

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

**“DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA
MENSURAÇÃO DA IMPEDÂNCIA DO SISTEMA
RESPIRATÓRIO COM A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES
FORÇADAS”**

MÁRCIO AMARÍLIO DONETTS DINIZ

ORIENTADOR: Dr. SÉRGIO R. M. MATEUS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DO GAMA
ENGENHARIA BIOMÉDICA

"DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA MENSURAÇÃO DA
IMPEDÂNCIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO COM A TÉCNICA DE
OSCILAÇÕES FORÇADAS"

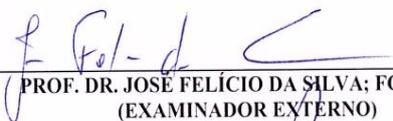
MARCIO AMARILIO DONETTS DINIZ

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA
A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

APROVADA POR:



PROF. DR. SÉRGIO RICARDO MENEZES MATEUS; FCE / UNB
(ORIENTADOR)



PROF. DR. JOSÉ FELÍCIO DA SILVA; FGA / UNB
(EXAMINADOR EXTERNO)



PROF. DR. LUIZ BUENO DA SILVA; UFPB
(EXAMINADOR EXTERNO)

BRASÍLIA, 10 DE SETEMBRO DE 2018

ii

FICHA CATALOGRÁFICA

DINIZ, MÁRCIO AMARILIO DONETTS

“Desenvolvimento de um sistema para mensuração da impedância do sistema respiratório com a Técnica de Oscilações Forçadas”, [Distrito Federal] 2018.

50 Pg., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2018).
Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

1. Mecânica respiratória
2. Técnica de Oscilações Forçadas
3. Desenvolvimento de equipamento

I. FGA UnB Gama/ UnB. II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

DINIZ, M. A. D. (2018).

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA MENSURAÇÃO DA IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA COM A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS.

Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 098A/2018, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 50 Pg.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: MÁRCIO AMARÍLIO DONETTS DINIZ.

TÍTULO:

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA MENSURAÇÃO DA IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA COM A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS.

GRAU: Mestre

ANO: 2018

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

2018

QI 04, LOTE: 1440 SETOR LESTE INDUSTRIAL, GAMA.

CEP: 72450-040 Brasília, DF – Brasil.

Prefiram a minha instrução à prata, e o conhecimento ao ouro puro, pois a sabedoria é mais preciosa do que rubis; nada do que vocês possam desejar compara-se a ela.

Provérbios 8:10-11

DEDICATÓRIA

*Dedico este trabalho de mestrado ao autor e
consumador da vida. Meu Senhor e amado de
minha alma, יהוה.*

AGRADECIMENTOS

Ao programa de Pós-graduação.

À orientação realizada pelo Prof. Dr. Sérgio Ricardo Menezes Mateus, por acreditar no projeto e ter aceitado esse desafio de caminhar comigo.

Ao apoio mais do que especial do Prof. Dr. José Felício da Silva, sua simplicidade e inteligência.

A Dra. Cláudia Costa (Claudinha) pela amizade, palavras de apoio e pelo tempo ofertado.

Ao aluno de Engenharia e formando da UnB Aleff Oliveira pela ajuda e conhecimento compartilhado.

Ao Francisco Rafael Amorim dos Santos, bibliotecário da UnB - Ceilândia pela paciência, profissionalismo e atenção.

Também agradeço ao Alessandro Pinheiro amigo e engenheiro pelas dicas e experiência compartilhadas.

Ao amigo e Mestre Carlos Henrique da Silva Mendonça por caminharmos juntos no início dessa jornada.

Ao Mestre José Tadeu Galote pela amizade e incentivo.

As futuras fonoaudiólogas e meninas do tio Márcio minha gratidão. A minha maravilhosa família. Pai, mãe, mãe do coração, irmãos, tios, primos e sobrinhos.

Em especial, mãe (minha amiga) e filha (minha preciosidade) pelo amor incondicional derramado em minha vida em especial durante essa caminhada.

À Deus e ao seu filho Jesus pelo Dom da vida, ar que respiro e por ter me escolhido e me aceitado como membro da família de Deus.

Ao Espírito Santo por ser meu melhor amigo.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS.....	x
LISTA DE FIGURAS	xi
LISTA DE IMAGENS	xii
LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES.....	xiii
1. INTRODUÇÃO	14
2. OBJETIVOS	17
2.1. OBJETIVO GERAL	17
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	17
4. MATERIAIS E MÉTODOS	30
4.1 <i>HARDWARE</i>	30
4.1.1. GERADOR DE PRESSÃO	30
4.1.2. PNEUMOTACÓGRAFO (PNT)	32
4.1.3. TRANSDUTORES DE PRESSÃO E FLUXO	33
4.1.4. MICROCONTROLADOR.....	35
4.2. <i>SOFTWARE</i>	36
4.2.1. SOFTWARE IDE – <i>Arduino UNO</i>	37
4.2.2. SOFTWARE MATLAB.....	37
5. CALIBRAÇÃO DE TRANSDUTORES.....	38
5.1. CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO	39
5.2. CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE FLUXO	41
6. AQUISIÇÃO DO SINAL.....	43
7. PROCESSAMENTO DO SINAL.....	43
8. RESULTADOS E DISCUSSÃO	44
9. CONCLUSÃO	46
10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48

RESUMO

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA MENSURAÇÃO DA IMPEDÂNCIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO COM A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS.

Autor: MÁRCIO AMARILIO DONETTS DINIZ

Orientador: Prof. Dr. Sérgio R. M. Mateus

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Brasília, 10 de setembro de 2018.

Tema: A Técnica de Oscilações Forçadas (TOF) foi apresentada na década de 50 por *DuBois* e seus colaboradores. O objetivo da TOF consistia em avaliar as propriedades mecânicas dos pulmões e do tórax (DUBOIS, *et al.*, 1956). **Objetivo geral:** Desenvolver um equipamento que utilize um sistema TOF para mensurar a impedância mecânica do sistema respiratório. **Material e métodos** consistem em *hardware* e *software*. O *hardware* tem como principais componentes o gerador de pressão, sensores de fluxo e pressão e microcontrolador. Eles são dispositivos importantes para o desenvolvimento de um equipamento que utilize técnica de oscilações forçadas, que permita avaliar a impedância mecânica do sistema respiratório. **Resultados:** A presença da linearidade nos valores de calibração dos sensores de pressão e fluxo demonstrado nos dados e no coeficiente angular das retas evidenciou-se assim, no equipamento desenvolvido nesse estudo que utiliza a TOF. Demonstrou sensibilidade e confiabilidade para a aquisição dos dados em um teste de função pulmonar. **Conclusão:** Ao final dessa dissertação foi possível alcançar os objetivos. Foi realizado a confecção do equipamento que utiliza a TOF para avaliar a impedância mecânica do sistema respiratório.

DESCRITORES: Mecânica respiratória; Técnica de Oscilações Forçadas e Desenvolvimento de equipamento

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF A SYSTEM TO MEASURE THE IMPEDANCE OF THE RESPIRATORY SYSTEM WITH THE FORCED OSCILLATION TECHNIQUE.

Author: MÁRCIO AMARÍLIO DONETTS DINIZ

Supervisor: Dr. Sérgio R. M. Mateus

Post-Graduation Program in Biomedical Engineering

Brasília, 10 of september of 2018.

Topic: The Forced Oscillation Technique (FOT) was presented in the 1950s by *DuBois* and his collaborators. The aim of FOT was to evaluate the mechanical properties of the lungs and chest (DUBOIS, *et al.*, 1956). **Objective:** To develop equipment that uses a FOT system to measure the mechanical impedance of the respiratory system. **Material and methods:** consist of *hardware* and *software*. The *hardware* has as main components the pressure generator, flow and pressure sensors and microcontroller. They are important devices for the development of an equipment that uses a forced oscillation technique to evaluate the mechanical impedance of the respiratory system. **Results:** The presence of linearity in the calibration values of the pressure and flow sensors demonstrated in the data and in the angular coefficient of the straight lines was evidenced in the equipment developed in this study using FOT. Demonstrated sensitivity and reliability for data acquisition in a pulmonary function test. **Conclusion:** this dissertation reached the goals proposed. The equipment was designed with FOT technology to evaluate the breathing system's mechanical impedance assessment.

DESCRIPTORS: Breathing mechanics; Forced Oscillation Technique and Equipment design.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Equivalência entre as grandezas de um sistema elétrico com um sistema mecânico respiratório.....	18
Tabela 2 – Valores da relação pressão/tensão obtidos pela calibração do sensor de pressão.....	35
Tabela 3 – Valores da relação fluxo/tensão obtidos pela calibração do sensor de pressão..	37
Tabela 4 – Valores das médias na calibração do sensor de pressão.....	39
Tabela 5 – Valores das médias na calibração do sensor de fluxo.....	39

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Modelo elétrico RLC.....	19
Figura 2 – Vista anterior do gerador de pressão.....	27
Figura 3 – Pneumotacógrafo tipo <i>Fleisch</i>	28
Figura 4 – Localização dos transdutores de pressão e fluxo no sistema.....	29
Figura 5 – Microcontrolador <i>Arduino</i> UNO.....	31
Figura 6 – Circuito para a calibração do transdutor de pressão.....	34

LISTA DE IMAGENS

Imagem A – Método de impedância de transferência.....	17
Imagem B – Método de impedância direta.....	18
Imagem C – Fisiologistas pulmonares na Clínica Mayo usando a TOF em 1950.....	21

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES.

