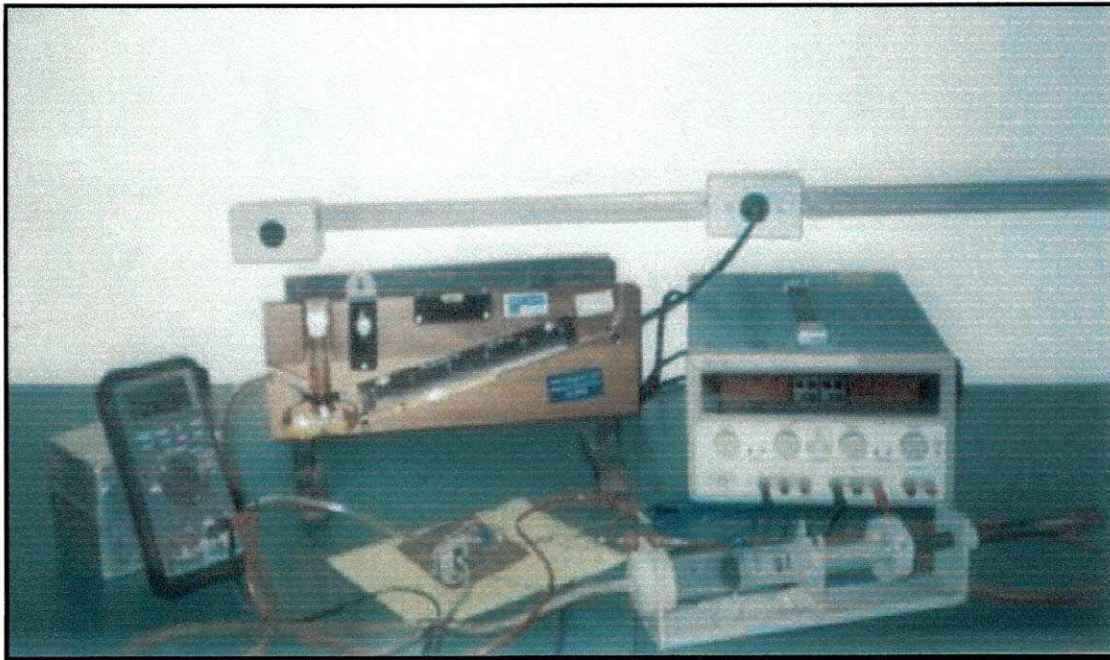
Esta faixa de pressão é a mais citada e trabalhada nos experimentos utilizados pela TOF. O principal objetivo deste nível de pressão é permitir ao paciente respirar confortavelmente [Rotger, 1991].

Para a calibração deste transdutor de pressão foram utilizados:

- 1) Transdutor de pressão, HONEYWELL, modelo 170PC;
- 2) Coluna inclinada com nível de pressão de zero a 50  $\text{mmH}_2\text{O}$ ;
- 3) Multímetro Digital, MINIPA, modelo ET-2400;
- 4) Fonte de alimentação de  $\pm 12$  volts, MINIPA, modelo MPC-3003D;

Na calibração, o padrão utilizado para a medição dos níveis de pressões foi a coluna inclinada com nível de pressão na faixa de zero a 50 mmH<sub>2</sub>O do LABMEC.

A calibração foi realizada de forma a obter 1,0 cmH<sub>2</sub>O para 1,0 volt. Na calibração do transdutor de pressão foram conectados os elementos citados conforme Figura 12, na qual tem-se a estrutura montada e utilizada no LABMEC.



**Figura 12** – Caracterização do transdutor de pressão.

### 3.6 – CALIBRAÇÃO DO TRANSDUTOR DE FLUXO

Para a calibração do transdutor de fluxo estimou-se a faixa de zero a 2,0 litros/s. Desta forma, o transdutor foi calibrado para 2,0 litros/s corresponder a 5,0 volts. Este nível de 5,0 volts é o limite da tensão máxima utilizada pela placa de aquisição de dados.

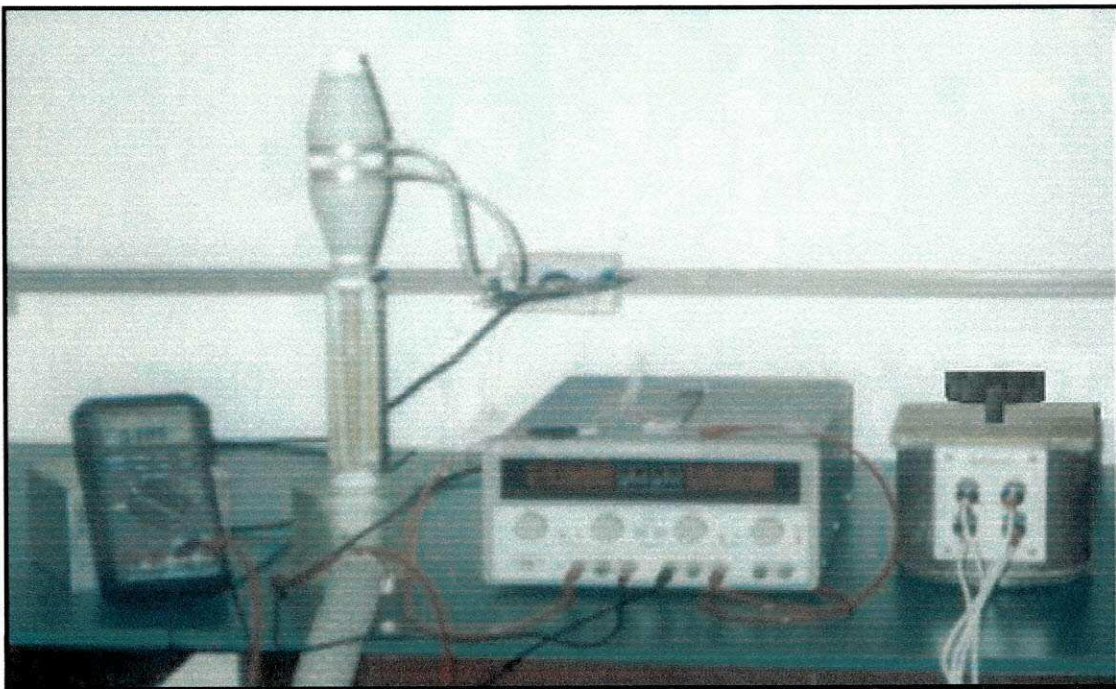
Na calibração do transdutor para medição de fluxo utilizou-se:

- 1) Fonte de alimentação de  $\pm 12$  volts, MINIPA, modelo MPC-3003D;

- 2) Rotâmetro para a medida de fluxo do LABMEC;
- 3) Multímetro Digital, MINIPA, modelo ET-2400;

Na calibração do transdutor, o padrão utilizado para a medição dos níveis de fluxo foi o rotâmetro do LABMEC.

As variações de fluxo correspondem às variações de tensões medidas pelo multímetro digital. Tais medidas foram efetuadas seis vezes na faixa de zero a 2,0 litros/s, na ordem crescente e decrescente da aplicação do fluxo, Figura 13. Em seguida, obteve-se a média destes valores e obteve-se a curva característica do transdutor.

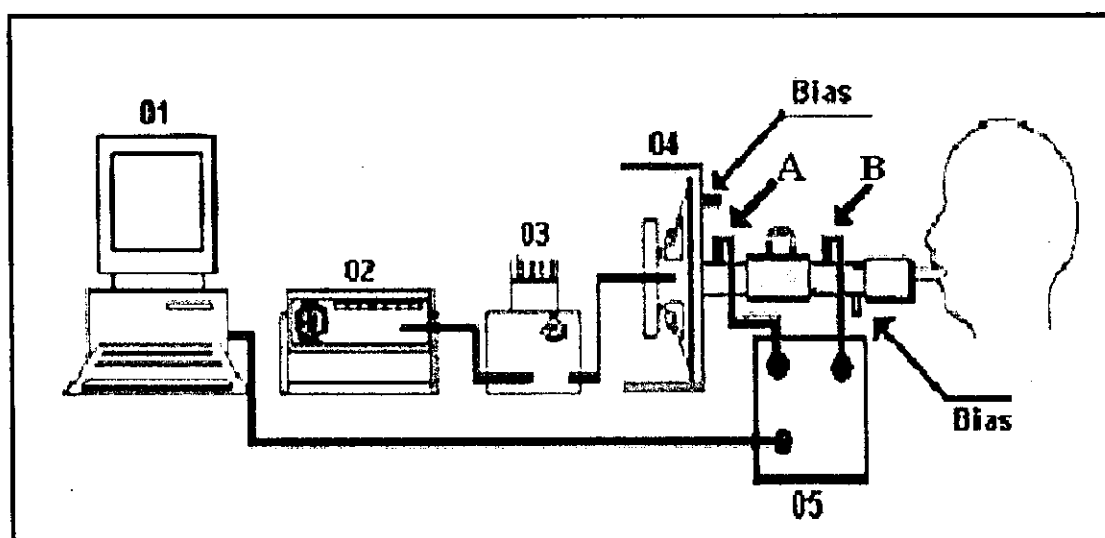


**Figura 13** – Caracterização do transdutor de fluxo.

As curvas características, tanto do transdutor de pressão como do transdutor de fluxo, encontram-se no capítulo de resultados.

