DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO PORTÁTIL QUE EMPREGA A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS PARA ESTUDO DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

Bruno Bittencourt da Costa

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica – PROEE, da Universidade Federal de Sergipe, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Jugurta Montalvão

São Cristóvão – SE, Brasil
Dezembro de 2012

DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO PORTÁTIL QUE EMPREGA A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS PARA ESTUDO DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

Bruno Bittencourt da Costa

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA – PROEE DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA.

Examinada por:

_____

Prof. Jugurta Montalvão, Dr.

_____

Prof. Eduardo Oliveira Freire, Dr.

_____

Prof. Walderi Monteiro, Dr.

São Cristóvão – SE, Brasil
Dezembro de 2012

Costa, Bruno

Desenvolvimento de um Aparelho Portátil Que Emprega a Técnica de Oscilações Forçadas Para Estudo do Sistema Respiratório /Bruno Bittencourt da Costa – São Cristóvão: UFS/PROEE, 2012.

XXII, 60 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Jugurta Rosa Montalvão Filho

Dissertação (mestrado) – UFS/PROEE, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 89-95.

Este trabalho é dedicado aos meus filhos, esposa e pais.

Agradecimentos

Por que não agradecer? Devemos agradecer e lembrar-nos sempre com alegria o que nos é oferecido. Durante este mestrado tive a ajuda de muitas pessoas e lembro-me bem disto. Devo agradecer aos meus pais por terem me incentivado nos estudos e não permitir que nada tenha me faltado. Merecem o meu agradecimento os meus filhos, por terem cedido o pouco tempo que temos em família para que pudesse me dedicar ao mestrado. Tem o meu especial agradecimento a minha esposa, que além de ter-me cedido o precioso tempo em família, me apoiou de diversas formas, desde a correção deste texto até a ter que conversar comigo e me fazer voltar ao foco. Aos meus familiares e amigos o meu muito obrigado.

Sou muito grato ao Walderi, temos muito tempo dedicado em conjunto neste projeto. Também devo agradecer aos Professores da UFS e especialmente ao Prof. Dr. Jugurta Montalvão por ter aceitado um projeto meu que já estava acontecendo desde Campina Grande, onde ensina o Prof. Dr. Raimundo Freire a quem eu devo muitos agradecimentos.

Agradeço aos meus colegas de trabalho e ao meu chefe, Winston, que apesar de ser bastante exigente, nos momentos em que precisei de mais tempo, tive a sua liberação. Devem ser lembrados aqui os Professores Dr. Eduardo Freire, Dr. José Felício da Silva e as Universidades Federais de Sergipe e de Campina Grande e ao CNPq pela bolsa em Campina Grande.

A todos, os meus agradecimentos.

Resumo da Dissertação apresentada ao PROEE/UFS como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre (Me.)

DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO PORTÁTIL QUE EMPREGA A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS PARA ESTUDO DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

Bruno Bittencourt da Costa

Dezembro/2012

Orientadores: Jugurta Rosa Montalvão Filho

Programa: Engenharia Elétrica

O uso da Técnica de Oscilações Forçadas (TOF) no estudo das propriedades mecânicas do sistema respiratório foi proposto por DUBOIS (1956). Essa técnica permite estudar o comportamento mecânico do sistema respiratório e, a partir de modelos, extrair características da mecânica pulmonar que seriam pouco perceptíveis por outros métodos. O objeto deste trabalho foi a construção de um aparelho portátil que utiliza a técnica de oscilações forçadas para que os exames pudessem ser realizados em locais com pouco espaço. O aparelho da TOF2 foi remodelado a partir de uma versão inicial denominada TOF1. Seus componentes foram integrados substituindo o conjunto de aparelhos, fonte, gerador de sinais, transdutores de pressão e placa de aquisição de dados por um único sistema portátil. Foi desenvolvido também um sistema de processamento dos dados coletados. No processo de validação do TOF2 foram calibrados os transdutores de pressão, definidos a aquisição e o processamento dos dados, foi construído um modelo resistência-inertância-complacência (RIC) padrão (analogue) e comparou-se o valor de impedâncias conhecidas com os valores mensurados no TOF2. Os resultados foram compatíveis aos valores obtidos na caracterização das resistências. A reprodutibilidade das medidas de resistência com o TOF2 acoplado ao analogue, juntamente com a função de coerência foi superior a 95%,o que indica uma boa confiabilidade dos dados. Conclui-se que o aparelho desenvolvido, denominado TOF2, inclui toda a instrumentação necessária para realizar as medições convencionais de um aparelho TOF, e cumpre as recomendações gerais para a elaboração e implementação do sistema de medidas.

Palavras-chave: Técnica de Oscilações Forçadas; Sistema Respiratório, aquisição de dados, modelos, processamento de dados.

Abstract of Dissertation presented to PROEE/UFS as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master

DEVELOPMENT OF A PORTABLE DEVICE THAT USES THE FORCED OSCILATIONS TECHNIQUE TO STUDY THE RESPIRATORY SYSTEM

Bruno Bittencourt da Costa

December/2012

Advisors: Jugurta Rosa Montalvão Filho

Department: Electrical Engineering

The use of forced oscillation technique (FOT) to study the mechanical properties of the respiratory system was proposed by Dubois (1956). This technique allows studying the mechanical behavior of the respiratory system, and from models, extracting features of pulmonary mechanics that would be barely noticeable by other methods. The object of this work was to build a portable device that uses the forced oscillation technique so that tests could be performed in locations with limited space. The device of TOF2 was remodeled from an early version called TOF1. Its components are integrated by replacing the set of equipment, power, signal generator, pressure transducers and data acquisition board with a single portable system. It was also developed a processing system for the collected data. In the validation process of TOF2 the pressure transducers were calibrated, the acquisition and data processing approach were defined, a standard resistance-inertance-compliance (RIC) model was built (analogue), and compared to the known value of impedance with the measured values in TOF2. The resulting procedure is analogous to that used in characterization of electric resistances. The reproducibility of the resistance measurements with TOF2 coupled to the analogue, along with the coherence function was greater than 95%, which indicates a good reliability. We conclude that the developed device, called TOF2, includes all the instrumentation needed to perform the measurements of a conventional TOF instrument, and meets the general recommendations for the design and implementation of the measurement system.

Keywords: Forced Oscillation Technique; Respiratory System, models, data acquisition, data analysis.

Sumário

Capítulo 1 Introdução 1
Capítulo 2 Base Teórica 2
2.1 Sistema Respiratório 2
2.2 Técnicas de Avaliação do Sistema Respiratório 3
2.2.1 Introdução 3
2.2.2 Volumes e Capacidades Pulmonares 3
2.2.3 Modelos do Sistema Respiratório 5
2.2.4 Espirometria 8
2.2.5 Pletismografia 10
2.3 Técnica de Oscilações Forçadas 10
2.3.1 Pneumotacômetros 13
2.3.2 Geradores de pressão 15
2.3.3 Bias 15
2.3.4 Modos de Excitação 16
2.3.5 Métodos de Obtenção do Modelo 17
2.3.6 Valores de Normalidade 19
2.3.7 Aplicações da TOF 20
Capítulo 3 Metodologia 23
3.1 Desenvolvimento de Sistema de Avaliação Pulmonar Utilizando a Técnica de Oscilações Forçadas 23
3.1.1 Descrição Geral do Sistema 23
3.1.2 Etapas de Desenvolvimento 24
3.1.3 Gerador de Pressão 26
3.1.4 Sensores de Pressão e Fluxo 26
3.2 Desenvolvimento do Sistema de Aquisição 26
3.2.1 Calibração do Aparelho e Instrumentação Utilizada 27
3.2.2 Calibração do Transdutor de Pressão 27
3.2.3 Calibração do Transdutor de Fluxo 28
3.3 Validação do Aparelho TOF 29
3.3.1 Sistema R-I-C 29
3.3.2 Confecção de Resistências 31
Capítulo 4 Resultados 32
4.1 Aparelho TOF Portátil 32
4.2 Aquisição e Processamento dos Dados 33
4.3 Caracterização das Resistências Confeccionadas 38
4.4 Validação do Aparelho TOF 41

Capítulo 5 Discussão.....43
Capítulo 6 Conclusão.....45
Referências Bibliográficas.....46

Lista de Figuras

Figura 2.1: Sistema respiratório (ASMA BRONQUICA, 2012). 2
Figura 2.2: Volumes e capacidades pulmonares. 4
Figura 2.3: Modelo *R-C* linear utilizado para a determinação da impedância de entrada. 6
Figura 2.4: Modelo *R-I-C* linear utilizado para a determinação da impedância de entrada. 6
Figura 2.5: Modelo mais elaborado que leva em conta diversos fatores. 7
Figura 2.6: Modelo em Rede T comumente utilizado. 7
Figura 2.7: Espirômetro em uma de suas primeiras versões. 9
Figura 2.8: Espirômetro moderno. 9
Figura 2.9: Pletismógrafo 10
Figura 2.10: Arranjo de medição usando pneumotacômetro tipo Fleish 14
Figura 2.11: Pneumotacômetro tipo Lilly. 15
Figura 2.12: Variáveis empregadas no cálculo da impedância respiratória no domínio do tempo. 18
Figura 2.13: Representação geométrica da relação entre resistência e reatância da impedância com módulo $|Z_{in}|$ e fase φ 19
Figura 3.1: Diagrama e blocos do aparelho TOF 24
Figura 3.2: Etapas de desenvolvimento do aparelho TOF 25
Figura 3.3: Transdutores de pressão 26
Figura 3.4: Esquema para calibração do transdutor de pressão 28
Figura 3.5: Esquema para calibração do transdutor de fluxo 29
Figura 3.6: Sistema RIC para validação 29
Figura 3.7: Resistência confeccionada para validação do TOF 31
Figura 4.1: Vista interna dos componentes do Aparelho TOF2: (1) Alto-falante; (2) Fonte de Alimentação e Amplificador de Potência; (3) pneumotacômetro; (4) transdutores de pressão; (5) microprocessador; (6) *Bias;* (7) *display;* (8) cartão de memória. 32
Figura 4.2: Vista frontal - (1) região de acoplamento do filtro antibacteriano; (2) saída do Bias. 33
Figura 4.3: Vista traseira - (1) alto-falante; (2) amplificador de potência; (3) fonte de alimentação. 33
Figura 4.4: Processo de aquisição dos dados. 33
Figura 4.5: Processo de geração de padrão de excitação. 34
Figura 4.6: Programa de Geração de Sinais Pseudoaleatórios 34
Figura 4.7: Tela do programa de análise dos dados coletados: sinal bruto; sinal filtrado e escalonado; função de coerência; impedância bruta (Z); impedância compensada (Zc). Na ordenada, encontra-se a amplitude em cmH_2O e, na abscissa, a frequência (Hz). Parte real (Re); parte imaginária (Im). 35
Figura 4.8: Filtro deslizante 36

Figura 4.9: Resultados obtidos na caracterização da resistência confeccionada R77. ... 39
Figura 4.10: Resultados obtidos na caracterização da resistência confeccionada R77. . 39
Figura 4.11: Resultados obtidos na caracterização da resistência confeccionada R90. . 40
Figura 4.12: Resultados obtidos na caracterização da resistência confeccionada R120. 40
Figura 4.13: Resistência em função da frequência, mensurada com o aparelho TOF2.. 41
Figura 4.14: Impedância(Z) em função da frequência. Re(Z): parte real. Im (Z): parte imaginária. 42
Figura 4.15: Representação da função de coerência no aparelho TOF2. 42

Lista de Tabelas

Tabela 2.1: Equivalência entre grandezas do sistema elétrico e da mecânica ventilatória. 5
Tabela 2.2: Valores de referência da espirometria quanto ao grau de severidade. 8

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

Z_{rs}	Impedância mecânica do sistema respiratório
ϕ	Ângulo da fase
X_{rs}	Reatância respiratória
R_{rs}	Resistência respiratória
XC_{rs}	Complacência reativa
$kPa.s^{-1}.l^{-1}$	Kilo Pascal por segundo por litro
dR_{rs}/df	Dependência de frequência de resistência
Z_{sm}	Impedância medida do sistema
Z_{pt}	Sistema de Impedância do pneumotacômetro
$\|Z_{rs}\|$	Módulo da impedância do sistema respiratório
cm^3/s	Centímetro cúbico por segundo
ciclos/l/min	Ciclos por litro por minuto
cm	Centímetro
cm^3	Centímetro cúbico
$cmH_2O.s^{-1}.l^{-1}$	Centímetro de água por segundo por litro
CRF	Capacidade Residual Funcional
C_{sm}	Complacência medida do sistema
CVF	Capacidade Vital Forçada
D	Diâmetro
DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
f	Frequência
FEF	Taxa de Fluxo Expirado Forçado

FFT	Transformada Rápida de Fourier
FR	Frequência Respiratória
f_{res}	Frequência de ressonância
$Hpa.S^{-1}.l^{-1}$	Hecta pascal por segundo por litro
Hz	Ciclos por segundo
Im	Parte imaginária
IMC	Índice de Massa Corpórea
Irpm	Incursões respiratórias por minuto
l	Litro
$l.h^{-1}.Pa^{-1}$	Hecta pascal por litro
LABMEC	Laboratório de Mecânica Computacional
m	Metro
mHz	Milhões de ciclos por segundo
mmH_2O	Milímetros de coluna d'água
P_{atm}	Pressão atmosférica
N/m^2	Newton por metro quadrado
P	Pressão
P/V'	Relação entre a Pressão Aplicada e o fluxo
$PE_{máx}$	Pressão Expiratória Máxima
$PI_{máx}$	Pressão Inspiratória Máxima
PNT	Pneumotacômetro
PRF	Prova Respiratória Funcionai
Q	Fluxo
Re	Parte Real
R-I-C	Resistência – Inertância – Complacência
R_m	Resistência média
R_o	Resistência extrapolada para frequência zero
R_{sm}	Resistência medida no sistema

TOF	Técnica de Oscilações Forçadas
TOF2	Aparelho de Técnica de Oscilações Forçadas desenvolvido nesta pesquisa
UFPB	Universidade Federal da Paraíba
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
V	Volts
V’	Fluxo
VC	Volume Corrente
VEF_1	Volume Expiratório Forçado no primeiro segundo
VEF_1/CVF	Volume Forçado no primeiro segundo / Capacidade Vital Forçada
VM	Volume Minuto
VR	Volume Residual
VVM	Ventilação Voluntária Máxima
XI_{RS}	Inertância reativa
Z_{bh}	Implementação da impedância do *Bias* do Alto-Falante
Z_{in}	Impedância de entrada
Z_{tr}	Impedância de transferência

Capítulo 1

Introdução

O estudo das propriedades mecânicas do sistema respiratório é de grande ajuda no diagnóstico de doenças respiratórias, avaliação da capacidade pulmonar e de alterações do sistema respiratório. Dentre as técnicas de avaliação do sistema respiratório estão a espirometria, a pletismografia e a Técnica de Oscilações Forçadas (TOF), que é o tema deste trabalho.

Entre as técnicas de exploração da função pulmonar que podem contribuir para a avaliação da mecânica ventilatória destaca-se a Técnica de Oscilações Forçadas (TOF), podendo ser utilizada clinicamente em indivíduos com doenças respiratórias obstrutivas e restritivas. A TOF exige uma necessidade mínima de cooperação da pessoa o que torna a técnica ideal para teste da função pulmonar, estudos epidemiológicos e de campo, por ser realizada durante a respiração espontânea (DUBOIS et al, 1956).

A respiração espontânea da TOF é um contraponto em relação à espirometria onde é necessária a inspiração profunda, e por não necessitar de inspiração e expiração profunda, a TOF não modifica o tônus muscular liso das vias aéreas. A TOF tem se mostrado tão sensível quanto à espirometria na detecção de falha da função pulmonar devida ao fumo ou à exposição ocupacional de risco (GOLDMAN, 2001).

O aparelho TOF desenvolvido no Laboratório de Mecânica Computacional da Universidade Federal da Paraíba (LABMEC – UFPB), não se apresentava como um aparelho facilitador para a realização das coletas de dados, uma vez que era composto por cinco aparelhos independentes, o que implicava suas grandes dimensões, dificultando, dessa forma a sua portabilidade e, consequentemente, aplicabilidade clínica.

Com um aparelho mais compacto, será possível realizar avaliações da mecânica ventilatória de pacientes em clínicas, ambulatórios, hospitais e Unidades de Terapia Intensiva (UTI), ou mesmo em domicílios. O objeto deste trabalho foi a construção de um aparelho portátil que utiliza a técnica de oscilações forçadas e que viabilize a utilização desta técnica em pessoas em UTI e sob ventilação mecânica para que se possa analisar a mecânica ventilatória de pacientes com DPOC. Mais especificamente, a construção do aparelho, calibração dos transdutores e a validação do mesmo, comparando os resultados obtidos com um sistema R-I-C equivalente e os resultados obtidos analiticamente.

