

ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DOS *BIAS* NA PRESSÃO GERADA NO PACIENTE POR GERADORES DE PRESSÃO UTILIZADOS NA TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS

Livia de Souza Camurça Lima

Centro Federal de Educação Tecnológica do Amazonas, Unidade de Ensino Descentralizada de Manaus, Gerência de Ensino, CEP: 69075-350, Manaus, Amazonas, e-mail: liviasclima@yahoo.com.br

José Felício da Silva

Universidade Federal da Paraíba, Departamento de Tecnologia Mecânica, Laboratório de Mecânica Computacional, CEP: 58051-970, João Pessoa, Paraíba, e-mail: jfelicio@superig.com.br

Raimundo Carlos Silvério Freire

Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica, CEP: 58109-970, Campina Grande, Paraíba, e-mail: freire@dee.ufcg.edu.br

Glauco Fontgalland

Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica, CEP: 58109-970, Campina Grande, Paraíba, e-mail: fontgalland@dee.ufcg.edu.br

Resumo. *Uma das maneiras para a avaliação da função pulmonar é a utilização da Técnica de Oscilações Forçadas (TOF). Na sua implementação necessita-se de geradores de pressão que podem ser baseados em alto-falantes. A análise destes geradores é relevante para a determinação da impedância mecânica do sistema respiratório (Z_{rs}). Desta forma, surgiu a necessidade de ser verificada a influência de impedâncias no sistema da TOF, em três diferentes estruturas implementadas no sistema. Estas impedâncias são conseqüências de tubos colocados entre o sistema e a atmosfera. Desta forma, foram realizados experimentos com diferentes geradores de pressão, com tubos de diâmetros diferentes, para os comprimentos de 80 e 160 cm. Estes tubos permitem a renovação do ar inspirado no sistema, além de facilitar um melhor movimento do cone do alto-falante. Sendo assim, objetiva-se possibilitar a implementação de sistemas que permitam uma respiração espontânea e sem danos ao paciente. Com os resultados pôde-se concluir que há influência do comprimento, do diâmetro e do posicionamento dos tubos na determinação da impedância respiratória. Definuiu-se também uma melhor estrutura capaz de representar com qualidade a impedância mecânica do sistema, possibilitando uma melhor análise e diagnóstico sobre a função pulmonar.*

Palavras-chaves: *Técnica de Oscilações Forçadas, Geradores de Pressão, Impedância Mecânica Respiratória, Transdutores de Pressão e Fluxo, Pneumotacômetro.*

1. INTRODUÇÃO

No ar que respiramos, os índices de monóxido e dióxido de carbono (CO e CO_2), dióxido de enxofre (SO_2), dióxido de nitrogênio (NO_2), ozônio (O_3), dentre outros, têm aumentado muito devido à poluição, conforme relatado por Martins et al (2002). Observa-se também um aumento considerável de problemas respiratórios, especialmente das doenças pulmonares obstrutivas crônicas (DPOC's).

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

A poluição atmosférica tem sido associada ao decréscimo da função pulmonar. Sendo as crianças e os idosos os dois grupos etários mais susceptíveis às 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 (Souza e Elias, 2003).

A técnica de oscilações forçadas (TOF) destaca-se por apresentar-se como um procedimento não invasivo na avaliação da impedância mecânica respiratória. Indivíduos anestesiados, de idade muito baixa ou muito alta, ou por algum motivo, incapazes de realizar os exames tradicionais, poderiam ser beneficiados pela característica de cooperação mínima exigida pela TOF (Melo et al, 2003). Esta técnica consiste na geração de pequenas oscilações de pressão na boca do paciente, que por sua vez, respira espontaneamente. Os sinais de pressão e fluxo medidos na entrada das vias aéreas são utilizados como parâmetros na determinação da impedância mecânica respiratória (Navajas e Farré, 2001).

Assim, o objetivo principal do trabalho, refere-se a análise da influência dos *bias* aplicado na estrutura de avaliação da impedância respiratória, observando alterações quanto o seu posicionamento, comprimento e diâmetro.

2. O SISTEMA DA TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADA

2.1 Constituição do Sistema da TOF

A instrumentação utilizada pela Técnica de Oscilações Forçadas é formada por: um sistema de excitação do gerador de pressão (gerador de sinais, amplificador de potência), um gerador de pressão (alto-falante) e um sistema de medição de pressão e fluxo, constituído por: um transdutor de pressão e um transdutor de fluxo, Fig. (1).