ATM – Pressão atmosférica

BIAS – Orifício de renovação de ar

C – Complacência

Circuito RLC – Circuito resistor, indutor e capacitor

csv. – “*comma-separated-valves*”

DPOC – Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica

I – Inertância

IDE – *Integrated Development Environment*

IFB – Instituto Federal de Brasília

IOS – Oscilometria de impulso

m – Coeficiente angular

PNT – Pneumotacógrafo

PT – Transdutor de pressão

R – Resistência

TOF – Técnica de Oscilações Forçadas

UnB – Universidade de Brasília

VT – Transdutor de fluxo

1. INTRODUÇÃO

A Técnica de Oscilações Forçadas (TOF) foi apresentada na década de 50 por *DuBois* e seus colaboradores. O objetivo da TOF consistia em avaliar as propriedades mecânicas dos pulmões e do tórax (DUBOIS, *et al.*, 1956). Embora a proposta fosse promissora, os recursos tecnológicos na área de computação e de processamento de sinais da época restringiram o avanço da técnica. Nos anos 80, *Peslin e Fredberg* publicaram um capítulo de livro que tratava da TOF, onde apresentaram suas pesquisas envolvendo a técnica contribuindo para o desenvolvimento das oscilações forçadas nos anos seguintes (MELO; WERNECK; GIANNELLA-NETO, 2000).

Muitos pesquisadores nos últimos 40 anos têm concordado que a TOF permite realizar o estudo da mecânica respiratória com pouca participação do paciente em condições que envolvam respiração espontânea normal e em volume corrente (MELO; WERNECK; GIANNELLA-NETO, 2000) o que torna a técnica potencialmente útil para ser aplicada em públicos com dificuldade de obedecer a comandos complexos ou de permanecer em ambientes fechados, como em crianças e em pessoas claustrofóbicas, respectivamente (MELO, 2015).

A técnica de oscilações emprega pequenas mudanças de pressão produzidas por um gerador de pressão (atualmente um alto-falante) conectado a um gerador de função que é capaz de alterar frequência e amplitude do sinal para o alto-falante e desta forma, ao se sobrepor o sinal produzido no sistema respiratório do paciente obter informações sobre a sua mecânica respiratória (MELO, 2015).

O estudo da mecânica do sistema respiratório permite identificar alterações ventilatórias em um doente pela medição os valores de pressão e fluxo (CRUZ, 2016), bem como calcular as suas propriedades mecânicas elásticas e resistivas. Dessa forma, é

possível compreender as condições clínicas dos pacientes que pautem as ações e condutas do profissional da saúde (DE ALMEIDA, 2007).

A interpretação das variáveis da mecânica respiratória é obtida pelas análises de modelos matemáticos (BATES, 1993) que permite entender o comportamento das condições de normalidade e patológicas que envolvem o sistema respiratório do paciente (GUIMARÃES, apud DE ALMEIDA, 2007).

Os testes de funções pulmonares são amplamente utilizados no diagnóstico e avaliação de indivíduos com disfunções respiratórias (DA SILVA CARVALHO, 2015). Apesar disso, esses métodos clássicos podem apresentar limitações na sua aplicação. A espirometria, por exemplo, por exigir manobras forçadas dos músculos respiratórios e a correta interpretação dos comandos dados pelo técnico durante a realização do teste pode ser inviabilizada pela condição do paciente que não consegue realizar a exigência do teste. Na pletismografia, a confinamento física do paciente pode gerar sintomas ansiosos ou claustrofóbicos inviabilizando o teste. Nesse sentido a TOF tem se revelado uma estratégia complementar na avaliação da mecânica função ventilatória (MELO; WERNECK; GIANNELLA-NETO, 2000; MACLEOD & BIRCH, 2001).

Os testes de função pulmonar para que tenham reconhecido seu valor clínico devem ter bem definidos os seus preditores. Eles são valores que servem de referência ao compará-los com os dados obtidos em um teste. Para que tenham validade e sirvam de referência os preditores devem corresponder aos valores de padrão de normalidade de uma população que possui características e variáveis definidas. Desta forma, eles permitem balizar a interpretação de variados testes cujos objetivos sejam avaliar a função pulmonar. Portanto, os valores de referência devem ser definidos a partir de

dados antropométricos, tais como: idade, altura, peso, gênero e etnia, por exemplo, (PELLEGRINO, *et al.*, 2005).

Esses valores de referência e equações de predição para a mensuração da impedância do sistema respiratório ainda estão sendo definidos para a TOF (KALCHIEM-DEKEL & HINES, 2018). Por esse motivo alguns estudiosos avaliaram cuidadosamente o valor clínico da TOF. Posicionaram-se cautelosos, ao comentar o fato da TOF estar na quinta geração, ter mais de 60 anos e ainda não trazer informações confiáveis da função pulmonar para os diversos públicos (ENRIGHT & TUCSON, 2015). E assim, ajustar o equipamento para que a técnica obtenha valores que represente a condição clínica do paciente (OOSTVEEN, *et al.*, 2013).

Mesmo a TOF não apresentando valores de referência aceitos para os diversos casos clínicos existentes para a interpretação dos dados, a técnica se revela satisfatória em avaliar certas condições respiratórias como a obstrução das vias aéreas e a avaliação do parênquima pulmonar. Desta forma, a TOF tem sido apontada como uma técnica potencialmente útil para investigar distúrbios respiratórios complementando os exames mais tradicionais (VANSTEENKISTE; ROCHETTE; DEMEDTS, 1991).

Mais estudos devem ser realizados a fim de verificar todas as potencialidades, das técnicas de oscilações forçadas (UCHIDA, *et al.*, 2013) e definir seus valores preditores. Para que isso ocorra há a necessidade de desenvolver equipamentos que utilizem a TOF e que seja confiável na aquisição dos dados (OOSTVEEN, *et al.*, 2013). Essa problemática exposta evidencia uma multidimensão de conhecimentos que exigem o diálogo atento e constante entre as áreas da saúde e engenharia (MELO, 2015).

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GERAL

Desenvolver um equipamento que utilize um sistema TOF para mensurar a impedância mecânica do sistema respiratório.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Desenvolver o sistema de TOF;

Confecção do gerador de pressão;

Montagem e calibração dos transdutores de pressão e fluxo;

Aquisição e processamento dos sinais.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Na década de 50, *DuBois et al.* investigaram a mecânica do sistema respiratório por meio de uma técnica que utilizava oscilações forçadas. O estudo permitiu a publicação do artigo “Oscillations Mechanics of lung and Chest in Man” (1956, p. 588). Esse estudo foi o primeiro trabalho publicado sobre esse assunto. Ele relatou a aplicação de ondas de pressão senoidais de frequência variada que oscilavam entre 2 a 18 Hz produzidas por uma bomba do tipo pistão, que ao se movimentar modificava a pressão ao redor do corpo do paciente (DUBOIS, *et al.*, 1956). Essa frequência pressórica foi aplicada na superfície do corpo do paciente deitado no interior de uma caixa pletismográfica (Imagem A).

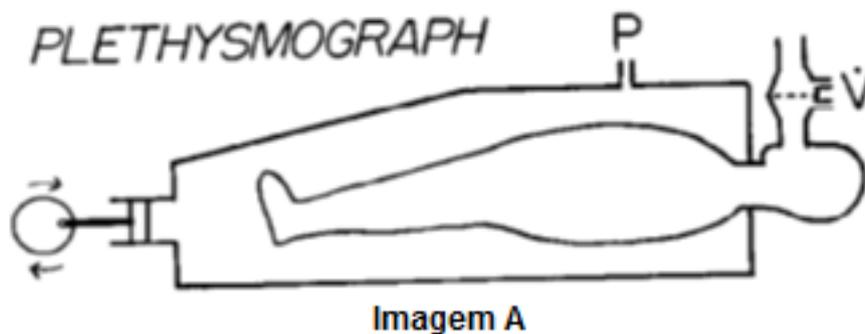


Imagem A – Paciente deitado dentro de uma caixa pletoxiométrica, onde uma bomba do tipo pistão gerava ao longo do eixo do corpo do indivíduo pressões senoidais de frequência variável. O transdutor de pressão (P) estava na caixa e o transdutor de fluxo (V) ficou instalado no pneumotacógrafo próximo a abertura das vias aéreas (boca) do paciente. Valores de diferentes pontos dos medidores foram gravados e assim, valores da impedância de transferência foram determinados (DUBOIS, *et al.*, “*Oscillation Mechanics of Lungs and Chest in Man*”, 1956, p. 588).

As mudanças de pressão geradas ao redor do peito do indivíduo produziram uma diferença pressórica medida entre a abertura das vias aéreas e a parte externa do tórax do paciente. Essa diferença de pressão é chamada de pressão transtorácica. Esse procedimento recebeu o nome de técnica de impedância respiratória de transferência. Este aparelho foi substituído posteriormente, por outro equipamento, a imagem B que se diferencia da imagem A, pela aplicação de ondas pressóricas direcionadas apenas para a abertura das vias aéreas. Esse método é conhecido como impedância de entrada (DUBOIS, *et al.*, apud LAPPAS; TZORTZI; BEHRAKIS, 2013).

