

Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA
Curso de Engenharia Eletrônica

**Análise de técnicas e dispositivos para determinação da mecânica
do sistema respiratório**

Autor: Erismar Arnaldo de Sousa
Orientador: Dr. José Felício da Silva

Brasília, DF

2015



Erismar Arnaldo de Sousa

Análise de técnicas e dispositivos para determinação da mecânica do sistema respiratório

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Doutor em Genie Biologique, José Felício da Silva.

Co-Orientador: Doutora em Engenharia Eletrônica – Biomédica, Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa.

**Brasília, DF
2015**

CIP – Catalogação Internacional da Publicação*

Sousa, Erismar Arnaldo de.

Título da Monografia: Análise de técnicas e dispositivos para determinação da mecânica do sistema respiratório / Erismar Arnaldo de Sousa. Brasília: UnB, 2015. 103 p.: il. ; 29,5 cm.

Monografia (Graduação) – Universidade de Brasília
Faculdade do Gama, Brasília, 2015. Orientação: José Felício da silva

1. Palavra Chave. 2. Palavra chave. 3. Palavra chave3 I.
Sobrenome do orientador, Nome do orientador. II. Título.

CDU Classificação

- A ficha catalográfica oficial deverá ser solicitada à Biblioteca pelo aluno após a apresentação.



Análise de técnicas e dispositivos para determinação da mecânica do sistema respiratório

Erismar Arnaldo de Sousa

Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em (data da aprovação dd/mm/aa) apresentada e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada:

Prof. Dr: José Felício da Silva, UnB/ FGA

Orientador

Prof. Dra: Suelia de S. R. Fleury Rosa, UnB/ FGA

Membro Convidado

Prof. Dr: Adson Ferreira da Rocha , UnB/ FGA

Membro Convidado

Brasília, DF

2015

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo realizar uma análise das várias técnicas utilizadas na análise da mecânica do sistema respiratório, bem como os dispositivos ou equipamentos utilizados na implementação destas técnicas. E a partir destas técnicas, no estudo da mecânica do sistema respiratório, serão feitas medições da pressão ao nível das vias aéreas superiores, (boca), e do fluxo durante o processo de inspiração e expiração que nos permite obter parâmetros tais como resistência, complacência, frequência, dando indicação de possíveis problemas ou doenças do trato respiratório. As técnicas para a determinação destes parâmetros podem ser citadas, sendo elas: Técnica de Oscilações Forçadas, Técnica da Obstrução do Fluxo, Espirometria, entre outras. Para implementação destas técnicas foram desenvolvidos dispositivos ou equipamentos permitindo o uso em diagnóstico bem como na pesquisa clínica. Neste projeto foi feito um estudo comparativo no sentido de desenvolver novos dispositivos ou verificar a possível integração das técnicas. Como resultado foi apresentada proposta de implementação de um dispositivo que faz a análise de geradores de pressões constituídos por alto-falantes que utilizados na Técnica de Oscilações Forçadas (TOF) é de vital relevância para a determinação da função de transferência destes geradores e para a determinação da impedância mecânica do Sistema Respiratório. Com a estrutura de medição, possibilitou-se aplicar níveis de tensões e frequências conhecidas no gerador de pressões, para adquirir a relação entrada e saída: tensão aplicada versus pressão obtida. E deste modo, foi aplicada à análise da função pulmonar.

Palavras-chave: Mecânica do sistema respiratório. Técnicas de oscilações forçadas. Geradores de pressão.

ABSTRACT

This work aims to conduct an analysis of the various techniques used in the analysis of respiratory mechanics, as well as appliances or equipment used in the implementation of these techniques. And from these techniques in the study of respiratory mechanics, pressure measurements will be made at the level of upper airway (mouth), and flow during the process of inhalation and exhalation that allows us to obtain parameters such as resistance, complacency, often giving indication of possible problems or diseases of the respiratory tract. The techniques for determining the parameters can be cited, Forced oscillation technique, obstruction of flow technique, spirometry among others. To implement these technical devices or equipment have been developed allowing the use in diagnosis as well as in clinical research. This project was made a comparative study to develop new devices or check the possible integration techniques. As a result was submitted proposal to implement a device that performs an analysis of pressure generators consist of speakers that used in Forced oscillation technique (FOT) which is of vital importance for determining the transfer function of these generators and determining the mechanical impedance of the respiratory system. With the measurement structure is enabled to apply voltage levels and frequencies on known pressures generator, to acquire the relative input and output: pressure obtained versus applied voltage. And thus it has been applied to the analysis of lung function.

Keywords: Respiratory system mechanics. Forced oscillation technique. Pressure generators.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REFERENCIAL TEORICO	15
2.1 SISTEMA RESPIRATORIO	Erro! Indicador não definido.
2.2 TECNICAS DE AVALIAÇÃO DO SISTEMA RESPIRATÓRIO	Erro! Indicador não definido.
2.3 TECNICAS DE OSCILAÇÕES FORÇADAS	Erro! Indicador não definido.
3 METODOLOGIA	Erro! Indicador não definido.
3.1 DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE ANALISE PULMONAR UTILIZANDO A TECNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS	Erro! Indicador não definido.
3.2 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO	33
3.3 VALIDAÇÃO DO APARELHO TOF	Erro! Indicador não definido.
4 CONCLUSÃO	39
5 TRABALHOS FUTUROS	40
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	Erro! Indicador não definido.41

1. INTRODUÇÃO

Com o elevado índice de poluição que é registrado nas grandes capitais e centros industriais, além de diversas outras pesquisas (ARBEX *et al.*, 2012) relatando sobre a avaliação do ar que respiramos, observa-se um aumento considerável de problemas respiratórios, como também preocupantes os resultados da avaliação da função pulmonar envolvendo as doenças pulmonares obstrutivas crônicas (DPOC).

As DPOC's são consideradas uma enfermidade incurável e irreversível, nos quais os brônquios e os alvéolos, estruturas responsáveis pela oxigenação do corpo, são destruídos (CRUZ *et al.*, 2002). Na fase inicial da doença, o paciente usa medicamentos e faz terapia respiratória. Na fase mais aguda, depende da manutenção de oxigênio para sobreviver.

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

Neste contexto, a mecânica do sistema respiratório apresenta-se com distinção e empenho no desenvolvimento de técnicas sensíveis para a caracterização da função pulmonar, pois a determinação da impedância mecânica do sistema respiratório consiste em significativa contribuição para a melhoria e avanço de modelos existentes. Desta forma, as propriedades mecânicas do sistema respiratório são geralmente representadas por modelos simplificados e limitados a fornecer apenas uma representação inicial do que é o complexo funcionamento do sistema respiratório (SOUZA e ELIAS, 2015).

Dentre as técnicas já desenvolvidas para a análise da função pulmonar pode-se citar: a espirometria, a pletismografia e a técnica de oscilações forçadas. A espirometria é muito utilizada e consiste em uma avaliação da medida contínua da mudança do volume pulmonar, além de ser muito conhecida como um exame que exige um treinamento antecipado e um esforço demasiado por parte do paciente para o desenvolvimento das manobras respiratórias (WEBSTER, 2009).

A pletismografia corporal, por sua vez, é uma técnica utilizada para determinar diferentes aspectos da função pulmonar como: o volume pulmonar, volume residual das vias aéreas, resistência das vias aéreas, podendo ainda determinar o fluxo sanguíneo pulmonar. O pletismógrafo corporal é um recipiente hermético, ou seja, completamente fechado, e é desta forma considerado como um ambiente claustrofóbico para a realização do exame. No entanto, é um instrumento extremamente versátil que se tornou importante para a fisiologia respiratória (GUYTON, 2002).

A técnica de oscilações forçadas (TOF) destaca-se por ser um método não invasivo na avaliação da mecânica respiratória. Indivíduos anestesiados, de idade muito baixa ou muito alta, ou por algum motivo, incapazes de realizar os exames tradicionais, poderiam ser beneficiados pela característica de cooperação mínima exigida pela TOF (MELO *et al.*, 2015). Esta técnica consiste em pequenas oscilações de pressões geradas na boca do paciente, que por sua vez, respira espontaneamente. Os sinais de pressão e fluxo medidos na entrada das vias aéreas são utilizados como parâmetros na avaliação da impedância mecânica respiratória. Esta técnica vem se destacando por apresentar-se perceptível na obtenção destes parâmetros (NAVAJAS e FARRÉ, 2001a).