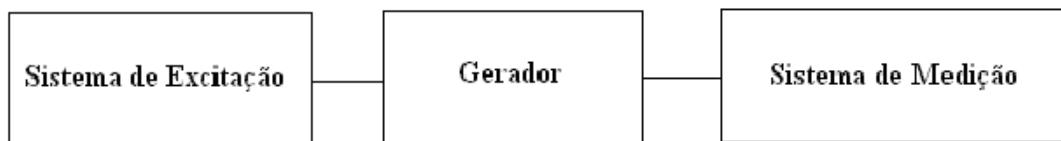


Figura 1. Diagrama em blocos da instrumentação utilizada na TOF

2.1.1 Sistema de Excitação

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

2.1.2 Sistema de Medição - Pneumotacômetro (PNT)

O transdutor de fluxo utilizado para a medida do fluxo respiratório é constituído por um pneumotacômetro, tendo a ele, acoplado paralelamente, um transdutor de pressão diferencial. Utilizou-se, neste experimento, um PNT do tipo Fleisch nº 2 que possui uma resistência interna (R) disposta paralelamente no caminho percorrido pelo fluxo de ar.

O comprimento do PNT é de 70 mm e seu diâmetro interno é de 52,6 mm. O volume calculado é de 0,15211 litro. Desta forma, têm-se calculadas as suas componentes: complacência do PNT (C_{pt}) equivalente a $0,10865 \times 10^{-3}$ litro/cmH₂O; a inertância do PNT (I_{pt}) equivalente a $4,3592 \times 10^{-3}$ cmH₂O.litro⁻¹.s² e a resistência do PNT (R_{pt}) equivalente a $99,4518 \times 10^{-3}$ cmH₂O.litro⁻¹.s.

Além disso, considera-se também, uma impedância adicional no sistema de medição relacionada à estrutura de conexão do PNT. Esta impedância foi denominada de impedância da estrutura de conexão (Z_{ec}). Desta forma, têm-se os seus valores calculados: a resistência da estrutura de conexão, $R_{ec} = 1,147859 \text{ cmH}_2\text{O.litro}^{-1}.\text{s}$; a inertância da estrutura de conexão, $I_{ec} = 2,27937 \times 10^{-3} \text{ cmH}_2\text{O.litro}^{-1}.\text{s}^2$; e a complacência da estrutura de conexão, $C_{ec} = 0,230606 \times 10^{-3} \text{ litro/cmH}_2\text{O}$.

2.1.3 Geradores de Pressão

Na implementação dos geradores de pressão foram utilizados dois alto-falantes. A parte frontal destes alto-falantes encontra-se, parcialmente selada, com uma placa de acrílico ou de PVC. Tem-se um pequeno orifício para a conexão do pneumotacômetro. A parte posterior encontra-se aberta. Na Tabela (1) são apresentadas as características dos alto-falantes utilizados.

Tabela 1. Características dos Geradores.

Gerador	Diâmetro (cm)	R (Ω)	Volume Calculado (dm^3)	Potência (W)
01	19,0	8,0	0,8212	100
02	7,5	4,0	0,4279	60

Os níveis de tensões para a excitação dos geradores de pressão foram ajustados para a obtenção do nível de pressão de $2,0 \text{ cmH}_2\text{O}$. Para cada um dos geradores utilizados: $8,0 \text{ volts}$ para o gerador 01 e $4,2 \text{ volts}$ para o gerador 02. Este valor de $2,0 \text{ cmH}_2\text{O}$ de pressão corresponde aos padrões citados e utilizados em artigos referentes ao sistema respiratório (Rotger, 1991; Peslin *et al.*, 1986).

3. ELEMENTOS DA TOF

3.1 A Carga RIC na TOF

Nos experimentos da avaliação da estrutura do sistema da TOF, desenvolvidos no LABMEC, não foram utilizado pacientes e sim, uma estrutura implementada com a carga RIC. Esta carga representa o sistema respiratório em condições de normais, de acordo com a literatura (Peslin e Fredberg, 1986).

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

O valor total da resistência, considerando o sistema da TOF estático, é de $2,5 \text{ cmH}_2\text{O.litro}^{-1}.\text{s}$ (Silva Júnior, 2003). O cilindro representa a complacência da carga. Tendo um volume de $45,28 \text{ litros}$, tem-se uma complacência de $32,3428 \times 10^{-3} \text{ litro.cmH}_2\text{O}^{-1}$.