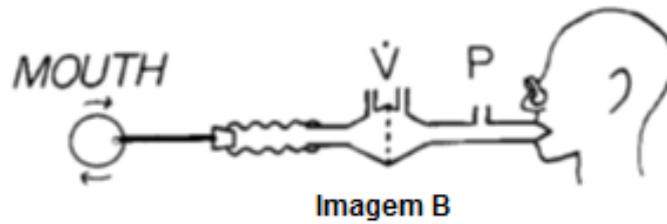


Imagem B – Um gerador externo de pressão do tipo pistão é usado para gerar as oscilações de pressão de forma senoidal, diretamente aplicada a abertura das vias aéreas (boca) do paciente. Registrando os valores da impedância de entrada por meio dos sinais de fluxo e pressão próximos a boca do indivíduo (DUBOIS, *et al.*, “*Oscillation Mecanics of Lungs and Chest in Man*”, 1956, p. 588).

Os autores após terem registrado os dados da avaliação da pressão e fluxo do sistema respiratório do paciente e assim, avaliar a mecânica respiratória conseguiram correlacionar o sistema mecânico pulmonar com o sistema de circuitos elétricos e traçar uma analogia entre as grandezas mecânicas com as grandezas elétricas (DUBOIS, *et al.*, 1956). Essa abordagem no estudo de sistemas mecânicos simplifica sua compreensão. A equivalência entre as grandezas dos dois sistemas pode ser observada na Tabela 1 a seguir conforme descrita pela obra publicada (LAPPAS; TZORTZI; BEHRAKIS, 2013).

Tabela 1 – Equivalência entre as grandezas de um sistema elétrico com um sistema mecânico respiratório.

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

Fonte: Retirado do artigo “*Oscillations Mechanics of lung and Chest in Man*”, DUBOIS, *et al.*, 1956, p. 591).

A analogia que se faz de sistemas mecânicos com modelos elétricos é classicamente usado na engenharia (LAPPAS; TZORTZI; BEHRAKIS, 2013). Frequentemente, os componentes de um circuito elétrico como resistor, capacitor e indutor podem ser usados para representar o comportamento mecânico do sistema respiratório. Um exemplo de circuito elétrico que pode representar a mecânica respiratória é o circuito RLC (Figura 1) (GUIMARÃES, 1998).

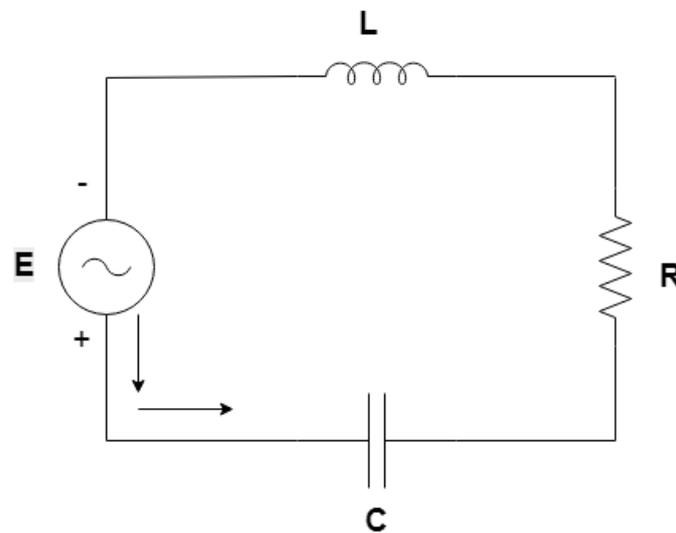


Figura 1 – Modelo elétrico RLC em série representando as propriedades resistivas, elásticas e inerciais do sistema respiratório. Onde R é o resistor ou resistência; L é o indutor ou inércia e C é o capacitor ou complacência (GUIMARÃES, 1998).

O capacitor pode ser citado como exemplo na analogia entre os sistemas. Ele funciona como dispositivo que serve para armazenar energia elétrica e para isso usa força eletromotriz. O componente capacitivo começa espontaneamente liberar a energia armazenada quando a força eletromotriz não mais estiver sendo empregada. Esse comportamento é similar ao que ocorre no sistema respiratório. A respiração pode ser dividida em ciclos onde se tem a fase inspiratória e a expiratória. Na inspiração acontece

o ganho de energia e na expiração a energia acumulada é liberada (GUIMARÃES, 1998).

É reconhecido que o sistema respiratório tem muitas propriedades mecânicas e três delas se destacam: 1. sua estrutura física; 2. sua viscoelasticidade e 3. o fenômenos de difusão que ocorrem nos pulmões. Cada etapa embora ocorra em locais diferentes do sistema respiratório são importantes de serem avaliados de forma combinada, pois é o que permite a hematose pulmonar (troca gasosa nos pulmões) (IONESCU; HERNANDEZ; KEYSER, 2013).

Ao estudar a mecânica respiratória por meio da analogia elétrica a modelagem matemática é necessária. Isso ocorre porque o modelo matemático permite analisar diretamente o comportamento mecânico da respiração denunciando o quadro clínico do paciente. (BATES, 1993).

O avanço das técnicas de oscilações tem permitido a avaliação da mecânica do sistema respiratório com foco na determinação da impedância mecânica respiratória analisando seus componentes: resistência (R), complacência (C), inertância (I), determinando-os e analisando-os. Essa avaliação das propriedades resistivas, elásticas e inertivas do sistema respiratório podem ser caracterizadas pela razão das amplitudes dos sinais de pressão e fluxo no tempo (DUBOIS, 1956; MELO, *et al.*, 200).

A técnica emprega sobreposição de oscilações ao sistema respiratório do indivíduo em baixa amplitude e com frequência variada durante a respiração normal e em volume corrente (HORAN, *et al.*, 2001; JUNIOR, 2013). Não sendo exigida a participação mais efetiva do paciente recebendo a técnica o nome de Técnica de Oscilações Forçadas (TOF) (DUBOIS, 1956).

A TOF não se utiliza de músculos respiratórios como fonte de força para realização do teste, mas sim um gerador de pressão externo, o qual produz e sobrepõe oscilações de fluxo à respiração espontânea do paciente, para analisar, a seguir, a impedância respiratória (MELO, 2015) e quantificar, por exemplo, o grau de obstrução nas vias aéreas (DUBOIS, *et al.*, 1956; BROOKS, *et al.*, 2000).

O avanço tecnológico foi fator imperativo para que a TOF pudesse ser desenvolvida. Ele melhorou os componentes que a técnica utilizava, tais como: gerador de pressão, pneumotacógrafos, microcontroladores e softwares, dentre outros e com isso fez com que a técnica atraísse olhares atentos de pesquisadores interessados em suas potencialidades e possíveis aplicações (MELO, 2015).

A imagem C traz a foto de um paciente, que foi submetido ao teste de função pulmonar empregando a TOF. Ele permaneceu sentado e recebeu os comandos para a execução do teste. Na imagem é possível observar que o gerador de função não era mais uma bomba do tipo pistão como foi utilizado inicialmente. No entanto, o registro dos sinais adquiridos ainda permaneceu utilizando o papel (ENRIGHT, 2015).

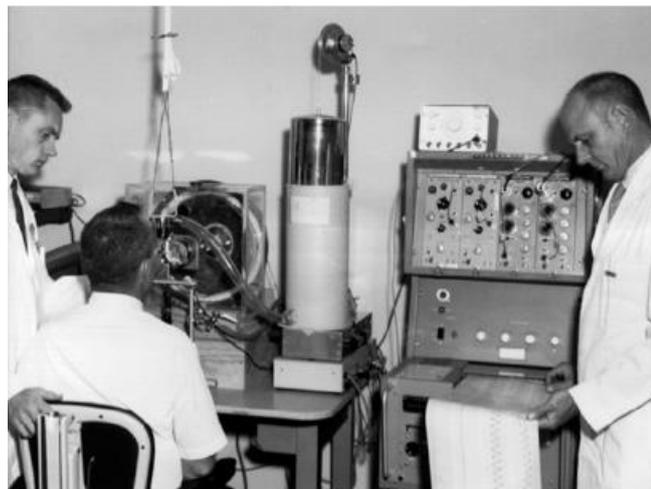


Imagem C – Fisiologistas pulmonares na Clínica Mayo usando a TOF em 1950 (Imagem do arquivo da Clínica Mayo, Apud ENRIGHT, 2015).

DuBois e seus colaboradores iniciaram os estudos de aplicação da variação de pressão senoidal no tórax e na boca, que visava mensurar as propriedades estruturais e mecânicas do sistema respiratório. Eles usaram a modelagem matemática e derivaram valores de sua medida para a resistência respiratória total e uma primeira estimativa de inertância respiratória (LAPPAS; TZORTZI; BEHRAKIS, 2013).

Os pesquisadores *Peslin e Friedberg* escreveram sobre a história da técnica, apresentando uma descrição dos primeiros 20 anos de sua evolução, seus desdobramentos e pesquisas que emergiram nesse período em um capítulo de livro (PESLIN, FRIEDBERG, 1986).

Especialmente nos últimos 40 anos, muitos estudos envolvendo a TOF surgiram o que permitiu o seu crescente desenvolvimento. Os pesquisadores têm concordado que ela possui um grande potencial para os estudos de função pulmonar que envolvem condições de respiração espontânea e em volume corrente (MELO; WERNECK; GIANNELLA-NETO, 2000).