### 3.7 – MEDIDAS DE PRESSÃO

A estrutura experimental, Figura 14, foi utilizada para a aquisição das medidas de pressões e está constituída por: (01) microcomputador; (02) gerador de sinais; (03) amplificador; (04) alto-falante e (05) por dois transdutores de pressão: TP1 e TP2, respectivamente estão indicados apenas os pontos de medidas (A e B), além da posição de conexão dos bias.



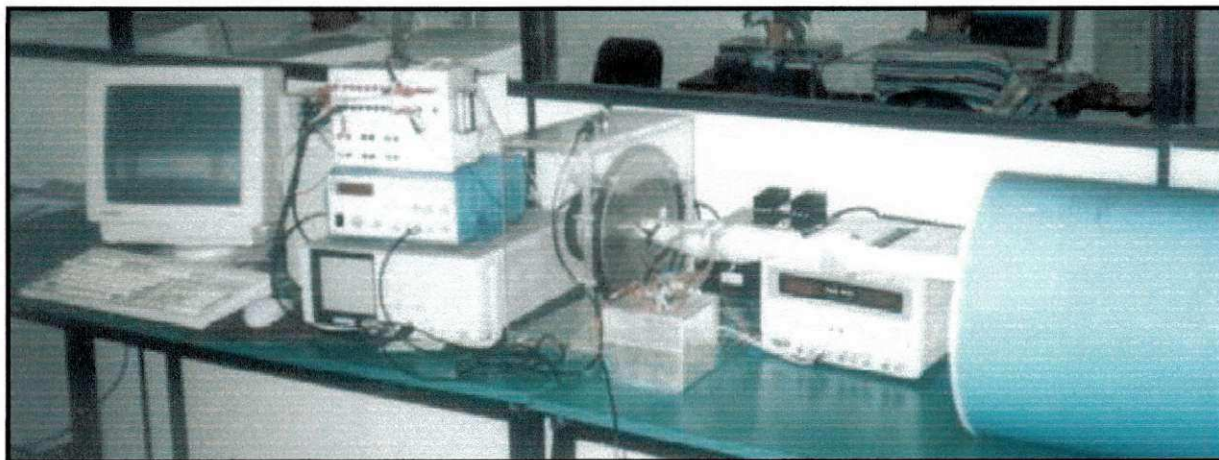
**Figura 14** – Estrutura de Medição [modificado de Silva Júnior, 2003].

Para a obtenção dos níveis de pressão no sistema de medida da TOF considerou-se a realização das medidas de pressão em dois pontos nomeados de A e B. O primeiro ponto (A) está localizado próximo ao gerador, na parte frontal, e selado do alto-falante, que corresponde a pressão exercida pelo gerador. O segundo ponto (B) localiza-se após o PNT e anteriormente à carga, correspondendo à pressão obtida da carga (paciente).

O gerador de sinais senoidais fornece os padrões de referência (tensão e frequência) ao amplificador, que por sua vez, estabelece o nível de potência adequado para excitação da bobina do alto-falante. O deslocamento do cone do alto-falante produz as

oscilações de pressões geradas na boca do paciente. A monitoração e aquisição do sinal de pressão são realizadas por meio da placa de aquisição que processa os dados de pressão, utilizando um software intitulado *forçadas*, o qual foi desenvolvido no laboratório LABMEC – UFPB.

Apresenta-se na Figura 15 a estrutura montada no LABMEC/UFPB.



**Figura 15** – Estrutura de medição da TOF no LABMEC/UFPB.

Desta forma, encontrou-se no LABMEC, um ambiente adequado para a realização das medidas. Estas, por sua vez, foram realizadas inúmeras vezes para ser obtido uma medida mais precisa.

## **CAPÍTULO 4**

### **RESULTADOS**

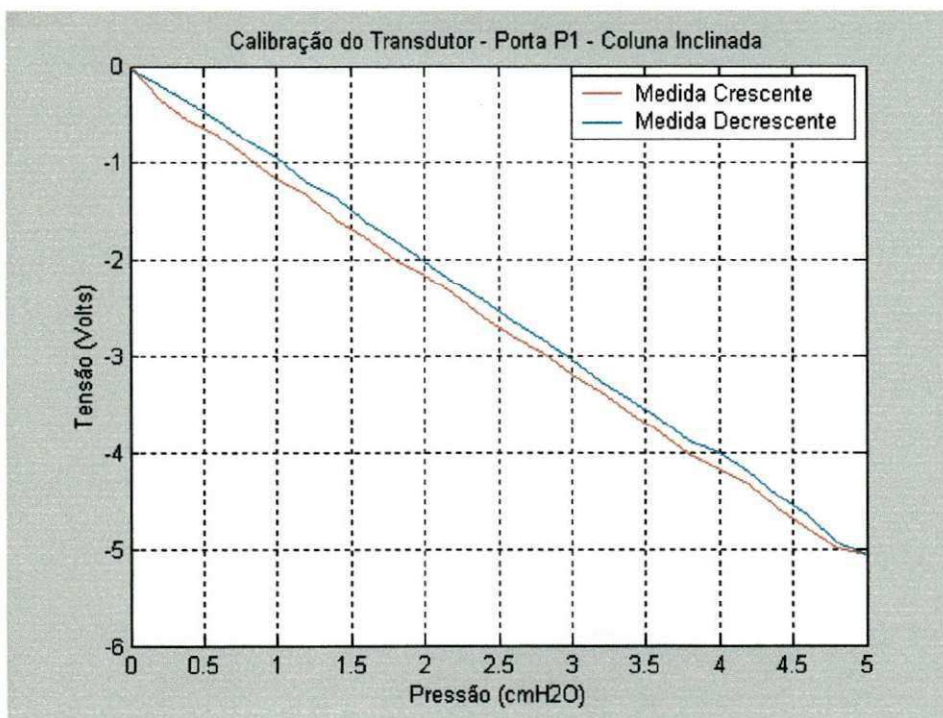
#### **4.1 - INTRODUÇÃO**

Na análise dos geradores de pressão, primeiramente, realizou-se a calibração dos transdutores de pressão e fluxo. Em seguida, efetuaram-se as medidas de pressão, na saída do gerador e próximo à carga. A análise da pressão refere-se à preocupação de serem gerados níveis de pressões que permitam uma respiração normal e espontânea ao paciente, ou seja, sem perturbação ao sistema respiratório. Posteriormente, obtiveram-se as medidas de pressão e fluxo, para análise da impedância mecânica da estrutura montada para o sistema da TOF, relacionando os bias implementados em cada medida. Deste modo, apresentam-se as curvas características da calibração dos transdutores de pressão e fluxo, e em seguida, são apresentados resultados das medidas da impedância RIC utilizada para representar o sistema respiratório.

## 4.2 – CURVAS CARACTERÍSTICAS DOS TRANSDUTORES

### 4.2.1 – TRANSDUTOR DE PRESSÃO

Para as curvas características dos transdutores de pressão foram realizadas calibrações obtendo o resultado tanto na porta P1 como na porta P2. As variações de pressões, crescentes e decrescentes, foram realizadas para a obtenção dos níveis de tensões correspondentes às pressões variadas. Este procedimento foi realizado seis vezes. Desta forma, apresenta-se na Figura 16 a curva característica do transdutor de pressão na porta P1.

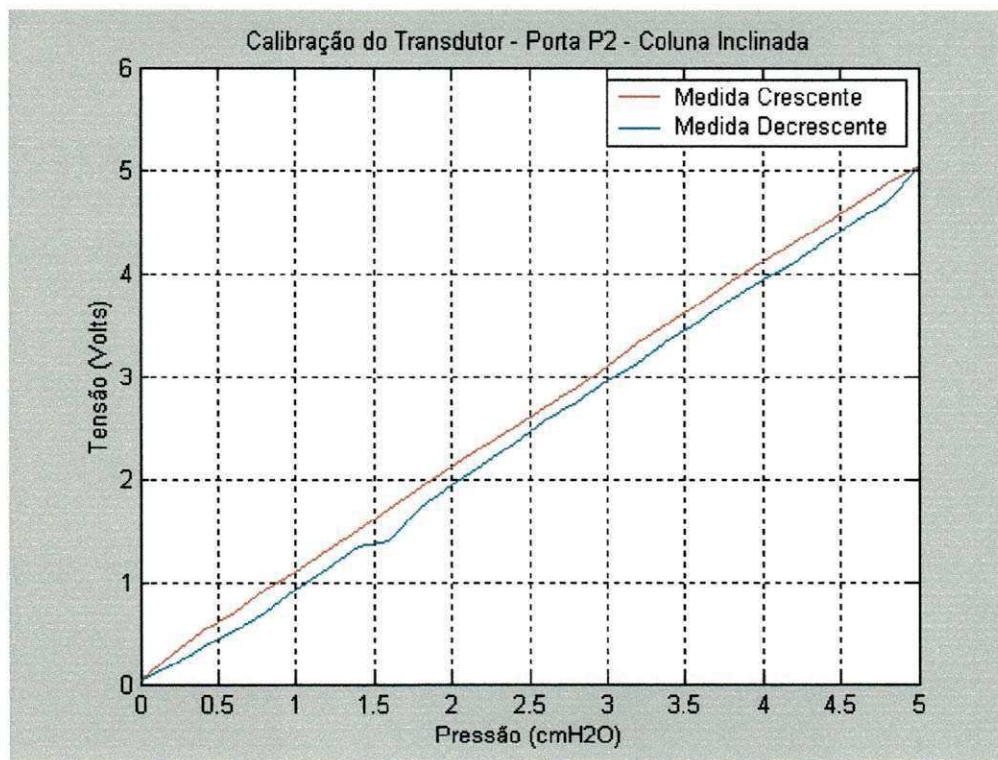


**Figura 16** – Curva característica do transdutor de pressão - Porta P1.

Para a caracterização dos transdutores de pressão foi verificada a resposta da curva característica, aplicando-se níveis de pressões em ambas as portas P1 e P2, em que na porta P1 têm-se níveis negativos de tensões e na porta P2 têm-se níveis de tensões positivos.