Na estrutura experimental da carga RIC tem-se um tubo de $24,2 \text{ cm}$ de comprimento, com um diâmetro interno de $25,5 \text{ mm}$. Esta é a representação da inertância da carga (I_c) com um valor de $6,412395 \times 10^{-3} \text{ cmH}_2\text{O.litro}^{-1}.\text{s}^2$.

Quando ocorre a frequência de ressonância no sistema têm-se as magnitudes da reatância indutiva equivalente à magnitude da reatância capacitiva, correspondendo a uma impedância respiratória totalmente resistiva. Para os valores calculados da inertância e da complacência do sistema tem-se o valor da frequência de ressonância de $11,0515 \text{ Hz}$.

3.2 Os *Bias* na TOF

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

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

- 1.º) Um único *bias* na parte frontal do gerador (alto-falante);
- 2.º) Um único *bias* próximo à carga;
- 3.º) com dois *bias*, um fixado na parte frontal do gerador e outro próximo à carga.

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

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

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

Tabela 2. Características dos *Bias*.

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

4. ESTRUTURA EXPERIMENTAL

A estrutura experimental, Fig. (2), foi utilizada para a aquisição das medidas de pressões e está constituída por: (01) microcomputador; (02) gerador de sinais; (03) amplificador; (04) alto-falante e (05) por dois transdutores de pressão: TP1 e TP2. Apresenta-se neste os pontos de medidas dos níveis de pressão (A e B), além de estar localizado entre estes dois pontos o pneumotacômetro (PNT), tem-se o posicionamento da conexão dos *bias*.

O gerador de sinais senoidais fornece os padrões de referência (tensão e frequência) ao amplificador, que por sua vez, estabelece o nível de potência adequado para excitação da bobina do alto-falante. Os padrões de referência foram ajustados para atingir o nível de pressão de 2cmH₂O, conforme citado no item 2.1.3. O deslocamento do cone do alto-falante produz as oscilações de pressões geradas na boca do paciente. A monitoração e aquisição do sinal de pressão são realizadas por

meio da placa de aquisição que processa os dados de pressão, utilizando um software intitulado *forçadas*, que foi desenvolvido no laboratório LABMEC – UFPB.

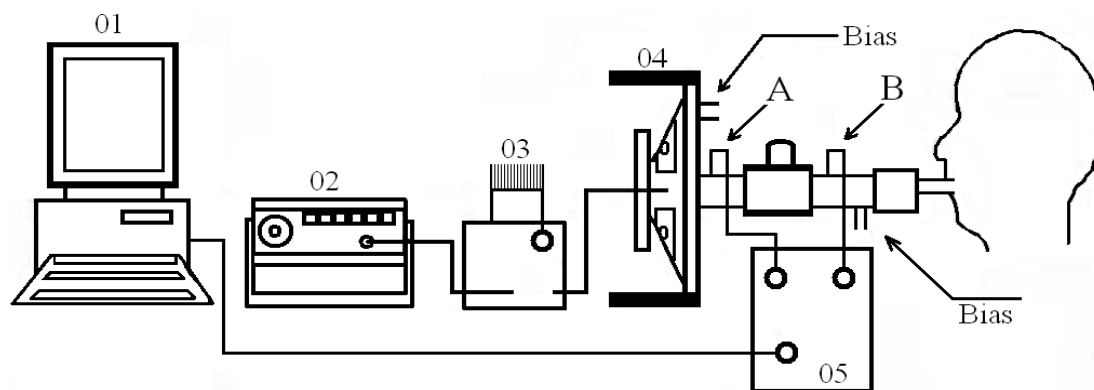


Figura 2. Estrutura de Medição (modificado de Silva Júnior, 2003)

5. RESULTADOS EXPERIMENTAIS DA INFLUÊNCIA DOS *BIAS*

5.1 Medidas de Pressões nos Pontos A e B

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

Desta forma, fez-se necessário aplicar níveis de tensões diferentes, para o ajuste dos níveis de pressões nos pontos A e B, em ambos geradores. O nível de pressão foi ajustado para que no momento das medidas efetuadas, fosse enquadrado o limite máximo de 2,0 cmH₂O quando na frequência de 40 Hz, pois a faixa trabalhada nos experimentos foi de 2 a 40 Hz.