Capítulo 2

Base Teórica

2.1 Sistema Respiratório

O sistema respiratório é um dos elementos essenciais à manutenção da vida. É do sistema respiratório que obtemos o oxigênio necessário no metabolismo e produção de energia aos seres vivos. O oxigênio (O2), utilizado com outros nutrientes no processo de metabolismo produzem como rejeito o gás carbônico (CO2) que precisa ser expelido. O pulmão é o órgão com a função de realizar esta troca gasosa, capturando o oxigênio do ambiente e expelindo o gás carbônico num processo denominado de respiração. O aparelho respiratório é formado por nariz, a cavidade nasal (que é dividida em duas fossas nasais), a faringe, a laringe, a traqueia, os brônquios e os pulmões, com bronquíolos e alvéolos, como ilustrado na figura 2.1.

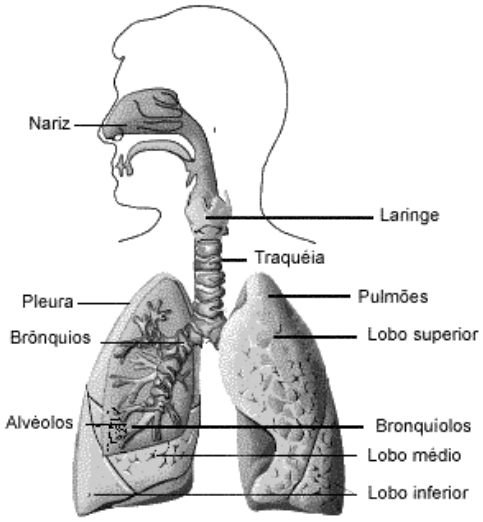

Figura 2.1: Sistema respiratório (ASMA BRONQUICA, 2012).

Na inspiração o ar que entra no trato respiratório é aquecido à temperatura corporal (~37oC), umedecido e misturado aos gases presentes na traqueia e nos brônquios. Esses gases misturam-se com os gases nos alvéolos pulmonares e o oxigênio passa para o sangue (glóbulos vermelhos), enquanto o CO2 difunde-se no sentido contrário. Esta troca de gases obedece às leis físicas da difusão. O principal meio de transporte do O2 até as células é a hemoglobina. Na célula o oxigênio é metabolizado gerando CO2. O CO2 é então dissolvido no plasma sanguíneo e transportado até os

pulmões, para ser expelido. Denomina-se de função pulmonar o processo de entrada e saída de gases nos pulmões e sua difusão através da membrana alveolar (FEINBERG, 1986).

2.2 Técnicas de Avaliação do Sistema Respiratório

2.2.1 Introdução

As doenças do sistema respiratório figuram entre as principais causas de morte do ser humano, dentre estas as doenças pulmonares obstrutivas crônicas (DPOC), como a enfisema pulmonar, a bronquite crônica e a bronquite asmática (GOLD, 2005). O surgimento e a evolução de DPOCs estão associados a determinadas causas e fatores de risco, como tabagismo, poluição ambiental e alergias. O envelhecimento também contribui para o enfraquecimento natural da função pulmonar, devido à perda gradual da elasticidade dos tecidos pulmonares, semelhante ao que ocorre com a pele.

Os exames que possibilitam a obtenção parâmetros utilizados na avaliação do funcionamento do sistema respiratório são chamados de testes da função pulmonar (FEINBERG, 1986). Em geral os testes utilizados na prática clínica de rotina demandam significativa cooperação do paciente, como a capacidade de compreender e realizar manobras respiratórias, ou a habilidade de realizar ensaios em ambientes fechados. Essas restrições impedem a realização dos testes em alguns pacientes, como idosos, crianças e pessoas temporariamente incapacitadas de realizar os exercícios respiratórios necessários. Dessa forma, há um maior interesse no desenvolvimento de novas técnicas que possibilitem a avaliação da função pulmonar sem necessidade de cooperação do paciente, como a técnica de oscilações forçadas desenvolvida por DUBOIS et al.(1956), que requer apenas cooperação passiva e pode ser aplicada durante ventilação mecânica e mesmo na respiração espontânea, essa técnica permite a realização de testes em condições em que as técnicas tradicionais não são adequadas (MELO et al., 2000).

2.2.2 Volumes e Capacidades Pulmonares

Algumas definições importantes precisam ser sabidas para melhor compreensão do funcionamento do sistema respiratório. Na figura 2.2 é exibido um gráfico onde são representadas as capacidades pulmonares do sistema respiratório humano. O sistema respiratório comporta um volume de aproximadamente 5 litros de ar, que é a capacidade pulmonar total.

Em um indivíduo que se encontra em repouso, temos a cada processo respiratório uma renovação de ½ litro do volume contido no sistema respiratório. Esse volume renovado é conhecido como volume corrente. Se for executada uma expiração forçada ao final de uma inspiração forçada, é retirado dos pulmões um volume de aproximadamente 4 litros de ar, o que corresponde à capacidade vital. Ao final da expiração forçada ainda resta um volume de aproximadamente 1litro dentro das vias aéreas, que é conhecido como volume residual.

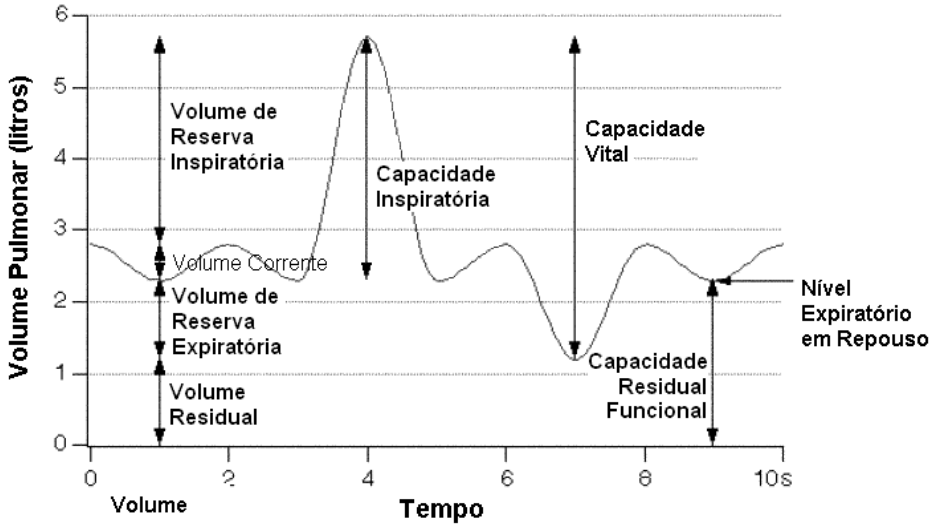

Figura 2.2: Volumes e capacidades pulmonares.

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

$$VMR = FR \times VC \qquad 2.1$$

Em um adulto em repouso tem-se:

FR = 15 movimentos por minuto (valor aproximado)

VC = 0,5 litros.

Portanto, o valor médio do fluxo respiratório é:

$$VMR = 15 \text{ x } 0{,}5 = 7{,}5\ l/\text{min}$$

2.2.3 Modelos do Sistema Respiratório

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

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

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

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

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

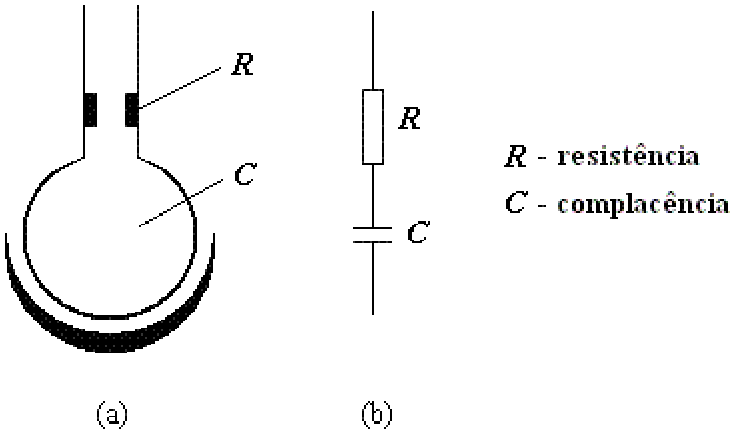

Figura 2.3: Modelo *R-C* linear utilizado para a determinação da impedância de entrada.

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

$$Z_{in}(j\omega) = R + 1/(j\omega C) \qquad 2.2$$

com

$$\mathrm{Re}(Z_{in}) = R \qquad 2.3$$

e

$$\mathrm{Im}(Z_{in}) = -1/(\omega C) \qquad 2.4$$

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

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

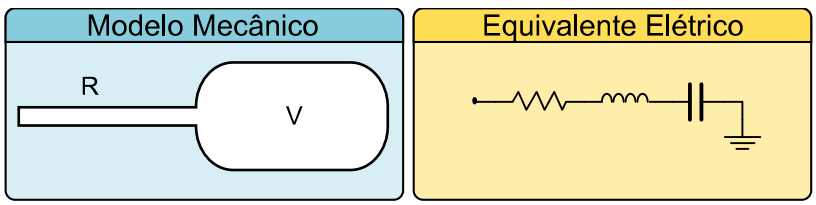

Figura 2.4: Modelo *R-I-C* linear utilizado para a determinação da impedância de entrada.

A impedância pulmonar calculada por este modelo é dada por:

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

com

$$\mathrm{Re}(Z_{in}) = R \qquad 2.6$$

e

$$\mathrm{Im}(Z_{in}) = -1/(\omega C) + \omega I \qquad 2.7$$

.

Os modelos de um compartimento não podem ser utilizados para a investigação dos parâmetros da mecânica respiratória no caso de não homogeneidade pulmonar (SCHMIDT et al., 1998). Nas figuras 2.5 e 2.6 podemos ver modelos do sistema respiratórios mais elaborados que levam em conta se a respiração é pelo nariz ou pela boca, que incluem a resistência das vias superiores e outros fatores.

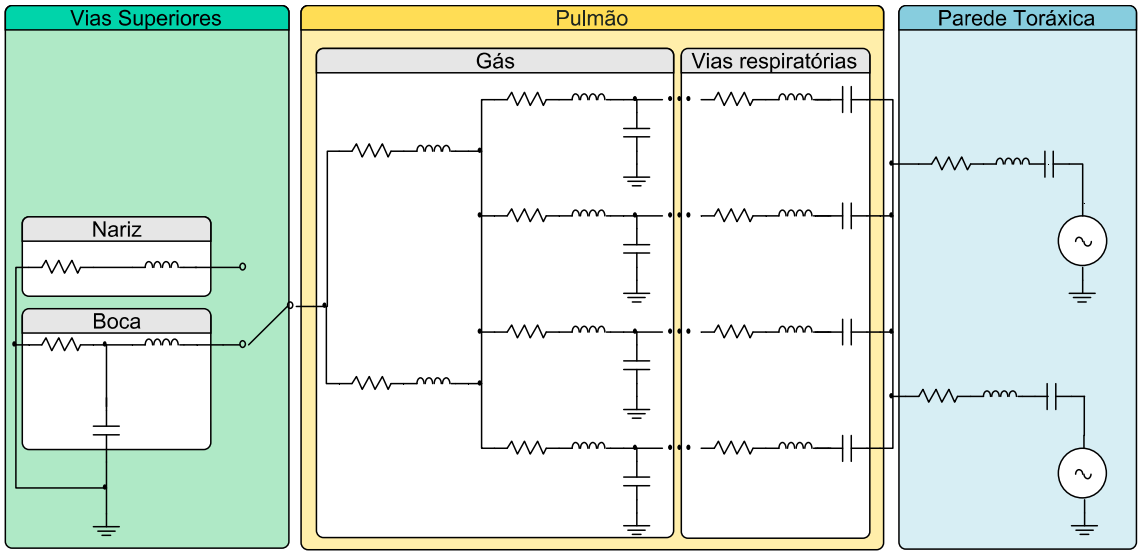

Figura 2.5: Modelo mais elaborado que leva em conta diversos fatores**.**

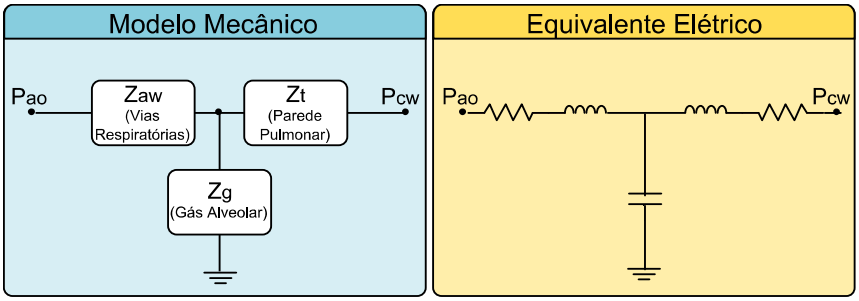

Figura 2.6: Modelo em Rede T comumente utilizado**.**

2.2.4 Espirometria

A espirometria é um teste de avaliação funcional que auxilia na prevenção, identificação e quantificação dos distúrbios respiratórios. Para a análise dos valores medidos de cada indivíduo, é necessário compará-los com os de normalidade, denominados valores de referência. Esses valores são provenientes de equações, obtidas de um grupo populacional representativo, com um número razoável de indivíduos sem doenças pulmonares e não-fumantes (DRUMOND *et al*, 2009).

O exame espirométrico tem como objetivos: detectar disfunções pulmonares restritivas ou obstrutivas; avaliar a evolução clínica de pneumopatias; e avaliar e quantificar a eficácia terapêutica. Com o teste, podem-se obter os seguintes parâmetros: capacidade vital forçada (CVF); VEF_1; índice de Tiffeneau (VEF_1/CVF); taxa de fluxo expirado forçado (FEF); e ventilação voluntária máxima (VVM) (FERRER, 1997; RAMOS *et al*, 2003). De acordo com esse exame, o paciente pode ser classificado como: normal, distúrbio leve, moderado e grave (tabela 2.1).

Tabela 2.2: Valores de referência da espirometria quanto ao grau de severidade.

Classificação	**CVF (%)**	**VEF_1 (%)**	**VEF_1/CVF**
Normal	>80	>80	>70
Distúrbio leve	60-79	60-79	50-69
Distúrbio moderado	51-59	41-59	41-49
Distúrbio grave	≤50	≤40	≤40

Fonte: Ramos, 2003. CVF- capacidade vital forçada, VEF_1 – volume expiratório forçado no primeiro segundo, VEF_1/CVF - relação - volume expiratório forçado no segundo por capacidade vital forçada.

Espirometria anormal, isto é, a limitação do fluxo aéreo expiratório, obstrução de vias aéreas ou de uma relação seja em virtude de VEF_1/CVF baixa, é um forte indicador da progressão de doenças pulmonares. O grau de obstrução das vias aéreas se correlaciona estreitamente com as mudanças patológicas nos pulmões de fumantes e de pacientes com DPOC. Os resultados também são um forte preditor independente de morbidade e mortalidade, mortalidade por doenças cardiovasculares e câncer de pulmão (GARY, 2000). O teste convencional VEF_1/CVF é o "padrão ouro" para quantificar a obstrução das vias aéreas; mas idosos ou pacientes com doenças respiratórias graves, comumente, não podem fazer tal esforço (JING JY, 2009).

O Exame é realizado monitorando continuamente o fluxo de ar dos pulmões e por consequência a mudança no volume pulmonar. Com este exame pode-se verificar se existe obstrução ao fluxo de ar, ou seja, se as vias aéreas estão anormalmente contraídas, ou se o volume dos pulmões está normal. Os resultados são comparados com os obtidos em pessoas normais na mesma faixa etária. O esquema exibido na figura 2.7 evoluiu com o tempo, esta é uma de suas primeiras versões (WEBSTER, 1992).

O teste é realizado com o paciente respirando por um tubo na boca tendo seu nariz bloqueado, de modo que todo ar respirado passasse pelo espirômetro. Durante o exame o paciente tem que inspirar e expirar o seu máximo, necessitando assim da colaboração do paciente.

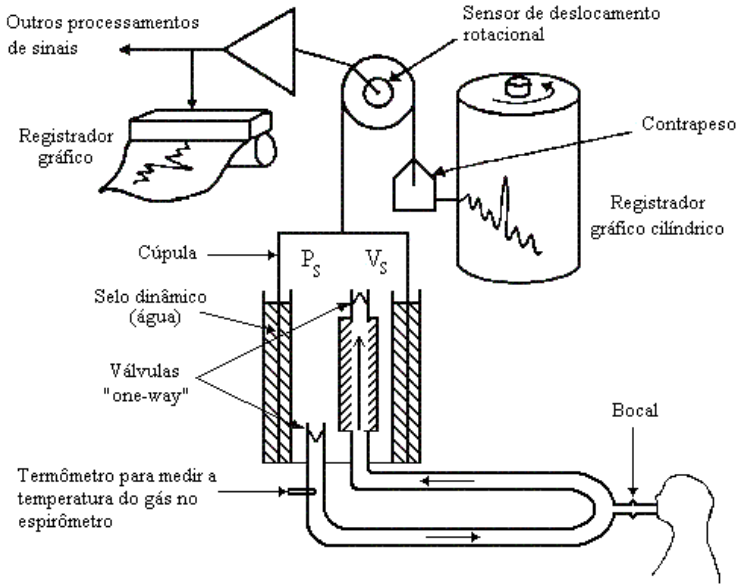

Figura 2.7: Espirômetro em uma de suas primeiras versões**.**

Em sua evolução, hoje, a maioria dos espirômetros baseia-se em sensores de fluxo (pneumotacômetros, turbinômetros, etc.), e possibilitam conhecer diversos parâmetros essenciais na avaliação da função pulmonar, como a capacidade vital forçada (CVF), o volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF1), o pico de fluxo expiratório (PFE) respiratórios, além de fornecer o gráfico da curva fluxo-volume, importante na detecção de manobras respiratórias mal executadas e que podem produzir resultados incorretos (WILD *et al*., 2005). Um exemplo de espirômetro moderno pode ser visto na figura 2.8.