No *Handbook* inicialmente, a técnica foi apresentada objetivando o estudo das propriedades estruturais e mecânicas do sistema respiratório. Os autores *Peslin e Friedberg* explicaram que a fonte de geração de força poderia ser produzida por músculos do sistema respiratório do indivíduo ou cordas vocais ou alto-falantes externos ou mecanismos de bombas acopladas na boca ou na parede torácica. Eles afirmaram que é possível realizar diversas formas de registro dos dados podendo ser periódica ou aleatória. E que a característica da frequência usada pela TOF, em 1956, foram ondas senoidais com frequência entre 2 e 18 Hz (LAPPAS; TZORTZI, 2013). No entanto, a técnica pôde assumir valores amplos, sendo menores que os encontrados no

sistema respiratório ou ter valores muitas vezes maiores (PESLIN & FRIEDBERG, 1986).

A frequência produzida pela TOF pode ser alterada, sendo uma vantagem para a aplicação prática da técnica conforme foi demonstrado em estudo (FARRÉ, et al., 1998). Embora, em diversos trabalhos a técnica tem usado, normalmente, uma faixa de frequência compreendida entre 4 e 32 Hz. Ela utilizou inicialmente pequenas oscilações de pressão para mensurar as propriedades mecânicas do sistema respiratório por meio de um dispositivo externo do tipo pistão aplicado ao paciente (MELO, 2015).

Dentre as aplicações da TOF para determinação da impedância mecânica respiratória alguns trabalhos podem ser citados, como por exemplo, a publicação dos resultados do uso da TOF em 17 pacientes na condição de insuficiência respiratória aguda, os quais estavam intubados e ventilados mecanicamente. O objetivo do estudo foi avaliar a viabilidade de se pesquisar as propriedades mecânicas do sistema respiratório desses indivíduos por meio da TOF. A técnica utilizou um gerador tipo alto falante concebido e colocado no ventilador mecânico. As partes reais e imaginárias que a técnica trabalha foram corrigidas para o fluxo do tubo endotraqueal sendo assim, computados separadamente para fases do tempo inspiratório e expiratório. O resultado do experimento, após ajustes no modelo inicialmente utilizado, permitiu concluir que a TOF é facilmente executada durante o uso da ventilação mecânica. Desta maneira, permitiu entender melhor a mecânica respiratória em vários pontos do ciclo respiratório, pois auxiliou a detecção de alterações da expiração do indivíduo participante do estudo (PESLIN, *et al.*, 1993).

O resultado da pesquisa sobre a determinação da impedância entre 32 e 800 Hz medida pela TOF e técnica da interrupção evidenciou que a impedância de entrada

respiratória em uma ampla gama de frequências demonstrou ser útil para determinar a resistência das vias aéreas em cães e humanos, na idade adulta. Os resultados revelaram melhor uso das técnicas para a relação sinal-ruído a fim de serem usadas em sistemas com alta resistência das vias aéreas como ocorreram em crianças que utilizaram a máscara facial. Os dados de impedância na faixa utilizada potencialmente permitiram as medições não invasivas da resistência e das propriedades elásticas das vias aéreas (FREY, *et al.*, 1997).

Outro estudo relevante foi realizado no Brasil que teve como objetivo determinar a utilidade da TOF para medir a resistência pulmonar e a reatância em pacientes com lesão do sistema nervoso central, detecção e acompanhamento da estenose traqueal pós-traqueostomia. A importância desse estudo salientou que as avaliações da TOF foram comparadas ao diâmetro traqueal antes e após procedimentos de dilatação da estenose traqueal, demonstrando sua capacidade em medir o diâmetro do órgão. Os resultados sugeriram uma utilidade da TOF para pacientes com deficiência neurológicas que correm o risco de sofrer estenose das vias aéreas (HORAN, *et al.*, 2001).

O estudo desenvolvido pela força tarefa do *European Respiratory Society* descreveu o princípio básico da técnica e forneceu diretrizes para a aplicação e interpretação da TOF como um teste de função pulmonar de rotina no cenário clínico, para populações adultas e pediátricas. Assim, foram apresentadas a metodologia e as recomendações para o desenvolvimento futuro do uso da prática clínica da TOF (OOSTVEEN, *et al.*, 2003).

Outra publicação apresentou o uso da TOF fazendo a descrição dessa tecnologia, pois abordaram aspectos do equipamento, frequências de excitação,

processamento de sinais, interpretação dos resultados e aplicações clínicas em crianças, tais como em doenças: fibrose cística, asma, dando direções aos estudos posteriores (MARCHAL, 2010).

Em 2013, foram publicados os resultados de uma pesquisa com 368 sujeitos saudáveis com idades entre 18 a 80 anos, onde foram utilizados cinco dispositivos diferentes para avaliar a resposta ao broncodilatador. Foi observada a necessidade de se fazer ajustes para medidas antropométricas a fim de adequação dos equipamentos ao corpo dos participantes. A conclusão do trabalho revelou a necessidade de procedimentos rigorosos de calibração para o desenvolvimento da compatibilidade de dados em todas as frequências. As novas equações de referência baseadas em diferentes configurações são recomendadas para substituir o que foi estabelecido em um único dispositivo (OOSTEVEEN, *et al.*, 2013).

Outro artigo mais recente objetivou determinar se uma manobra de capacidade vital lenta poderia ser usada ao invés desta manobra de deflação e compará-la a uma técnica mais complexa. Três grupos de sujeitos foram incluídos no estudo; saudável (n = 29), asmático (n = 18) e DPOC (n = 10) para um total de 57 sujeitos. Curvas de volume pulmonar de reatância foram geradas via gravações TOF durante duas respirações em diferentes manobras (pré e pós broncodilatador). Sua conclusão demonstrou que a técnica alternativa serviu para identificar uma medida substituta do fechamento das vias aéreas. A técnica ofereceu resultados equivalentes mais sensíveis aos métodos anteriores, enquanto simples e facilmente realizada pelo paciente. As medições dadas do fechamento das vias aéreas têm utilidade clínica e, portanto, esse teste tem o potencial para se tornar uma ferramenta útil clinicamente (NILSEN, *et al.*, 2018).

Os diversos estudos realizados permitiram visualizar o emprego da TOF no âmbito da pesquisa e de seu uso clínico. Nesse contexto, a TOF foi apresentada como um método de diagnóstico de doenças ocupacionais pulmonares. No seu trabalho de pesquisa, o autor apresentou valioso histórico sobre a aplicação da TOF em diagnóstico e avaliação de parâmetros da mecânica respiratória como: resistência, complacência, inertância, impedância e frequência de ressonância. Estes parâmetros foram avaliados por vários estudiosos (Peslin, Farré, Felício, Lorino, Duvivier, Demedts, Brochard e outros), relacionando e comparando resultados de avaliações pulmonares entre pessoas saudáveis e pessoas com DPOC, asma e outras condições respiratórias (AMORIM, 2000).

Outro estudo publicado em 2013 apresentou a impedância respiratória utilizando a TOF e demonstrou existir uma significativa influência do suporte da bochecha na aplicação da técnica o que pode interferir na avaliação dos dados (UCHIDA, *et al.*, 2013). Ou seja, se apresentar como um artefato a execução da técnica.

Os parâmetros utilizados pela TOF, para alguns pesquisadores, permitem analisar a mecânica ventilatória, apresentando características complementares aos exames já existentes, tais como a pletismografia e a espirometria. (FREY, *et al.*, 1997). No entanto, mais estudos devem ser realizados a fim de verificar todas as potencialidades, das técnicas de oscilações forçadas assim como, entender possíveis artefatos que podem surgir com a aplicação da técnica procurando minimizá-los. E determinar valores de referências para cada caso clínico que a técnica se dispõe a avaliar.

A interpretação dos testes de função pulmonar é resultado da comparação de valores obtidos com valores previstos para um determinado indivíduo. Os valores previstos (preditores) são obtidos através de equações de referência, que são

determinadas por dados antropométricos e demográficos dos indivíduos saudáveis com uma faixa de normalidade determinada em 95%. E com isso é possível determinar o quadro clínico do paciente. Por esse motivo é importante ter a disposição equações de referência ajustadas a cada população, pois assim será possível a diminuição de exames que apresentem resultados falsos ou equivocados (DA SILVA CARVALHO, 2015).

A determinação de valores de referência é uma questão difícil de ser resolvida. Exige muitos dados estatísticos que envolvem características da população estudada e a utilização de variadas metodologias aplicadas aos estudos. Essa dificuldade ocorre porque muitos países do mundo, inclusive o Brasil, apresentam uma população com grande variedade étnica e que apresentam características muito diversificadas. A maior parte das pesquisas tem envolvido majoritariamente a população caucasiana, sendo os indivíduos não caucasianos excluídos ou tendo pouca representatividade nessas amostras consideradas (PELLEGRINO, 2005).

Outro elemento a ser considerado é que a espirometria passou por processo semelhante. E que atualmente seus parâmetros são ajustados de acordo com as características do paciente. Esses ajustes permitem ao teste de função pulmonar classificar o padrão ventilatório e/ou sua gravidade implicando em adequações do diagnóstico e do tratamento (FALASCHETTI, 2004).