Assim, resumidamente, apresenta-se na Tabela (3), os valores de tensões aplicado nos geradores G1 e G2, para ser obtido nível de pressões equivalentes a 2,0 cmH₂O tanto no ponto A, como no ponto B.

Tabela 3. Tensões aplicadas nos geradores para o ajuste de 2cmH₂O nos pontos A e B.

	Tensão (Volts)	
	Gerador 01	Gerador 02
Ponto A	6,0	3,3
Ponto B	8,0	4,2

Foram considerados os sinais de pressões para as três estruturas:

1 - implementação do *bias* apenas no gerador (BG);

2 - implementação do *bias* apenas próximo à carga (BK);

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

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

As alterações dos níveis de pressões nos pontos A e B foram realizadas no gerador 01 e no gerador 02. A seguir, demonstram-se apenas os resultados dos níveis de pressões no gerador 01 para as três implementações: BG, BK e BG BK, em que foram implementadas simulações com *bias* de 80 cm a 12 Hz, respectivamente, Figuras (3), (4) e (5).

As linhas cheias referem-se aos níveis de pressões medidos na saída do gerador, ponto A. Em seguida, as linhas pontilhadas referem-se aos níveis de pressões próximas à carga (paciente), ponto B.

As linhas azuis, verdes e vermelhas representam os *bias* fino, *bias* médio e *bias* grosso, respectivamente. Nas legendas das figuras (3) a (5), B é *bias*, F é fino, M é médio, G (como segunda letra) é grosso, G (como terceira letra) é próximo ao gerador e K é próximo à carga.

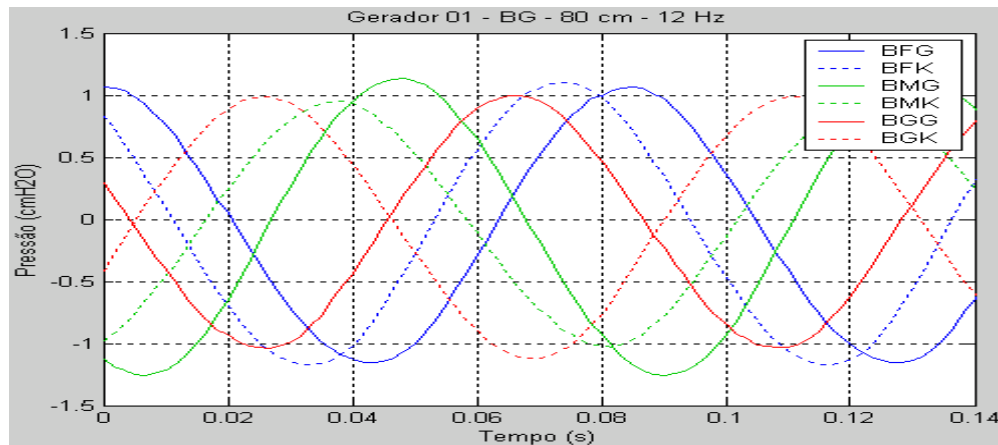


Figura 3. Implementação do *BIAS* apenas no gerador.

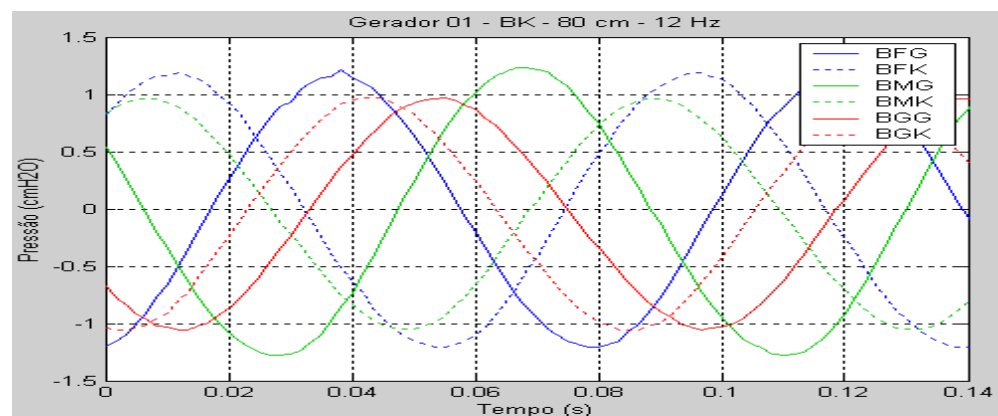


Figura 4. Implementação do *bias* apenas próximo à carga.