Figura 2.8: Espirômetro moderno.

2.2.5 Pletismografia

A pletismografia é um exame complexo composto de uma série de etapas que têm a finalidade de medir o volume dos pulmões, a resistência das vias aéreas à passagem do ar, a força dos músculos respiratórios e a capacidade pulmonar de transferir o oxigênio do ar para os pulmões.

O aparelho é basicamente uma caixa hermeticamente fechada que conta com suprimento de ar constante e monitoração de parâmetros como pressão interna da caixa fluxo de ar de entrada e saída e outros, o pletismógrafo de corpo inteiro. Na figura 2.9 é exibido um exame sendo realizado em um pletismógrafo. (RESPIRAR, 2005).

Figura 2.9: Pletismógrafo

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

2.3 Técnica de Oscilações Forçadas

O uso da TOF no estudo das propriedades mecânicas do sistema respiratório foi proposto por DUBOIS *et al* (1956). Essa técnica permite estudar o comportamento mecânico do sistema respiratório em uma larga faixa de frequência de excitação e, a partir de modelos, extrair características da mecânica pulmonar que seriam pouco perceptíveis por outros métodos em frequência respiratória espontânea. A TOF pode ser utilizada na exploração funcional pulmonar e, principalmente, em aplicações clínicas em indivíduos com doenças respiratórias obstrutivas e restritivas (PESLIN, 1985; PESLIN, 1987; WOUTERS, 1989; DESAGER, 1991; PRIDE, 1992).

A técnica consiste na aplicação de variações de pressões (P) senoidais ao sistema respiratório, através de um gerador externo, que induzem variações no fluxo ($\dot{V}$) gasoso, cuja amplitude e fase dependem das propriedades mecânicas do sistema respiratório. Tomando-se como referência o fluxo ($\dot{V} = \dot{V}_0 sen\,\omega t$), a pressão aplicada ao sistema respiratório pode ser expressa por duas componentes:

$$P = P_0 sen(\omega t + \phi) = P_0 \cos\phi . sen\,\omega t + P_0 sen\,\phi \cos\omega t \qquad 2.8$$

em que $\omega = 2\pi f$, f é a frequência do sinal de excitação de pressão e ϕ é a defasagem entre a pressão (P) e o fluxo ($\dot{V}$).

A relação entre a pressão aplicada e o fluxo ($P/\dot{V}$) permite calcular a impedância mecânica do sistema respiratório (*Zrs*), dada por seu módulo |*Zrs*| e pelo ângulo de fase ϕ. Outra maneira de representar a impedância é por meio de suas componentes real (Re), correspondente à resistência (R), e imaginária (Im), que corresponde à reatância (X). A parte real da impedância corresponde à componente em fase com o fluxo, sendo determinada pelo produto do módulo da impedância pelo cosseno do ângulo ϕ. A parte imaginária corresponde à componente ortogonal ao fluxo, sendo determinada pelo produto do módulo da impedância pelo seno do ângulo ϕ. Essas componentes são funções da frequência e da pressão aplicada (PESLIN, 1986).

$$Z_{rs} = \frac{P}{\dot{V}} \quad \text{e} \quad |Z_{rs}| = \frac{P_0}{\dot{V}_0} \qquad 2.9$$

$$R_{rs} = \mathrm{Re}(Z_{rs}) = |Z_{rs}|\cos\phi \quad \text{e} \quad X_{rs} = \mathrm{Im}(Z_{rs}) = |Z_{rs}|sen\,\phi \qquad 2.10$$

A partir de medições das amplitudes das oscilações de pressão aplicadas (P_0) e do fluxo resultante ($\dot{V}_0$), pode-se então encontrar o módulo da impedância. A fase (ϕ) pode ser encontrada a partir da medição do intervalo de tempo (τ) entre as passagens por zero ascendente do sinal de pressão e de fluxo e do período do sinal de pressão (T=1/f), dada por $\phi = 360\frac{\tau}{T}$. Este ângulo de fase ϕ pode também ser expresso por:

$$\phi = \tan^{-1}\left[\frac{\mathrm{Im}(Z_{rs})}{\mathrm{Re}(Z_{rs})}\right] \qquad 2.11$$

A partir da análise dessa impedância em diferentes frequências conclui-se que o modelo do sistema respiratório pode ser aproximado como sendo de segunda ordem (NAVAJAS *et al*, 1991).

A parte real representada pela resistência (Rrs) e a parte imaginária pela reatância (Xrs) podem ser estimadas pela TOF, podendo ser interpretadas por meio de diversos modelos do sistema respiratório. A reatância do sistema respiratório é função da complacência (C), da inertância (I) e da frequência *f*. A reatância equivalente do sistema respiratório é dada pela soma das duas componentes: inertância reativa (XIrs) e complacência reativa (XCrs). Observando-se que a inertância é dada por $XI_{rs} = \omega I_{rs}$, e a complacência é dada por $XC_{rs} = -1/\omega C_{rs}$, a frequência de ressonância do sistema respiratório é encontrada quando os módulos da inertância e da complacência são iguais. Neste caso, a parte reativa é zero e a impedância do sistema é totalmente resistiva.

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 ali*, 1975).

Alguns autores usam a técnica de oclusão para determinação das propriedades mecânicas do sistema respiratório, nos casos em que os pacientes encontram-se paralisados ou mecanicamente ventilados, e analisam os resultados usando regressão linear múltipla. De acordo com os autores, a resistência e a elastância respiratória medidas na entrada das vias aéreas, supondo-se que seja mínima a contribuição dos músculos respiratórios, apresenta a pressão das vias aéreas como equivalente à pressão transpulmonar (NAVAJAS *et al*, 1991). 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 (NAVAJAS *et al*, 1991; PESLIN, 1993).

Desta forma, a utilização da TOF permite a avaliação não invasiva da mecânica respiratória em pacientes que têm apoio respiratório artificial independente do grau de atividade dos músculos respiratórios. No caso de pacientes com respiração espontânea e não entubados, para minimizar a influência dos músculos respiratórios, no momento das aquisições dos sinais de pressão e fluxo, é solicitado ao paciente que pressione as bochechas com a palma das mãos e, no nariz, é colocado um clipe nasal, resultando na respiração apenas oral (NAVAJAS *et al*, 1991).

Durante a respiração espontânea, a TOF impõe oscilações forçadas (pressões) de baixa amplitude na boca de pacientes paralisados ou não paralisados. Os parâmetros podem ser medidos também próximo à boca do paciente por meio de transdutores de pressão e fluxo (NAVAJAS *et al*, 1991).

De acordo com o posicionamento em que são aplicadas as variações de pressão e com o local onde são realizadas as medições de pressão e fluxo resultantes, a impedância pode ser classificada em: a) impedância de entrada (*Zin*), que é obtida

através da aplicação de variações de pressão na boca, sendo as medições de pressão e fluxo efetuadas no mesmo nível; b) e impedância de transferência (*Ztr*), obtida através da aplicação de variações de pressão em torno do tórax, com as medições de fluxo efetuadas na boca (PESLIN, 1985).

A TOF apresenta como uma de suas maiores vantagens a realização do procedimento de avaliação respiratória por meio de respirações espontâneas, ao invés de expirações forçadas, como na espirometria. Assim, a técnica apresenta-se como um método rápido, devido à cooperação mínima exigida, 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.

Os testes desenvolvidos com a TOF vêm tendo resultados bastante satisfatórios na avaliação de doenças respiratórias. Essa técnica possibilita diagnosticar o grau de reversibilidade da situação do paciente em relação à obstrução das vias aéreas superiores e inferiores, em doenças pulmonares intersticiais e em doenças envolvendo as paredes pulmonares. Desta forma, a TOF vem se destacando como uma técnica importante na avaliação de doenças respiratórias (DEMEDTS, 1991).

O uso da TOF vem demonstrando a sua relevância em muitas condições, como por exemplo, a similaridade do valor absoluto da R_{rs} (resistência respiratória) em baixas frequências em relação ao do pletismógrafo. Em casos saudáveis, a R_{rs} é quase independente da frequência, ou até mesmo aumenta ligeiramente com a frequência (em uma 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*, temos a frequência de ressonância; e, quando se torna positiva, em altas frequências, prevalece a inertância (DEMEDTS, 1991).

Para fabricação do aparelho da TOF é necessário utilizar componentes que são essenciais que serão descritos a seguir.

2.3.1 Pneumotacômetros

Os pneumotacômetros são elementos primários de medição baseados na perda de carga imposta por uma resistência à passagem de fluxo. O princípio de medição do pneumotacômetro é baseado na lei de Poisseuille, a qual estabelece que, sob condições de fluxo laminar num tubo rígido reto, o fluxo é proporcional à perda de pressão por unidade de comprimento (BRANSON *et* CHATBURN, 1998).

Os dois principais tipos de pneumotacômetros empregados na medição de fluxo para a técnica de oscilações forçadas são os tipos Fleisch (FLEISCH, 1925) e Lilly (LILLY, 1950) por possuírem boa linearidade ao longo da faixa de medição.

Pneumotacômetro Tipo Fleisch

Em um pneumotacômetro tipo Fleisch, o fluxo no interior de um tubo é obtido pela medição do diferencial de pressão entre dois pontos, um à montante (P1) e outro à jusante (P2), de uma pequena resistência (R). Esta resistência é formada por um conjunto de tubos capilares, sobrepostos, e alinhados com o sentido do fluxo. Quando o fluxo é laminar a queda de pressão através da resistência tem uma relação linear com o fluxo, sendo dada por:

$$P1 - P2 = R.Q \qquad (2.11)$$

P1 e P2 representam as pressões medidas nos dois pontos em lados opostos da resistência.

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

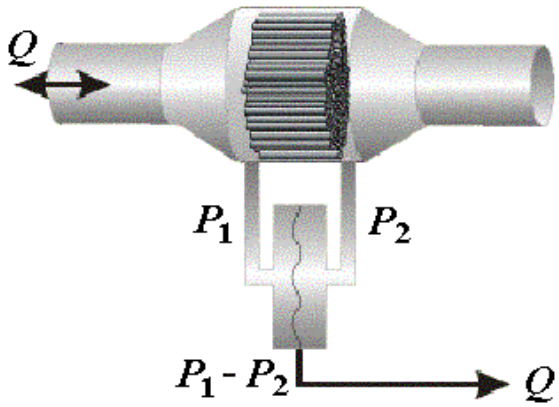

Figura 2.10: Arranjo de medição usando pneumotacômetro tipo Fleish

Fatores como o acúmulo de secreções e a condensação de vapor d'água no interior dos tubos capilares podem causar um aumento na resistência e mudanças nas características de cada faixa de medição. A utilização acima da faixa para que o pneumotacômetro foi projetado pode mudar a característica do fluxo para turbulento causando um erro de linearidade.

Pneumotacômetro Tipo Lilly

No pneumotacômetro tipo Lilly, figura 2.11, a resistência (R) de valor fixo é formada por uma fina malha metálica. Os resultados obtidos na medição têm maior exatidão quando o fluxo é laminar, no caso de fluxos de maior intensidade, pode ocorrer turbulência, modificando as características de medição do pneumotacômetro, a relação entre o fluxo e a queda de pressão através da resistência deixa de ser linear.

A configuração semelhante a uma trombeta do pneumotacômetro tipo Lilly é bastante utilizada, e seu desenvolvimento teve como objetivo obter fluxo laminar em uma ampla faixa de medição.

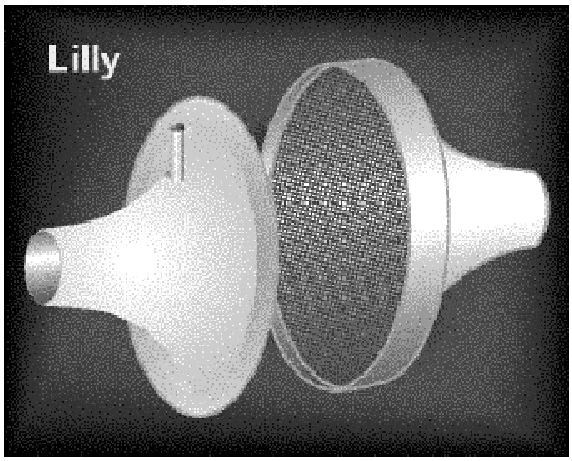

Figura 2.11: Pneumotacômetro tipo Lilly.

Medição de Fluxo Respiratório com o Pneumotacômetro

Em seres humanos, temos uma ampla faixa de medição que pode variar de 300ml/s a 500ml/s para uma pessoa em repouso até 8000ml/s sob condições extremas de exercícios físicos. Essa faixa de valores para o fluxo não é abrangida por um único pneumotacômetro sendo necessário um arranjo com mais de um pneumotacômetro para abranger esta ampla faixa de valores.

2.3.2 Geradores de pressão

Alguns trabalhos relacionados a TOF já demonstraram por parte dos autores o interesse em estudar o gerador de pressão, FARRÉ *et al* (1986) trabalharam com dois tipos de materiais utilizados no cone do alto-falante, MELO (1995) afirma ter desenvolvido um novo sistema gerador de sinais, monitorando continuamente o deslocamento do atuador do sistema. Há trabalhos que trazem a preocupação em caracterizar o cone, HERNANDES (1999) vêm caracterizando vários materiais usados no cone, SKRODZKA (1999), fez comparações de parâmetros nodais de alto-falantes em diferentes condições de trabalho mapeando o cone e aplicando diferentes frequências. Portanto trata-se de um gerador de pressão ainda sujeito a muitos estudos, avanços e melhoramentos.

2.3.3 Bias

No sistema, são consideradas as aberturas para a atmosfera, denominadas de *bias*, que representam impedâncias, implementadas com tubos de diferentes diâmetros e tamanhos iguais. O *bias* têm como finalidade, dependendo da sua posição no sistema: renovar o ar do paciente com o meio ambiente, quando posicionado próximo à carga

(paciente); e facilitar o movimento do cone do alto-falante, impedindo uma rigidez do cone, quando próximo ao alto-falante.

Para a análise da influência do *bias* no aparelho TOF, foi realizado pesquisa de dissertação de mestrado por LIMA (2003), do LABMEC, que analisou a influência dos *bias* na pressão aplicada ao paciente durante a realização de cada uma dessas medidas com os geradores. Com os resultados, pôde-se concluir que há influência dos *bias* na mensuração com a TOF, definindo-se, assim, a escolha de uma melhor estrutura capaz de representar com qualidade a impedância mecânica do sistema respiratório. Para tal, foram realizadas medidas de pressões tanto no gerador como na carga. É importante salientar que a preocupação maior é em relação ao paciente, para que esse não sinta desconforto no momento da execução dos procedimentos respiratórios.

Para as medidas de pressões efetuadas no sistema, foram combinadas situações diferentes da implementação dos *bias* na estrutura: um único *bias* na tela frontal do gerador (alto-falante); um único *bias* próximo à carga (paciente); e dois *bias*, um fixado na tela do gerador e outro próximo à carga. Nessa terceira implementação, os dois *bias* utilizados eram semelhantes, ou seja, quando se usou um *bias* médio de 160 cm no gerador, próximo à carga usou-se também um com as mesmas características.

Concluiu-se que, quando se utilizou o *bias* apenas no gerador com comprimento de 160 cm, ocorreu aumento dessa faixa de frequência para o intervalo de 20 a 40Hz. Nos resultados da simulação da estrutura, observou-se que a implementação da impedância do *bias* do alto-falante no sistema não confere com os resultados experimentais, o que implica que a impedância do *bias* do alto-falante não se encontrava em paralelo com o sistema. Peslin (1986) considera que é importante, na análise e na correção de seus resultados, a implementação do *bias* como uma impedância em paralelo ao elemento em que esteja conectado. Nesta pesquisa, a estrutura utilizada foi considerada em paralelo ao gerador e não ao sistema de medida.