A TOF utiliza dispositivos externos, implementados como geradores de pressões e com saídas senoidais (DUBOIS *apud* PESLIN, 1986). Os geradores de pressões utilizam pistões mecânicos ou alto-falantes. Os geradores implementados com pistões mecânicos têm a vantagem de serem perfeitamente rígidos, possuírem a facilidade de ser conhecido o volume utilizado e a facilidade na determinação do fluxo e da pressão envolvidos no sistema. No entanto, estes geradores possuem desvantagens como grande limitação à resposta em frequência e custo elevado.

Os geradores de pressões com alto-falantes se destacam por possuírem uma ampla faixa de frequência de operação, facilidade na produção de sinais complexos e por apresentarem um custo reduzido. Apesar destas vantagens destacam-se também inconveniências: a sua não rigidez resulta nas não linearidades no deslocamento do cone, além de impossibilitar a determinação exata do volume de ar efetivamente trabalhado pelo cone (MACÊDO, 2002).

A montagem de geradores de pressões com alto-falante é o mais utilizado e permite o ajuste da frequência e da amplitude do sinal de pressão (PESLIN e FREDBERG, 1986). A amplitude dos sinais de pressões geralmente é limitada a 1 ou 2 hPa (pico a pico), com o objetivo de não causar desconforto ao paciente e, sobretudo, procurar manter as condições da linearidade do sistema respiratório (ROTGER *et al.*, 1991; PESLIN e FREDBERG, 1986).

1.1 OBJETIVO

Realizar uma avaliação das várias técnicas utilizadas na análise da mecânica do sistema respiratório, bem como os dispositivos ou equipamentos utilizados na implementação destas técnicas.

Construir um protótipo de um aparelho que desenvolva uma análise de geradores de pressões implementados com alto-falantes e utilizados na técnica de oscilações forçadas (TOF).

1.2 JUSTIFICATIVA

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

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

1.3 METODOLOGIA

Para o estudo da implementação de um aparelho que desenvolva uma análise de geradores de pressões implementados com alto-falantes e utilizados na técnica de oscilações forçadas (TOF) foram feitas pesquisas em livros de instrumentação eletrônica, livros de fisiologia humana e em sites de artigos usando as palavras-chave técnicas de oscilação forçadas (TOF), mecânica do sistema respiratório, Geradores de pressão, poluição do ar. A proposta dessas pesquisas é criar uma revisão bibliográfica consistente para ser usada na construção e funcionamento do aparelho citado.

Para isso, é necessário que uma pesquisa em diversos trabalhos e projetos seja feita para escolher os melhores componentes para a construção do protótipo do aparelho citado

anteriormente, incluindo os sensores utilizados, e do módulo de condicionamento de sinais, visando à qualidade desses componentes para fazerem a medição e os custos dos mesmos. Além disso, foram pesquisadas quais seriam as melhores maneiras de implementar um programa computacional que pudesse analisar os dados coletados.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O trabalho está organizado em cinco capítulos, sendo distribuídos da seguinte maneira: O primeiro Capítulo, ou seja, a introdução, contém os objetivos e justificativas, metodologia e organização do trabalho.

O Capítulo 2 refere-se à revisão bibliográfica, ou referencial teórico, bem como as técnicas de análise do sistema respiratório.

O Capítulo 3 aborda de forma detalhada as características, vantagens e funcionamento dos componentes que serão utilizados na montagem do protótipo.

O Capítulo 4 é apresentado a conclusão.

O Capítulo 5 tratará do cronograma de execução do projeto visando sua continuação no Trabalho de Conclusão de Curso 2.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

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 (O_2), utilizado com outros nutrientes no processo de metabolismo produzem com rejeito o gás carbono (CO_2) que precisa ser expelido. O pulmão é o órgão com a função de realizar esta troca, capturando o oxigênio do ambiente e expelindo o gás carbônico num processo denominado respiração. O aparelho respiratório é formado por nariz, a cavidade nasal (que é dividido em duas fossas nasais), a faringe, a laringe, a traqueia, os brônquios e pulmões, com bronquíolos e alvéolos, como mostrado na figura 2.1.



Figura 2.1: Sistema respiratório (MUNDO EDUCAÇÃO, 2015).

Na inspiração o ar que entra no trato respiratório é aquecido à temperatura corporal ($\sim 37^\circ C$), 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 CO_2 difunde-se no sentido contrário. Esta troca de gases obedece as leis físicas da difusão. O principal meio de transporte do O_2 até as células é a hemoglobina. Na célula o oxigênio é metabolizado gerando CO_2 . O CO_2 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 ANÁLISE DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

2.2.1 INTRODUÇÃO

As doenças do sistema respiratório estão entre as principais causas de morte do ser humano, dentre estas, doenças pulmonares obstrutivas crônicas (DPOC), como a enfisema pulmonar, a bronquite crônica e a bronquite asmática. A DPOC é a quarta principal causa de morte nos EUA. A doença é caracterizada por uma resposta inflamatória anormal nos pulmões e no fluxo de ar restrito, que estão relacionadas a determinadas causas e fatores de risco, como o tabagismo, poluição ambiental e alergias. A doença geralmente ocorre após os 35 anos devido à perda gradual da elasticidade dos tecidos pulmonares com o envelhecimento natural da função pulmonar (UMM, 2012).

São denominados de testes da função pulmonar os exames que viabilizam a aquisição de parâmetros usados na análise do andamento do sistema respiratório (FEINBERG, 1986). Em geral os testes utilizados na prática clínica de rotina demandam de significativa cooperação do paciente, como a capacidade de compreender e realizar manobras respiratórias, ou a habilidade de realizar ensaios em ambientes fechados. Essas expedições impedem a realização dos testes em alguns pacientes idosos, crianças e pessoas temporariamente incapacitadas de realizar os exercícios respiratórios necessários. Dessa forma, a 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 aplicado durante a inspiração mecânica e meio na respiração espontânea, esta técnica permite a realização de testes em condições em que as técnicas tradicionais não são adequados (MELO *et al.*, 2000).

2.2.3 VOLUMES E CAPACIDADES PULMONARES

A ventilação pulmonar pode ser medida pela determinação dos volumes de ar existente nos pulmões, em diferentes circunstâncias. Para avaliar a ventilação consideram-se os seguintes volumes pulmonares Volume corrente (VC), que é o volume de ar inspirado ou expirado em cada respiração normal. Corresponde a aproximadamente 500 ml em um adulto médio, do sexo masculino. O volume de reserva inspiratório (VRI), que é o volume extra de ar que pode ser inspirado, além do volume corrente normal, durante a inspiração máxima forçada. Corresponde a cerca de 3.000 ml. Isto significa que durante um período de respiração

tranquila, se produzir uma inspiração máxima, chamada “suspiro”, podemos inspirar um volume adicional de 3 litros de ar. O volume de reserva expiratório (VRE) é a quantidade de ar que ainda pode ser expirada, por uma expiração forçada, após o final da expiração corrente normal. Este volume é de cerca de 1.100 ml. E por fim, o volume residual (VR), que é o volume de ar que permanece nos pulmões após uma expiração forçada. Este volume é em média de 1.200 ml (SOUZA e ELIAS, 2015).

As combinações de dois ou mais volumes são chamadas de capacidades pulmonares. As principais capacidades pulmonares são capacidade inspiratória, que é a quantidade de ar que pode ser inspirado, e quando a inspiração começa ao nível expiratório normal e distende os pulmões ao máximo. Equivale a cerca de 3.500 ml e corresponde à soma do volume corrente e do volume de reserva inspiratória. Outra é a capacidade residual funcional, que é a quantidade de ar que permanece nos pulmões ao final de uma expiração normal. Equivale a cerca de 2.300 ml e corresponde à soma do volume de reserva expiratório com o volume residual. Ainda possui a capacidade vital, que é a quantidade máxima de ar que um indivíduo pode expelir dos pulmões após uma inspiração máxima, seguida de uma expiração máxima. Equivale a cerca de 4.600 ml e corresponde à soma do volume de reserva inspiratório com o volume de reserva expiratório. E por fim, a capacidade pulmonar total é o volume máximo com o qual os pulmões podem se expandir com o maior esforço inspiratório possível. Corresponde a cerca de 5.800 ml (SOUZA e ELIAS, 2015).