Na Figura 17 apresentam-se as medidas, crescente e decrescente, do transdutor na porta P2.



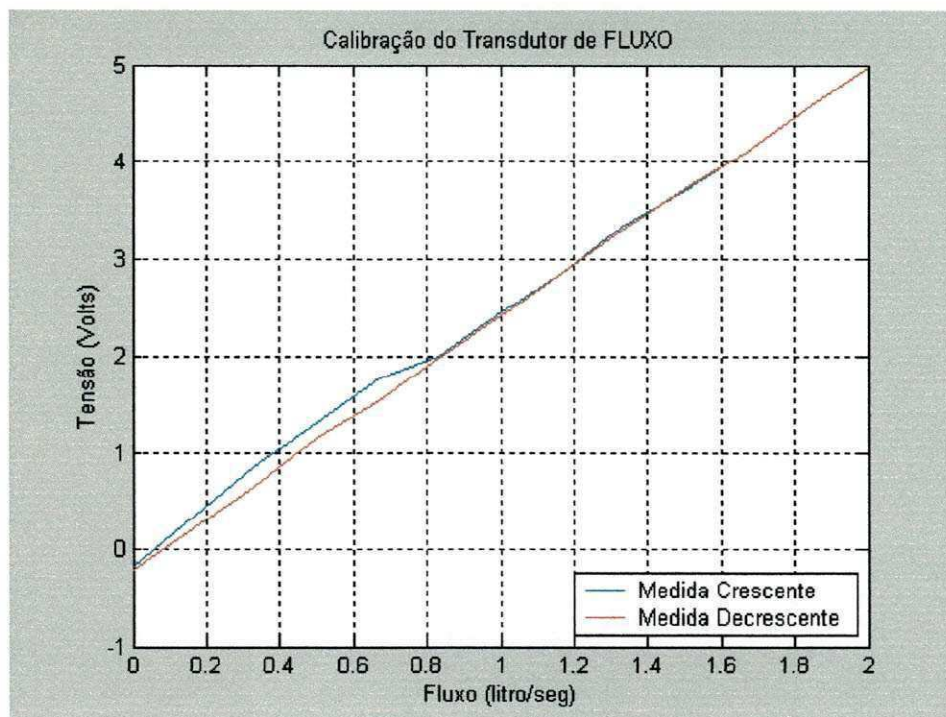
**Figura 17** – Curva característica do transdutor de pressão - Porta P2.

O resultado apresentado consta de uma pequena histerese entre as duas variações (crescente e decrescente) dos níveis de pressões aplicados ao transdutor.

#### 4.2.2 – TRANSDUTOR DE FLUXO

Na calibração do transdutor de fluxo, Figura 18, pode-se observar que há uma diferença na faixa de zero a 0,8 litro/s nos níveis de fluxos crescentes e decrescentes. Isto pode ocorrer devido a fonte de fluxo que esta sendo utilizada bem como devido a faixa

de medição do rotâmetro utilizado. Acima deste nível, o sistema é linear porque há uma maior estabilidade no fluxo gerado.



**Figura 18** – Curva característica do transdutor de Fluxo.

### 4.3 – RESULTADOS DAS MEDIDAS DE PRESSÕES

Nas medidas de pressões realizadas no sistema considerou-se, primeiramente, a aquisição do sinal de pressão próximo ao gerador denominado ponto A, em seguida, medidas próximo à carga RIC denominado ponto B.

Fez-se necessário aplicar níveis de tensões diferentes, conforme a Tabela 4.1, para o ajuste dos níveis de pressões nos pontos A e B, e em ambos geradores, pois foi observado que as medidas efetuadas, não enquadravam o limite de 2,0 cmH<sub>2</sub>O, quando na frequência de 40 Hz. Este valor de 2,0 cmH<sub>2</sub>O de pressão corresponde aos padrões citados

e utilizados em artigos referentes ao sistema respiratório [Rotger, 1991; Peslin *et al.*, 1986].

**Tabela 4.1:** Valores de tensões aplicadas para medidas nos pontos A e B.

<b>Gerador</b>	<b>Tensões no Ponto A (volts)</b>	<b>Tensões no Ponto B (volts)</b>
<b>01</b>	6,0	8,0
<b>02</b>	3,3	4,2

Foram considerados os sinais de pressões para as três estruturas:

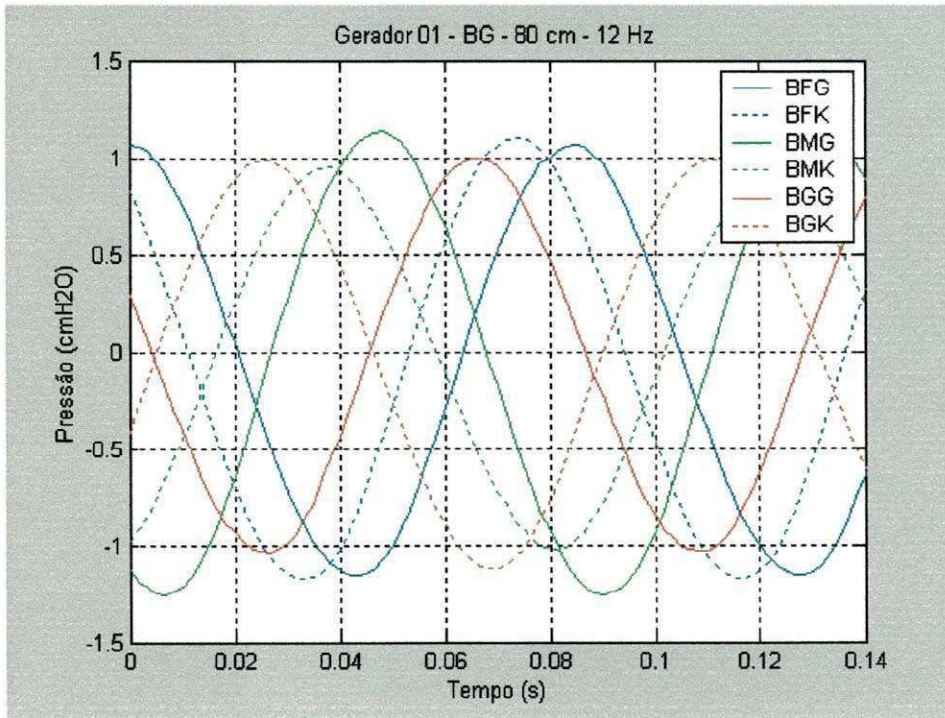
- 1 - implementação do bias apenas no gerador (BG);
- 2 - implementação do bias apenas próximo à carga (BK);
- 3 - implementação do bias em ambas posições, no gerador e próximo à carga (BG BK ou Bhf Bk).

Ao final das medidas dos níveis de pressões nos pontos A e B foram observadas alterações na fase do sinal de pressão, em cada estrutura implementada e ao longo da faixa de frequência, de acordo com os diferentes bias utilizados.

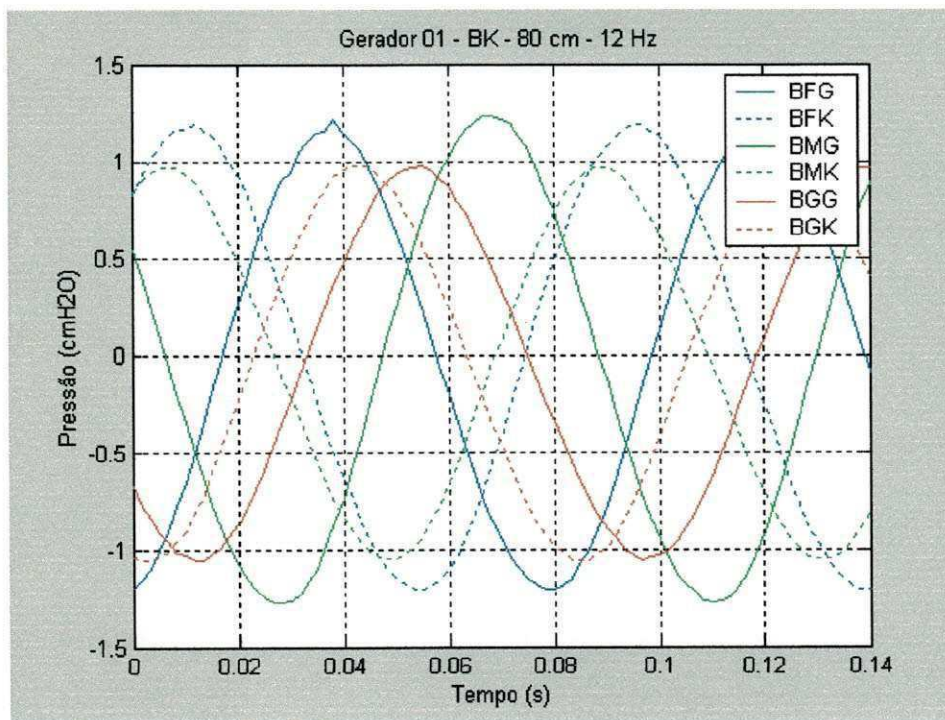
As alterações dos níveis de pressões nos pontos A e B foram realizadas no gerador 01 e no gerador 02. A seguir, demonstram-se os resultados dos níveis de pressões no gerador 01 para as três implementações: BG, BK e BG BK, respectivamente, Figuras 19, 20 e 21. Foram utilizados os bias com o comprimento de 80 cm a 12 Hz.