Quando na simulação do sistema $\left[\left(Z_{pt}+Z_{sm}\right)/Z_{bk}\right]/Z_{ric}$, obteve-se um sistema equivalente ao teórico, condizente com a frequência de ressonância e resistência. No entanto, nos resultados experimentais, verificam pequenas variações na parte resistiva das impedâncias calculadas. Esse fato dá-se devido à resposta em frequência dos transdutores de pressão e de fluxo, além da reposta em frequência do PNT (PESLIN, 1972 e JACKSON, 1979). Com os resultados simulados, confirma-se que a melhor estrutura no aparelho é dada ao sistema de impedância do PNT (Z_{pt}) em série com o sistema de medida (Z_{sm}), demonstrando que a parte resistiva do sistema apresenta-se mais constante no intervalo da frequência utilizada.

2.3.4 Modos de Excitação

O princípio básico da técnica de oscilações forçadas é a aplicação de uma pressão de excitação que irá induzir variações de fluxo cuja amplitude e fase são dependentes do SR do paciente. Os métodos de excitação são classificados em monofrequências ou multifrequências e também se são sinais contínuos ou discretos.

Tanto monofrequências quanto sinais compostos vêm sendo utilizados em análises clínicas. Quando a TOF é aplicada para explorar o padrão ou mecanismo de freqüência dependente de Zrs em pessoas saudáveis e doentes, aplicação simultânea de vários componentes de freqüência (ruído pseudoaleatório, impulsos ou vários tons combinados) é preferível. Já a TOF com monofrequências pode ser usada no rastreamento de mudanças relativamente rápidas em Zrs, como, por exemplo, as que ocorrem dentro do ciclo respiratório, ou como um dispositivo acessório para monitorar a desobstrução respiratória, bem como pode ser usado na evolução das mudanças de tônus do sistema respiratório.

Um aspecto importante ao aplicar pulsos de pressão ao invés de ruído pseudoaleatório é a resolução temporal das medições. Utilizando impulsos de pressão é possível medir até 10 espectros de impedância por segundo, o que permite analises de variações entre os ciclos respiratórios. Porém, ao se aumentar a frequência de medições perdemos a capacidade de medir as componentes de baixa frequência do espectro de Zrs. O inconveniente de aplicar pulsos de pressão ao sistema respiratório do paciente é que toda a energia é aplicada em um curto espaço de tempo e isto causa um grande impacto ao sistema respiratório, se comparado com os métodos sinusoidais e ruído pseudoaleatório, refletindo num desconforto ao paciente durante as medições.

2.3.5 Métodos de Obtenção do Modelo

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

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

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

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

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

e

$$Q = Q_m sen(\omega t + \varphi) \tag{2.14}$$

em que P representa uma componente senoidal do sinal de pressão com amplitude Pm, enquanto Q representa uma componente senoidal do sinal de fluxo com amplitude Qm. A defasagem entre os sinais de fluxo e pressão é representada por φ, enquanto que ω representa a frequência angular dos sinais, sendo $\omega = 2\pi f$. Na figura 2.12Figura 2.12 estão representadas as variáveis empregadas no cálculo da impedância respiratória no domínio do tempo.

A impedância mecânica também pode ser representada por uma parte real [Re(Z*in*)], que corresponde à resistência, e uma parte imaginária [Im(Z*in*)], que corresponde à reatância. A parte real da impedância corresponde à componente que está em fase com o fluxo, e é determinada pelo produto do módulo da impedância pelo cosseno do ângulo φ. A parte imaginária da impedância corresponde à componente que está defasada em relação ao fluxo, sendo determinada pelo produto do módulo da impedância pelo seno do angulo φ. Na figura 2.13 mostra-se a representação geométrica da impedância respiratória de módulo $|Z_{in}|$ e fase φ em função de sua resistência [Re(Z*in*)] e de sua reatância [Im(Z*in*)].

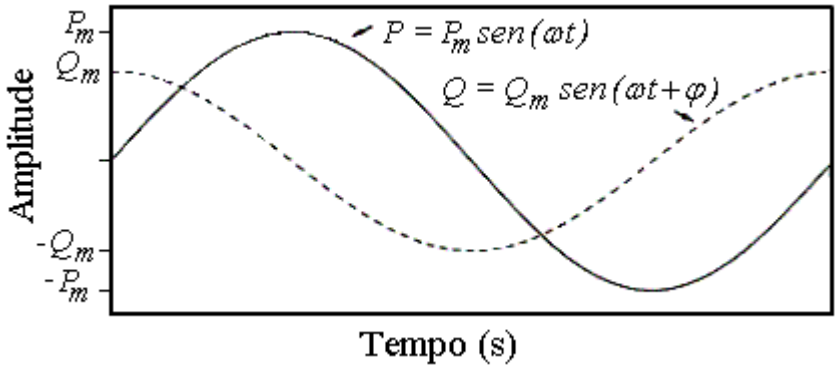

Figura 2.12: Variáveis empregadas no cálculo da impedância respiratória no domínio do tempo.

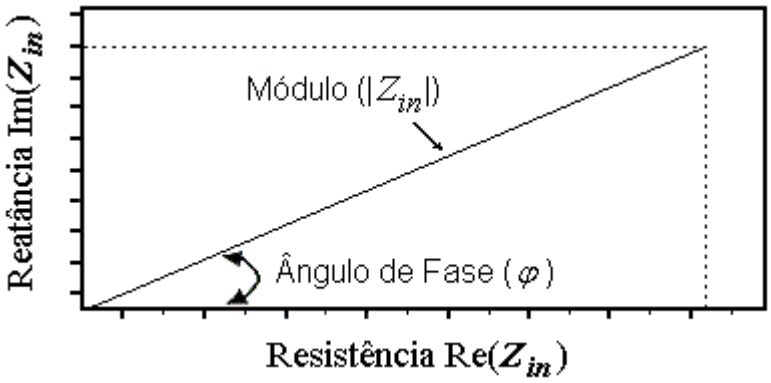

Figura 2.13: Representação geométrica da relação entre resistência e reatância da impedância com módulo $|Z_{in}|$ e fase φ .

As relações matemáticas são dadas por:

$$\mathrm{Re}(Z_{in}) = |Z_{in}| \cos\varphi \tag{2.15}$$

$$\mathrm{Im}(Z_{in}) = |Z_{in}| sen\varphi \tag{2.16}$$

sendo,

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

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

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

2.3.6 Valores de Normalidade

Em um artigo denominado Força Tarefa: A TOF na prática clínica: metodologia, recomendações e desenvolvimentos futuros, OOSTVEEN *et al* (2003), concluíram que a média de R_{rs} de adultos saudáveis variou entre pequenos e diferentes estudos onde valores levemente mais altos de R_{rs} foram encontrados para sujeitos adultos e nas mulheres (0,31 kPa.s.L^{-1}) comparado com homens (0,25 kPa.s.L^{-1}). Nas crianças os valores de normalidade têm sido coletados por vários grupos de pesquisa. Em uma visão geral, as equações de regressão tentam obter de R_{rs} como função da altura corporal e usualmente diminui inversamente com a altura, e, exceto para um estudo, não relatou

diferenças de R_{rs} por sexo tem sido descritas. Em muitos destes estudos, um similar dependência de R_{rs} versus altura tem sido obtida.

Valores para indivíduos saudáveis com mais de 65 anos são apresentados por Guo et all (2005). Os valores para homens foram de Z_{rs}: $R_{4–16}$: 0.25±0.07 kPa.s^{-1}.L^{-1} ; RM: 0.25±0.06 kPa.s^{-1}.L^{-1} ; frequência de ressonância 11.0±2.8 *Hz*; Inertância:1.170.26Pa.L^{-1} .s^{-2}; e Complacência: 20.5±9.0 mL.hPa^{-1}.

O valor de R_{rs} é inversamente dependente da frequência de avaliação e torna-se mais expresso com a diminuição da idade, como em crianças, onde a frequência de ressonância é alta (algumas vezes >20Hz) e que diminui com o crescimento, pois X_{rs} torna-se menos negativa. A relação X_{rs} versus f é significantemente alterada quando o gerador de cabeça é utilizado para minimizar o movimento das paredes das vias aéreas superiores, desviando a curva para a esquerda e diminuindo f_{res}.

Estudos de larga escala em adultos através de uma ampla faixa etária são necessários para a validação dos valores de referência existentes. Em crianças, a eficácia das equações de regressão de R_{rs} como uma função da altura corpórea mostra-se consoante.

2.3.7 Aplicações da TOF

Na avaliação da função pulmonar em crianças asmáticas

Estudos foram realizados aplicando-se a TOF em crianças asmáticas por WOUTERS *et ali* (1989) comprovam que há um aumento na resistência e na frequência de ressonância medidas com a TOF para estes indivíduos e DUVIVIER (1990) quantificou esta resistência para pacientes normais em pré-crise e em crise asmática.

Outros autores também utilizaram a TOF para avaliação do sistema respiratório em crianças asmáticas abordando as mais diversas hipóteses. Como durante a administração de bronco constritor (BISGAARD, 1995), em crianças muito doentes que não possam cooperar (Francine, 1997), se tem a capacidade de detectar obstruções das vias aéreas em crianças com asma e fibrose cística (LEBECQUE *et* STANESCU,1997), se há variação nos valores de normalidade em pacientes submetidos a diferentes emoções (alegria, raiva e etc.) (RITZ, 2000) . CHALUT et al (2000), KIM (2001), MALMBERG *et al* (2002), CAVALCANTTI, *et al* (2002) , MELO *et al*, (1998, 1999) e outros também se utilizaram da TOF para avaliação de crianças asmáticas.

Na avaliação de doenças ocupacionais

MICHAELSON apud AMORIM (2000) foi o pioneiro na análise de parâmetros da mecânica pulmonar utilizando a multifrequência, apesar de ainda hoje serem realizados testes com mono-freqüência. O autor citou que os portadores de DPOC apresentam valores de parâmetros respiratórios diferentes dos indivíduos normais.

MELLO (2006) analisou a variação parâmetros resistivos em pacientes portadores de diferentes graus de obstrução respiratória em decorrência da silicose. Por meio da técnica de oscilações forçadas e da espirometria concluiu que as informações adicionais referentes às propriedades resistivas do sistema respiratório podem complementar os dados obtidos a partir de exames espirométricos em indivíduos portadores de silicose, o que ressalta o elevado potencial desta técnica.

Outra aplicação da TOF foi a avaliação de funções respiratórias considerando a variação dos índices em indivíduos portadores de obstrução leve e moderada decorrente da silicose [CRUZ et al., 2002]. A TOF foi utilizada para avaliar o desempenho da resistência respiratória em trabalhadores portadores da silicose. Os resultados obtidos comparados com resultados da espirometria. Os resultados condizem com as alterações fisiológicas que demonstram ser mais negativas de acordo com a progressividade da doença. O grupo de controle de pessoas normais pode ser representado por um sistema de primeira ordem RIC bastante homogêneo. O grupo de pessoas com obstrução leve e moderada são mais bem representados com sistemas de ordens superiores, pois apresentam uma não-homogeneidade pulmonar demandando desta forma, de modelos mais complexos.

KEMAN (1996) correlacionou dados obtidos com a TOF e a espirometria de fluxo/volume em trabalhadores expostos por cinco anos a substâncias irritantes. Mostrando que as alterações dos dados da TOF foram compatíveis com as modificações detectadas nas curvas fluxo-volume da espirometria.

SHIEH-CHING (2009) fez uma correlação entre espirometria e a TOF em mineiros com pneumoconioses, observando que portadores desta patologia apresentam resistência pulmonar maior do que indivíduos sadios e que existe uma correlação entre o decréscimo do fluxo respiratório com aumento da resistência pulmonar.

BRENNAN (2005) analisou com a TOF crianças pré-escolares com fibrose cística com inflamação pulmonar encontrando-a com marcadores da inflamação pelo lavabo broncoalveolar.

Na avaliação de pacientes em ventilação mecânica

Estudo realizado por PESLIN et al (1993) constatou que a TOF possui vantagens em relação à outros tipos de avaliação, pois não necessita da colaboração do paciente e pode fornecer dados mais completos sobre a mecânica respiratória do paciente.

Em pacientes com DPOC, internados em UTI, a TOF foi testada juntamente com a técnica da oclusão e concluiu-se que as duas técnicas, que são de simples execução, podem fornecer dados sobre o estado do sistema respiratório e também ajudar

no ajuste e monitoração do equipamento de ventilação artificial, reduzindo os riscos de traumas e outras complicações provenientes da ventilação mecânica (FARRE, 1991)

NAVAJAS (2001) concluiu que a TOF é aplicável na avaliação respiratória de pacientes ventilados mecanicamente, caracterização da mecânica respiratória destes pacientes bem como na monitoração contínua da evolução do paciente ventilado. BEYDON et al, (1996), afirma a necessidade fazer compensações no sistema de aquisição para pacientes com tubo T.

A TOF foi aplicada por VASSILIOU et al, (1996) na criação de um sistema de avaliação automática da impedância em pacientes sob ventilação mecânica para detecção automática de restrição do fluxo;

A TOF, a espirometria e a broncoscopia foram correlacionados na avaliação pulmonar de pacientes com estenose traqueal pós-trauma. Com os resultados obtidos podemos demonstrar que a TOF pode ser utilizada para detectar desvios na quantificação da resistência das vias aéreas em pacientes pós-trauma de traqueia, principalmente nos que têm dificuldade cognitiva, pelo fato de a técnica não exigir cooperação ou manobra para ser executada (MATEUS, 1999).

Capítulo 3

Metodologia

3.1 Desenvolvimento de Sistema de Avaliação Pulmonar Utilizando a Técnica de Oscilações Forçadas

O aparelho da TOF foi remodelado a partir de uma versão inicial denominada TOF1 visando uma melhor portabilidade, pois o aparelho anterior não possibilitava o seu uso em espaços pequenos como uma UTI de Hospital. Algumas partes foram reutilizadas da TOF1, gerador de pressão, pneumotacômetros. Os demais componentes foram integrados substituindo o conjunto de aparelhos, fonte, gerador de sinais transdutores de pressão e placa de aquisição de dados por um único sistema dedicado.

3.1.1 Descrição Geral do Sistema

Internamente o aparelho TOF construído é composto de Parte Mecânica - alto-falante, bias em paralelo e na saída do alto-falante, com o tamanho de 160 cm e pneumotacômetro tipo fleisch; Placa de Potência – fonte de alimentação, amplificador de potência e filtro passa-baixas; e Placa de Controle – Microcontrolador, transdutores de pressão, cartão de memória, teclado, mostrador e conexão USB. Na figura 3.1 está ilustrado o aparelho TOF e suas partes principais.

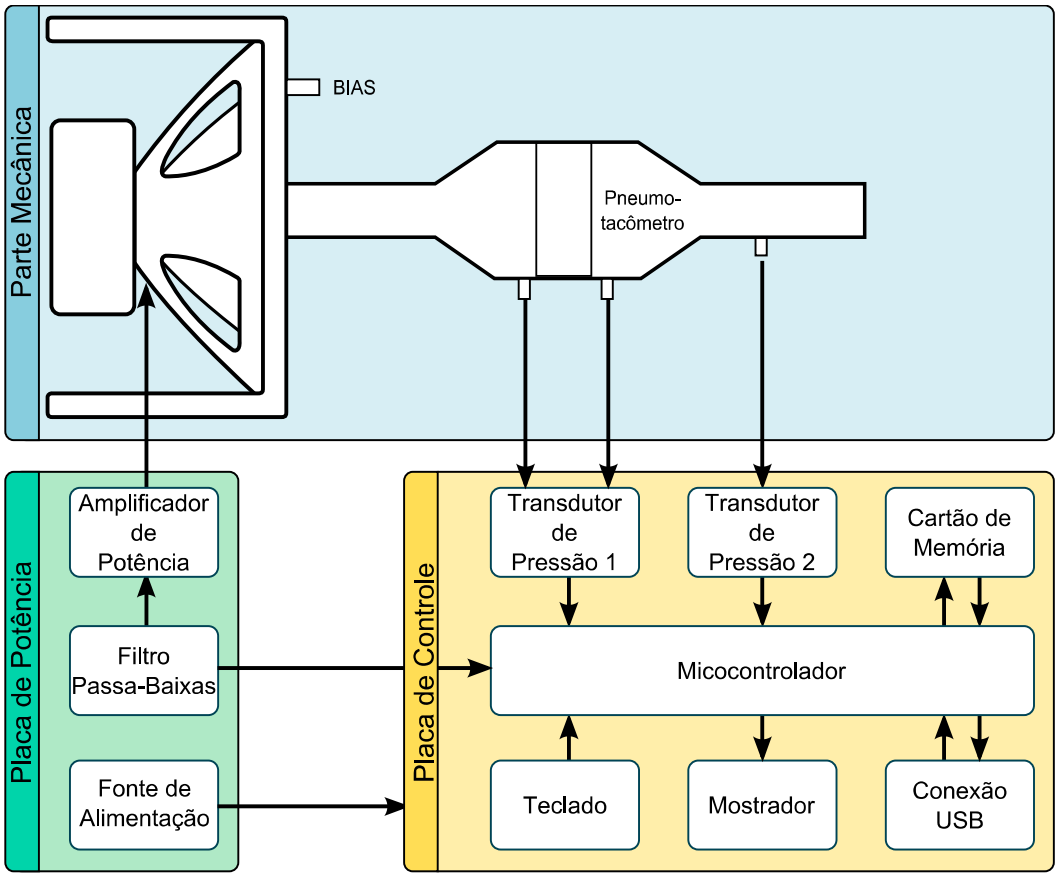

Figura 3.1: Diagrama e blocos do aparelho TOF

3.1.2 Etapas de Desenvolvimento

Para construção e validação do aparelho TOF encadearam-se alguma etapas, bem definidas de desenvolvimento e que podem ser vistas na figura 3.2.