O volume-minuto respiratório é a quantidade total de ar novo que entra nas vias respiratórias a cada minuto e equivale ao produto do volume corrente pela frequência respiratória. O volume corrente normal é de cerca de 500 ml e a frequência respiratória normal é de 12 respirações por minuto. Portanto, o volume-minuto respiratório é, em média, de 6 litros por minuto, e pode ser aumentado, pelo aumento da frequência respiratória ou do volume corrente, conforme as necessidades do indivíduo (SOUZA e ELIAS, 2015).

2.2.4 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 realizados: a impedância obtida quando da aplicação de variações de pressão nas vias aéreas superiores (boca) e as medidas 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 na boca, 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 independência de entrada, o 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 dos modelos lineares e parâmetros concentrados, obtidos a partir da analogia um sistema elétrico (SILVA, 2000; SILVA, 1992). Esses modelos são baseados em certo número de hipóteses são aceitas como verdadeiras para o indivíduo normal, como a homogeneidade toracopulmonar (COSTA, 2012). Na Tabela 2.1 mostram-se analogias entre as grandes defesas elétricas e mecânicas utilizadas nos modelos.

Tabela 2.1: Equivalência entre grandezas do sistema elétrico e do sistema mecânico ventilatório.

Grandezas Elétricas	Grandezas Mecânicas
Tensão	Pressão
Corrente	Fluxo
Resistência	Resistência
Capacitância	Complacência
Indutância	Inertância

O modelo de um compartimento, consistindo de um alvéolo com complacência C e resistência R (modelo RC), é o modelo mais simples para descrever mecânica respiratória mostrada na figura 2.3(a) em que C descreve as propriedades elásticas da parede do pulmão e peito e R descreve a resistência ao fluxo da via aérea e as propriedades viscosas do tecido. Um circuito elétrico equivalente do presente modelo é a ligação em série de um capacitor C e uma resistência R que é mostrado na figura 2.3(b), constituída por uma resistência em série com um capacitor (SCHMIDT *et al.*, 1998).

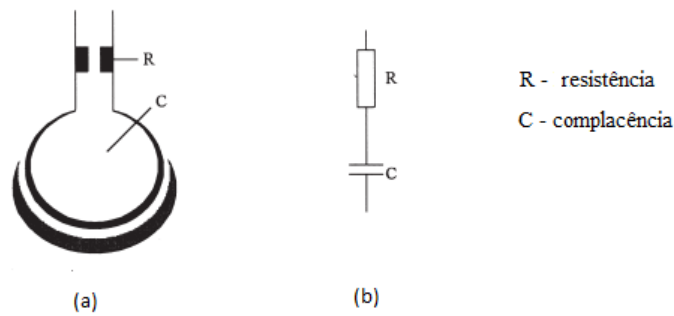


Figura 2.2: Modelo R-C linear utilizado para a determinação da impedância de entrada. A impedância do sistema é descrita por uma parte real e uma parte imaginária:

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

Como

$$\text{Re}(Z_{in}) = R \quad (2)$$

E

$$\text{Im}(Z_{in}) = -1/(\omega C) \quad (3)$$

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

Apesar de o modelo R-C ser bastante utilizada na determinação dos parâmetros da mecânica pulmonar, ele não é apropriado nas aplicações de testes dinâmicos em frequências mais altas, pois o mesmo não leva em conta a inertância do ar e dos tecidos. Normalmente o modelo de interpretação de impedância de entrada mais empregado é o modelo R-I-C série, como mostrado na figura 2.3(a). Este outro "modelo de um comportamento" inclui a inertância do ar e dos tecidos representado no circuito elétrico equivalente da figura 2.3(b) por uma indutância, em série com a resistência e à capacitância (COSTA, 2012).

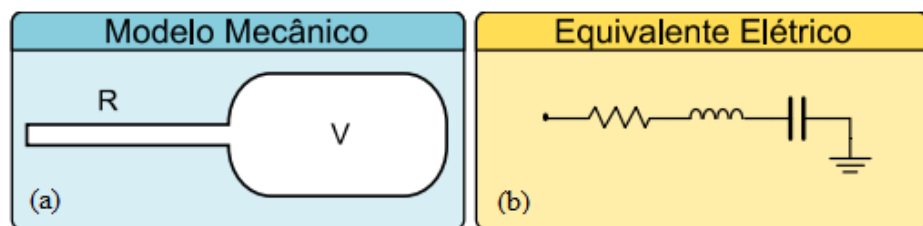


Figura 2.3: Modelo R-I-C linear utilizado para a determinação da impedância de entrada.

A impedância pulmonar calculada por este modelo é dado por:

$$Z_{in}(j\omega) = R + 1/(j\omega C) + j\omega L \quad (4)$$

Como

$$\text{Re}(Z_{in}) = R \quad (5)$$

E

$$\text{Im}(Z_{in}) = -1/(\omega C) + \omega I \quad (6)$$

Os modelos de um compartimento não podem ser utilizados para a investigação dos parâmetros da mecânica respiratória no caso de uma não homogeneidade pulmonar (SCHMIDT *et al.*, 1998). Nas figuras 2.4 e 2.5 podemos ver modelos do sistema respiratório 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 (COSTA, 2012).

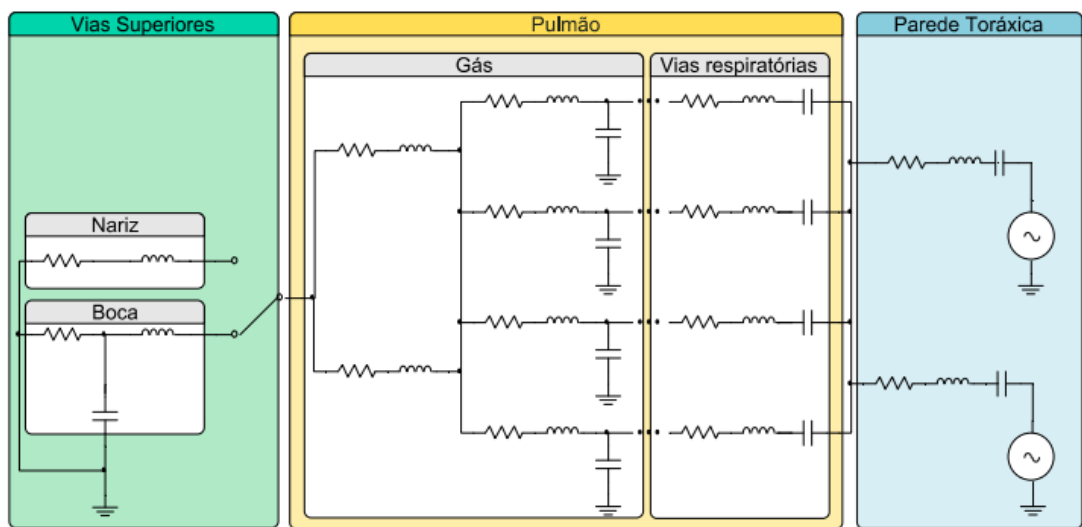


Figura 2.4: Modelo mais elaborado que levam em conta vários fatores.

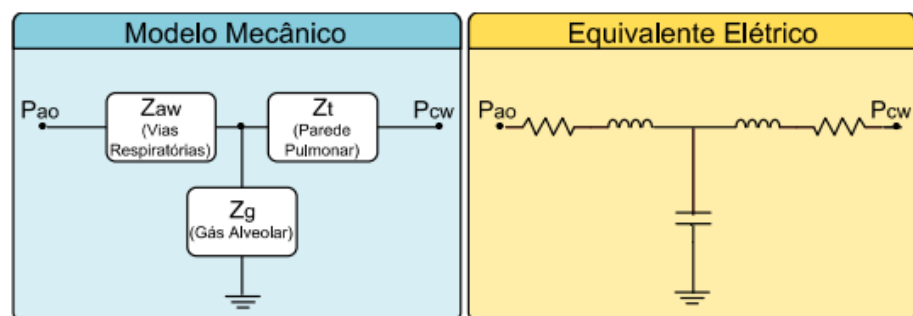


Figura 2.5: Modelo em Rede T comumente utilizado.