As linhas cheias representam os níveis de pressões medidos no ponto A, ou na saída do gerador, e as linhas pontilhadas representam as medidas dos níveis de pressões adquiridos no ponto B, ou próximo à carga.

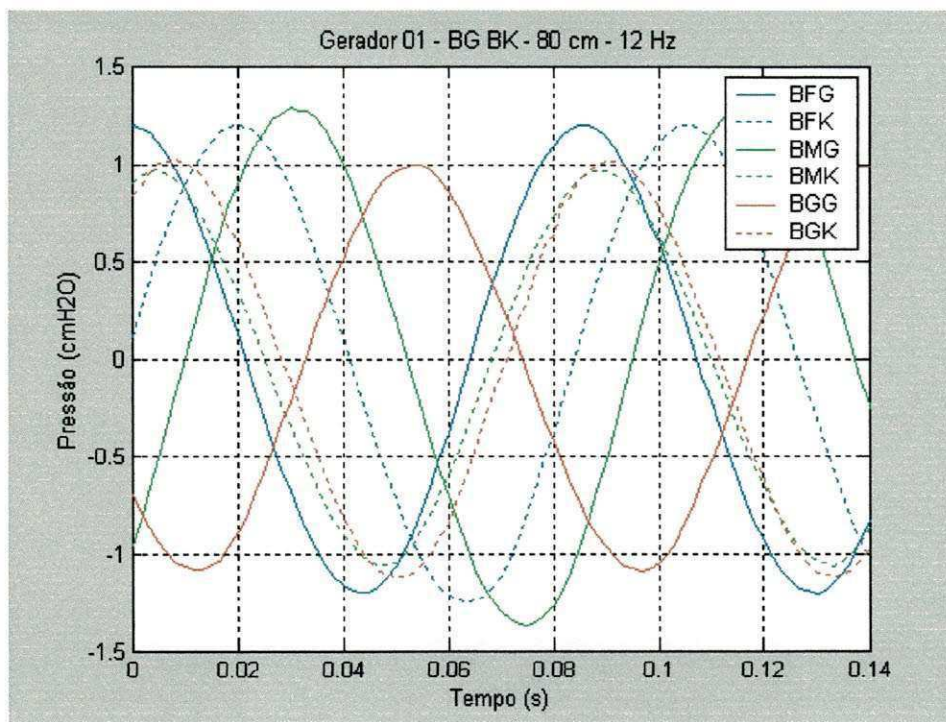
As linhas azuis, verdes e vermelhas representam os bias: fino (BF), médio (BM) e grosso (BG), respectivamente.



**Figura 19** – Implementação dos bias no gerador.



**Figura 20** – Implementação dos bias próximo à carga.



**Figura 21** – Implementação dos bias no gerador e próximo à carga.

#### 4.4 – RESULTADOS EXPERIMENTAIS DA IMPEDÂNCIA MECÂNICA RIC

Para a determinação da impedância mecânica representando o sistema respiratório consideraram-se as seguintes situações para a aquisição dos sinais de pressões e fluxo:

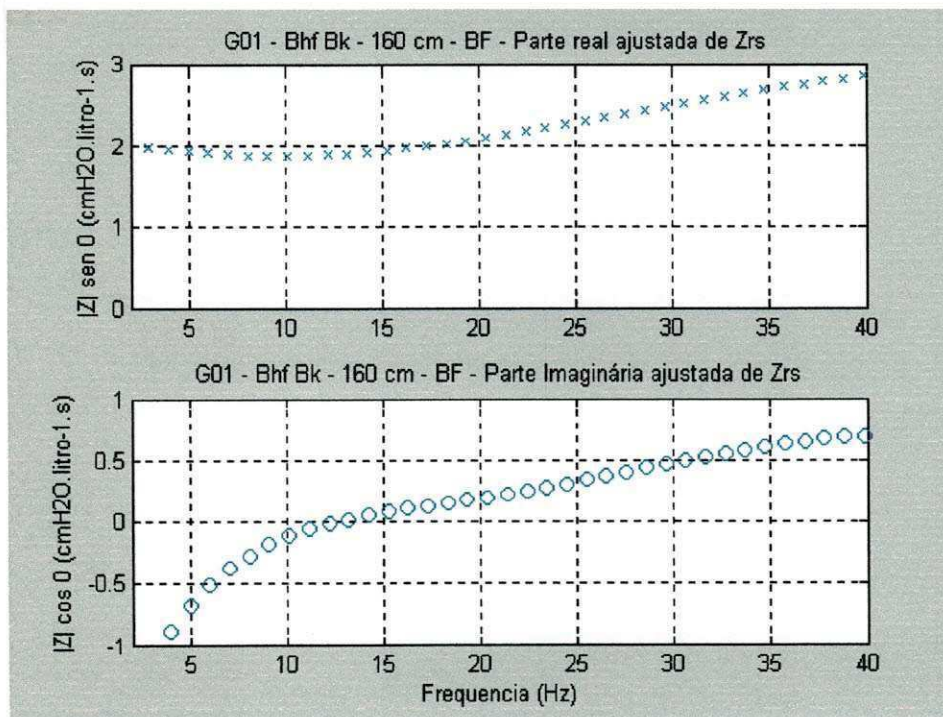
- 1.º) posicionamento dos bias no sistema;
- 2.º) comprimento dos bias;
- 3.º) diâmetro do bias.

Desta forma, pôde-se observar a influência das situações acima nas impedâncias para os diferentes bias no sistema mecânico respiratório.

Os valores das componentes da impedância RIC calculados são:  $R_{ric} = 2,5$   $\text{cmH}_2\text{O.litro}^{-1}.\text{s}$ ,  $C_{ric} = 32,3428 \times 10^{-3}$   $\text{litro.cmH}_2\text{O}^{-1}$ ,  $I_{ric} = 6,412395 \times 10^{-3}$   $\text{cmH}_2\text{O.litro}^{-1}.\text{s}^2$  e a frequência de ressonância de  $f_0 = 11,0515$  Hz.

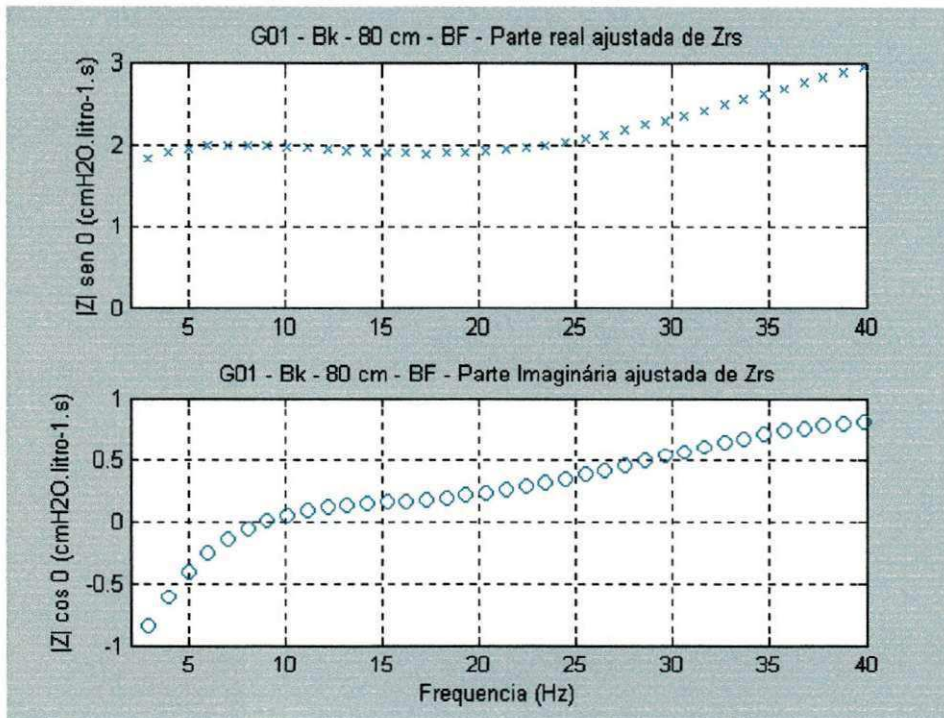
#### 4.4.1 – GERADOR 01

Na implementação das situações acima e dentre todos os experimentos desenvolvidos com o gerador 01, obteve-se o melhor resultado quando na implementação do bias no gerador e próximo à carga (BG BK ou Bhf Bk). Este resultado da impedância foi definido por ser mais próximo da impedância RIC utilizada, Figura 22. Para tanto, foi utilizado o BF de 160 cm de comprimento.