Ao longo dos anos, os laboratórios em todo o mundo comercializaram diferentes aparelhos de TOF, sem se preocupar com os valores de referência. Essas empresas utilizaram diferentes softwares e padrões de medição de processamento, explicando em parte as variações nos resultados obtidos. Este problema foi pelo menos parcialmente resolvido após a publicação das recomendações da Task Force ERS para

padronização, medidas de controle de qualidade e diretrizes de implementação, em 2003 (OOSTVEEN, 2003).

No mesmo ano em que as recomendações de padronização da TOF são publicadas a *American Thoracic Society* adota a TOF como modalidade de avaliação pulmonar em crianças sem deixar claro ou até mesmo se preocupar com a necessidade de padronização do seu uso no aspecto técnico, de seu desempenho e de controle de qualidade (ROSENFELD, 2013). Na Europa fala-se da necessidade do seu uso padronizado tanto em crianças quanto em adultos. Quanto a Oscilometria de Pulso (IOS), técnica que deriva da TOF e se caracteriza por ter pulso quadrado, nenhuma sociedade de medicina declarou o uso da IOS como publicado (OOSTVEEN, 2003).

Apesar da publicação de diretrizes (OOSTVEEN, 2003), as medidas de desempenho de estudo ideais envolvendo as técnicas de oscilações e seus dispositivos são uma questão de pesquisa em andamento. Portanto, existe lacuna sobre o desempenho e a qualidade do exame (BICKEL, *et al.*, 2014; BRASHIER; SALVI, 2015) frente a uma grande variedade de características antropométricas das populações que serão submetidas ao teste. O que culmina em uma falta de previsão de equações que venham permitir a interpretação adequada no contexto dessas medições (MILLER, *et al.*, 2005).

O estudo de revisão sobre valores de referência na faixa de normalidade e equações de predição para medidas de impedância do sistema respiratório usando TOF e IOS em adultos, concluiu que as pesquisas disponíveis são limitadas. Elas não forneceram valores de referência e equações de predição para a mensuração da impedância do sistema respiratório em pacientes adultos. Isso ocorreu porque não há

estudos suficientes para padronizar uma população e as modalidades de pacientes alvos (FALASCETTI, 2004).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 *HARDWARE*

O *hardware* é toda a estrutura física que compõe qualquer dispositivo, aparelho, máquina ou mecanismo. Através do *Hardware* é possível receber e emitir sinais, controlar mecanismos, e principalmente converter sinais analógicos em sinais digitais ou vice-versa. Diferentemente do software, o hardware segue padrões e possui limitações, como suas dimensões, temperatura de funcionamento, variação de pressão entre muitos outros (ASSOCIATION, *et al.*, 2016).

4.1.1. GERADOR DE PRESSÃO

O gerador de pressão (alto-falante) é um dispositivo que tem a função de gerar oscilações de pressão. Essas oscilações são realizadas por um gerador de função, permitindo assim, a alteração do sinal em frequência e amplitude. Também, há um amplificador de potência que possibilita a elevação da corrente para que o alto-falante funcione de forma adequada para a execução do sistema.

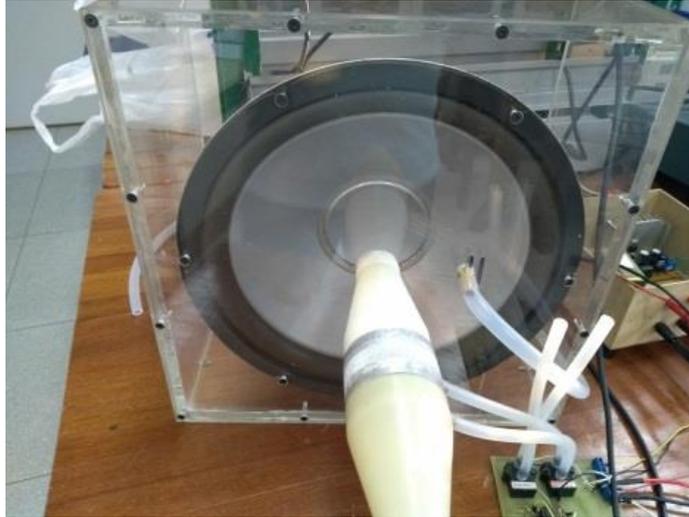


Figura 2– Vista anterior do gerador de pressão.

De acordo com a figura 2 é possível identificar que o alto-falante é selado com acrílico por todos os lados com exceção da parte posterior em formato de cubo. Na porção anterior da caixa o cubo apresenta dois orifícios. Um para acoplar o pneumotacógrafo (PNT) na sua porção central. E, o outro orifício lateralmente localizado ao orifício central é acoplado a um tubo de silicone flexível com duas funções: A primeira de renovação de ar (BIAS) para o sistema e a segunda para não prejudicar o movimento do alto-falante quando o mesmo estiver em funcionamento.

O gerador de pressão é essencial para o funcionamento do sistema, pois é o dispositivo que insere sinais senoidais com níveis variados em amplitudes e frequência no sistema mecânico da ventilação respiratório do paciente. A partir dessa sobreposição é possível identificar diferentes níveis de impedância da mecânica do equipamento contribuindo assim, na análise do sistema respiratório.

4.1.2. PNEUMOTACÓGRAFO (PNT)

O PNT possui uma parte central constituída por metal inoxidável em forma de espiral responsável pela resistência a passagem de ar. A outra porção do componente é constituída em duas partes em forma de cone cercando a porção resistiva do pneumotacógrafo confeccionada por material plástico.

A função do pneumotacógrafo (PNT) é a de impor uma resistência interna à passagem de ar resultante da diferença de pressão $P1 - P2$. Isso porque possui uma resistência interna disposta paralelamente ao caminho percorrido pelo fluxo de ar. A diferença de pressão dos dois lados do PNT é medida por transdutores de pressão acoplados ao sistema em paralelo. O modelo do pneumotacógrafo utilizado nesse trabalho foi o do tipo *Fleisch* (figura 3).

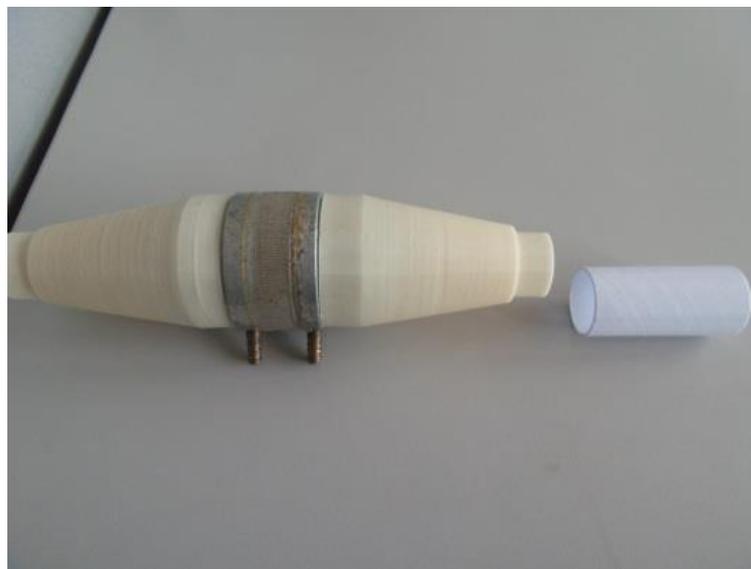


Figura 3 –Pneumotacógrafo tipo *Fleisch*

4.1.3. TRANSDUTORES DE PRESSÃO E FLUXO

Os transdutores de pressão (PT) são os componentes que tem a função de converter o fluxo de ar que transita pelo sistema em tensão elétrica. Nessa dissertação foram utilizados dois transdutores, o primeiro para medir a tensão direta do ar que passa pelos tubos e o segundo para emular a corrente através do fluxo, ou seja, simular o diferencial de pressão entre um ponto e outro.

Para medida de pressão o primeiro transdutor (modelo Honeywell DC005NDC4) utilizado para medir a pressão tem as seguintes especificações:

Range ± 5.0 in H₂O;

Maximum overpressure 150 in H₂O;

Sensibilidade típica 0.8 V/in H₂O;

Offset 2.25 Vdc typ;

Tensão de operação 5.0 Vdc ± 0.1 Vdc.

O sensor de pressão (PT) conforme apresentado na figura 4 possui duas portas de entrada. O mesmo tem a função de medir a pressão do sistema próximo à boca do paciente. Para medir a pressão o sensor utiliza apenas uma porta de entrada conectada ao sistema, enquanto a outra permanece aberta se relacionando diretamente com o ar atmosférico.