2.2.4 ESPIROMETRIA

Dentre as técnicas já desenvolvidas para a análise da função pulmonar pode-se citar a espirometria. Essa técnica de avaliação funcional que auxilia na prevenção, identificação e

quantificação dos distúrbios respiratórios e consiste em uma avaliação da medida contínua da mudança do volume pulmonar, além de ser muito conhecida como um exame que exige um treinamento antecipado e um esforço demasiado por parte do paciente para o desenvolvimento das manobras respiratórias (WEBSTER, 1995).

O exame espirométrico tem como propósitos: encontrar disfunções pulmonares restritivas ou obstrutivas; analisar 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); volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF_1); taxa de fluxo expirado forçado (FEF); ventilação voluntária máxima (VVM); e índice de Tiffeneau (VEF_1/CVF) (RODRIGUES *et al.*, 2002). Em concordância com o exame, o paciente pode ser classificado como: normal, distúrbio leve, distúrbio moderado e distúrbio grave. Como pode ser visto na tabela 2.2.

Tabela 2.2: Interpretação da espirometria. Classificação dos distúrbios ventilatórios obstrutivos.

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: Rodrigues, 2002.

Nas doenças obstrutivas, há obstrução das vias aéreas, o que torna o fluxo expiratório lento. O VEF_1 está reduzido por causa do aumento da resistência das vias aéreas, o qual diminui as taxas do fluxo expiratório. A CVF está reduzida porque alguém inscrição das vias aéreas dos bronquíolos acarreta aprisionamento de ar nos pulmões (SCANLAN; WILKINS; STOLLER, 2000).

Para distinguir o padrão obstrutivo do restritivo, compare-se o VEF_1 em relação à CVF utilizando a razão VEF_1/CVF . Somente aqueles com obstrução das vias aéreas expiram menos do que 80% de sua CVF no primeiro segundo. Aqueles com doenças restritivas ou com pulmões saudáveis são capazes de inspirar mais do que 80% de sua CVF no primeiro segundo (SCANLAN; WILKINS; STOLLER, 2000).

O exame é desenvolvido monitorando continuamente o fluxo de ar dos pulmões e por consequência a mudança no volume pulmonar com o paciente respirando por um tubo na boca e tendo o seu nariz bloqueado, de modo que todo ar respirado passasse pelo espirômetro. Com este exame pode se verificar obstrução ao fluxo de ar, ou seja, se as linhas estão

normalmente contraídas, ou se o volume dos pulmões está normal. Os resultados são comparados com os objetivos em pessoas normais na mesma faixa etária (WEBSTER, 1992).

Em sua evolução, hoje, grande parte dos espirômetros baseia-se em sensores de fluxo (pneumotacômetro, turbinômetro, etc.), possibilitando conhecer diversos parâmetros essenciais avaliação da função pulmonar, como a capacidade vital forçada (CVF), volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF1), o pico de fluxo respiratório (PFE) respiratórios, além de fornece o gráfico da curva fluxo-volume, importante na detecção de manobras respiratórias mal executadas e que podem produzir resultados incorretos (WILD *et al.*, 2005). Sendo a figura 2.6 a seguir um exemplo de espirômetro moderno.



Figura 2.6: Espirômetro moderno.

2.2.5 PLETISMOGRAFIA

A pletismografia corporal é uma técnica empregada para encontrar diferentes aspectos da função pulmonar como: o volume pulmonar, volume residual das vias aéreas, resistência das vias aéreas, força dos músculos respiratórios, podendo-se ainda, determinar o fluxo sanguíneo pulmonar. O pletismógrafo corporal é um receptáculo hermético, ou seja, completamente fechado, e é assim, classificado como um ambiente claustrofóbico para a realização do exame. Apesar disso, é um instrumento extremamente versátil que se tornou imprescindível para a fisiologia respiratória (GUYTON, 1988).

O exame é realizado dentro de uma cabine hermeticamente fechada, onde são feitas inspirações e expirações que causam descompressão e compressão do ar torácico. A respiração realizada contra um obturador fechado através de um pneumotacógrafo sendo

utilizada a lei de Boyle-Marriott para aquisição dos valores das variáveis mensuradas (BRUGMAN E MORRIS, 1986). A figura 2.7 ilustra uma cabine pletismográfica.



Figura 2.7: Pletismógrafo.

Dentre os testes de função pulmonar, a pletismografia é considerado o padrão ouro. Os registros são feitos através de mudanças de pressão, volume ou fluxo. Os pletismógrafos podem ser divididos em pletismógrafo de pressão, o qual possui volume constante e pressão variada, e ainda em pletismógrafo de volume variável e pressão constante. Sendo que este último compreende o pletismógrafo de deslocamento de volume de fluxo. Dos tipos de pletismógrafos o mais utilizado é o de volume constante pressão variável (CLIFF; EVANS; PATIN, 1999).

2.3 TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS

Em 1956, DUBOIS *apud* Peslin (1986) introduziram a técnica de oscilações forçadas (TOF) como um método não invasivo no estudo de propriedades mecânicas do Sistema Respiratório. Esta técnica trabalha em uma faixa ampla de frequência possibilitando a avaliação em volumes pulmonares diferentes (FICKER *et al.*, 2000; PESLIN *et al.*, 1999).

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

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

$$P = P_0 \cdot \text{sen}(\omega t + \phi) \quad \text{e} \quad \dot{V} = \dot{V}_0 \cdot \text{sen} \omega t \quad (1.02)$$

Em que $\omega = 2\pi \cdot f$, a frequência trabalhada no sistema. Por comparação o módulo e a fase das oscilações de pressões aplicadas e o fluxo resultante causados ao sistema respiratório, possibilita que a impedância seja expressa pelo módulo $|Z_{rs}| = \frac{P_0}{\dot{V}_0}$ e pela fase (ϕ), em diversas frequências, certificando, assim, a existência de um sistema aproximadamente de segunda ordem (MICHAELSON, *et al.* 1975).

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

$$P_0 \cdot \text{sen}(\omega t + \phi) = P \cdot \cos \phi \cdot \text{sen} \omega t + P_0 \cdot \text{sen} \phi \cdot \cos \omega t \quad (1.03)$$

Na primeira componente tem-se a pressão em fase com o fluxo e na segunda componente tem-se a pressão defasada em 90° graus em relação ao fluxo. É denominada de parte real da impedância a componente em fase e é denominada de parte imaginária da impedância a componente em defasagem, respectivamente, $Re(Z_{rs})$ e $Im(Z_{rs})$ (PESLIN, 1986):

$$R_{rs} = \text{Re}(Z_{rs}) = \frac{P_0 \cdot \cos \phi}{\dot{V}_0} = |Z_{rs}| \cdot \cos \phi \quad (1.04)$$

$$X_{rs} = \text{Im}(Z_{rs}) = \frac{P_0 \cdot \text{sen} \phi}{\dot{V}_0} = |Z_{rs}| \cdot \text{sen} \phi \quad (1.05)$$

O ângulo de fase ϕ é definido por:

$$\phi = \tan^{-1} \left[\frac{\text{Im}(Z_{rs})}{\text{Re}(Z_{rs})} \right] \quad (1.06)$$

A parte real representada pela resistência (R_{rs}) e a parte imaginária representada pela reatância (X_{rs}) são medidas pela TOF, podendo ser interpretadas por meio de diversos modelos do sistema respiratório. A reatância do sistema respiratório é obtida pela complacência (C) e inertância (I). A complacência representa a elasticidade do pulmão. Em condições normais, esta complacência é de 0,13 litro por centímetro de pressão de água. Dessa forma, para cada aumento de 1,0 cm da pressão alveolar, os pulmões se expandem 130ml (GUYTON, 1988). A inertância representa o volume pulmonar. A reatância equivalente do sistema respiratório é dada pela soma das duas componentes: inertância reativa

(XI_{rs}) e complacência reativa (XC_{rs}). Observando-se que a inertância é dada por, $XI_{rs} = \omega L_{rs}$, e a complacência é dada por, $XC_{rs} = -\frac{1}{\omega C_{rs}}$, a frequência de ressonância do sistema respiratório é denominada no momento em que tanto a inertância, como a complacência apresentam suas magnitudes equivalentes. Desta maneira, 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 al.*, 1975).