**Figura 22** – Impedância com BF de 160 cm implementado no gerador e próximo à carga.

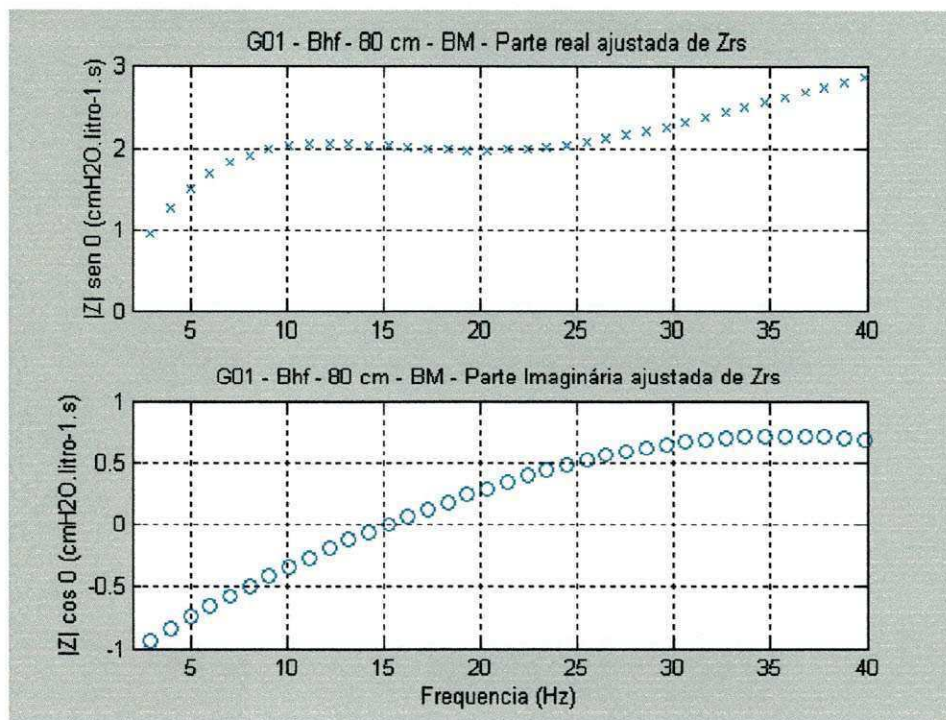
Na Figura 23 tem-se o resultado referente ao bias próximo à carga.



**Figura 23** – Impedância com BF de 80 cm implementado apenas próxima à carga.

Nesta condição do bias apenas próximo a carga, obteve-se uma melhor resposta de impedância utilizando-se o BF de 80 cm.

Na montagem com o bias apenas no gerador, obteve-se a melhor impedância utilizando-se o BM de 80 cm, Figura 24. Observa-se nesta, que a frequência de ressonância é de aproximadamente 12 Hz, a qual encontra-se bem próxima ao valor calculado e simulado para a estrutura utilizada.

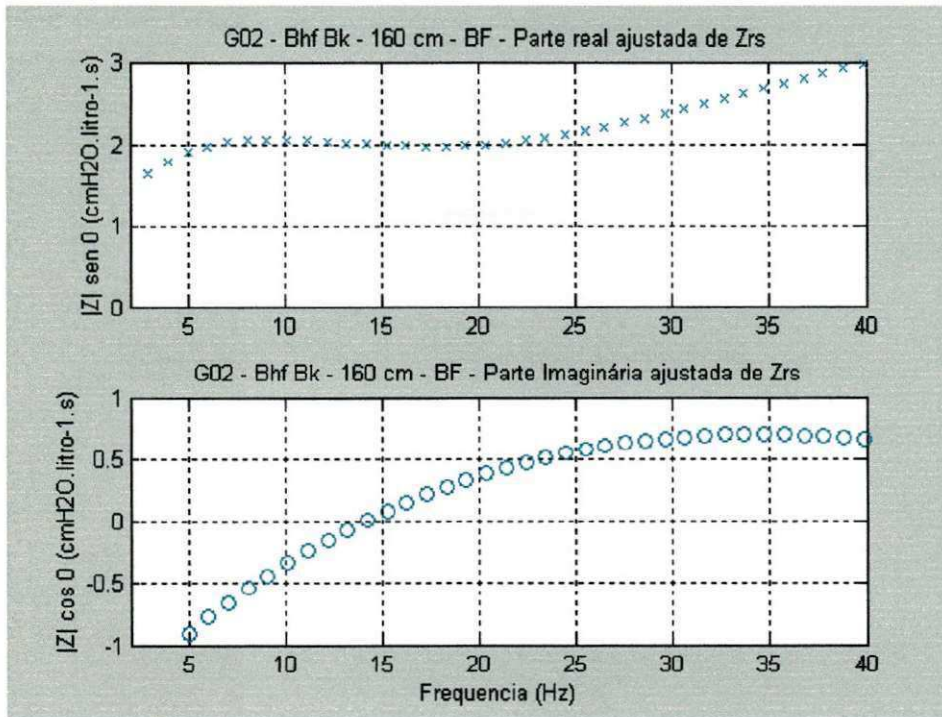


**Figura 24** – Impedância com BM de 80 cm implementado apenas no gerador.

#### 4.4.2 – GERADOR 02

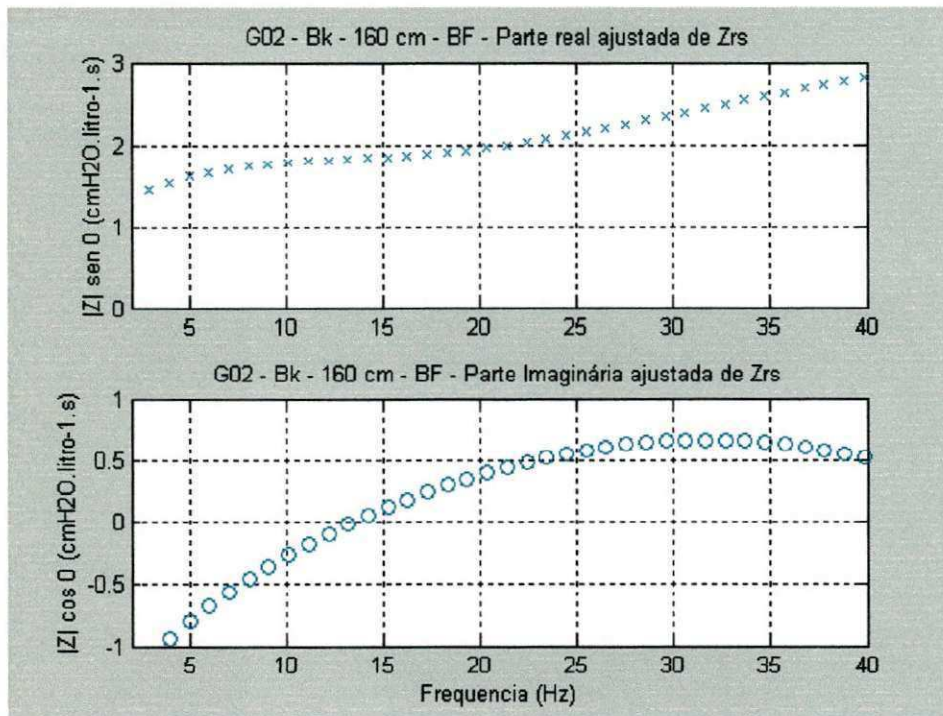
Para o gerador 02 foram implementadas as mesmas condições anteriormente citadas, e foi avaliado o melhor bias próximo da impedância do sistema trabalhado. Desta forma, na implementação do bias utilizado tanto no gerador como próximo à carga obteve-se o resultado apresentado na Figura 25.





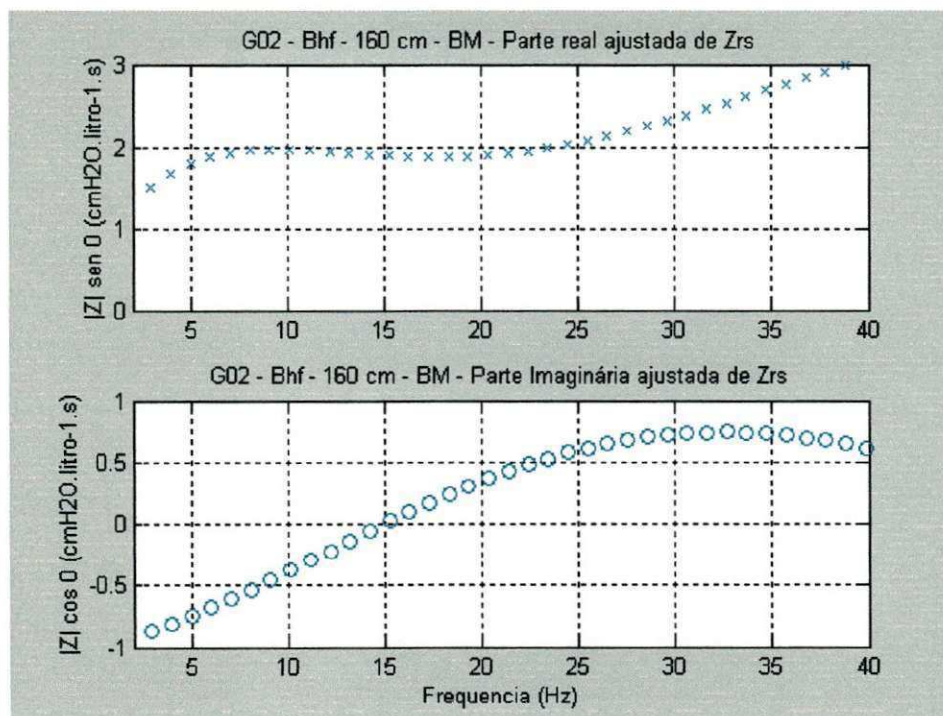
**Figura 25** – Impedância com BF de 160 cm implementado no gerador e próximo à carga.