Na etapa de construção da parte eletrônica foi definida a plataforma de hardware a partir de requisito básico: um sistema que fosse capaz de reproduzir um sinal pseudoaleatório e gravar outros dois, pressão e fluxo, a uma taxa suficientemente alta, respeitando o critério de nyquist, armazená-los e posteriormente transferi-los para um computador para serem analisados. A escolha dos sensores de pressão e fluxo se deu pela própria característica do sinal, que é de intensidade baixa e frequências relativamente altas, para variações de pressão.

Na etapa de construção da parte mecânica foi definido o gerador de pressão e o design geral, e o material a ser utilizado na construção do aparelho. O que se tinha era uma noção geral de dimensionamento, quanto menor o volume interno, melhor. Depois descobriu-se que quanto menor as distâncias dos sensores as suas respectivas tomadas, menores eram os erros de propagação do sinal.

Na etapa de calibração dos sensores, foi definido que aparato utilizar e que aparato se tinha disponível para calibração dos sensores. Há uma dificuldade grande de calibrar sensores de muito baixa vazão.

No desenvolvimento do software de processamento. Tinha como requisito toda a teoria da Técnica de Oscilações Forçadas além de requisitos básicos de apresentação dos dados analisados. Durante a validação foi preciso voltar a esta etapa para incluir a filtragem robusta e a segmentação das amostras.

Na confecção das resistências tinha como requisito serem lineares e terem valores compatíveis com a faixa de medição do aparelho. Inicialmente pensou-se em telas de metal, contudo são difíceis de encontrar e não geram uma perda de carga suficiente. Depois viu-se as telas de nylon eram o material adequado.

A caracterização do analogue, ou seja, ter um valor padrão que pudéssemos utilizar como referência era essencial para chegar a um resultado final confiável. O analogue. Foi trazido o vaso pulmão do TOF1 e as resistências foram confeccionadas.

Na etapa final de calibração e validação do aparelho tinha por objetivo fazer com que o aparelho medisse o analogue e informasse o valor que fosse semelhante ao calculado. Durante a averiguação dos erros de medição viu-se a necessidade de fazer ajustes nas partes mecânicas: problemas de vedação e o comprimento das tomadas de pressão inseriam não linearidades ao sistema. Também foi necessário fazer ajustes no software de processamento: como a compensação da fase inicial e a eliminação do nível DC da medição, a inserção de um filtro robusto e a segmentação da amostra.

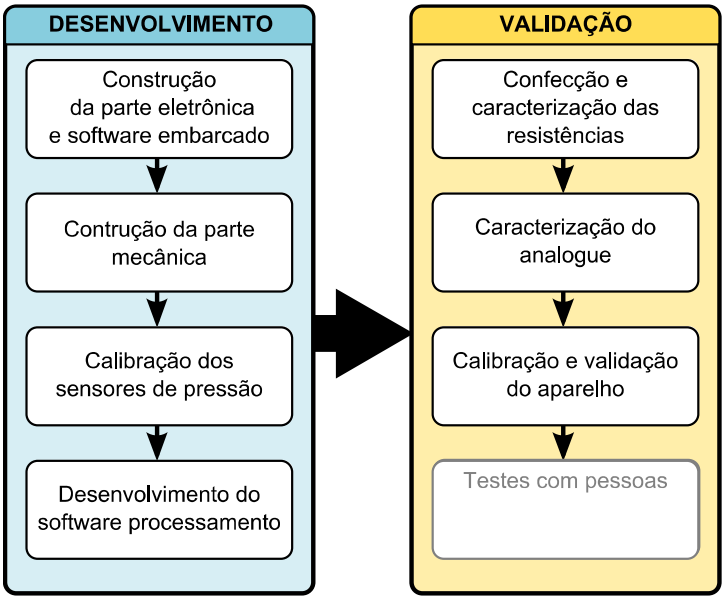

Figura 3.2: Etapas de desenvolvimento do aparelho TOF

3.1.3 Gerador de Pressão

Parte principal no sistema da TOF é o gerador de pressão, neste caso a variação de pressão é gerada por alto-falantes, as variações de pressão acabam induzindo variações de fluxo gasoso onde amplitude e a fase dependem das propriedades mecânicas do sistema respiratório.

O TOF foi fabricado com alto-falante, vedado em uma placa de teflon rígido, onde o compartimento de trás encontra-se aberto e, na frente, encontra-se um orifício para a saída do fluxo e outro para o bias. Como elemento gerador de pressão, foi utilizado um alto-falante da marca Bravox, com 8 polegadas de diâmetro, 8 ohms e 100 watts de potência.

3.1.4 Sensores de Pressão e Fluxo

No sistema de medição são utilizados dois transdutores de pressão diferencial, ambos do fabricante da Honeywell, o primeiro mede o diferencial de pressão no pneumotacômetro, modelo DC001NDC4 com faixa de medição de $\pm 1,0 in H_2O$, e o segundo mede pressão manométrica, modelo DC004NDC4 com a faixa de $\pm 4,0 in H_2O$, Os transdutores utilizados possuem, e amplificador interno e sistema de compensação de temperatura, o que minimiza o uso de componentes externos. Estes sensores possuem ótima linearidade e ampla faixa de passagem de frequências.

Figura 3.3: Transdutores de pressão

3.2 Desenvolvimento do Sistema de Aquisição

Para o desenvolvimento do sistema de aquisição e análise de dados foram empregadas as ferramentas Borland C++ Builder® e LabVIEW®. O Borland foi utilizado para a criação do sistema de acompanhamento de pacientes e o LabVIEW® para a análise dos dados capturados do aparelho TOF.

O Borland C++ foi escolhido por ser uma ferramenta já familiarizada e que oferecia recursos de interface gráfica e acesso e manipulação de dados em banco de

dados e também o acesso a API do sistema operacional para comunicação com o aparelho.

O LabVIEW foi incluído por ser de fácil utilização e possuir amplas bibliotecas de análise de dados além de oferecer a possibilidade de elaboração de interfaces gráficas mais elaboradas do que o MATLAB,

3.2.1 Calibração do Aparelho e Instrumentação Utilizada

No sistema de medição são utilizados dois transdutores de pressão diferencial, o primeiro mede o diferencial de pressão no pneumotacômetro, modelo DC001NDC4 com faixa de medição de $\pm 1,0 inH_2O$, e o segundo mede pressão manométrica, modelo DC004NDC4 com a faixa de $\pm 4,0 inH_2O$, ambos do fabricante da Honeywell. Os transdutores utilizam extensômetros bidirecionais como elemento primário de medição e possuem amplificador interno e circuito de compensação de temperatura, o que minimiza o uso de componentes externos. Estes sensores possuem ótima linearidade e ampla faixa de passagem de frequências.

3.2.2 Calibração do Transdutor de Pressão

Para a calibração do transdutor de pressão manométrica foram utilizados:

- Coluna inclinada com nível de pressão de zero a 50 mmH_2O;
- Seringa fixada em um suporte que possui um parafuso de rosca sem fim que controla o êmbolo da própria seringa;
- O Aparelho TOF

O procedimento de calibração deu-se pela aplicação de pressão no transdutor, por meio da variação do êmbolo da seringa. Desta forma, ocorre a variação do nível do líquido na coluna inclinada e como o sistema é vazo comunicante há um aumento da pressão sentida pelo transdutor que é digitalizado e exibido no mostrador do aparelho TOF. O esquema de calibração pode ser visto na figura 3.4.

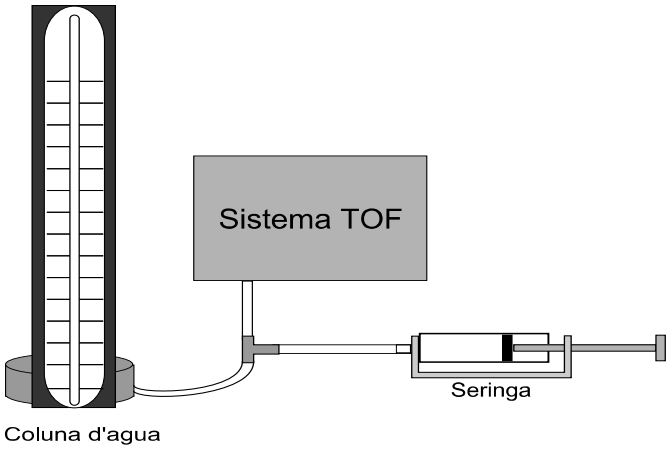

Figura 3.4: Esquema para calibração do transdutor de pressão

3.2.3 Calibração do Transdutor de Fluxo

Para a calibração do transdutor de pressão diferencial que sente o fluxo foram utilizados:

- Fonte de ar comprimido
- Válvula de ajuste manual
- Medidor de fluxo de área variável tipo rotâmetro (coluna de fluxo)
- O Aparelho TOF

Para a calibração do transdutor de fluxo foi feito um arranjo utilizando uma fonte de ar comprimido, uma válvula de ajuste manual para controle do fluxo e um medidor de fluxo de área variável tipo rotâmetro em série com o pneumotacômetro, como pode ser visto na figura 3.5.

O procedimento de calibração consiste na comparação do valor medido no medidor de fluxo e o valor obtido no sistema TOF. Foram realizadas 5 medidas de 0 até 15 cc.

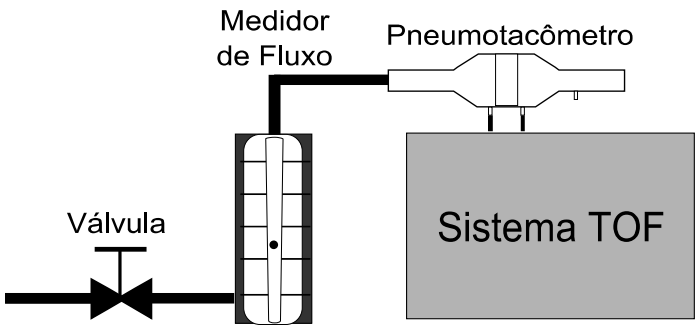

Figura 3.5: Esquema para calibração do transdutor de fluxo

3.3 Validação do Aparelho TOF

Para validação do aparelho foi construído um dispositivo, analogue, que simula uma rede R-I-C simples como modelo do sistema respiratório. Para a extração dos parâmetros desse modelo, temos: a) a parte real da impedância (Z), que equivale à resistência e, por isso, foi utilizada uma média simples; b) a parte Imaginária de Z, que tem a inertância e a complacência e comparados com valores obtidos teoricamente.

Figura 3.6: Sistema RIC para validação

3.3.1 Sistema R-I-C

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

A complacência pode ser obtida utilizando a equação pode ser calculada por (HERMANS *et al*, 1980):

$$C = \frac{V}{\gamma . P_{atm}} \quad (\text{l.cmH}_2\text{O}^{-1}) \qquad 3.1$$

,

Em que:

- V representa o volume do cilindro, em litros,
- Patm é a pressão atmosférica, equivalente a 103 cmH2O.
- γ é a razão entre o calor específico da pressão constante e o calor específico do volume constante nas condições de um sistema adiabático. O valor de γ equivale a aproximadamente 1,4 (adimensional).

Com o volume do cilindro dado por $V = \pi r^2 h = 45,28 litros$, encontra-se o valor da complacência $C = 32,34 \times 10^{-3}\, l.cmH_2O^{-1}$, a partir da equação 3.1.

No analogue, um tubo de 24,2 cm de comprimento, tendo um diâmetro interno de 2,55 cm representa a inertância (I). Analiticamente, a inertância do sistema é determinada pela equação 3.2

$$I = 1,723x10^{-3} \frac{l}{D^2} (\text{cmH}_2\text{Ol}^{-1}\text{s}^2), \qquad 3.2$$

em que:

- l representa o comprimento do tubo;
- D, o diâmetro do tubo.

Usando-se a equação 3.2, encontra-se $I = 6,41 \times 10^{-3} cmH_2O.l^{-1}.s^2$.

A frequência de ressonância em um sistema de segunda ordem temos que a parte indutiva e a parte capacitiva tem módulos iguais e sinais contrários, deste modo temos que a inertância e a complacência são iguais em módulo, mas de sinais contrários, resultando numa impedância respiratória totalmente resistiva (FARRÉ et al, 1995). A frequência de ressonância do sistema pode ser calculada utilizando a equação 4.5.

Com base nos valores de inertância e da complacência do sistema calculados anteriormente, tem-se o valor da frequência de ressonância de 11,05Hz.

3.3.2 Confecção de Resistências

Seguindo a mesma teoria dos pneumotacômetros Lilly foram confeccionadas resistências de telas, com a diferença que o material empregado foi o nylon. Telas de nylon com diferentes números de fios proporcionaram diferentes valores de resistência. Foram empregadas telas com 60fios, 77fios, 90fios, 120fios, 2x90fios (duas telas de 90fios) e 2x120fios para confecção das resistências denominadas R60, R77, R90, R120, respectivamente. Na figura 3.7 é exibida uma foto da resistência R90.

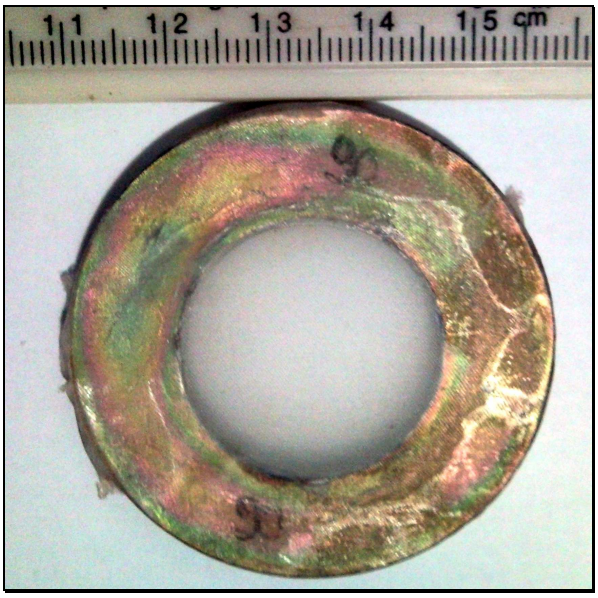

Figura 3.7: Resistência confeccionada para validação do TOF

Os valores das resistências foram obtidos através de cincos experimentos, retirando-se a média destes. O procedimento para quantificação foi aplicar um fluxo de 0 a 9 cm^3/s contínuo através de um cilindro de ar comprimido com pontos espaçados em 0,5 cm^3/s e aparelho TOF para mensurar pressão e a resistência, obteve-se por:

$$R = \frac{P}{\dot{V}} \quad (\mathrm{cmH_2O.l^{-1}.s}) \qquad \textbf{3.3}$$

Em que:

P equivale a pressão aplicada em cmH2O,

$\dot{V}$ o fluxo, em litro-1.s,

Capítulo 4

Resultados

4.1 Aparelho TOF Portátil

O aparelho TOF2 portátil desenvolvido está apresentado nas figuras 4.1 a 4.3, com vistas interna, anterior e posterior, respectivamente, as posterior com tampa, lateral e superior. Este possui dimensões inferiores ao TOF1 por apresentar-se em único aparelho medindo largura de 26 cm, comprimento de 39 cm e altura de 24 cm. Diferente do TOF1 que apresentava cinco aparelhos.

Na figura 4.1 tem-se a vista interna do aparelho, sem a tampa externa, em que (1) Alto-falante; (2) Fonte de Alimentação e Amplificador de Potência; (3) pneumotacômetro; (4) transdutores de pressão; (5) microprocessador; (6) Bias; (7) display; (8) cartão de memória.