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

Em alguns artigos pesquisados, os resultados coletados das propriedades mecânicas do sistema respiratório, nas condições em que os pacientes encontravam-se paralisados ou ainda, mecanicamente ventilados, são comumente medidos por meio da técnica de oclusão e analisadas por regressão multilinear (PESLIN, *et al.*, 1993). De acordo com os autores, a resistência e a elastância respiratória medidas na entrada das vias aéreas, e supondo que seja mínima a contribuição dos músculos respiratórios, apresenta a pressão das vias aéreas como equivalente à pressão transpulmonar (NAVAJAS e FARRÉ, 2001b; PESLIN *et al.*, 1993). A pressão transpulmonar é expressa pela diferença entre a pressão das vias aéreas e a pressão esofágica. No entanto, a pressão exercida pelo gerador externo, utilizado na TOF, é aplicada à boca do paciente por meio de variações de frequências e amplitudes, resultando nas oscilações forçadas.

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

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

2.3.1 GERADORES DE PRESSÃO

A TOF faz uso de dispositivos externos, implementados como geradores de pressões e com saídas senoidais (DUBOIS *apud* PESLIN, 1986). Os geradores de pressões com altofalantes evidenciam-se por possuírem uma ampla faixa de frequência de operação, facilidade na produção de sinais complexos e por apresentarem um baixo custo. Apesar destas vantagens, destacam-se intercorrências: a sua não rigidez resulta nas não linearidades no deslocamento do cone, e impossibilita a determinação com precisão do volume de ar devidamente trabalhado pelo cone (MÂCEDO, 2002).

2.3.2 PNEUMOTACÔMETRO

O pneumotacógrafo (*PNT*) a ser utilizado é do tipo Fleisch, e sua principal função é a medida da vazão volumétrica de um fluxo. Este pneumotacógrafo possui uma resistência interna (R) disposta paralelamente no caminho percorrido pelo fluxo de ar. A diferença de pressão entre os dois lados (P_A e P_B) do *PNT* é medida por transdutores de pressão que são acoplados em paralelo. A medida do fluxo (Q) pode ser expressa por (MELO, 1998):

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

No tipo Fleisch, o elemento resistivo é representado por diversos tubos capilares em paralelo. Tendo por objetivo a formação de um fluxo laminar, relacionando pressão/fluxo linear. Porém, essas resistências podem ser modificadas devido a obstrução, por água ou muco, alterando o valor da resistência. Com o objetivo de corrigir este tipo de alteração, é recomendado utilizar o *PNT* aquecido (MELO, 1998). Sendo que, por mais que se realize este procedimento de aquecimento, há literaturas que afirmam variações da resistência com a frequência nos *PNT*'s (JACKSON e VINEGAR, 1979; BUTHLER *et al*, 1986).

2.3.3 BIAS

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

(paciente) e facilitar o movimento do cone do alto-falante, impedindo uma rigidez no cone, quando próximo ao alto-falante (PESLIN e FREDBERG, 1986).

Para a análise da influência dos bias foram executadas medidas de pressões tanto no gerador como na carga. Observando-se que a preocupação maior é em relação ao conforto do paciente em não sentir alterações no momento da execução dos procedimentos respiratórios. Dessa forma, para as medida 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 a carga (paciente); e dois bias, um fixado na tela do gerador e outro próximo a carga (paciente). Nesta terceira implementação, os dois bias utilizados, foram combinados em apresentarem os mesmos comprimentos e diâmetros, ou seja, quando se usou um bias médio de 160 cm no gerador, próximo a carga (paciente) usou-se também as mesmas características. Com os resultados, pode-se concluir a influência dos bias na mensuração com a TOF, definindo-se , assim, a escolha de uma melhor estrutura capaz de representar com qualidade impedância mecânica do sistema respiratório. (LIMA, 2003).

2.3.4 SINAIS DE EXCITAÇÃO

A impedância do sistema respiratório foi estimada por meio da aplicação de sinais senoidais de diferentes frequências durante apneia voluntária (DUBOIS *et al.*, 1956). Ainda hoje este procedimento se apresenta vantajoso em algumas análises. Aplicações em tempo real, por exemplo, podem dispensar a utilização da transformada rápida de Fourier (FFT) (OKUNO; CALDAS; CHOW, 1986). Assim, permitindo estimativas mais rápidas. Diversos estudos indicam que o emprego de sinais de monofrequência pode resultar em dados clínicos importantes (PESLIN *et al.*, 1993; DUCHARME e DAVIS, 1998). No entanto, a obtenção de um resultado detalhado, utilizando análises em várias frequências, empregando este procedimento demanda muito tempo e diminui a praticidade da técnica. Este é o motivo pelo qual a TOF não ganhou larga utilização até que várias frequências fossem aplicadas simultaneamente durante respiração espontânea, diminuindo o tempo do exame (DEMETS *et al.*, 1991).

Os sinais provenientes dos transdutores de pressão e fluxo, contendo informações sobre o processo em estudo, são usualmente analisados por meio da transformada rápida de

Fourier (FFT) (OKUNO; CALDAS; CHOW, 1986). No entanto, o uso da FFT implica que o sistema estudado seja linear. Este não é o caso do sistema respiratório, no qual a complacência do pulmão e a da parede torácica variam com o volume e a resistência das vias aéreas varia com o fluxo de ar e com o volume pulmonar. Assim, as oscilações aplicadas precisam ser suficientemente pequenas, em relação ao sinal respiratório, para que as não-linearidades não comprometam a utilização da FFT. Para este fim, o sinal empregado na TOF é composto por uma soma de senóides cujas fases são otimizadas de maneira a diminuir a amplitude do sinal resultante. Na prática, a limitação da amplitude a 1cmH₂O reduz os efeitos associados às não-linearidades a níveis aceitáveis (ROTGER, 1991).

2.3.5 VALORES DE NORMALIDADE

Estudos concluíram que a media de R_{rs} de adltoos 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) (OOSTVEEN *et al.*,2003). 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 muito desses estudos uma similar dependência de R_{rs} versus altura tem sido obtida.

São mostrados os seguintes valores para indivíduos saudáveis com mais de 65 anos. Os valores para homens foram de Z_{rs} : R_{4-16} : 0.25±0.07kPa.s⁻¹.L⁻¹; R_m : 0.25±0.06kPa.s⁻¹.L⁻¹; frequência de ressonância 11.0±2.8 Hz; inertância: 1.170.26Pa.L⁻¹.s⁻²; complacência: 20.5±9.0mL.Pa⁻¹ (GOU *et al.*, 2005).

O valor de R_{rs} é inversamente dependente da frequência de avaliação e torna-se mais evidente com a diminuição da idade, como em crianças, onde a frequência de ressonância é alta (algumas vezes > 20Hz) e que diminui com crescimento pois X_{rs} torna-se menos negativa. Quando o gerador de cabeça é utilizado para minimizar o movimento das paredes das vias aéreas superiores a relação X_{rs} versus f_{res} é significativamente alterada, desviando a curva para a esquerda e diminuindo f_{res} (COSTA, 2012).

2.3.6 APLICAÇÕES DA TOF

A seguir uma breve revisão sobre o emprego da TOF em inúmeros campos emergentes. Objetivando retratar as principais aplicações atualmente sob investigação.

Detecção de problemas respiratórios

Autores estudaram o comportamento da impedância respiratória em pacientes com asma, bronquite crônica e enfisema que certificaram reduções similares no volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF_1). Foram observadas significativas diferenças entre os três grupos, sugerindo o interesse na TOF para propósitos de diagnóstico. Os autores ressaltaram, no entanto, que a separação foi fraca e não pode ser empregada para diagnóstico em um único indivíduo. Também foi sugerido que a impedância *shunt* das vias aéreas superiores pode mascarar os resultados e que a correção deste efeito poderia aumentar significativamente a discriminação entre a asma e as outras formas de doenças obstrutivas crônicas (NOORD *et al.*, (1991) .