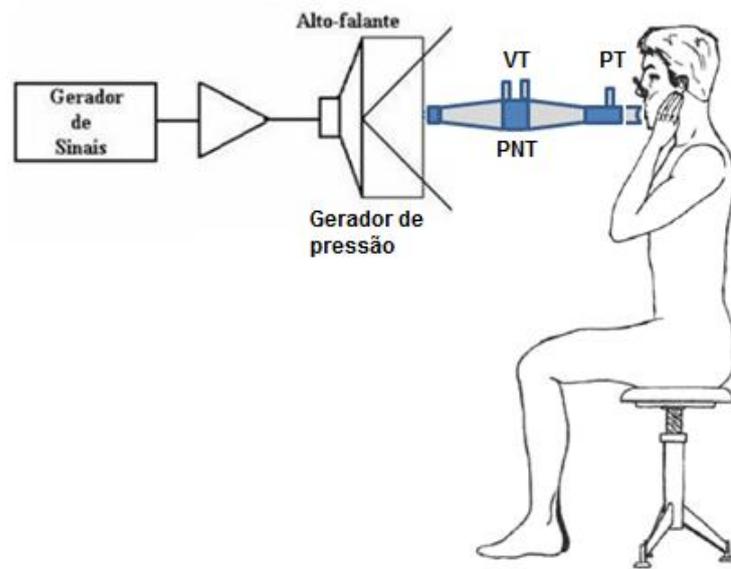


Figura 4 – Mostra o local onde se acopla o transdutor de pressão (PT) e o transdutor de fluxo (VT) por meio de uma mangueira de silicone.

O sensor de pressão foi colocado em paralelo com o circuito para medir a tensão da impedância. Já o sensor de fluxo (VT) foi colocado em série no circuito para medir a corrente. Na imagem da figura 4 ocorre à identificação dos locais onde cada transdutor foi conectado por meio de uma mangueira de silicone que possibilitou a ligação do PNT aos transdutores.

Para medida de fluxo o segundo transdutor (modelo Honeywell DC001NDC4) utilizado para medir o diferencial de pressão obtendo assim, o fluxo que possui as seguintes especificações:

Range ± 1.0 in H₂O;

Maximum Overpressure 100 in H₂O;

Sensibilidade típica 4.0 V/in H₂O;

Offset 2.25 Vdc typ;

Tensão de operação 5.0 Vdc ± 0.1 Vdc.

O sensor responsável para medir o fluxo conforme apresentado na figura 4 (VT) possui duas portas de entrada. O mesmo tem a função de medir o fluxo que passa pelo PNT. Para medir o fluxo o sensor utiliza as duas portas de entrada conectadas ao sistema. Desta forma, é possível obter o diferencial de pressão e assim, obter a medida de fluxo em cmH₂O.

Para exemplificar melhor é importante ressaltar que o PNT possui uma resistência constante. Assim, o transdutor que faz a medida de fluxo precisa está conectada em dois pontos entre esta resistência conforme figura 4. Esse diferencial de pressão medido emula a corrente elétrica que passa pelo sistema e desta forma é possível relacionar tanto a tensão obtida com a corrente indicando assim, a impedância do sistema.

4.1.4. MICROCONTROLADOR

O microcontrolador é utilizado para converter o sinal analógico do sistema em sinal digital. Há vários tipos de microcontroladores, o escolhido para o sistema foi o Arduino Uno com as seguintes especificações:

Arquitetura 16 MHz *Atmel* 8 bits;

Protocolo de comunicação GPIO UART I2C SPI;

Memória 32 kb *flash* 2 kb SRAM 1 kB EEPROM;

Linguagem .ino.

A principal função do microcontrolador no sistema é fazer a aquisição de dois sinais, sendo respectivamente um de pressão (convertido em tensão) e um fluxo (convertido em corrente). Através dos sinais analógicos convertidos em sinais digitais é

possível obter grandezas que relacionam a parte mecânica do sistema respiratório com a parte elétrica.

O microcontrolador (figura 5) possui várias entradas e saídas de sinais, sendo elas analógicas ou digitais. Para o sistema, os dois transdutores são conectados à porta analógica e assim, através de uma rotina de programação é possível fazer a aquisição de ambos os sinais e guarda-los. Após isso, esses mesmos sinais são tratados por meio de um software matemático específico que será abordado a seguir.

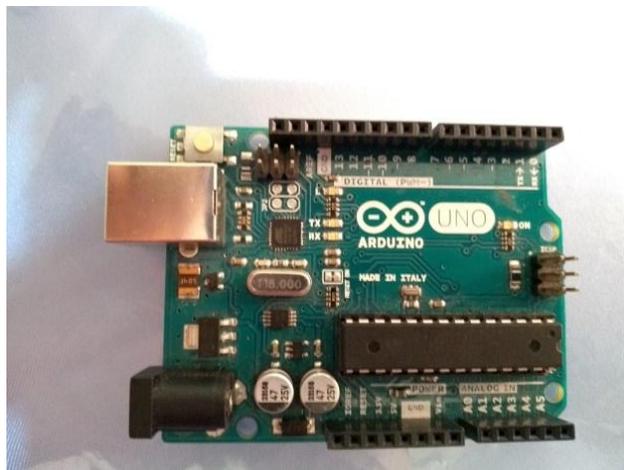


Figura 5 – Microcontrolador Arduino UNO.

4.2. SOFTWARE

O sistema de software pode se tornar complexo por ser um sistema imaterial e abstrato. Em suas especificidades, o software exige estudos aprofundados e metodologias para compreender as suas aplicações, já que não segue as leis da física e não tem propriedades materiais. No entanto, ele permite avançar em várias áreas do conhecimento ampliando as possibilidades de pesquisa, pois serve de ferramenta para coleta e análise de dados, ancorado no hardware (SOMMERVILLE, 2010).

A parte de *software* foi dividida em duas etapas, sendo uma a de aquisição e gravação dos dados e a outra de processamento do sinal para a obtenção do resultado.

4.2.1. SOFTWARE IDE – *Arduino UNO*

Para programar e gerar rotinas dentro de um microcontrolador é preciso conhecer a linguagem de programação e suas aplicações. O *Arduino UNO* utiliza um software que carrega as rotinas pré definidas para dentro de sua unidade lógica de operação. Uma IDE é o ambiente integrado de desenvolvimento de toda programação previamente atribuída ao sistema (do inglês *Integrated Development Environment*).

No primeiro momento, o microcontrolador foi responsável pela calibração dos transdutores. A partir dos sinais analógicos obtidos, foi possível comparar e converter os sinais mecânicos em sinais elétricos assim, calibrando o sistema foi possível chegar a equação que representa cada sensor e gravar os dados na memória do computador.

4.2.2. SOFTWARE MATLAB

No segundo momento, após gravação dos dados, foi possível estabelecer a relação da impedância com a parte real e a parte imaginária da TOF. Utilizando um programa de processamento matemático MATLAB. Foram criadas rotinas que coletam esses dados e extrai a informação da impedância para cada frequência utilizada durante o ciclo da ventilação para cada paciente.

O MATLAB (*MATrix LABoratory*) é um software de processamento matemático de alta performance que objetiva simplificar o uso dos dados expressando os escritos matemáticos em diversas formas. Ele é mais veloz que os métodos mais tradicionais de programação ao utilizar uma pequena fração de tempo para executar as suas funções.

5. CALIBRAÇÃO DE TRANSDUTORES

Tratando-se de pesquisa que envolva hardware e software, a mesma deve se atentar a calibração dos equipamentos utilizados no processo. Essa preocupação tem um valor significativo já que a calibração trata de um conjunto de atividades e operações em condições específicas, onde valores apontados por instrumentos e sistemas de medição correspondem a grandezas pré-estabelecidas e padronizações aceitas. O que confere confiança aos valores que os instrumentos irão indicar (CAMARGO, 2017).

O sistema de medição utilizado baseia-se na integração de sensores acoplados a um microcontrolador. O objetivo é receber esses dados e enviá-los ao computador que por meio de um software de processamento matemático irá identificar os valores e obter resultados. Desta forma, para que o sistema funcione de forma eficaz, é preciso calibrar o sensor de pressão e o sensor de fluxo. E encontrar a equação proveniente da conversão de valores de pressão (cm/H₂O), e de valores de fluxo (L/s) em valores de tensão no qual o computador será capaz de identificar e trabalhar os dados em valores de tensão e corrente respectivamente.

O método de calibração dos equipamentos para a obtenção dos resultados desenvolvidos nessa pesquisa foi realizado na Universidade de Brasília (UnB) Campus Gama e no Instituto Federal de Brasília (IFB) Campus Ceilândia.

5.1. CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO

O transdutor de pressão é responsável em indicar a pressão do sistema desenvolvido, e foi o primeiro a ser calibrado utilizando os seguintes componentes:

1. Manômetro digital número de série 201603003484 *Manometer Auto-Off*;
2. Uma seringa de 60 ml com sistema de regulação mecânico;
3. Microcontrolador *Arduino UNO*;
4. Tubos flexíveis de silicone para conexão do sistema;
5. Computador;
6. Transdutor de pressão.

Como pode ser observada na figura 6, a seringa se conecta ao manômetro por uma mangueira de silicone acoplada a *Three way* em uma de suas saídas. Na outra saída outra mangueira faz a conexão com o sensor de pressão. E uma terceira serve para zerar o manômetro quando aberta, igualando à pressão presente no sistema à pressão de referência (ATM - Pressão Atmosférica). É possível visualizar que tanto no manômetro quanto no sensor de pressão há uma abertura que se comunica com o ambiente atmosférico.