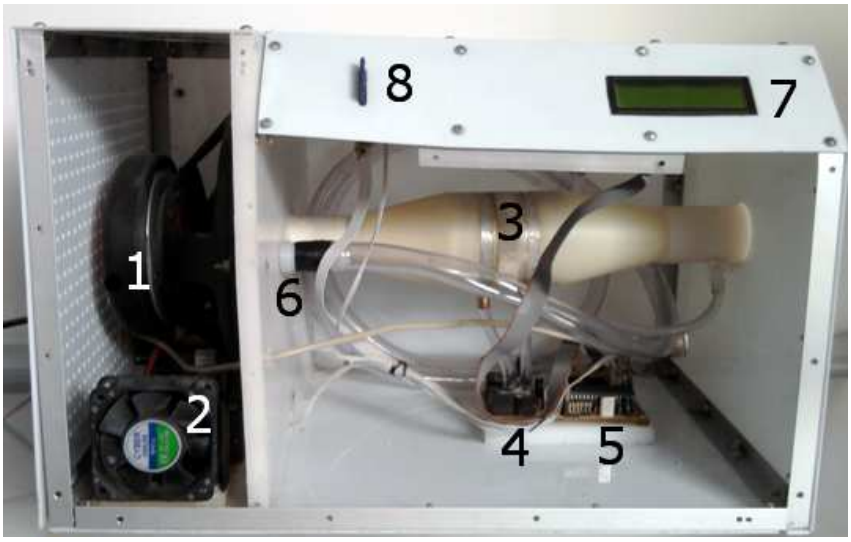

Figura 4.1: Vista interna dos componentes do Aparelho TOF2: (1) Alto-falante; (2) Fonte de Alimentação e Amplificador de Potência; (3) pneumotacômetro; (4) transdutores de pressão; (5) microprocessador; (6) *Bias;* (7) *display;* (8) cartão de memória.

Na verifica-se a foto do aparelho na vista anterior, em que podem-se observar: (1) região de acoplamento do filtro antibacteriano e (2) saída do bias e na figura 4.3, tem-se a foto do aparelho na vista posterior sem a tampa externa, observando-se: 1) alto-falante; (2) amplificador de potência; (3) fonte de alimentação.

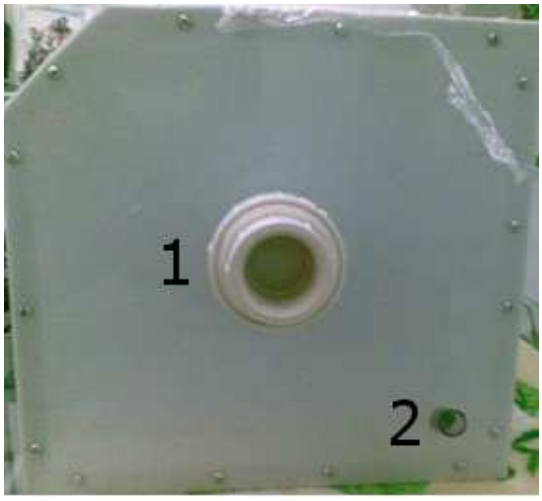

Figura 4.2: Vista frontal - (1) região de acoplamento do filtro antibacteriano; (2) saída do Bias.

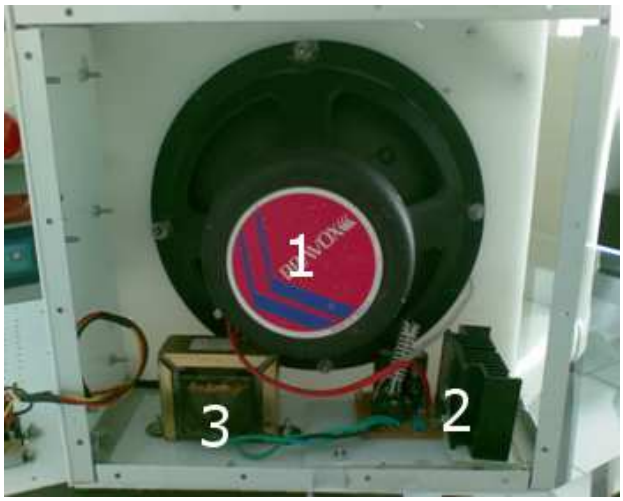

Figura 4.3: Vista traseira - (1) alto-falante; (2) amplificador de potência; (3) fonte de alimentação.

4.2 Aquisição e Processamento dos Dados

O sistema de aquisição e processamento dos dados com o equipamento desenvolvido foi dividido em vários módulos, que estão representados na figura 4.4. Alguns destes módulos foram implementados em computador (Geração, Filtro, Compensação e Determinação) e outros no próprio aparelho (Reprodução, Captação, Armazenamento e Transmissão). Toda a parte que envolve processamento mais complexo foi realizada no computador, de forma *offline*.

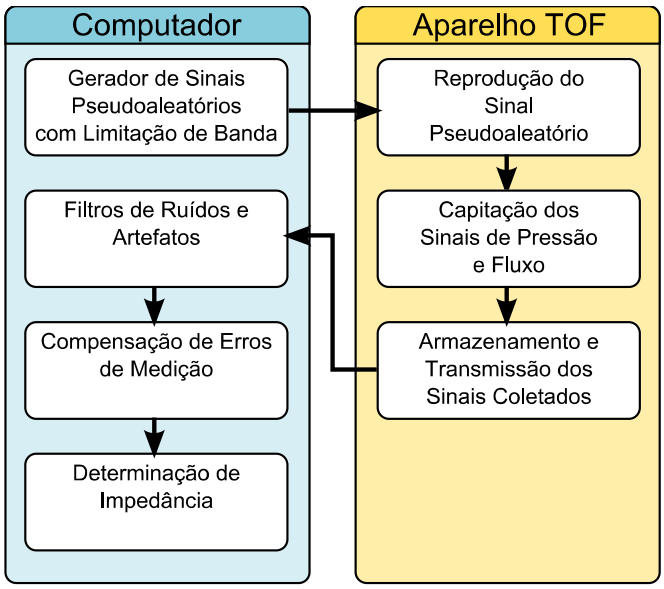

Figura 4.4: Processo de aquisição dos dados.

Antes do exame do paciente, gera-se no computador um sinal pseudo-aleatório de distribuição uniforme, ou seja, com densidade espectral de potência constante ao longo do eixo das frequências (se o tempo é considerado infinito). Foi desenvolvido um programa em LabVIEW para este fim, no qual se pode ajustar as características do sinal gerado, como amplitude, frequência mínima, frequência máxima, taxa de amostragem e número de amostras. O fluxograma desta aplicação pode ser vista na figura 4.5.

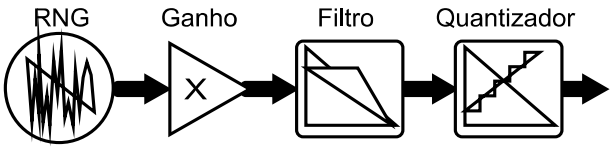

Figura 4.5: Processo de geração de padrão de excitação.

O sinal gerado no computador é posteriormente transferido para o aparelho da TOF e armazenado na memória, que é capaz de armazenar até 4 padrões diferentes para escolha do usuário no momento da realização do exame. A tela deste programa é exibida figura 4.6.

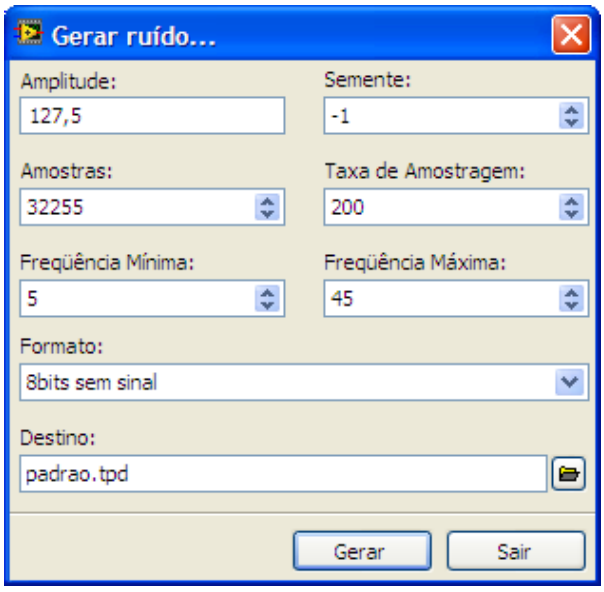

Figura 4.6: Programa de Geração de Sinais Pseudoaleatórios

Para a realização do exame, o tubo na saída do pneumotacômetro é colocado na boca do paciente, que respira normalmente. As oscilações são então geradas pelo aparelho TOF a partir de um dos sinais armazenados, que é reproduzido utilizando modulação PWM (modulação por duração de pulso), portadora de 10 kHz, e passa através de um filtro passa-baixas de primeira ordem, com frequência de corte de 60 Hz, e posteriormente amplificado e transmitido ao alto-falante. Os sinais de pressão e fluxo são adquiridos durante 20s.

Para a aquisição e processamento dos sinais de pressão e fluxo os transdutores convertem a pressão em tensão elétrica. Esses transdutores possuem amplificadores integrados que fornecem sinais em níveis adequados para aquisição, evitando também necessidade de blindagem. Os sinais analógicos de pressão e fluxo, amplificados, são enviados ao microcontrolador, que os converte para a forma digital, com resolução de 10 bits.

A aquisição dos sinais é realizada a uma taxa de 400 Hz. Esses sinais são filtrados por um filtro de média simples e armazenados em um cartão de memória a uma taxa de 200 amostras por segundo, a cada sinal (400 amostras por segundo para os dois sinais). Este processo não necessita de filtro *anti-aliasing* uma vez que o sinal é naturalmente limitado em frequência e para freqüências superiores a 400 Hz a potência do sinal é muito reduzida.

Após o término do exame, os dados são transferidos ao computador e gravados em arquivos, que podem ser carregados em um programa para análise dos dados coletados, capaz de apresentar o sinal bruto, sinais escalonado e filtrado, função de coerência, impedância bruta e impedância corrigida. Um gráfico obtido com este programa é mostrado na figura 4.7..

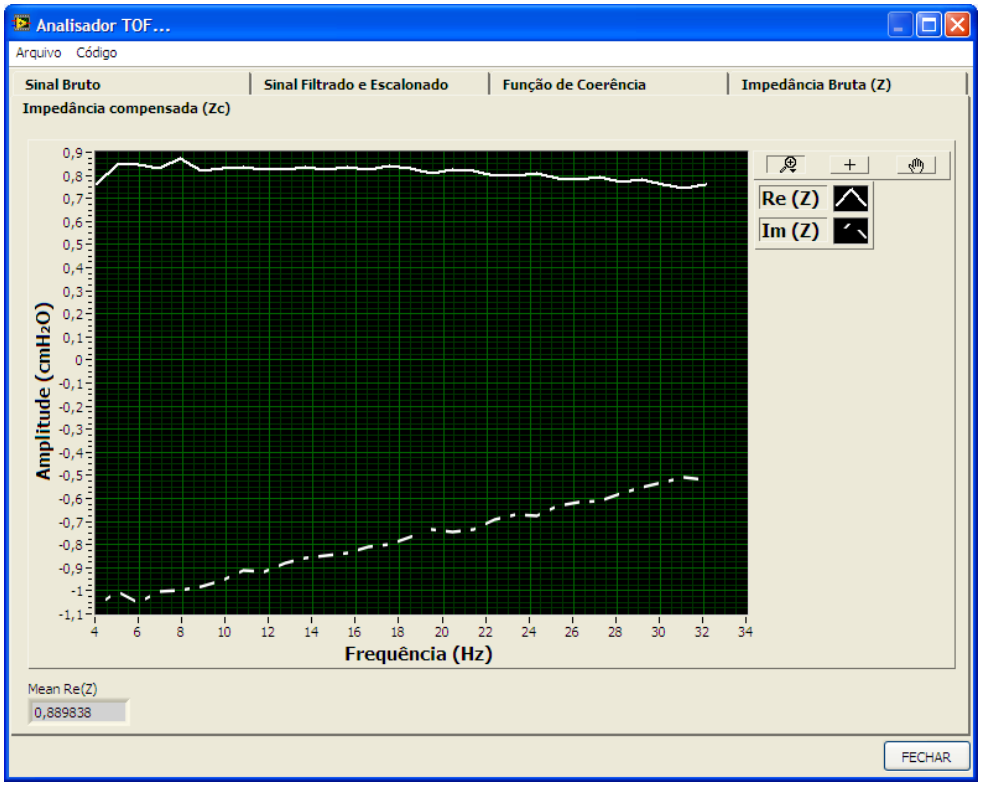

Figura 4.7: Tela do programa de análise dos dados coletados: sinal bruto; sinal filtrado e escalonado; função de coerência; impedância bruta (Z); impedância compensada (Zc). Na ordenada, encontra-se a amplitude em cmH_2O e, na abscissa, a frequência (Hz). Parte real (Re); parte imaginária (Im).

Para a filtragem do ruído com o programa de análise dos dados, os sinais são escalonados para os seus valores de pressão e fluxo, subtraído o nível DC e filtrados, deixando-se passar somente a banda de interesse, que é de 4 a 32 Hz.

Após estes procedimentos iniciais, o conjunto de dados correspondentes aos sinais de pressão e fluxo é dividido em vários subconjuntos menores, de 1s de duração e sobreposição de 0,5 s (Ver figura 4.8). A função de coerência é aplicada no conjunto de amostras menores de pressão e fluxo. O critério de 0,95 é utilizado como limite mínimo para descarte das amostras. Este critério serve para avaliar os subconjuntos da amostra em que não há uma correlação do sinal de pressão com o de fluxo, por exemplo, o paciente que fecha a rima da glote durante o exame. (OOSTVEEN E, et all 1991. MILLER 1983).

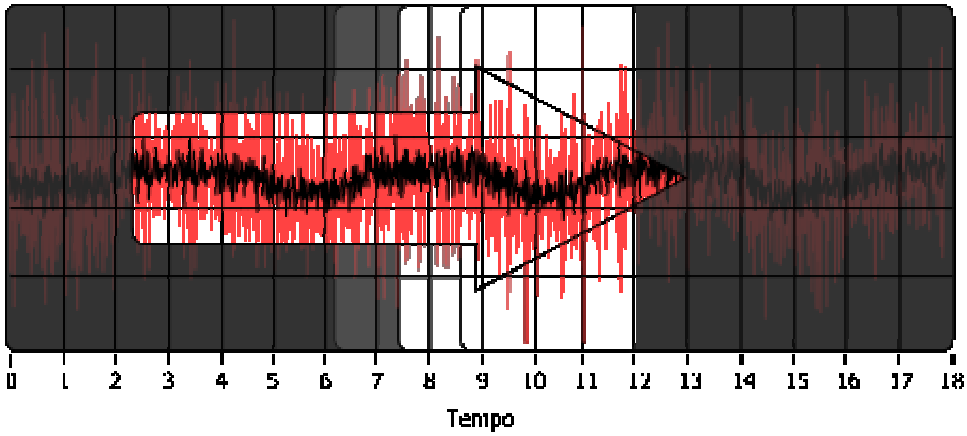

Figura 4.8: Filtro deslizante

Com as amostras de pressão e fluxo que passaram pelo critério da coerência, é aplicada a transformada rápida de Fourier (FFT) e calculada a impedância. Uma nova etapa de filtro é aplicada ao sinal correspondente à impedância. Este filtro consiste em substituir, pela média do sinal, todos os pontos da amostra que apresentarem desvio padrão maior que de 1,96. Considerando este limiar, garante que para medições ruidosas e que este ruído tenha distribuição gaussiana, a medida tenha 95% de probabilidade de ser verdadeira. Para a obtenção dos valores ótimos de resistência, inertância e complacência o método da Pseudo-Inversa é aplicado nos sinais de pressão e fluxo que não foram descartados.

Seja um sistema RIC série de impedância Z temos

$$Z = R + i\left(X_L - X_C\right)$$

Em que, $\omega = 2\pi f$, $X_L = 2\pi fL$ e $X_L = \frac{1}{2\pi fC}$. E como X_C >> X_L podemos considerar apenas $X_{C,}$ logo:

$$Z = R - iX_C$$

A análise da TOF é feita em vários pontos compreendidos entre 4Hz e 32Hz. Desta forma temos um sistema que possui muito mais amostras do que o número de incógnitas, sendo necessária uma regressão linear para obtenção dos parâmetros ótimos. Montando num sistema de equações temos:

$$Ax = Z \qquad \textbf{4.1}$$

A solução para este sistema é dada por :

$$A^{-1}Ax = A^{-1}Z \Rightarrow Ix = A^{-1}Z \qquad \textbf{4.2}$$

Onde a matriz A e a matriz Z são retangulares, I é a matriz identidade e x é um vetor composto por dois parâmetros R e C, e Z é uma matriz retangular de duas colunas: Re(Z), parte real de Z e Im(Z), parte imaginária. Como a matriz A é retangular ela não admite inversa, porém ela admite inversa à esquerda ou à direita logo:

$$Ix = \left(A^T A\right)^{-1} A^T Z \qquad \textbf{4.3}$$

Esta operação é denominada de pseudo-inversa ou inversa generalizada (PENROSE, 1955). Reescrevendo a equação com os termos R C r e i. A regressão linear é obtida na equação 4.4.

$$\left[R \ \frac{1}{\omega C}\right] = \left(A^T A\right)^{-1} A^T \left[\mathrm{Re}(Z) \ \mathrm{Im}(Z)\right]$$

ou

$$\left[R \ C\right] = \left(A^T A\right)^{-1} A^T \left[\mathrm{Re}(Z) \ \ \frac{1}{\omega \mathrm{Im}(Z)}\right] \qquad \textbf{4.4}$$

Após obtermos a resistência e a complacência do sistema RIC, a inertância é obtida utilizando a equação:

$$f_o = \sqrt{\frac{1}{4\pi^2 IC}} \qquad \textbf{4.5}$$

Em que, f_0 é a frequência de ressonância, *I* é a inertância e *C* é a complacência. O valor de f_0 é obtido graficamente onde a parte imaginária de *Z* cruza o eixo real.