Na implementação do bias apenas próximo à carga, obteve-se a melhor impedância utilizando o BF de 160 cm, Figura 26. A frequência de ressonância apresentada é de aproximadamente 13 Hz. Esta frequência encontra-se bem próxima ao valor calculado e simulado para a estrutura utilizada. O valor da resistência desta estrutura apresenta-se com pequenas variações.



**Figura 26** – Impedância com BF de 160 cm implementado apenas próximo à carga.

Na Figura 27 foi considerado o bias somente no gerador.



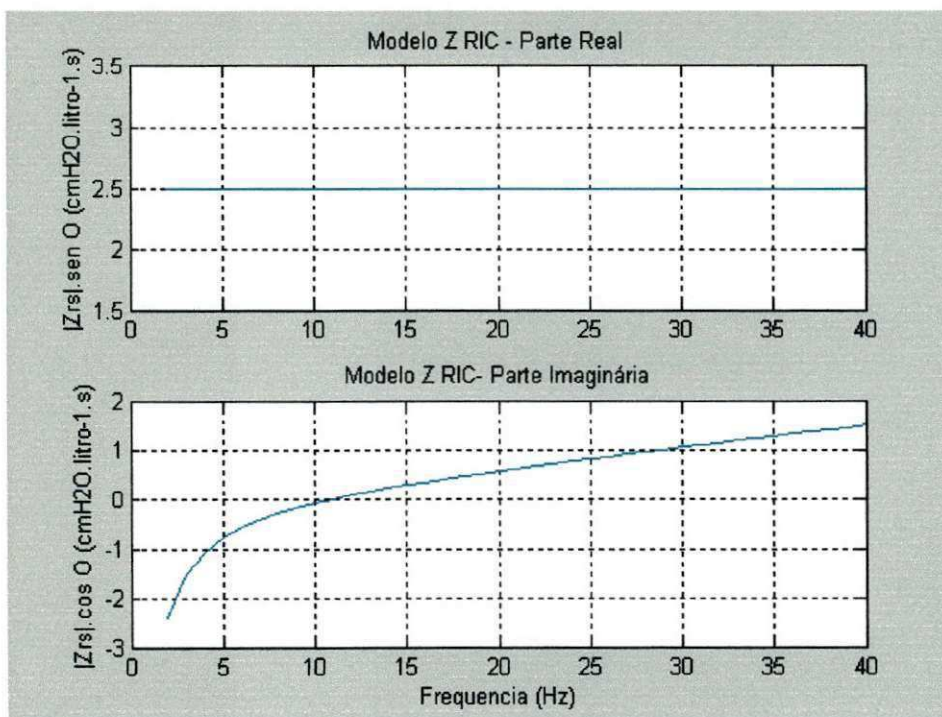
**Figura 27** – Impedância com BM de 160 cm implementado apenas no gerador.

Nesta estrutura obteve-se a melhor impedância utilizando o BM com 160 cm de comprimento. A frequência de ressonância do sistema foi de 14,5 Hz.

#### 4.5 – RESULTADOS SIMULADOS DAS IMPEDÂNCIAS MECÂNICAS

As simulações foram implementadas com o objetivo de avaliar o comportamento das impedâncias envolvidas no sistema mecânico respiratório, ou seja, se as impedâncias encontravam-se conectadas em série ou em paralelo em relação às demais.

Na determinação de impedâncias para o sistema, iniciou-se pela determinação da impedância da carga RIC ( $Z_{ric}$ ). Conforme cálculos apresentados, obteve-se a seguinte curva, Figura 28.



**Figura 28** – Impedância da carga RIC.

Observa-se na Figura 28 que a frequência de ressonância da carga está próxima a 11 Hz.

Nas simulações foram implementadas as seguintes estruturas:

- ❖ **Estrutura 01:** implementou-se a impedância do PNT ( $Z_{pt}$ ), em série e em paralelo, com a impedância da estrutura de conexão ( $Z_{ec}$ ). A esta estrutura considerou-se a impedância do bias da carga ( $Z_{bk}$ ) em paralelo. Tendo por fim, implementado ao sistema a impedância da carga ( $Z_{ric}$ ) em série ou em paralelo, e a impedância do bias do alto-falante/gerador ( $Z_{bhf}$ ) em paralelo ao sistema final, ou seja:

- $\{[(Z_{pt} \text{ série/paralelo } Z_{ec}) // Z_{bk}] \text{ série/paralelo } Z_{ric}\} \text{ paralelo } Z_{bhf}$

- ❖ **Estrutura 02:** Implementou-se a estrutura 01 retirando a impedância do bias no alto-falante/gerador ( $Z_{bhf}$ );

- $\{[(Z_{pt} \text{ série/paralelo } Z_{ec}) // Z_{bk}] \text{ série/paralelo } Z_{ric}\}$

- ❖ **Estrutura 03:** Implementou-se a estrutura 01 retirando as impedâncias tanto dos bias da carga ( $Z_{bk}$ ) como do bias do alto-falante/gerador ( $Z_{bhf}$ );

- $(Z_{pt} \text{ série/paralelo } Z_{ec}) \text{ série/paralelo } Z_{ric}$

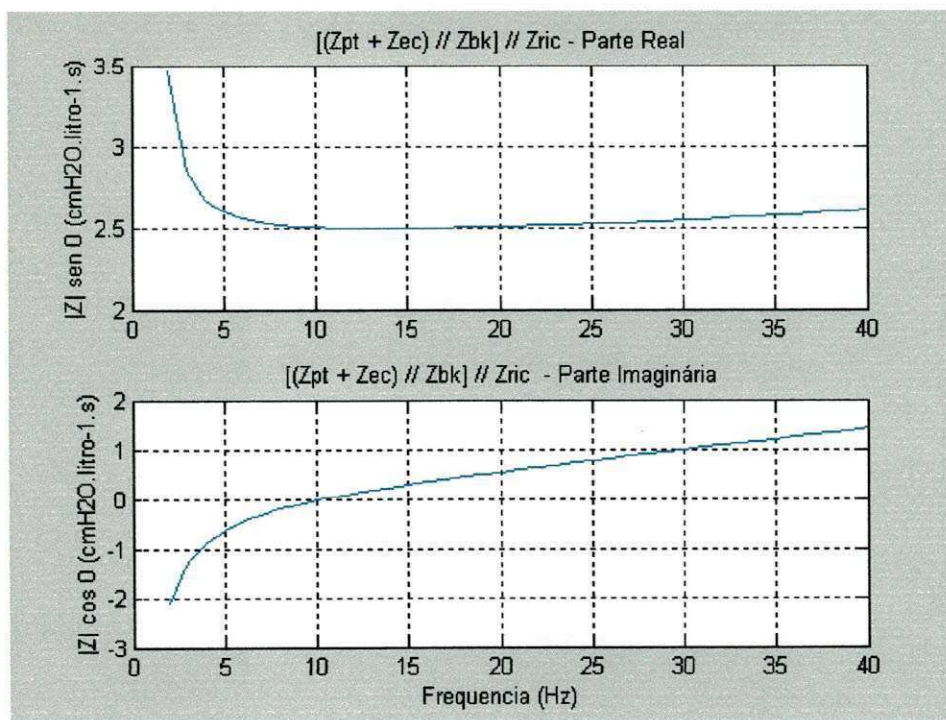
Em seguida, são demonstrados alguns dos resultados simulados considerando os elementos das impedâncias do sistema da TOF. Para a estrutura 01, simulou-se primeiro: as impedâncias dos bias do gerador e da carga ( $Z_{bhf}$  e  $Z_{bk}$ ) equivalentes; a impedância do pneumotacômetro ( $Z_{pt}$ ) em série com a impedância da estrutura de conexão ( $Z_{ec}$ ), e considerando-se apenas valores de resistência e de complacência para ambas as impedâncias.

Outra implementação efetuada considerou-se: as impedâncias dos bias  $Z_{bhf}$  e  $Z_{bk}$  diferentes; a impedância do pneumotacômetro ( $Z_{pt}$ ) em paralelo com a impedância

da estrutura de conexão ( $Z_{ec}$ ), e tendo valores apenas de resistência e de inércia para ambas as impedâncias;

Em ambas as simulações, obtiveram-se resultados bem distantes dos resultados experimentais. Desta forma, desconsidera-se que a impedância do bias no gerador ( $Z_{bhf}$ ) encontra-se em paralelo com a estrutura total.