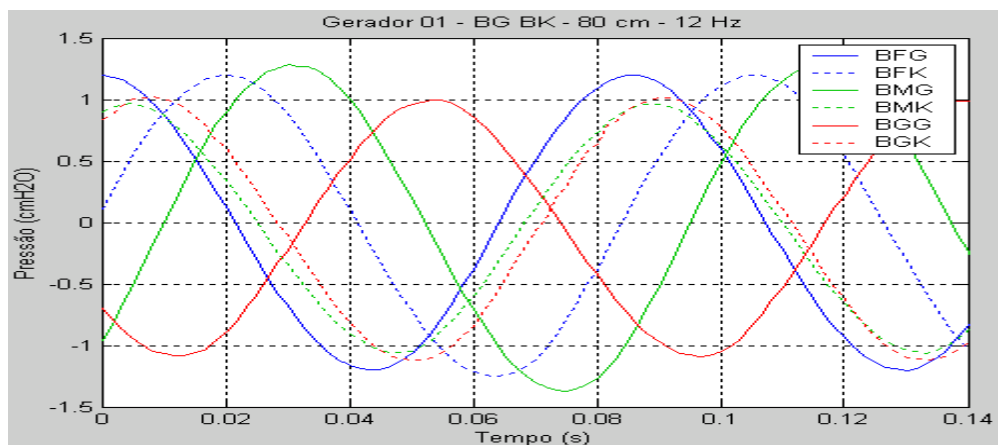


Figura 5. Implementação dos *bias* no gerador e próximo à carga.

5.2 Medidas da Impedância Mecânica Respiratória

Para a determinação da impedância mecânica do sistema respiratório consideraram-se as seguintes situações dos *bias*: o comprimento, o diâmetro e o posicionamento destes no sistema para a aquisição dos sinais de pressões e de fluxo.

Os resultados das medidas da impedância mecânica foram simulados por software matemático (MATLAB), utilizando valores calculados de resistência, inertância e complacência do sistema de medição. Os valores das componentes da impedância RIC calculados são: $R_{ric} = 2,5 \text{ cmH}_2\text{O.litro}^{-1}.\text{s}$ (resistência), $C_{ric} = 32,3428 \times 10^{-3} \text{ litro.cmH}_2\text{O}^{-1}$ (complacência), $I_{ric} = 6,412395 \times 10^{-3} \text{ cmH}_2\text{O.litro}^{-1}.\text{s}^2$ (inertância) e a frequência de ressonância de $f_0 = 11,0515 \text{ Hz}$.

A simulação da impedância mecânica respiratória, com os valores das componentes RIC, foi comparada com os valores adquiridos nas diferentes estruturas utilizando diferentes *bias*.

Os resultados das simulações da impedância mecânica foram realizados nos dois geradores: G01 e G02, respectivamente, Figuras (6) e (7).

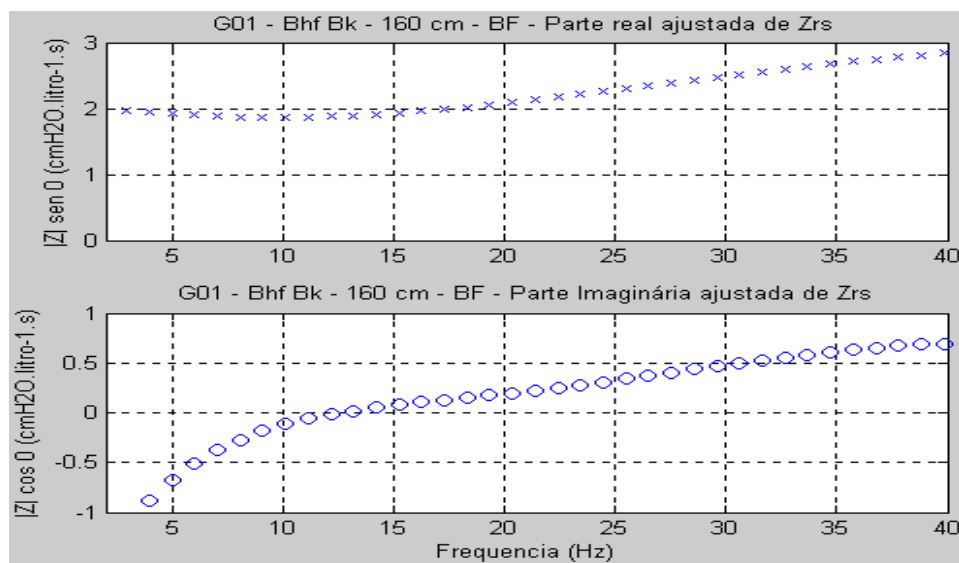


Figura 6. Impedância mecânica respiratória no gerador de pressão G01.