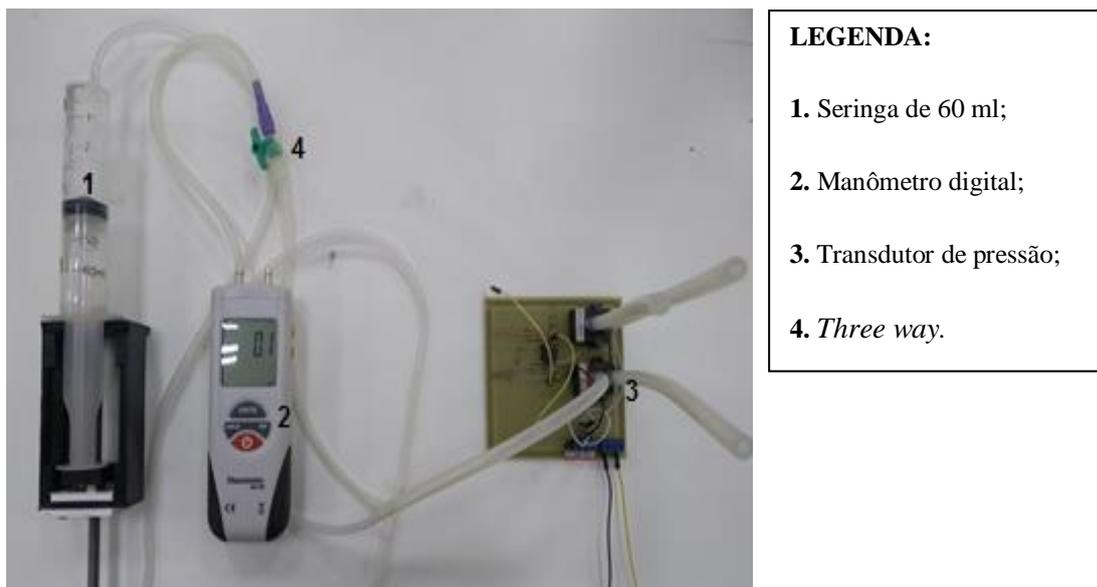


Figura 6 – Circuito para calibração do transdutor de pressão (imagem fotografada pelo autor no laboratório da UnB Gama).

A seringa foi utilizada para regular manualmente a pressão interna do sistema em uma escala que variou nas extremidades de Zero a 5 cm/H₂O. Então, a variação da pressão ocorreu de forma manual por meio da seringa tendo como referência o manômetro digital (padrão de referência utilizado). Sua variação objetivava uma escala que se modificava a cada 0,5 cm/H₂O.

O papel do manômetro digital foi a de registrar o escalonamento da pressão (valor de referência) acompanhando a mudança da pressão no sistema executada pela seringa. E, desta forma com a ajuda do microcontrolador foi possível converter o sinal de pressão em sinal de tensão correspondente.

Para calibração do transdutor de pressão foram feitos três blocos de medidas (blocos A, B e C), onde em cada um dos blocos foi realizado o seguinte procedimento: a pressão se modificava no sentido crescente (0,5 a 5 cm/H₂O) e a outra no sentido decrescente (5 a 0,5 cm/H₂O), variando a cada 0,5 cm/H₂O e obtendo a tensão correspondente (tabela 2).

Tabela 2 - Valores da relação pressão/tensão obtidos pela calibração do sensor de pressão

Relação pressão/tensão			
cmH₂O	Tensão bloco A Crescente	Tensão bloco B Crescente	Tensão bloco C Crescente
0.5	0.09	0.09	0.09
1.0	0.18	0.18	0.18
1.5	0.26	0.26	0.26
2.0	0.36	0.36	0.35
2.5	0.45	0.45	0.44
3.0	0.53	0.53	0.53
3.5	0.62	0.63	0.62
4.0	0.72	0.71	0.71
4.5	0.81	0.81	0.81
5.0	0.90	0.90	0.89
cmH₂O	Tensão bloco A Decrescente	Tensão bloco B Decrescente	Tensão bloco C Decrescente
5.0	0.90	0.90	0.89
4.5	0.79	0.81	0.80
4.0	0.70	0.72	0.71
3.5	0.61	0.61	0.61
3.0	0.52	0.52	0.52
2.5	0.43	0.43	0.44
2.0	0.34	0.34	0.34
1.5	0.25	0.27	0.26
1.0	0.17	0.18	0.17
0.5	0.08	0.09	0.08

5.2. CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE FLUXO

Para a calibração do sensor de fluxo foi utilizado um transdutor de pressão para que os valores de fluxo fossem obtidos através da derivada da pressão. Foram utilizados os seguintes componentes para essa calibração:

1. Rotâmetro (*Blaster Controle*) com vazão máxima de 2L/s;
2. Compressor (*Schulz1hp*);
3. Microcontrolador *Arduino UNO*;

4. Transdutor de fluxo;
5. Tubos flexíveis de silicone para conexão do sistema;
6. Computador.

O compressor (Schulz1hp) foi utilizado com o objetivo de gerar a vazão de ar para o sistema. O gerador se conectou a um rotâmetro (Blaster Controle) que permitiu determinar o valor de fluxo L/s gerado pelo compressor que passaria pelo sistema a fim de calibrar o transdutor de fluxo. Para a calibração o processo foi escalonado para obter a tensão correspondente ao fluxo variando o mesmo a cada 0.6 L/s iniciando do zero até o valor de 1.8 L/s. Então, a variação do fluxo ocorreu de forma manual por meio de um compressor tendo como referência o rotâmetro.

O papel do rotâmetro (padrão de referência utilizado) foi a de registrar o escalonamento do fluxo acompanhando a sua mudança no sistema e desta forma com a ajuda do microcontrolador foi possível converter o sinal de fluxo em sinal de tensão correspondente.

No procedimento de calibração do transdutor de fluxo foram feitos três blocos de medidas (blocos A, B e C) onde em cada um dos blocos realizou o seguinte procedimento: o fluxo se modificava no sentido crescente (zero a 1.8 L/s) ao passo de 0.6 L/s obtendo a tensão correspondente (tabela 3).

Tabela 3 – Valores da relação fluxo/tensão obtidos pela calibração do sensor de pressão

Relação fluxo/tensão			
Fluxo	Tensão Bloco A	Tensão Bloco B	Tensão Bloco C
0.0	0.02	0.02	0.02
0.6	0.15	0.16	0.16
1.2	0.28	0.29	0.28
1.8	0.44	0.47	0.45

6. AQUISIÇÃO DO SINAL

A aquisição do sinal foi realizada através de um microncontrolador (*Arduino Uno*), preferivelmente utilizando suas portas analógicas para não se ter perda do sinal senoidal. Esses sinais adquiridos pelo sistema foram salvos e variaram conforme equação da reta estabelecida pela calibração de cada sensor.

Após o sinal entrar no barramento do computador, foi enviado o mesmo sinal para o software de processamento matemático utilizado (MATLAB). Desta maneira, é possível o software salvar os dados pelo tempo necessário do teste (aproximadamente 15 segundos) e após essa etapa iniciar o processamento dos sinais para obter os resultados.

7. PROCESSAMENTO DO SINAL

Ao ser enviado os sinais ao software de processamento matemático, o mesmo abriu um arquivo para armazenar esses dados com a extensão csv. Esse tipo de extensão (separada por vírgula, ou seja, "comma-separated-values") foi utilizado, pois o mesmo permite o armazenamento de dados, tornado possível à reutilização dos mesmos para processamento futuros.

A fim de tornar o sistema eficiente, optou-se por não processar os dados em tempo real. Já que o sinal poderia variar conforme o tempo, ou até mesmo surgir falhas no sistema. Desta maneira, o procedimento utilizado foi de processar o sinal após a aquisição do mesmo utilizando dois programas diferentes dentro do software.

O primeiro programa foi IDE que salvou o sinal e os apresentou na forma gráfica em tempo real. Assim, foi possível identificar flutuações e até mesmo erros

instrumentais. O segundo programa foi o MATLAB que buscou o arquivo de dados, que foram salvos pelo IDE. Desta forma, iniciou-se o processamento de dado utilizando funções específicas.

8. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foi observada após a obtenção dos dados a presença da linearidade nos valores de calibração dos sensores, quando se obteve a relação pressão/tensão e fluxo/corrente. A partir da relação de ambas foi identificado o comportamento de similaridade entre os valores da correlação dos intervalos obtidos em cada um dos blocos (A, B, C) do processo de calibração dos sensores.

Observou-se ainda a correlação entre os valores obtidos das médias de cada um dos blocos (A, B, C) serem próximas, no sentido crescente e decrescente das pressões (tabela 4) e apenas no sentido crescente do fluxo (tabela 5). Desta maneira, configurou-se a consistência e estabilidade no processo de calibração dos transdutores (de Pressão e Fluxo) obtendo-se assim, a equação do coeficiente angular da reta. Para o sensor de pressão foi obtido o coeficiente angular da reta (m). A equação se apresenta como reta, que proporciona uma relação constante já que o coeficiente angular se manteve. O valor de m foi retirado da seguinte equação:

$$m = \frac{V1-V0}{P1-P0} = 0,18 \quad (1)$$

onde V é a tensão em Volts e P é a pressão em cm/H2O.

A média dos valores obtidos mostra o comportamento da sensibilidade da calibração e sua coerência para a construção do coeficiente angular da reta. Cada média foi retirada dos blocos de calibração. Sendo três blocos de medidas onde para cada bloco A, B e C com valores crescentes da pressão e decrescentes de pressão obtidos conforme tabela 2. Os valores das médias estão demonstrados na tabela 4 abaixo:

Tabela 4: Valores das médias na calibração do sensor de pressão.