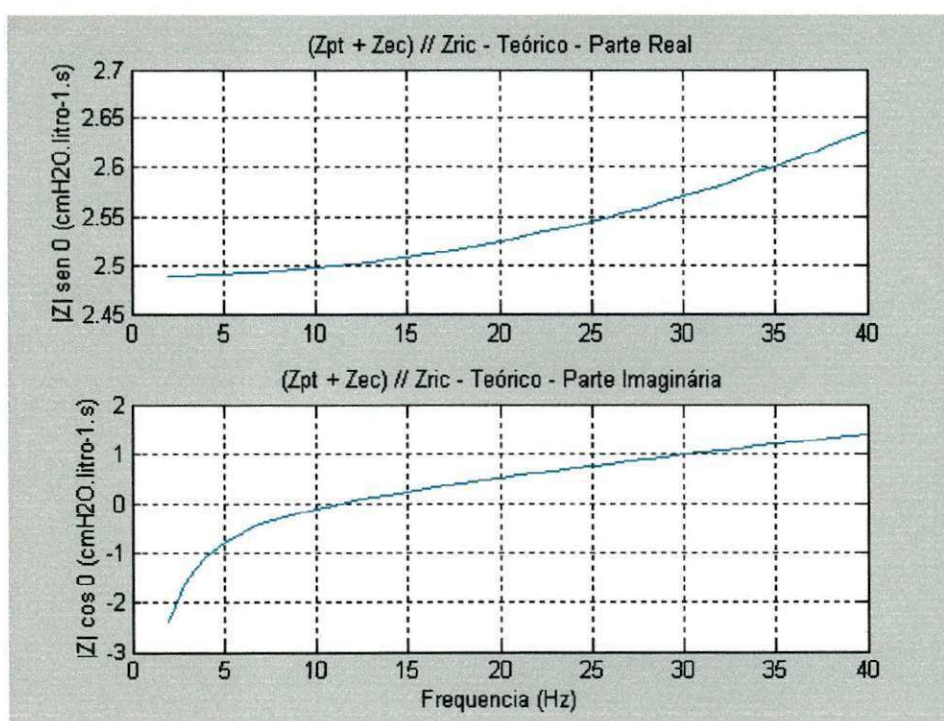
Na estrutura 02, foi retirada a impedância do bias do gerador que se encontrava em paralelo com a estrutura total. Assim, implementou-se esta simulação, considerando as impedâncias dos bias  $Z_{bhf}$  e  $Z_{bk}$  ora equivalentes, ora como impedâncias iguais; A constituição das impedâncias  $Z_{pt}$  e da  $Z_{ec}$  são dadas por uma resistência e uma complacência; Observa-se que em paralelo a este, tem-se a impedância do bias da carga ( $Z_{bk}$ ). Em paralelo a esta, tem-se a impedância  $Z_{ric}$ . No entanto, quando na escolha da forma em que a impedância  $Z_{pt}$  encontra-se em relação a  $Z_{ec}$ , observou-se que a resposta mais próxima aos resultados experimentais foi a implementação em série. Assim, tem-se a Figura 29.



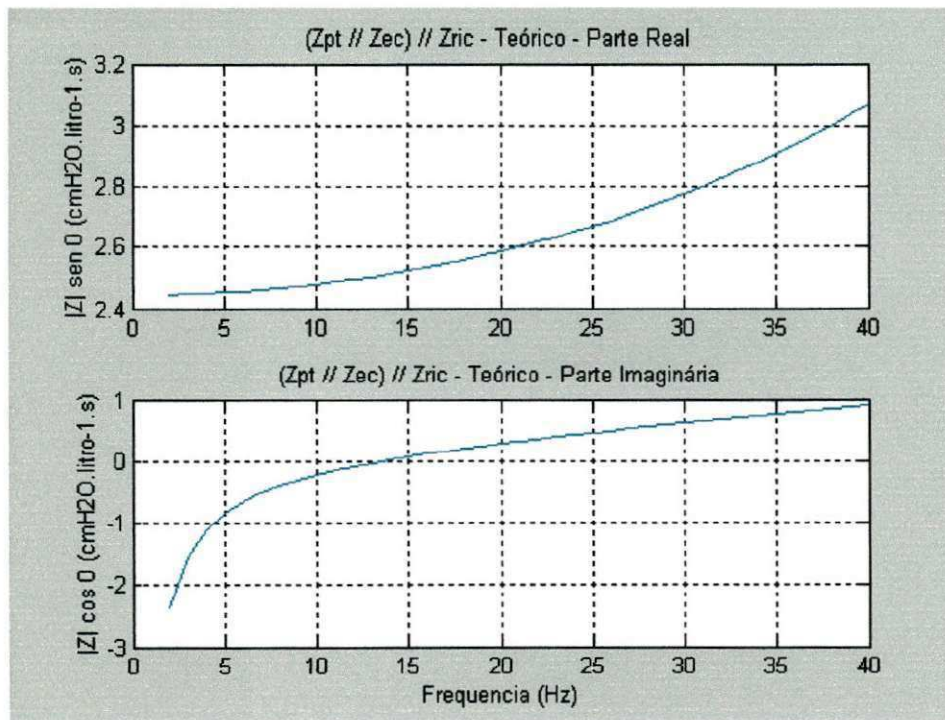
**Figura 29** – Implementação da estrutura 02:  $\{[(Z_{pt} + Z_{ec}) // Z_{bk}] // Z_{ric}\}$ .

Na estrutura 02 considerando a implementação em paralelo de  $Z_{pt}$  e  $Z_{ec}$ , o resultado não correspondeu aos experimentais.

Para estrutura 03, considerando um sistema sem as impedâncias que representam os bias, analisou-se o sistema considerando  $Z_{pt}$  e  $Z_{sm}$ , tanto em série ( $Z_{pt} + Z_{ec}$ ) como em paralelo ( $Z_{pt} // Z_{ec}$ ), Figura 30 e 31, respectivamente. Observou-se ainda, que o sistema considerado em paralelo apresenta a frequência de ressonância mais elevada do que no sistema em série.



**Figura 30** – Implementação da estrutura 03:  $(Z_{pt} + Z_{ec}) // Z_{ric}$ .



**Figura 31** - Implementação da estrutura 03:  $(Z_{pt} // Z_{ec}) // Z_{ric}$ .

A simulação permitiu observar o comportamento e a influência dos vários parâmetros na estrutura, de forma, a poder caracterizar o modelo que mais se aproxime das medidas efetuadas. Para tanto, no sistema simulado possibilitou-se a escolha da impedância dos bias, dimensionadas pelo diâmetro e pelo comprimento dos tubos utilizados.

## CAPÍTULO 5

### **CONCLUSÕES, DISCUSSÕES E SUGESTÕES FUTURAS**

#### **5.1 – CONCLUSÕES E DISCUSSÕES**

A Técnica de Oscilações Forçadas é significativa no processo de avaliação do sistema respiratório, por se destacar em pontos respeitáveis no decorrer do seu processo, como: um método não invasivo, por não ser necessário procedimentos exaustivos na execução dos testes de avaliação, por ser aplicável tanto em crianças, como em pessoas idosas que apresentem alguma impossibilidade de cooperação durante o desenvolvimento da técnica, relacionando esta última característica com as demais técnicas de avaliação do sistema respiratório [Melo, Farré, Peslin,].

Há várias publicações em que a Técnica de Oscilações Forçadas apresenta valores da impedância mecânica respiratória, ou suas componentes como: resistência, complacência, inertância e frequência de ressonância de pessoas sadias, caracterizando



assim, um padrão de normalidade do sistema respiratório [Peslin e Fredberg, 1986]. Deste modo, a TOF com estes padrões definidos, possibilita diagnosticar patologias no sistema respiratório.

Portanto, o estudo e o conhecimento de geradores de pressão são primordiais para a determinação da impedância mecânica respiratória. Dentro deste estudo, focalizou-se a necessidade de caracterizar os BIAS, pois de acordo com o seu diâmetro, comprimento e posicionamento há alterações dos níveis de pressão, influenciando na determinação da impedância respiratória.

Durante o processo de revisão bibliográfica não foi localizado registro das características ou definições dos BIAS nos procedimentos que envolviam a TOF. E assim, houve uma preocupação em se avaliar a influência destes no processo de determinação da impedância mecânica do sistema respiratório utilizando a TOF, concluindo-se sobre a sua fundamental importância e necessidade de ser caracterizado.

Nas medidas de pressões foram observadas que há influência dos BIAS na fase dos níveis de pressões, de acordo com as diferentes estruturas implementadas para os diferentes BIAS;

Faz-se necessário a especificação dos BIAS (diâmetro, comprimento e posicionamento) quando na implementação de um sistema, utilizando a TOF, na determinação da impedância mecânica do sistema respiratório;

O estudo e análise dos resultados refletem-se em um sistema com qualidade e eficácia na demonstração da impedância mecânica respiratória quando foi implementado BIAS tanto no gerador como próximo à carga. Definindo-se, desta forma, que a melhor estrutura na determinação da impedância mecânica é a utilização dos BIAS tanto no gerador como próximo à carga.

Nos resultados simulados observou-se que o BIAS no gerador não deve ser considerado em paralelo com a estrutura como um todo, como foi utilizado. Faz-se necessária uma nova simulação considerando que o BIAS no gerador representa uma impedância em paralelo com a impedância do próprio gerador (alto-falante). Para tanto, devem ser considerada e definida a impedância do gerador, e esta, considerada em paralelo ao BIAS do gerador;

Observou-se que é necessário conhecer a impedância do PNT ( $Z_{pt}$ ) e da estrutura de conexão ( $Z_{ec}$ ), pois estas influenciam na determinação da impedância mecânica respiratória. Quando conhecidas, existe a possibilidade de serem efetuadas as devidas correções;

Observou-se que há influência da estrutura em que se encontra conectado o pneumotacômetro na determinação da  $Z_{rs}$ , confirmando-se as citações de Peslin [1986] e Jackson e Vinegar [1979].

Quando na simulação do sistema:  $[(Z_{pt} + Z_{ec}) // Z_{bk}] // Z_{ric}$ , obteve-se um sistema equivalente ao sistema teórico, condizente com a frequência de ressonância e resistência. No entanto, nos resultados experimentais observa-se pequenas variações na

parte resistiva das impedâncias calculadas. Uma possível consequência disto pode ser à resposta em frequência dos transdutores de pressão e o pneumotacômetro, conforme demonstrado em artigos por Peslin et al [1972] e por Jackson e Vinegar [1979].