Em alguns trabalhos, autores investigaram o efeito da administração de broncodilatadores em indivíduos normais por meio da medição das resistências de vias aéreas empregando espirometria, pletismografia e TOF. Os resultados indicaram que a pletismografia e a TOF apresentaram resultados coerentes e foram mais sensíveis que a espirometria na identificação do efeito associado ao uso do broncodilatador (MATEUS *et al.*, 1999) . Em acordo com esse estudo, comparações entre as medidas efetuadas com pletismografia de corpo inteiro com a resistência medida por TOF efetuadas recentemente evidenciaram uma elevada correlação (0,83-0,81), fornecendo suporte adicional à hipótese de que a TOF pode substituir exames clínicos tradicionais, proporcionando avaliações mais simples por (DUCHARME e DAVIS, 1998).

Nesse sentido, resultados promissores foram obtidos no acompanhamento de estenose traqueal pré e pós-sessões de dilatação traqueal por broncoscopia rígida em indivíduos com limitações cognitivas e musculares (MATEUS *et al.*, 1999) . Nesse estudo, a TOF se mostrou eficaz tanto na identificação do quadro obstrutivo elevado inicial quanto na sua reversibilidade após as sessões de dilatação.

Avaliação da mecânica ventilatória infantil

Com o intuito de aproveitar a característica de mínima cooperação da TOF, os autores adaptaram a técnica de oscilometria para uso em bebês (DESAGER *et al.*, 1991). Como os bebês respiram predominantemente pela boca, esta adaptação incluiu o uso de uma máscara facial. Também incluído na adaptação, encontra-se o uso de um tubo flexível para conduzir as oscilações à boca do bebê. Os resultados obtidos no estudo em bebês asmáticos indicaram que, posicionando o pneumotacógrafo e o transdutor de pressão próximos à boca do bebê, as modificações não influenciaram significativamente as medidas. Os autores concluíram também que a TOF é uma ferramenta promissora no fornecimento de informações importantes sobre a função pulmonar em crianças.

Uma boa concordância também foi obtida no estudo comparativo efetuado com a técnica de oclusão em crianças saudáveis sedadas e apresentando história de DPOC. Estes pesquisadores salientaram que o método de oclusão aparenta ser o mais simples (MARCHAL *et al.*, 1998)

Como citam DUCHARME e DAVIS, (1998) em um trabalho posterior, também efetuado em crianças asmáticas em uma unidade de tratamento de emergência, esses autores investigaram a utilização da TOF na identificação da reversibilidade da obstrução das vias aéreas. A análise comparativa com exames de espirometria revelou que a resistência obtida pela TOF se apresentou reprodutível e com uma sensibilidade à alteração das vias aéreas tão boas quanto à medida por espirometria. Os autores concluíram que a medida de resistência pela TOF deve ser considerada em futuros estudos em crianças asmáticas com idade muito baixa ou paciente muito doente para realizar adequadamente os exames de espirometria.

Estudos em neonatos

A característica de mínima cooperação da TOF confere a esta técnica um excelente potencial de aplicação nesta área. Objetivando explorar estas características promissoras, recentemente os autores investigaram, em um estudo simulado, os efeitos do desenvolvimento e do crescimento dos pulmões, não homogeneidades pulmonares e do equipamento de medida na impedância respiratória de recém-nascidos (SCHMIDT *et al.*, 1998). Os resultados indicaram que a TOF é útil na identificação de efeitos patofisiológicos típicos na impedância respiratória em recém-nascidos.

Monitorização de pacientes sob ventilação mecânica

A avaliação da mecânica ventilatória em pacientes sob ventilação artificial tem sido usualmente efetuada pela técnica de oclusão e por meio do ajuste de um modelo às relações pressão-vazão respiratória por regressão linear múltipla (MLR) (PESLIN *et al.*, 1993). Pelo requisito de que o paciente não apresente atividade muscular respiratória a aplicabilidade destes métodos é geralmente limitada. Entretanto, a TOF é aplicável em qualquer condição do paciente ao longo de todo o curso do tratamento, do período agudo, durante o uso de sedativos, ao final do período de desmame, quando o paciente respira espontaneamente (BEYDON *et al.*, 1996).

Autores ressaltaram que as vantagens potenciais da TOF sobre outros métodos de monitorização durante ventilação artificial são que a TOF não requer relaxamento do paciente e que podem ser extraídas informações adicionais do comportamento das componentes reais e imaginárias da impedância respiratória (PESLIN *et al.*, 1992) Investigando pacientes com insuficiência respiratória aguda, esses autores concluíram que a técnica permite o estudo de mecânica ventilatória em vários pontos do ciclo respiratório, sendo promissora na detecção de limitação do fluxo respiratório. Adicionalmente, a TOF se mostra útil no ajuste dos parâmetros do ventilador (PESLIN *et al.*, 1993; FERRÉ *et al.*, 1995).

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

Medicina ocupacional

Estudos relacionados às alterações nos parâmetros obtidos pela TOF e por ensaios de fluxo-volume com modificações no sistema respiratório de trabalhadores expostos a agentes irritantes presentes em uma indústria química ao longo de cinco anos. Os resultados desse estudo indicaram que as alterações nos índices estimados por meio dos ensaios de impedância refletiram as modificações presentes nas curvas de fluxo-volume (KEMAN *et al.*, 1996). Um declínio no VEF₁ implicou significativo aumento na frequência de ressonância e considerável diminuição da reatância estimada em 8Hz. Por sua vez, a resistência em 8Hz aumentou

consideravelmente, enquanto a dependência em frequência, distinção entre as resistências estimadas entre 8Hz e 28Hz, diminuiu ligeiramente. Os autores concluíram que, a TOF é um método útil no *screening* da obstrução nas vias aéreas provocada por este tipo de exposição ocupacional, embora possuindo menor sensibilidade, comparando com medidas de vazão-volume.

A habilidade da TOF em detectar anomalias respiratórias em estágio inicial, ocasionadas por fumo ou risco ocupacional, foi avaliada. Foram obtidos resultados capazes de separar indivíduos livres de qualquer exposição a agentes irritantes de outros submetidos a pequenos riscos respiratórios (BROCHARDT *et al.*, 1987).

3. METODOLOGIA

3.1 DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE ANÁLISE PULMONAR UTILIZANDO A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS

Com a bibliografia apresentada neste trabalho foi possível realizar uma avaliação das várias técnicas utilizadas na análise da mecânica do sistema respiratório, bem como os dispositivos ou equipamentos utilizados na implementação destas técnicas. E a partir desse conhecimento adquirido será construído um aparelho TOF que desenvolva uma análise de geradores de pressões implementados com alto-falantes.

3.1.1 DESCRIÇÃO GERAL DO SISTEMA

Internamente o aparelho TOF que será construído deverá ser composto de Parte Mecânica – alto-falante, pneumotacômetro do tipo fleisch, bias em paralelo e na saída do alto-falante, com tamanho de 160 cm; Placa de Controle – Microcontrolador, cartão de memória, teclado, transdutores de pressão, mostrador e conexão USB. O aparelho TOF e suas partes principais estão ilustrados na figura 3.1.

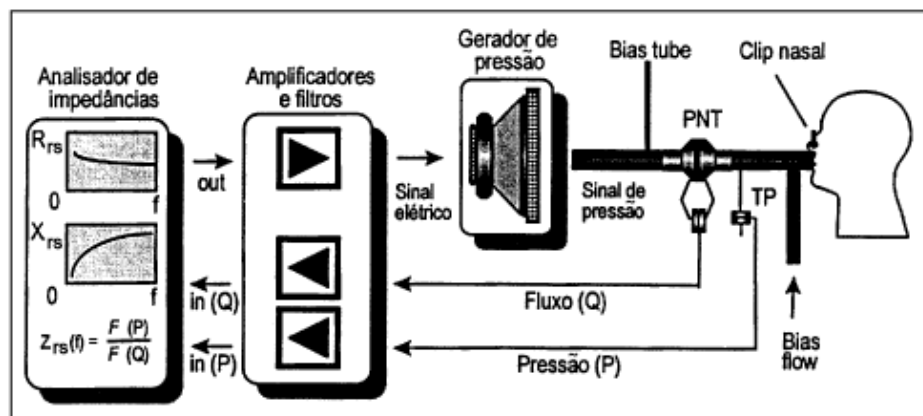


Figura 3.1: Instrumentação básica empregada nas técnicas de oscilações forçadas. PNT – pneumotacógrafo, TP – transdutores de pressão.

