

Simulador mecânico do sistema respiratório humano de baixo custo de confecção para validação de um espirômetro ultrassônico

Passos, Paulo M. C, Passos. Pedro M. P. BEng, Gurjão. Edmar C. DSc
Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, Brasil.

e-mail: passos@dee.ufcg.edu.br, pedro.passos@ee.ufcg.edu.br, ecg@dee.ufcg.edu.br

Abstract – *This paper discuss the construction of a simulator of the mechanical functionality of a human lung in order to validate the measurements acquired from an ultrasonic spirometer under development. It was sought to use low cost materials to assemble the device. The simulator consists of a pair of pistons moved by a DC engine. The engine movement is controlled to allow the emulation of several breathing profile according to what is expected in a spirometry exam.*

Palavras-chave: *Espirometria, Ultrassom, Simulação, Respiração humana, Validação de medidas.*

Introdução

A respiração tem papel primordial no funcionamento do corpo humano, pois ela traz o oxigênio necessário para o funcionamento das células, bem como retira os gases produzidos. A análise da respiração pode ser feita utilizando um espirômetro, medidor dos volumes de ar inalados e exalados.

Durante o desenvolvimento de um espirômetro, aparelho para medição de volume de ar, existe a necessidade de um dispositivo que emule o funcionamento do pulmão. Aparelhos comerciais para esse fim já existem no mercado, porém normalmente tem um custo elevado, principalmente para pequenos desenvolvedores, além de não permitirem a variação de comportamento da respiração para emular um paciente com problemas respiratórios.

Nesse artigo apresentamos o desenvolvimento de um espirômetro, bem como a construção de um emulador do comportamento mecânico de um pulmão humano utilizando material de baixo custo.

O espirômetro utiliza o método ultrassônico para inferir o volume movido no fluxo de ar e, por sua vez, o emulador consiste de dois pistões movidos por um motor e capazes de mover aproximadamente 3 litros de ar por ciclo, cada, e permite que o bombeamento seja controlado de acordo com um padrão, o que emula as situações de pacientes com problemas respiratórios.

Materiais e Métodos

O sistema respiratório de um ser humano adulto pode mover, em seu limite máximo, até 6 litros de ar, com frequência respiratória que pode variar de 12 a 50 respirações por minuto [1]. Um dos exames utilizados para constatar a saúde do sistema respiratório em uma pessoa é a espirometria, que mede o volume de ar inalado, ou exalado, em determinadas condições [2]. O dispositivo utilizado para realizar as medições neste exame é denominado espirômetro.

A medição da quantidade de ar movida durante a respiração pode ser realizada pela análise de diversos princípios físicos. Dentre eles estão a medição por diferença de pressão através de uma membrana; pela troca de calor entre um fio aquecido e o fluxo de ar; pela variação na velocidade de uma onda ultrassônica que se propaga através do fluxo; etc [2]. Nestas técnicas citadas, a vazão do ar é inferida através da mensuração da velocidade do ar e da área transversal do duto por onde ele passa [3]. A quantidade do volume total movido em cada ciclo da respiração é calculada pela integral do fluxo de ar no tempo.

O espirômetro em desenvolvimento neste projeto utiliza a técnica de medição da velocidade do ar via propagação de uma onda ultrassônica. Um emissor ultrassônico, de frequência 41 kHz, é posicionado de modo a radiar a onda sonora no interior do tubo por onde o ar se move. A direção da propagação da onda forma um ângulo θ com a direção do fluxo de ar. Um receptor é posicionado oposto ao emissor. A velocidade c do ultrassom soma-se vetorialmente a velocidade v do fluxo de ar resultando numa variação na diferença de fase ($\Delta\Phi$) entre a onda emitida e a onda detectada [4].

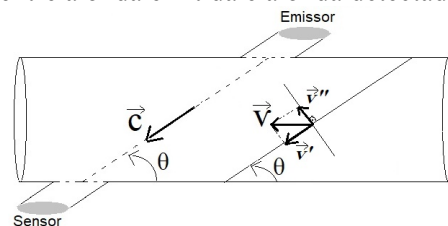


Figura 1: Diagrama vetorial do princípio de funcionamento do espirômetro ultrassônico

Sendo $v' = v \cos(\theta)$ a projeção de v no sentido de c ; L a distância entre emissor e sensor; f a frequência da onda ultrassônica e η a quantidade de ondas completas presentes na separação entre sensor e emissor, o valor de $\Delta\Phi$ é dado por:

$$\Delta\Phi = \frac{2\pi Lf}{c+v'} - 2\eta\pi \quad (1)$$

A velocidade da onda ultrassônica não é constante, variando em função de características do ar por onde ela se propaga, tais como a temperatura, a umidade e a densidade. Para eliminar esta incerteza do cálculo da velocidade do fluxo de ar, adiciona-se mais um par sensor-emissor ultrassônico ao tubo, oposto ao primeiro par. Neste a projeção da velocidade do ar na velocidade do som dar-se em direção contrária. Isolando o valor de c nas equações para $\Delta\Phi$ de cada par e igualando as expressões, obtém-se:

$$v = \left(\frac{\pi Lf}{\cos(\theta)} \right) \left[\frac{(\Delta\Phi_u - \Delta\Phi_d)}{(\Delta\Phi_u + 2\eta\pi)(\Delta\Phi_d + 2\eta\pi)} \right] \quad (2)$$

Sendo: $\Delta\Phi_d$ a defasagem do par emissor-sensor na direção do fluxo de ar; e $\Delta\Phi_u$ a defasagem do par emissor-sensor na direção oposta ao fluxo de ar.