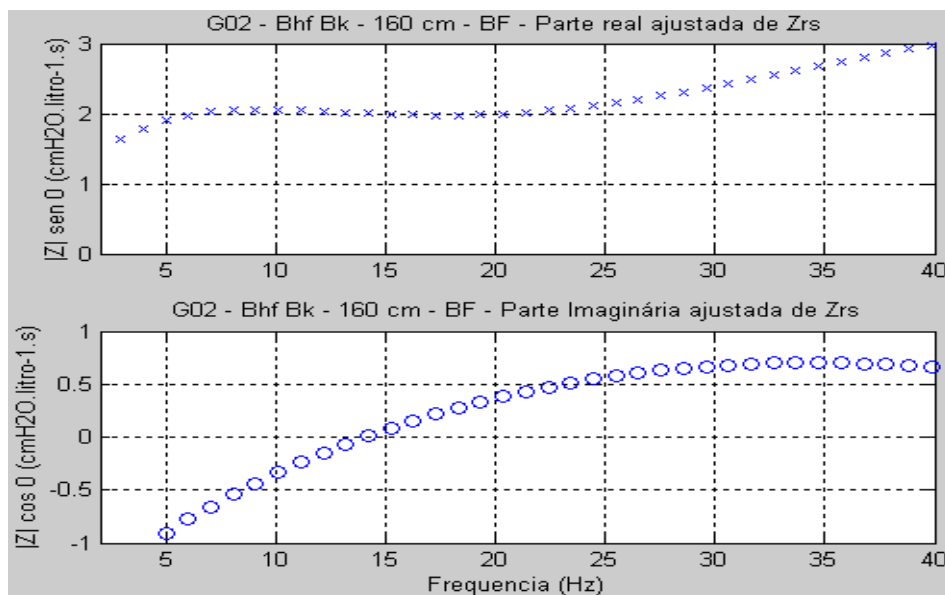


Figura 7. Impedância mecânica respiratória no gerador de pressão G02.

Dentre os diversos resultados obtidos, nas diferentes implementações dos geradores G1 e G2, observou-se que com a utilização dos *bias* posicionados tanto na parte frontal do gerador como próximo à carga, obteve-se uma melhor representação da impedância respiratória. A resistência do sistema no gerador G1, gráficos na Figura (6), comparada com a resistência calculada do sistema de medição é próxima a $2,0 \text{ cmH}_2\text{O.litro}^{-1}.\text{s}$ e a frequência de ressonância ficou próxima dos 11 Hz.

No segundo gerador utilizado, gráficos na Figura (7), os resultados da impedância mecânica respiratória obtida do gerador G2, não são muito diferentes do gerador G1. A resistência apresenta-se um pouco instável no início e a frequência de ressonância encontrada é um pouco acima do valor calculado, ou seja, próximo aos 13,5 Hz. Os demais resultados de acordo com as alterações da estrutura e *bias* utilizados apresentaram valores instáveis de resistência e frequência de ressonância elevados, comparados aos valores calculados na estrutura trabalhada.

6. CONCLUSÕES

O estudo e o conhecimento de geradores de pressão, utilizados na TOF, são primordiais para a determinação da impedância mecânica respiratória. Desta forma, focalizamos a necessidade de caracterizar os *bias*, pois de acordo com o seu diâmetro, comprimento e posicionamento no sistema há influência na determinação da impedância respiratória.

Nas medidas de pressões foram observadas que a influência dos *bias* ocorre na fase dos sinais de pressões, de acordo com as diferentes estruturas implementadas para os diferentes *bias*;

O estudo e análise dos resultados refletem-se em um sistema com qualidade e eficácia na demonstração da impedância mecânica respiratória quando foi implementado *bias* tanto no gerador como próximo à carga. Definindo-se, desta forma, que dentre as estruturas testadas, a que melhor apresentou a impedância mecânica do sistema respiratório foi quando na utilização de conexões de *bias* tanto no gerador, como também próximo à carga.