3.1.2 DESCRIÇÃO GERAL DO SISTEMA

Para a construção e validação do aparelho TOF é imprescindível o seguimento de algumas etapas bem definidas de desenvolvimento.

Na etapa de construção da parte eletrônica será definida a plataforma de hardware a partir de requisitos básicos: um sistema que seja 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 avaliados. A escolha dos sensores de pressão e fluxo será dada pelas próprias características do sinal, que é de frequências relativamente altas e intensidade baixa, para variação de pressão.

Na etapa de construção da parte mecânica será escolhido o gerador de pressão e design geral, e o material a utilizar na construção do aparelho. O que se tem é uma noção de que quanto menor a distância dos sensores às suas respectivas tomadas menores eram os erros de propagação do sinal.

Na etapa de calibração dos sensores, será definido que o aparato a ser utilizado e que se teria disponível para calibração dos sensores. Há uma dificuldade grande para calibração de sensores de muito baixa vazão.

No desenvolvimento de software de processamento, terá como requisito toda a teoria da Técnica de Oscilações Forçadas além de requisitos básicos de apresentação dos dados analisados. Durante a análise será preciso voltar a esta etapa para concluir a filtragem robusta e a segmentação das amostras.

Na confecção das resistências é imprescindível que as mesmas sejam lineares e de valores compatíveis com a faixa de medição do aparelho. Deverá ser utilizadas telas de nylon, pois são fáceis de encontrar e gera perda de carga suficiente.

A etapa final de calibração e validação do aparelho terá por objetivo fazer com que o aparelho meça o analogue e informe o valor que fosse semelhante ao calculado. Durante a averiguação dos erros de medição será visto se há necessidade de fazer ajustes nas partes mecânicas ou fazer ajustes no software de processamento.

3.1.3 GERADOR DE PRESSÃO

A 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 depende das propriedades mecânicas do sistema respiratório.

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

3.1.4 SENSORES DE PRESSÃO E FLUXO

No sistema de medição serão utilizados dois transdutores de pressão diferencial, o primeiro mede o diferencial de pressão no pneumotacômetro e o segundo mede a pressão manométrica. Os transdutores utilizados possuem 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 3.2: transdutor de pressão.

3.2 DESENVOLVIMENTO DO ESQUEMA DE AQUISIÇÃO

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

O Borland C++ foi preferido por ser uma ferramenta que oferece recursos de interface gráfica e acesso e manipulação de dados em banco de dados e também o acesso a API do sistema operacional para a comunicação com o aparelho.

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

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 e o segundo mede pressão manométrica. Os transdutores utilizam extensômetros bidirecionais como elemento primário de medição e possuem amplificador interno e circuito compensador de temperatura o que minimiza o uso de componentes externos. Estes sensores possuem ótima linearidade ampla faixa de passagem de frequências.

3.2.2 CALIBRAÇÃO DOS TRANSDUTORES DE PRESSÃO

O procedimento para calibração deverá ser feita pela aplicação de pressão no transdutor, por meio da variação do êmbolo da seringa (fixada em um suporte que possui um parafuso de rosca sem fim que controla o êmbolo da própria seringa). Desta forma, ocorre a variação do nível do líquido na coluna inclinada (com nível de pressão de zero a 50 mmH₂O) 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.

3.2.3 CALIBRAÇÃO DOS TRANSDUTORES DE FLUXO

Para calibração do transdutor de fluxo deverá ser feita um arranjo com 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.

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

3.3 VALIDAÇÃO DO APARELHO TOF

Para validação do aparelho será desenvolvido um dispositivo, analógico, que simula uma rede R-I-C simples como modelo do sistema respiratório. Para 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.

3.3 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.

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

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

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

Para tanto, no cálculo do volume (V_C) do cilindro têm-se 45,28 litros e no cálculo da complacência (C) tem-se o valor de $32,34 \times 10^{-3} \text{ litro.cmH}_2\text{O}^{-1}$.

Analicamente, a inertância (I) no sistema é determinada pela expressão:

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

Em que l representa o comprimento do tubo e D o diâmetro do tubo. Considerando, desta forma, para o cálculo em centímetro.

Quando ocorre a frequência de ressonância no sistema R-I-C têm-se as magnitudes da inertância equivalente a magnitude da complacência, correspondendo a uma impedância respiratória totalmente resistiva. Deste modo, a frequência de ressonância (f_o) do sistema é dada por:

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

4. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi abordada a análise de técnicas e dispositivos para determinação da mecânica do sistema respiratório de pacientes com distúrbios respiratórios. Dentre as técnicas já desenvolvidas para a análise da função pulmonar e estudadas neste trabalho pode-se citar: a espirometria, a pletismografia e a técnica de oscilações forçadas. Sendo observado, o quanto é importante a utilização destas técnicas para encontrar algum problema respiratório em pessoas em UTI, sob ventilação mecânica e em domicílio.

Desta forma, conclui-se que as técnicas e dispositivos para determinação da mecânica do sistema respiratório de pacientes com distúrbios respiratórios são ferramentas capazes de fazer, análise da mecânica ventilatória dos pacientes submetidos a essas técnicas, bem com diagnosticar alguns tipos distúrbios respiratórios.

Os objetivos foram cumpridos no sentido de analisar as técnicas e dispositivos para determinação da mecânica do sistema respiratório para a construção dispositivo que faça a análise de geradores de pressões constituídos por alto-falantes utilizados na Técnica de Oscilações Forçadas (TOF). O trabalho demonstrou quais procedimentos seguir quando se quer criar este tipo de produto, bem como detalhou as etapas que devem ser observadas para a construção de uma aparelho TOF

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BEYDON L, *et al.*: “*Respiratory resistance by end-inspiratory occlusion and forced oscillations in intubated patients*”. J Appl Physiol 1996, 80:1105-1111.
2. BUTHER *et al.*, “*Principles of measurement: applications to pressure, volume, and flow*”. Handbook of Physiology – The Respiratory System III, section 3, chapter 2, Vol. III, Department of Physiology, Harvard School of Public Health, Boston, Massachusetts, 1986.
3. CRUZ N. K. S., *et al.*: “*Variações nos Índices Oscilométricos de Função Respiratória em Indivíduos Normais e Portadores de Obstrução Leve e Moderada Decorrente de Silicose*”, Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2002.
4. DEMEDTS, M.; NOORD J.A.V.; WOESTIJNE, K.P.V.D.; “*Clinical Applications of Forced Oscillation Technique*”, CHEST, Catholic University of Leuven, Belgium, April, 1991.
5. DESAGER, KN *et AL.* Masurement of total respiratory impedance in infants by forced oxilillation technique. **J Oppe Physiol**, v.71, p.770-6, 1991.
6. DUBOIS, A. B.; BRODY. A. W.; LEWIS, D.H.; BURGESS, B. F. Oscilation Mechanics of Lung and Chest in Man. Applied Physiology, v.8, p. 587- 594, 1956.
7. FARRÉ R, *et al.*: “*Respiratory mechanics in ventilated COPD patients: forced oscillation versus occlusion techniques*”. Eur Respir J 1998, 12:170-176.
8. FARRÉ R, *et al.*: “*Analysis of the dynamic characteristics of pressure transducers for studying respiratory mechanics at high frequencies*”. Med Biol Eng Comput 1989, 27:531-537.
9. FARRÉ R, *et al.*: “*Forced oscillation total respiratory resistance and spontaneous breathing lung resistance in COPD patients*”. Eur Respir J 1999, 14:172-178.
10. FARRÉ R., *et al.*; “*Servo-controlled Generator to Measure Respiratory Impedance from 0.25 to 26 Hz in Ventilated Patients at Different PEEP Levels*”; Eur. Respir J., 1995, 8, 1222-1227.
11. FARRÉ R., NAVAJAS D., ROTGER M.M.; “*Optical Method for Determining the Frequency Response of Pressure-Measurement Systems in Respiratory Mechanics*”; Medical & Biological Engineering & Computing; 1986, 24, 78-82.
12. FARRÉ R., NAVAJAS D.; “*Mechanical Impedance of the Forced Excitation Generatorin Respiratory Impedance Measurements*”; Eur. Resp. Rev. 1991, 3, 132-138.