Bloco A	Bloco B	Bloco C
Valor da média medida crescente 0,492	Valor da média medida crescente 0,492	Valor da média medida crescente 0,488
Valor da média medida decrescente 0,398	Valor da média medida decrescente 0,487	Valor da média medida decrescente 0,482

Para o sensor de fluxo foi obtido o coeficiente angular da reta (m) que proporciona uma relação constante já que o coeficiente angular se manteve. O valor de m foi retirado da seguinte equação:

$$m = \frac{V'1 - V'0}{P1 - P0} = 0,233 \quad (2)$$

onde P é a tensão em Volts e V' é o fluxo derivado da pressão em cm/H₂O.

A média dos valores obtidos mostra o comportamento da sensibilidade da calibração e sua coerência para a construção do coeficiente angular da reta. Cada média foi retirada dos blocos de calibração. Sendo três blocos de medidas onde para cada bloco A, B e C foram obtidos seus valores crescentes conforme observado na tabela 3. Os valores das médias estão demonstrados na tabela 5 abaixo:

Tabela 5: Valores das médias na calibração do sensor de fluxo.

Bloco A	Bloco B	Bloco C
Valor da média medida crescente 0,2225	Valor da média medida crescente 0,235	Valor da média medida crescente 0,2275

Logo, o processo de calibração teve resultados coerentes demonstrados e arrolados nas tabelas 2, 3, 4, 5. Desta maneira, o processo de calibração dos sensores logrou êxito, já que os mesmos foram lineares e comparados com as medições das ferramentas de medida de pressão (manômetro digital) e fluxo (rotâmetro analógico) previamente padronizados.

Evidenciou-se assim, que o equipamento desenvolvido nessa pesquisa emprega a TOF possui sensibilidade e confiabilidade na aquisição dos dados. Portanto, o equipamento pronto para uso e aplicação em pacientes.

9. CONCLUSÃO

Ao final deste estudo foi possível alcançar o objetivo geral (item 2): desenvolvimento de um equipamento para a aplicação da TOF para mensurar a impedância mecânica do sistema respiratório. Desta maneira, foi realizado a confecção dos componentes e sua implementação, como por exemplo, o gerador de pressão. E foi feita a montagem e a calibração dos transdutores de pressão e fluxo bem como, a aquisição e processamento dos sinais.

Recomenda-se que novos estudos deverão ser estimulados com a finalidade de verificar a utilidade desse sistema implementado, que foi o equipamento resultante

desse estudo. Sugere-se que se considerando os resultados aqui apresentados, os mesmos sejam utilizados e que venham possibilitar a criação de ferramentas novas, componentes novos que possam dar mais dinamismo e flexibilidade à técnica, como por exemplo, a transmissão de dados via web.

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BRASHIER, B.; SALVI, S. **Measuring lung function using sound waves: role of the forced oscillation technique and impulse oscillometry system**, *Breathe* **11**. India: 2015.
2. BATES, J. H. **Understanding lung tissue mechanics in terms of mathematical models**. *Monaldi Archives for Chest Disease*, v. 48, n. 2, pp. 134-139, USA, 1993.
3. BROOKS, B. R. *et al.* **El Escorial revisited: revised criteria for the diagnosis of amyotrophic lateral sclerosis**. *Amyotrophic Lateral Sclerosis and Other Motor Neuron Disorders*. Inglaterra, i. 1, p. 293-299, 2000.
4. CAMARGO, H. C. **Desenvolvimento de ferramenta computacional para controle, calibração e verificação o de equipamentos de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025**. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017.
5. CRUZ, A. F. **Desenvolvimento de um sistema TOF (Técnica de Oscilações Forçadas) e sua aplicação na avaliação da mecânica respiratória**. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016.
6. DA SILVA CARVALHO, S. R. **O impacto dos valores previstos nos testes de função pulmonar**. DIRETORIA DA SOPTERJ–BIÊNIO 2014/2015, v. 24, n. 1, p. 33-38, Rio de Janeiro, 2015.
7. ALMEIDA, R. G. **Modelo dinâmico da elastância pulmonar**. Tese de Doutorado. UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO, Rio de Janeiro, 2007.
8. DUBOIS, A. B. *et al.* **Oscillation mechanics of lungs and chest in man**. *Journal of applied physiology*, v. 8, n. 6, p. 587-594, USA, 1956.
9. OOSTVEEN, E., *et al.* **The forced oscillation technique in clinical practice: methodology, recommendations and future developments**. *European Respiratory Journal*. 22, 1026–1041. UE, 2003.
10. ENRIGHT, P. L. **Counterpoint: should oscillometry be used to screen for airway disease?** *No.* v. 148, n. 5, p. 1135-1136. University of Arizona, Tucson, AZ, USA, 2015.
11. FREY, U., *et al.* **Human respiratory input impedance between 32 and 800**

- Hz, measured by interrupter technique and forced oscillations.** Journal of Applied Physiology, v. 82, n. 3, p. 1018-1023, USA, 1997.
12. GUIMARÃES, F.S. **Medição de Parâmetros de Mecânica Ventilatória em Modelos Mecânicos de Pulmão.** Dissertação de M. Sc., PEB/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1998.
 13. HORAN, T., *et al.* **Forced oscillation technique to evaluate tracheostenosis in patients with neurologic injury.** The American College of Chest Physicians. Published by Elsevier Inc. v. 120, n. 1, p. 69-73, USA, 2001.
 14. IONESCU, C. M.; HERNANDEZ, A.; DE KEYSER, R. **A recurrent parameter model to characterize the high-frequency range of respiratory impedance in healthy subjects.** IEEE transactions on biomedical circuits and systems, v. 7, n. 6, p. 882-892, USA & Canada, 2013.
 15. JUNIOR, L. E. **Abordagem Fisioterapêutica na Esclerose Lateral Amiotrófica: artigo de atualização.** Revista Neurociências, p. 313-318. PUC do Rio Grande do Sul, Taquara, 2013.
 16. KALCHIEM-DEKEL, O., HINES, S. E. **Forty years of reference values for respiratory system impedance in adults: 1977–2017.** Respiratory medicine, Division of Pulmonary and Critical Care Medicine, University of Maryland School of Medicine, Baltimore, MD, USA, 2018.
 17. LAPPAS, A. S.; TZORTI, A.; BEHRAKIS, P. K. **Forced oscillations in applied respiratory physiology: Theoretical Principles.** Pneumon, v. 26, n. 4, p. 327-45, National and Kapodistrian University of Athens, Medical School, Greece, 2013.
 18. ROSENFELD, M.; *et al.* **An official American Thoracic Society workshop report: optimal lung function tests for monitoring cystic fibrosis, bronchopulmonary dysplasia, and recurrent wheezing in children less than 6 years of age.** Annals of the American Thoracic Society 10 S1–S11, USA, 2013.
 19. MILLER, M. R.; *et al.* **General considerations for lung function testing.** European Respiratory Journal, 26 153–161, UE 2005.
 20. MACLEOD, D.; BIRCH, M. **Respiratory input impedance measurement: Forced oscillation methods.** Medical & biological engineering & computing 39:505-516, USA, 2001.
 21. MELO, P. L.; WERNECK, M. M.; ANTÔNIO, G. N. **Avaliação da mecânica**

- ventilatória por oscilações forçadas: Fundamentos e aplicações clínicas.** Jornal brasileiro de pneumologia: publicação oficial da Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia; 26: 194-206. Rio de Janeiro, 2000.
22. MELO, P. L. **Técnica de oscilações forçadas na prática pneumológica: Princípios e exemplos de potenciais aplicações.** Pulmão RJ, v. 24, n. 1, p. 42-48, Rio de Janeiro, 2015.
23. OOSTVEEN, E.; *et al.* **Respiratory impedance in healthy subjects: baseline values and bronchodilator response.** European Respiratory Journal, p. erj 01262-2012, EU, 2013.
24. PELLEGRINO R.; *et al.* **Interpretative strategies for lung function tests.** European Respiratory Journal. 26 (5):948-68, UE, 2005.
25. PESLIN, R.; FREDBERG, J. **Oscillation mechanics of the respiratory system.** Handbook of Physiology, The Respiratory System III, Chapter 11, p. 145-178, USA, 1956.
26. PESLIN, R.; FREDBERG, J. **Supplement 12: Handbook of Physiology, The Respiratory System, Mechanics of Breathing.** Originally published: 1986; Published online: January, USA, 2011.
27. BICKEL, S.; *et al.* **Impulse oscillometry: interpretation and practical applications.** Chest 146 841–847, University of Arizona, Tucson, AZ, USA, 2014.
28. SOMMERVILLE, I. **Software engineering.** [S.l.]: New York: Addison-Wesley, 2010.
29. UCHIDA, A. *et al.* **Influence of cheek support on respiratory impedance measured by forced oscillation technique.** SpringerPlus, v. 2, n. 1, p. 342, Springer Open The Campus London, UK, 2013.
30. VALLE, E. L. T. **Resistência das vias aéreas: técnica da oscilação forçada.** J Pneumol, v. 28, n. Supl 3, p. 151-4. Rio de Janeiro, 2002.
31. VANSTEENKISTE, J.; ROCHETTE, F.; DEMEDTS, M. **Diagnostic tests of hyperventilation syndrome.** European Respiratory Journal, v. 4, n. 4, p. 393-399. Leuven, Belgium, 1991.