7. AGRADECIMENTOS

Ao CEFET-AM/UNED-Manaus e CAPES/PROCAD pelo apoio financeiro, e aos amigos e colegas do LABMEC pelo auxílio no desenvolvimento da estrutura e obtenção dos resultados.

8. REFERÊNCIAS

- CRUZ N. K. S., et al., 2002, “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.
- MARTINS, L.C., et al, 2002, “Poluição atmosférica e atendimentos por pneumonia e gripe em São Paulo, Brasil”. Revista Saúde Pública, 36(1): 88-94.
- SOUZA M.H.L., ELIAS D.O., 2003, “Fundamentos da Circulação Extracorpórea”. Volume I, Capítulo 4, Publicação eletrônica. Disponível em: <<http://perfline.com/livr/volumeI/cap4.pdf>> Acesso em: 15 fev.
- NAVAJAS D, FARRÉ R., 2001, “Forced oscillation assessment of respiratory mechanics in ventilated patients”. Critical Care, Vol. 5:1, pp. 3-9.
- MELO P.L., WERNECK M.M., GIANNELLA A., 2003, “Oscilações Forçadas – Auxílio ao diagnóstico de doenças respiratórias”. Biotecnologia Ciência e Desenvolvimento, pp: 18-20. Disponível em: <<http://www.biotecnologia.com.br/bio08/oscilacoes.pdf>> . Acesso em: 20 fev.
- PESLIN R., 1986, “Methods for Measuring Total Respiratory Impedance by Forced Oscillations”. Bull Eur Physio-path. Resp., Clinical Respiratory Physiology. Vol. 22, pp: 621-631.

- ROTGER M., et al., 1991, "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.
- PESLIN R., FREDBERG J.J., 1986, "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, Massachusetts.
- SILVA JÚNIOR, W.M., 2003, Estudo da Impedância Mecânica do Sistema Respiratório com a Técnica de Oscilações Forçadas em Crianças Asmáticas". Dissertação de Mestrado, João Pessoa, 2003.

ANALYSIS OF BIAS' INFLUENCE AT THE PRESSURE PRODUCED IN THE PATIENT BY PRESSURE GENERATORS USED AT THE FORCED OSCILLATIONS TECHNIQUE

Lívia de Souza Camurça Lima

Federal Center of Technological Education of Amazonas, Decentralized Unit of Education of Manaus, Management of Education, CEP: 69075-350, Manaus, Amazonas, e-mail: liviasclima@yahoo.com.br

José Felício da Silva

Federal University of Paraíba, Department of Electrical Engineering, Department of Mechanical Technology, Laboratory of Computational Mechanics, CEP: 58051-970, João Pessoa, Paraíba, e-mail: jfelicio@superig.com.br

Raimundo Carlos Silvério Freire

Federal University of Campina Grande, Center of Science and Technology, Department of Electrical Engineering, CEP: 58109-970, Campina Grande, Paraíba, e-mail: freire@dee.ufcg.edu.br

Glauco Fontgalland

Federal University of Campina Grande, Center of Science and Technology, Department of Electrical Engineering, CEP: 58109-970, Campina Grande, Paraíba, e-mail: fontgalland@dee.ufcg.edu.br

Abstract. *One of the ways to the evaluation of the Pulmonary Function is the use of the Forced Oscillation Technique (FOT). In its implementation pressure generators are needed so that can be based in loudspeakers. These generators' analysis is important to the Respiratory System's mechanic impedance (Zrs) determination. This way, appeared a necessity to verify the impedances' influence in the FOT system, in three different implemented structures. These impedances are the consequence of tubes positioned between the system and the atmosphere. Like that, experiments with different pressure generators were performed, wich have tubes of differents diameters, for the 80 and 160 cm length. These tubes allow the inhaled air's renewal in the system, and help the loudspeaker's cone a better movement. Thus, the objective is allow the implementation of systems that let a spontaneous respiration without causing damages to the patient. With the results was possible to conclude there is influence of length, diameter and tubes positioning at the respiratory impedance determination. It has also been defined a better structure, able to represent with quality the mechanical impedance of the system, allowing a better analysis and diagnosis about the Pulmonary Function.*

Keywords. *Forced Oscillations Technique, Pressure Generators, Respiratory Mechanics Impedance, Pressure and Flow Transducers, Pneumotachographs.*