Com os resultados simulados confirma-se que a melhor estrutura no sistema é dada quando a impedância do PNT ( $Z_{pt}$ ) encontra-se em série com a impedância da estrutura de conexão ( $Z_{ec}$ ).

## 5.2 – SUGESTÕES FUTURAS

Determinar a função de transferência de geradores de pressão no sistema mecânico respiratório relacionando as diferentes formas das estruturas implementadas, tendo uma variável a mais: BIAS diferentes;

Fazer um estudo de forma a que sejam realizadas correções devido aos efeitos dos BIAS.

Verificar se os estudos que são apresentados de correção da resposta em frequência dos sistemas servocontrolados [Melo, 1996 e Farré, 1995] são suficientes para corrigir os efeitos do bias;

Realizar estudos para frequências acima de 40 Hz;

Sugere-se a faixa de pressão de zero a 4,0 cmH<sub>2</sub>O, utilizando as mesmas condições e estrutura de medição da TOF desenvolvidas nesta dissertação;

Realizar estudo da estrutura elétrica, mecânica e acústica de geradores de pressões (alto-falante), observando as influências de parâmetros do sistema mecânicos respiratório;

Determinar a função de transferência de geradores de pressões, incluindo a impedância referente aos bias, para medidas mais confiáveis: Pressão obtida versus Tensão aplicada e Deslocamento do cone versus Tensão aplicada;

Observa-se a necessidade de desenvolver um sistema servo-controlado para o monitoramento do deslocamento do cone do alto-falante. Assim, obtém-se processo simplificado de autocalibração de gerador de pressão, capaz de fornecer resultados satisfatórios. Utilizando um sistema realimentado pretende-se minimizar as distorções harmônicas, dadas as não linearidades do sistema.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AMORIM, F.R.S.: *“A Técnica de Oscilações Forçadas como um Método de diagnóstico de Doenças Ocupacionais Pulmonares”*. Dissertação de Mestrado. João Pessoa, Paraíba, 2000.
2. BEYDON L, *et al.*: *“Respiratory resistance by end-inspiratory occlusion and forced oscillations in intubated patients”*. J Appl Physiol 1996, 80:1105-1111.
3. 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.
4. CAVALCANTI J. V., *et al.*: *“Análise da Resposta Broncodilatadora em Indivíduos Asmáticos por Oscilações Forçadas”*; Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2002.
5. CRUZ N. K. S., *et al.*: *“Variações nos Índices Oscilométricos de Função Respiratória em Indivíduos Normais e Portadores de Obstrução Leve e Moderada Decorrente de Silicose”*, Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2002.

6. DEMEDTS, M.; NOORD J.A.V.; WOESTIJNE, K.P.V.D.; "*Clinical Applications of Forced Oscillation Technique*", CHEST, Catholic University of Leuven, Belgium, April, 1991.
7. FERREIRA, A.B.H.: "*Novo Aurélio – Dicionário da Língua Portuguesa – Século XXI*". Editora Nova Fronteira, Brasil, 1999.
8. FERREIRA, E.C.: "*Curso IE-763 Sensores e Condicionamento de Sinais*". Departamento de Eletrônica e Microeletrônica – DEMIC - UNICAMP, São Paulo. 2003. Disponível em: <[www.demic.fee.unicamp.br/~elnatan/ie763/ie763.html](http://www.demic.fee.unicamp.br/~elnatan/ie763/ie763.html)>. Acesso em: 26/de setembro de 2003.
9. FARRÉ R, *et al.*: "*Respiratory mechanics in ventilated COPD patients: forced oscillation versus occlusion techniques*". Eur Respir J 1998, 12:170-176.
10. FARRÉ R, *et al.*: "*Analysis of the dynamic characteristics of pressure transducers for studying respiratory mechanics at high frequencies*". Med Biol Eng Comput 1989, 27:531-537.
11. FARRÉ R, *et al.*: "*Forced oscillation total respiratory resistance and spontaneous breathing lung resistance in COPD patients*". Eur Respir J 1999, 14:172-178.
12. FARRÉ R., *et al.*; "*Servo-controlled 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.

13. 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.
14. FARRÉ R., NAVAJAS D.; “*Mechanical Impedance of the Forced Excitation Generator in Respiratory Impedance Measurements*”; Eur. Resp. Rev. 1991, 3, 132-138.
15. FELÍCIO DA SILVA, J.: “*Monitorage des Propriétés Mécaniques Thoracopulmonaires au cours de la Ventilation artificielle*”. Tese de Doutorado, Nancy, França, Julho – 1992.
16. FIALHO, W.M.L.: “*Comparação entre as características de alto-falantes usados em geradores de pressão para instrumentos baseados na Técnica de Oscilações Forçadas*”. Dissertação de Mestrado, Engenharia Biomédica, UFPB, 2002.
17. FICKER J.H., et al: “*An auto-continuous positive airway pressure, device controlled exclusively by de forced oscillation technique*”; European Respiratory Journal, Vol. 16, Issue 5, pages 914-920, 2000.
18. GAYTON, Arthur C.; “*Fisiologia Médica*”, 6ª Edição, Editora Guanabara, Rio de Janeiro. 1988.
19. HERMANS, D., HULL, M.D.; “*Designing HIFI Speaker System*”, Electronics Components and Materials, Philips, 1980.

20. HAYDEN M.J., et al: "*Using Low-Frequency Oscillation to Detect Bronhodilator Responsiveness in Infants*", American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, Vol. 157. pages 574 – 579, 1998.
21. JACKSON A.C., VINEGAR A.: "*A technique for measuring frequency response of pressure, volume, and flow transducers*", American Physiological Society, 1979.
22. MARTINS, L.C., et al; "*Poluição atmosférica e atendimentos por pneumonia e gripe em São Paulo, Brasil*". Revista Saúde Pública, 36(1):88-94, 2002.
23. 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, Pages 102-108, 2000.
24. 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.
25. MELO P.L., WERNECK M.M., GIANNELLA A.: "*Instrumentação para Análise do Sistema Respiratório pela Técnica de Oscilações Forçadas: Gerador de Sinais Servo-controlado*"; Engenharia Biomédica na América Latina, Vol.12, n. 3, Pages 7-18, Outubro 1996.



26. MELO P.L., WERNECK M.M., GIANNELLA A.: "*Oscilações Forçadas – Auxílio ao diagnóstico de doenças respiratórias*". Biotecnologia Ciência e Desenvolvimento, pp: 18-20. Disponível em: <http://www.biotecnologia.com.br/bio08/oscilacoes.pdf> . Acesso em: 20 fev. 2003.
27. MICHAELSON, E.D., GRASSMAN, E.D., PETERS W.R.: "*Pulmonary Mechanics by Spectral Analysis of Forced Random Noise*". The Journal of Clinical Investigation. Vol. 56, pp: 1210-1230, 1975.
28. MURRAY, C.J.L., LOPES, A.D.: "*Alternative Projections of Mortality and Disability by cause 1990-2020: global burden of disease study*". The Lancet, vol349: pp. 1489-1504, 1997.
29. NAVAJAS D, et al: "*Respiratory input impedance in anesthetized paralyzed patients*". J Appl Physiol, Vol. 69, Pages 1372-1379, 1990.
30. NAVAJAS D, et al: "*Recording pressure at the distal end of the endotracheal tube to measure respiratory impedance*". Eur Respir J, Vol. 2, pp. 178-184, 1989.
31. NAVAJAS D, et al: "*Monitoring respiratory impedance by forced oscillation in mechanically ventilated patients*" [review].Eur Respir, Vol. 4, pp. 216-218, Rev 1994.

32. NAVAJAS D, FARRÉ R.: "*Forced oscillation assessment of respiratory mechanics in ventilated patients*". Critical Care, Vol. 5:1, pp. 3-9, 2001a.
33. NAVAJAS D, FARRÉ R.: "*Forced Oscillation Technique: from theory to clinical applications*". Monaldi Arch Chest Dis; Vol. 56:6, pp. 555-562, 2001b.
34. PESLIN R.: "*Methods for Measuring Total Respiratory Impedance by Forced Oscillations*". Bull Eur Physio-path. Resp., Clinical Respiratory Physiology. Vol. 22, pp: 621-631, 1986.
35. PESLIN R., MORINET-LAMBERT, J., DUVIVIER C.: "*Étude de la Réponse en Frequence de Pneumotachographes*". Bull Eur Physio-path. Resp., Vol. 8, pp: 1363-1376, 1972.
36. PESLIN R, et al: "*Total Respiratory input and transfer impedances in humans*". The American Physiological Society, 161-7567, pp. 492-501, 1985.
37. PESLIN R, et al: "*Effect of expiratory flow limitation on respiratory mechanical impedance: a model study*". J Appl Physiol, Vol. 81, pp. 2399-2406, 1996.
38. PESLIN R, et al: "*Respiratory mechanics studied by forced oscillations during artificial ventilation*". Eur Respir Journal, Vol. 6, pp. 772-784, 1993.
39. PESLIN R., FREDBERG J.J., "*Oscillation Mechanics of Respiratory System*"; Handbook of Physiology – The Respiratory System III, Chapter 11, Institut

45. 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.
46. SOUZA M.H.L., ELIAS D.O.: *“Fundamentos da Circulação Extracorpórea”*.  
Volume I, Capítulo 4, Publicação eletrônica. Disponível em:  
<<http://perflin.com/livr/volumeI/cap4.pdf>> Acesso em: 15 fev. 2003.
47. WEBSTER, J.G., *“Medical Instrumentation: Application and Design”*, Houghton  
Mifflin Company, 1995.