O sistema possui fontes de erro, como o filtro anti-bacteriano e o bias. As suas impedâncias mecânicas foram determinadas experimentalmente antes do exame usando o próprio aparelho da TOF. Esses erros são então compensados por operações algébricas.

4.3 Caracterização das Resistências Confeccionadas

As resistências construídas para o sistema RIC apresentaram ótima linearidade e é uma alternativa ao uso de pneumotacômetros, pois estes são caros e difíceis de encontrar. Seu uso exige tão somente a caracterização da resistência para determinação de seu valor.

Os experimentos realizados com R90, por exemplo, apresentaram um valor médio de 1,08 cmH2O/l/s-1, com desvio padrão de 0,02108 cmH2O/l/s-1. Os gráficos das figuras 4.9 a 4.12 estão expressos os testes metrológicos para a quantificação das resistências onde o eixo ‘X’ representa os valores do fluxo em l/s e o eixo ‘y’, a pressão com a unidade em cmH_2O.

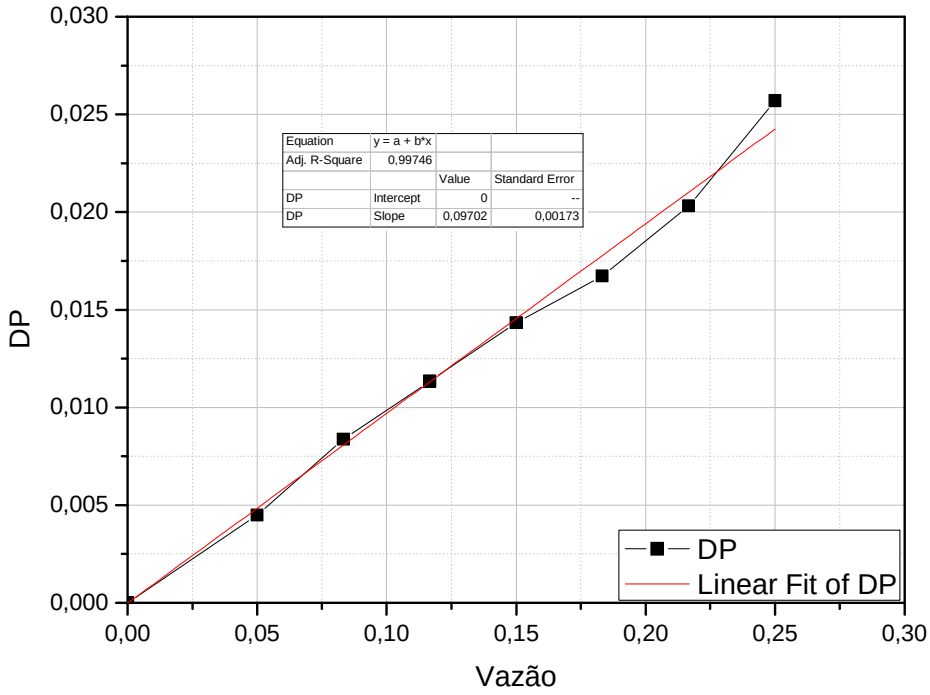

Figura 4.9: Resultados obtidos na caracterização da resistência confeccionada R77.

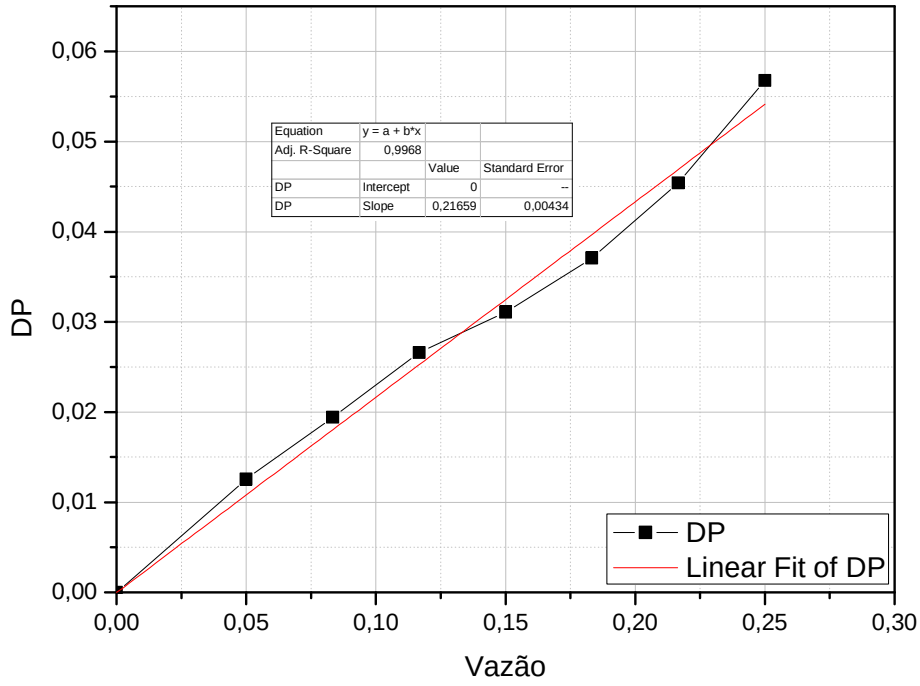

Figura 4.10: Resultados obtidos na caracterização da resistência confeccionada R77.

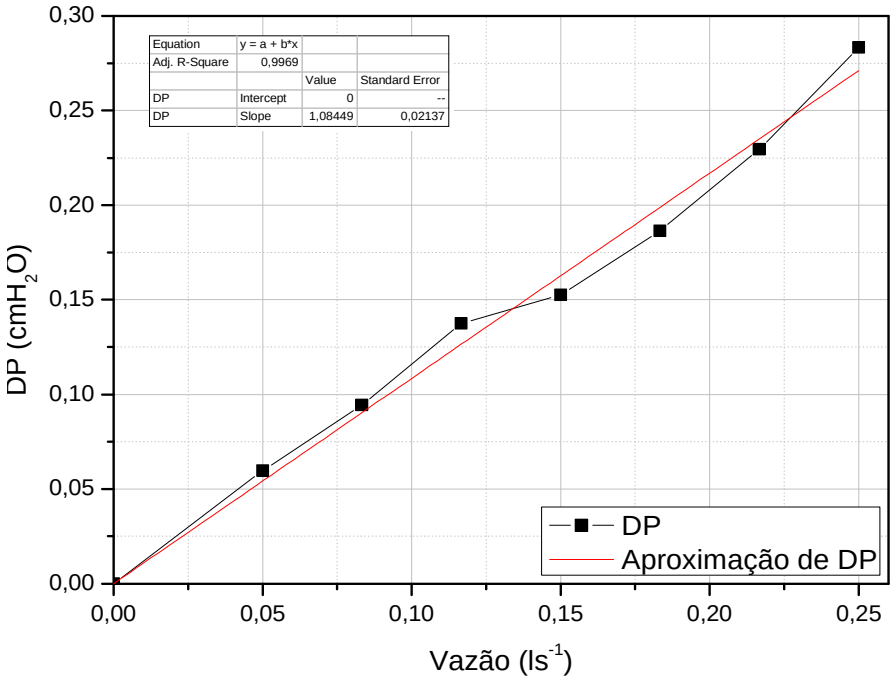

Figura 4.11: Resultados obtidos na caracterização da resistência confeccionada R90.

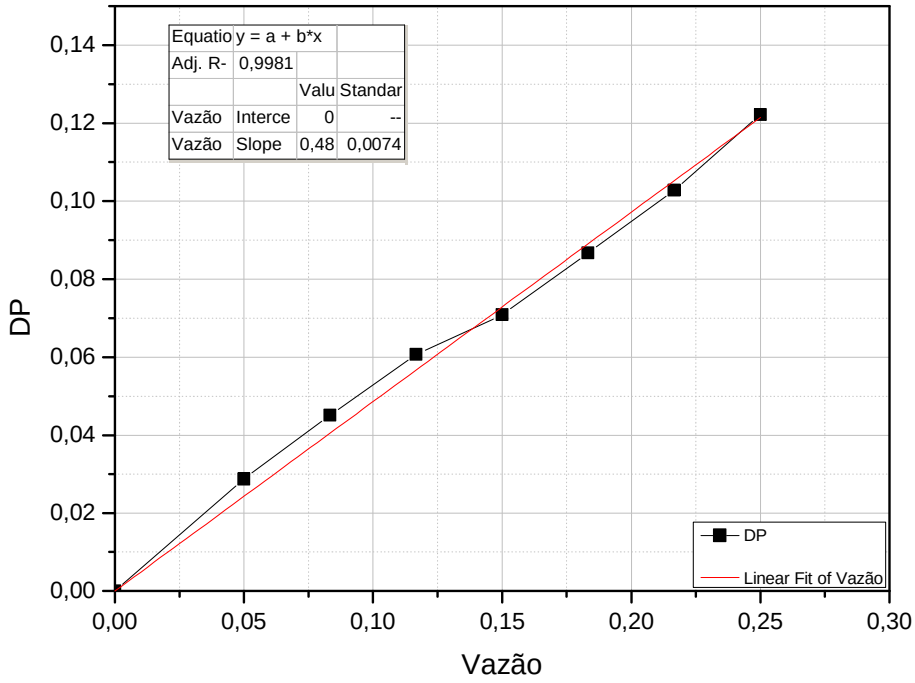

Figura 4.12: Resultados obtidos na caracterização da resistência confeccionada R120.

4.4 Validação do Aparelho TOF

O equipamento desenvolvido foi usado para determinação da impedância R-I-C confeccionada R90. O gráfico da figura 4.13 representam os dados do teste feito no equipamento TOF2 com a mesma resistência confeccionada apresentada na figura 4.11, para determinação da resistência dinâmica, em que a abscissa representa o valor da frequência, e a ordenada, a resistência com a unidade em $cmH_2O/s^{-1}/l$, cujo valor corresponde aproximadamente ao dos testes estáticos, ou seja, 1,08 $cmH_2O/s^{-1}/l$.

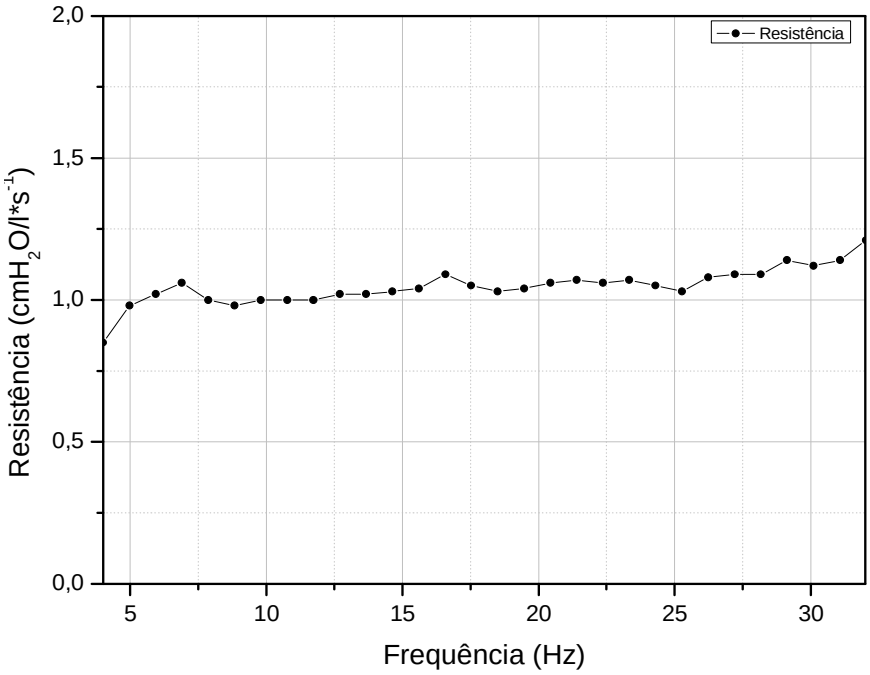

Figura 4.13: Resistência em função da frequência, mensurada com o aparelho TOF2.

O gráfico contido na 4.14 representa a impedância do analogue, partes real e imaginária, deste gráfico pode-se obter a frequência de ressonância observando o ponto em que a parte imaginária é igual a zero. A frequência de ressonância do sistema, tanto calculada matematicamente quanto obtida com o TOF2 foi de Im≅11 *Hz*. Este gráfico representa também o valor da resistência R90 confeccionada com valor R= 1,08 $cmH_2O/s^{-1}/l$, que corresponde ao traçado de cor preta. Verifica-se que o valor dessa resistência apresenta-se constante em função da frequência de excitação.

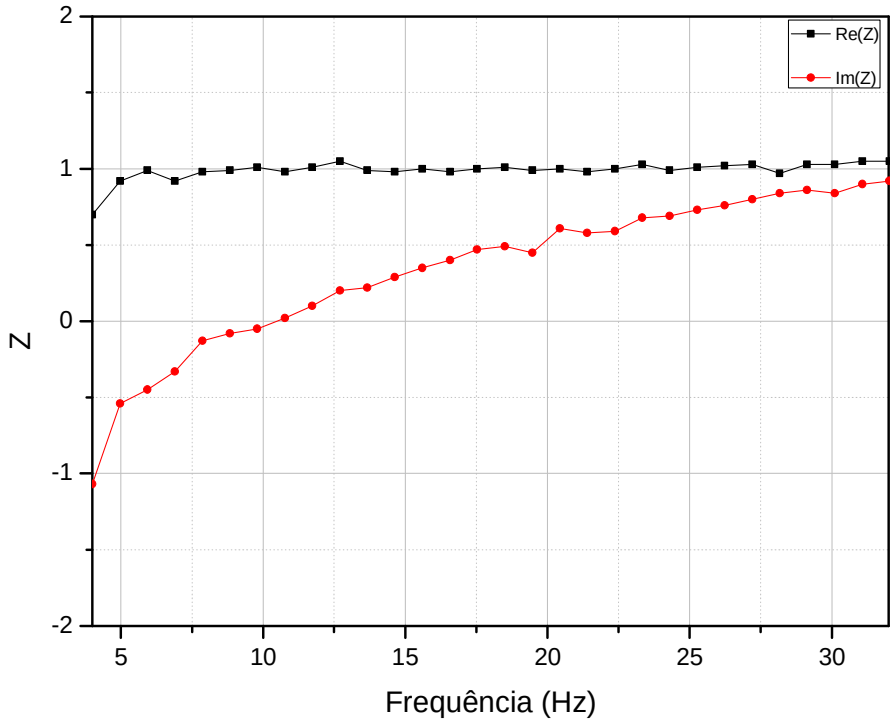

Figura 4.14: Impedância(Z) em função da frequência. Re(Z): parte real. Im (Z): parte imaginária.

Foi analisada a função de coerência para os resultados encontrados para as resistências no sistema TOF2 em função da frequência, sendo verificado um valor médio acima de 95% (figura 4.15).

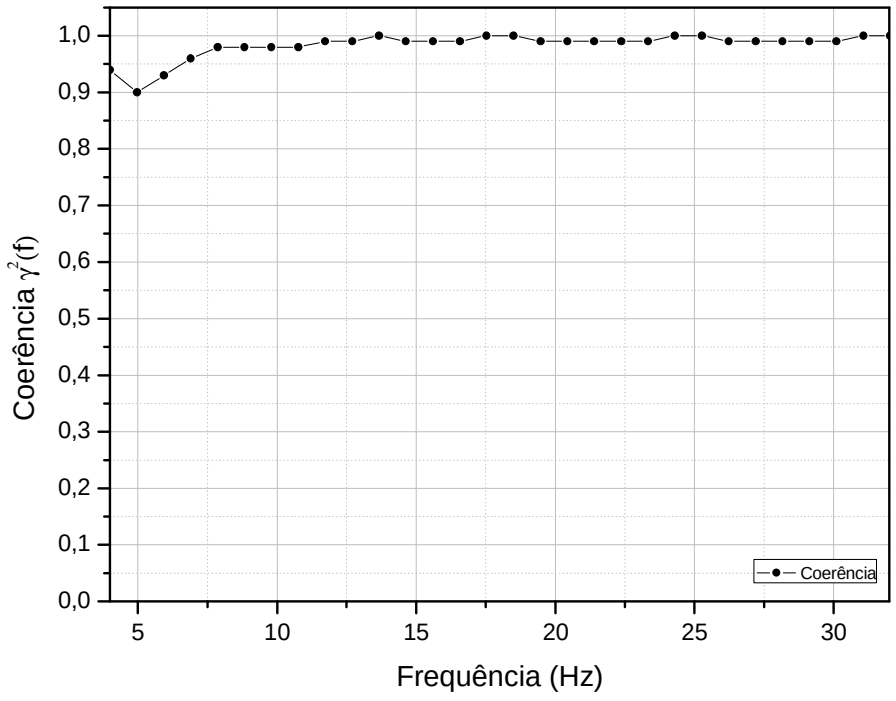

Figura 4.15: Representação da função de coerência no aparelho TOF2.