13. FICKER J.H., *et al.*: “*An auto-continuous positive airway pressure, devise controlled exclusively by de forced oscillation technique*”; European Respiratory Journal, Vol. 16, Issue 5, pages 914-920, 2000.
14. FEINBERG, G. N. Applied Clinical Engineering. Prentice- Hall Inc., 1986.
15. GAYTON, Arthur C.; “*Fisiologia Médica*”, 6ª Edição, Editora Guanabara, Rio de Janeiro. 1988.
16. HERMANS, D., HULL, M.D.; “*Designing HIFI Speaker System*”, Eletronics Components and Materials, Philips, 1980.
17. JACKSON A.C., VINEGAR A.: “*A technique for measuring frequency response of pressure, volume, and flow transducers*”, American Physiological Society, 1979.
18. 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.
19. MARTINS, L.C., *et al.*; “*Poluição atmosférica e atendimentos por pneumonia e gripe em São Paulo, Brasil*”. Revista Saúde Pública, 36(1):88-94, 2002.
20. MATEUS S. Tracheal Stenosis; a series of case followed-uo by forced oscillation tecnique. **Chest**. 1999.
21. MELO P.L., WERNECK M.M., GIANNELLA A.: “*Effect of Generator Nonlinearities on the Accuracy of Respiratory Impedance Measurements by Forced Oscillation*”; Medical and Biological Engineering and Computing, Vol. 38, Issue 1, Pages 102-108, 2000.
22. MELO P.L.: “*Instrumentação para Análise do Sistema Respiratório pela Técnica de Oscilações Forçadas e de Processos Corrosivos pela Técnica de Impedância Eletroquímica*”. Rio de Janeiro. 1998.
23. MELO P.L., WERNECK M.M., GIANNELLA A.: “*Instrumentação para Análise do Sistema Respiratório pela Técnica de Oscilações Forçadas: Gerador de Sinais Servo-controlado*”; Engenharia Biomédica na América Latina, Vol.12, n. 3, Pages 7-18, Outubro 1996.
24. MELO P.L., WERNECK M.M., GIANNELLA A.: “*Oscilações Forçadas – Auxilio ao diagnóstico de doenças respiratórias*” . Biotecnologia Ciência e Desenvolvimento, pp: 18-20. Disponível em: <<http://www.biotecnologia.com.br/bio08/oscilacoes.pdf>> . Acesso em: 20 fev. 2003.
25. MICHAELSON, E.D., GRASSMAN, E.D., PETERS W.R.: “*Pulmonary Mechanics by Spectral Analysis of Forced Random Noise*”. The Journal of Clinical Investigation. Vol. 56, pp: 1210-1230, 1975.

26. MURRAY, C.J.L., LOPES, A.D.: ***“Alternative Projections of Mortality and Disability by cause 1990-2020: global burden of disease study”***. The Lancet, vol349: pp. 1489-1504, 1997.
27. NAVAJAS D, *et al.*: ***“Respiratory input impedance in anesthetized paralyzed patients”***. J Appl Physiol, Vol. 69, Pages 1372-1379, 1990.
28. NAVAJAS D, *et al.*: ***“Recording pressure at the distal end of the endotracheal tube to measure respiratory impedance”***. Eur Respir J, Vol. 2, pp. 178-184, 1989.
29. NAVAJAS D, *et al.*: ***“Monitoring respiratory impedance by forced oscillation in mechanically ventilated patients”*** [review].Eur Respir, Vol. 4, pp. 216-218, Rev 1994.
30. NAVAJAS D, FARRÉ R.: ***“Forced oscillation assessment of respiratory mechanics in ventilated patients”***. Critical Care, Vol. 5:1, pp. 3-9, 2001a.
31. NAVAJAS D, FARRÉ R.: ***“Forced Oscillation Technique: from theory to clinical applications”***. Monaldi Arch Chest Dis; Vol. 56:6, pp. 555-562, 2001b.
32. OOSTVEEN, E et AL Theo forced oscillation technique in clinical practice: methodology, recommendations and future developments. **Eur Respir J**, v.22, p.1026-41, 2003.
33. PESLIN R.: ***“Methods for Measuring Total Respiratory Impedance by Forced Oscillations”***. Bull Eur Physio-path. Resp., Clinical Respiratory Physiology. Vol. 22, pp: 621-631, 1986.
34. PESLIN R., MORINET-LAMBERT, J., DUVIVIER C.: ***“Étude de la Réponse en Frequence de Pneumotachographes”***. Bull Eur Physio-path. Resp., Vol. 8, pp: 1363-1376, 1972.
35. PESLIN R, *et al.*: ***“Total Respiratory input and transfer impedances in humans”***. The American Physiological Society, 161-7567, pp. 492-501, 1985.
36. PESLIN R, *et al.*: ***“Effect of expiratory flow limitation on respiratory mechanical impedance: a model study”***.J Appl Physiol, Vol. 81, pp. 2399-2406, 1996.
37. PESLIN R, *et al.*: ***“Respiratory mechanics studied by forced oscillations during artificial ventilation”***.Eur Respir Journal, Vol. 6, pp. 772-784, 1993.
38. PESLIN R., FREDBERG J.J., ***“Oscillation Mechanics of Respiratory System”***; Handbook of Physiology – The Respiratory System III, Chapter 11, Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale, Vandoeuvre-les-Nancy, France; The Biomechanics Institute, Boston, Massachussts, 1986.
39. PESLIN, R., DUVIVIER C.; ***“Removal of thermal artifact in alveolar pressure measurement during forced oscillation”***; Respiration Physiology, Vol. 117, Issue 2-3, pp. 141-150, september 1999.

40. ROTGER M., *et al.*: “*Influence of Amplitude, Phases and Frequency Content of Pseudorandom Pressure Input on Impedance Data and their Variability*”; Eur. Resp., Vol. 3, pp. 178-182, Rev. 1991.
41. SILVA, I.S.S., *et al.*: “*Caracterização de Sensor Indutivo de Posição, para Aplicações em Geradores de Pressão Baseados em Alto-falantes*”, Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica – COBEM, Uberlândia, Minas Gerais, novembro 2001.
42. SILVA, I.S.S., *et al.*: “*Correção da Função de Transferência de Gerador de Pressão para Avaliação de Função Pulmonar pela Técnica de Oscilações Forçadas*”, METROCAL 2001, Chile, 2001b.
43. SILVA JÚNIOR, W.M.: “*Estudo da Impedância Mecânica do Sistema Respiratório com a Técnica de Oscilações Forçadas em Crianças Asmáticas*”. Dissertação de Mestrado, João Pessoa, 2003.
44. SOUZA M.H.L., ELIAS D.O.; “*Fundamentos da Circulação Extracorpórea*”. Volume I, Capítulo 4, Publicação eletrônica. Disponível em: <<http://perflin.com/livr/volumeI/cap4.pdf>> Acesso em: 15 fev. 2003.
45. SCHIMIDT, M.; FOITZIK, B.; HOCHMUTH, O.; SCHMALISCH, G. Computer simulation the measured respiratory impedance in new Born infants and the effect of the measurement equipment. Medical Engineering & Physics, v. 20, p. 220-228, 1998.
46. WEBSTER, J.G., “*Medical Instrumentation: Application and Design*”, Houghton Mifflin Company, 1995.
47. WILD, L. B; DIAS, A. S.; FISCHER, G. B.; RECH, D. R. Avaliação funcional pulmonar em crianças e adolescentes: comparação entre a micro espirometria e a espirometria convencional. Jornal Brasileiro de Pneumologia. 31(2). P. 97-102. 2005.