Capítulo 5

Discussão

O aparelho desenvolvido, denominado TOF2, inclui toda a instrumentação necessária (pneumotacômetro, transdutores de pressão, um processador programável, entre outros) para realizar as medições convencionais de um aparelho TOF, e cumpre as recomendações gerais para a elaboração e desenvolvimento do sistema de medidas (VAN DE WOESTIJNE, 1994). O fato de ele ter os seus componentes integrados, diferentemente do TOF1, implica a necessidade de um espaço físico menor, a maior facilidade em seu deslocamento e economia em sua construção. Tudo isso favorece a realização de exames da mecânica ventilatória fora do laboratório de teste.

O sistema desenvolvido no TOF2 possui dispositivo de calibração e operação que aceita ou rejeita os dados coletados, o que ocorre devido à confiabilidade da medida, que é avaliada através da função de coerência, cujo valor deve ser superior a 95%, de acordo com MICHAELSON (1975). Cumpre ressaltar que a importância dessa confiabilidade consiste em evitar os possíveis vieses que podem ocorrer durante a realização do exame, como por exemplo, o fechamento da rima da glote, a ocorrência de tosse, de espirro, entre outros.

A reprodutibilidade das medidas de resistência com o TOF2 acoplado ao analogue, juntamente com a função de coerência superior a 95%, indica uma boa confiabilidade dos dados. Isso é relevante por possibilitar a realização de exames com capacidade de reprodutibilidade, assegurando a veracidade dos valores obtidos.

O TOF1 foi baseado em outros dispositivos de TOF que são fabricados com oscilação em monofrequência para o cálculo da amplitude da impedância respiratória. Apesar de esses sistemas serem úteis para a avaliação das vias aéreas com obstrução, particularmente durante o sono, eles não são capazes de alterar a frequência de oscilação ou de aplicar oscilação multifrequencial; e os seus cálculos algoritmos não fornecem informação seletiva em RRS e XRS (FARRÉ et ali, 1994; BADIA, 1999; NAVAJAS et ali, 1998).

O programa desenvolvido para o TOF2 tem a capacidade de dispor de vários padrões de teste que podem ser realizados em exames, com multifrequências e amplitudes. A possibilidade de ajuste destes parâmetros possibilita a obtenção de informações seletivas sobre o sistema respiratório e também facilita a execução dos procedimentos de mensuração da mecânica ventilatória, em virtude de o paciente se

adaptar melhor ao aparelho durante a emissão das ondas de excitação tornando o exame menos desconfortável.

Outra diferença da análise multifrequencial utilizando o ruído pseudoaleatório é que não é necessário corrigir as não-linearidades do gerador de pressão, pois a análise é feita em toda a faixa de frequências geradas não sendo necessário que o sistema corrija desvios de frequência causados pelas não-linearidades.

Com este aparelho é possível realizar exames empregando diversos métodos de excitação do sistema respiratório, monofrequências, multifrequências tonais, multifrequências com ruído pseudoaleatório e impulso, realizando pequenas modificações na ferramenta de análise dos dados.

Os erros de medição intrínsecos do sistema de medição de TOF2 ainda precisam ser melhor investigados. É sabido que o volume de ar contido no aparelho, o comprimento do tubo que vai ao paciente, amplitude do sinal de pressão gerado, a posição das tomadas de pressão, a diferença no comprimento do tubo das tomadas de pressão diferencial e outros fatores não citados ou ainda desconhecidos influenciam de forma negativa nos resultados obtidos. Portanto faz-se necessário algum tipo de compensação inteligente onde o sistema se calibrasse automaticamente, bastando apenas um teste no corpo de prova (Sistema RIC) para o sistema compensar estes erros inerentes.

Foram realizados testes clínicos em pessoas portadores de DPOC com relativo sucesso e com os resultados das análises dos dados coletados foi possível concluir que a mecânica ventilatória dos pacientes portadores de DPOC, comparada com a dos pacientes saudáveis, encontrou-se alterada nos seguintes parâmetros: FR, VC, índice de Tobin, PImáx, PEmáx e resistência pulmonar. Ademais, existe correlação entre as variáveis resistência pulmonar, por meio do TOF2, e índice de Tiffeneau; e não existe correlação entre essa resistência pulmonar e o índice de Tobin. (SILVA JUNIOR, W. M. 2010)

Capítulo 6

Conclusão

Foi possível construir e validar um aparelho de Oscilações forçadas portátil e analisar a mecânica ventilatória de pacientes com distúrbios respiratórios tornando viável a utilização desta técnica em pessoas em UTI, sob ventilação mecânica e em domicílio.

Existem erros de medição intrínsecos ao sistema de medição, mas que podem ser corrigidos ou minimizados. Estes erros não impediram que o sistema tivesse uma boa reprodutibilidade das medidas. O aparelho construído utiliza ruídos pseudoaleatórios, mas podem-se empregar outros métodos, modificando o programa de análise e mantendo a mesma plataforma de hardware.

Os próximos passos com a conclusão do mestrado são: estudar melhor os erros inerentes ao sistema de medição da TOF; tentar criar um modelo que seja dependente das características construtivas do aparelho e elaborar um sistema automático de calibração.

Referências Bibliográficas

AMORIM, FRS. A técnica de oscilações forçadas como um método de diagnóstico de doenças ocupacionais pulmonares. Dissertação de mestrado, Universidade Federal da Paraíba, 2000.

ASMA BRONQUICA. Disponível em: http://www.asmabronquica.com/asma-bronquica-sistema-respiratorio.html. Acesso em 08/03/2012

BADIA JR, FARRE´ R, KIMOFF RJ, et al. Clinical application of the forced oscillation technique for CPAP titration in the sleep apnea/hypopnea syndrome. Am J Respir Crit Care Med 1999; 160: 1550–1554.

BISGAARD, H *et al*. Lung function measurement in awake young children. **Eur Respir J**, v.8, p.2067-75, 1995.

BRANSON, D. H.; CHATBURN, R. (Editors). Flow and Volume Measuring Devices. In: *Respiratory Care Equipment*. J. B. Lippincott Co., p. 283-303. 1998.

BRENNAN, G. L. *et al*. P D SlyThorax 2005;60:159–163. doi: 0.1136/thx.2004.026419

CAVALCANTI JV *et al*. Análise da resposta broncodilatadora em indivíduos asmáticos por oscilações forçadas. **Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, 2002.

CAVALCANTI, J.V., LOPES, A.J., JANSEN, J.M., MELO, P.L., 2006. Detection of changes in respiratorymechanics due to increasing degrees of airway obstruction in asthma by the forced oscillation technique. Respir. Med. 100, 2207–2219.

CHALUT, DS; DUCHARME, FM; DAVIS, GM. The preschool respiratory assessment measure (PRAM): a responsive index of acute asthma severity. **J Pediatr**, v.137, p.762,8, 2000.

CRUZ NKS *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.

DEMEDTS, M; NOORD, JAV; WOESTIJNE, KPVD. Clinical applications of forced oscillation technique. **Chest**, 1991.

DESAGER, KN *et al*. Measurement of total respiratory impedance in infants by forced osclillation technique. **J Oppl Physiol**, v.71, p.770-6, 1991.

DRUMOND SC *et al*. Comparação entre três equações de referência para a espirometria em crianças e adolescentes com diferentes índices de massa corpórea. **J Bras Pneumol**, v,35, p.415-22, 2009.

DUBOIS, A. B.; BRODY, A. W.; LEWIS, D. H.; BURGESS, B. F. Oscilation Mechanics of Lungs and Chest in Man. *Applied Physiology*, v. 8, p. 587-594, 1956.

DUVIVIER, C *et al*. Mésure de l'impedance thoraco-pulmonaire par oscillation forces: presentation d'un appareil. **Inn Tech Med**, v.11, p.381-99, 1990.

FARRÉ R., NAVAJAS D.; "Mechanical Impedance of the Forced Excitation Generatorin Respiratory Impedance Measurements"; Eur. Resp. Rev. 1991, 3, 132-138.

FARRÉ, R *et al*. Servo-controlled generator to measure respiratory impedance from 0,25 to 26Hz in ventilated patients at different PEEP levels. **Eur Resp J**, v.8, p.1222-7, 1995.

FARRÉ R, ROTGER M, MONTSERRAT JM, NAVAJAS D. Analog circuit for real-time computation of respiratory mechanical impedance in sleep studies. IEEE Trans Biomed Eng 1997; 44: 1156–1159.

FEINBERG, B.N. *Applied Clinical Engineering*. Prentice-Hall Inc., 1986.

FERRER M *et al*. Chronic obstructive pulmonary disease and health related quality of life. **Ann Int Med**, v.127, p.1072-9, 1997.

FLEISCH, A. Pneumotachograph: Apparatus for recording respiratory flow. *Arch. Gen. Physiol*., vol. 209, p. 713-722, 1925.

GARY, T. Office spirometry for lung health assessment in adults: A consensus statement from the national lung health education program. Chest, v.117, p.1146-61, 2000.

GOLD – Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease, 2005

GOLDMAN, M. D. Clinical Application of Forced Oscillation. **Pulmonary Pharmacology & Therapeutics** v.14, 341–350, 2001.

GUO, YF *et al*. Normal values for respiratory resistance using forced oscillation in subjects 65 years old. **Eur Respir J**, v.26, p.602-8, 2005.

JACKSON AC; VINEGAR A. A technique for measuring frequency response of pressure, volume and flow transducers. **American Physiological Society**, 1979.

JING JY. Should FEV_1/FEV_6 replace FEV_1/FVC ratio to detect airway obstruction?: a meta analysis. **Chest**, v.135, p.991-8, 2009.

KEMAN S *et al*. A five year follow-up of lung function among chemical workers using flow-volume and impedance measurements. **Eur Respir J**, v.0, p.2109-115, 1996.

KIM. CW *et al*. Clinical applications of forced oscillation techniques in patients with bronquial asthma. **Korean J Interm Med**, v.16, p.80-6, 2001.

LEBECQUE, P; STANESCU, D. Respiratory resistance by the forced oscillation technique in asthmatic children and cystic fibrosis patients. **Eur Respir J**, v.10, p.891-95- 1997.

LIMA, LSC. **Análise de geradores de pressões a alto-falantes utilizados na técnica de oscilações forçadas**. Dissertação de mestrado. Engenharia elétrica. Universidade Federal de Campina Grande, 2003.

MALMBERG LP *et al*. Determinants of respiratory system input impedance and bronchodilator response in healthy finnish preschool children. **Cli Physiol Funct Imaging**, v.22, p.64-71, 2002.

MATEUS S. Tracheal Stenosis: a series of case followed-uo by forced oscillation technique. **Chest**, 1999.

MELO, P. L., WERNECK, M. M., GIANNELLA-NETO, A., (1995) "Instrumentação para análise do sistema respiratório pela técnica de Oscilações Forçadas: gerador de sinais servocontrolados", In: RBE, v 12, 3, ed Especial, p 7-18.

MELO PL. Instrumentação para análise do sistema respiratório pela técnica de oscilações forçadas e de processos corrosivos pela técnica de impedância eletroquímica. Universidade Federal do Rio de Janeiro. 1998.

MELO, PL; WERNECK, MM; GIANNELLA-NETO, A. Effect of generator nonlinearities on the accuracy of respiratory impedance measurements by forced oscillation. **Med Bio Eng Comp**, v.38, p.102-8, 2000.

MICHAELSON, ED; GRASSMAN, ED; PETERS, WR. Pulmonary mechanics by spectral analysis of forced random noise. **J Clin Invest**, v.56, p.1210-30, 1975.

MILLER, TK *et al*. Standard errors on respiratory mechanical parameters obtained by forced random excitation. **IEEE Transactions on biomedical engineering**, v.30, 1983.

NAVAJAS, D; FARRÉ, R. Mechanical impedance of the forced excitation gerator in respiratory impedance measurements. **Eur Resp Rev**, v.3, p.132-8, 1991.

NAVAJAS D, FARRE´ R, ROTGER M, BADIA JR, PUIG-DE-MORALES M, MONTSERRAT JM. Assessment of airflow obstruction during CPAP by means of forced oscillationin patients with sleep apnea. Am J Respir Crit Care Med 1998; 157: 1526–1530.

NAVAJAS, D; FARRÉ, R. Forced oscillation technique: from theory to clinical applications. **Chest**, v.56, p.555-62, 2001.

OOSTVEEN, E *et al*. The forced oscillation technique in clinical practice: methodology, recommendations and future developments. **Eur Respir J**, v.22, p.1026-41, 2003.

PENROSE, R. A generalized inverse for matrices. **Proc C Phi Soc**, v.51, p.406-13, 1955 HERMANS, D; HULL, MD. **Designing HIFI speaker system**. Electronics components and materials, Philips, 1980.

PESLIN R; MORINET-LAMBERT, J; DUVIVIER, C. Étude de la róponse em frequence de pneumotachographes. **Eur Physio-path Resp**, v.8, p.1363-76, 1972.

PESLIN R *et al*. Total respiratory input and transfer impedances in humans. **The American Physiological Society**, v.161, p.492-501, 1985.

PESLIN, R. Methods for measuring total respiratory impedance by forced oscillations. **Bull Eur Physio-path Resp**, v.22, p.621-31, 1986.

PESLIN R *et al*. Comparative value of respiratory input and transfer impedance in Field studies. **Bull Eur Physiopathol Resp**, v.23, p.37-42, 1987.

PESLIN, R *et al*. Respiratory mechanics studied by forced oscillations during artificial ventilation. **Eur Resp J**, v.6, p.772-84, 1993.

PRIDE NB. Forced oscillation techniques for measuring mechanical properties of the respiratory system. **Thorax**, v.47, p.317-20, 1992.

RAMOS, G *et al*. Provas de função pulmonar em crianças e adolescentes. **J Pneumol**, v.28, p.207-21, 2003.

RESPIRAR - CENTRO DE MEDICINA RESPIRATÓRIA. Disponível em: http://www.respirar.com.br/exam_pletismografia.asp>. Acesso em: 25 out. 2005.

RITZ T; STEPTOE A. Emotion and pulmonary function in asthma: reactivity in the field and relationship with laboratory induction of emotion. **Psychosim Med**, v.62, p.808-15, 2000.

ROGTER, M., PESLIN, R.; FARRÉ R.; DUVIVIER, C. Influence of Amplitude, Phases and Frequency Content of Pseudorandom Pressure Input on Impedance Data and their Variability. *European Respiratory Rev*., v. 3, p. 178-182, 1991.

SCHMIDT, M.; FOITZIK, B.; HOCHMUTH, O.; SCHMALISCH, G. Computer simulation of the measured respiratory impedance in newborn infants and the effect of the measurement equipment. *Medical Engineering & Physics*, v. 20, p. 220-228, 1998.

SHIEH-CHING YANG, MD; Yu-Fan Lin, MS Airway Function and Respiratory Resistance in Taiwanese Coal Workers with Simple Pneumoconiosis (Chang Gung Med J 2009;32:438-46)

SILVA, J. F. *Monitorage des propiétés Mecaniques thoracopulmonaire au cours de la ventilation artificielle*. Tese de Doutorado. Nancy, França, Julho,1992.

SILVA, LCC; RUBIN, AS; SILVA, LMC. **Avaliação funcional pulmonar**. Rio de Janeiro: Revinter, 2000.

SILVA JUNIOR, W. M. **Desenvolvimento do Aparelho "TOF 2" Portátil e Utilização na Análise da Mecânica Ventilatória em Pacientes com Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica.** Tese Doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2010.

SKRODZKA, E. B., Sek, A.P. (1999) “Comparison of modal parameters of loudspeakers in different working conditions”, In: ELSEVIER, Applied acoustics, p 267-277, setembro.

VAN DE WOESTIJNE KP, DESAGER KN, DUIVERMAN EJ, MARCHAL F. Recommendations for measurement of respiratory input impedance by means of the forced oscillation method. Eur Respir Rev 1994; 4: 235–237).

VASSILIOU, M *et al*. Expiratory flow limitation during mechanical ventilation detected by the forced oscillation method. **Eur Respir J**, v.9, p.779-86, 1996.

WEBSTER, J. G. (Editor). *Medical Instrumentation - Application and Design*. Houghton Mifflin Company, 1992.

WILD, L. B; DIAS, A. S.; FISCHER, G. B.; RECH, D. R. Avaliação funcional pulmonar em crianças e adolecentes: comparação entre a micro espirometria e a espirometria convencional. *Jornal Brasileiro de Pneumologia.* 31(2). P. 97-102. 2005.

WOUTERS EF *et al*. Impedance measurements of the respiratory system before and afer salbutamol in COPD patients. **Respir Med**, v.83, p.309-13, 1989.