Tanto a emissão como o sensoriamento da onda ultrassônica são realizados através de um transdutor modelo *MA40HIS*, fabricado pela *Murata Manufacturing CO., Ltd.*

Para a medição da defasagem entre os emissores e os sensores, a tensão elétrica nos terminais de cada dispositivo passa por um circuito comparador com 0 V. Na saída deste comparador, tem-se uma onda quadrada de mesma frequência e fase do sinal. Então, as ondas quadradas provenientes do emissor e do sensor passam por uma porta lógica que realiza um Ou Exclusivo (XOR). Na saída da porta XOR tem-se uma onda quadrada com o dobro da frequência dos sinais originais, porém, seu ciclo de trabalho é proporcional à diferença de fase entre os sinais do emissor e do sensor. A saída da porta XOR passa, então, por um filtro eletrônico passa-baixas, convertendo a informação do ciclo de trabalho do sinal em nível DC de tensão elétrica. Estes valores são utilizados na equação (2) para o cálculo da velocidade do fluxo de ar.

A aquisição e processamento dos dados são feitos por um microcontrolador Arduino UNO. Os níveis de tensão referentes às defasagens de ambos pares de transdutores são capturados pelas entradas analógicas do microcontrolador a um período de amostragem de 100 μ s. Os valores obtidos através da equação (2) são submetidos a um filtro passa-baixas digital, com frequência de corte de 2 Hz e,

então, disponibilizados para o cálculo do fluxo do ar.

O desenvolvimento deste espirômetro necessita, de validação dos resultados obtidos. Para isto, compara-se a resposta adquirida com o dispositivo e os valores reais dos parâmetros em medição.

Com o intuito de obter o valor real do fluxo de ar, foi desenvolvido um aparelho soprador, cujas dimensões permitem emular o comportamento mecânico da respiração de um ser humano. Procurou-se realizar tal construção utilizando-se material reaproveitado ou de baixo custo comercial.

Dado que o espirômetro em desenvolvimento realizará a medição da velocidade do ar através de uma tubulação onde seus sensores estão montados, o aparelho soprador foi concebido tendo como objetivo apenas o movimento da massa de ar. Desta forma, utilizaram-se peças rígidas para o reservatório de ar, bem como para a tubulação por onde o ar se movimentava.

O emulador de pulmão é constituído de dois pistões, cada um consistindo de um cilindro de PVC com raio interno de 75 mm e espessura de 7 mm. Para obter o volume total de 6 litros, distribuídos igualmente entre os dois volumes, cada cilindro deve conter uma altura mínima de aproximadamente 170 mm. Faz-se necessário, também, um orifício em cada cilindro para a entrada e saída do ar. Estes orifícios são feitos na parte inferior de cada cilindro, com 25 mm de diâmetro. Cada pistão possui um êmbolo de raio muito próximo ao do cilindro. Tal peça é feita de EVA para gerar uma vedação e impedir que o ar vaze pela parte de cima. Cada êmbolo possui uma espessura de 60 mm para evitar que o mesmo se desalinhem com o eixo do cilindro.

Respeitando o somatório das alturas necessárias para a capacidade volumétrica, para o orifício de escape de ar e para o êmbolo, cada cilindro foi cortado com uma altura de 320 mm. Tal folga na altura foi aceita para facilitação na montagem do soprador.

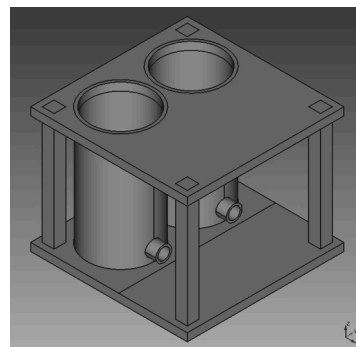


Figura 2. Modelo em 3D dos cilindros fixados a base. Vista em perspectiva.

Há, também, um motor de corrente contínua que trabalha movimento os êmbolos. O movimento de rotação do eixo do motor é convertido em um movimento harmônico, com trajetória retilínea e vertical do êmbolo por meio de um sistema de transmissão Scotch Yoke [5]. A rotação do eixo do motor é transmitida por uma corrente a um disco dentado de maior raio para redução da velocidade. O eixo deste disco possui, em suas extremidades, dois virabrequim de 80 mm de comprimento cada. Estes são ligados aos êmbolos por bielas de 300 mm de comprimento. Desta forma, o movimento de cada pistão possui amplitude de ± 80 mm, totalizando um percurso de 160 mm.

Nas saídas de escape de ar de cada tambor são conectadas tubulações de PVC de mesmo diâmetro dos orifícios para direcionar o fluxo de ar para os sensores do espirômetro. Em cada tubo há uma válvula que permite bloquear o fluxo de ar para o sensor e uma segunda para direcionar o ar para fora do sistema. Permitindo que experimentos sejam feitos movendo uma quantidade menor de ar sem que haja aumento na pressão em cada cilindro, fazendo com que o motor precise exercer maior torque para mover os pistões.

O motor de corrente contínua é alimentado com uma tensão elétrica de até ± 12 Volts, com potência máxima de 120 Watts. A velocidade de rotação do motor é proporcional à tensão de alimentação e ao torque necessário para mover a carga acoplada a ele, sendo possível inverter a direção de rotação ao inverter a polaridade da tensão elétrica. Para controlar o movimento do pistão, a tensão é controlada através de uma Ponte H [6], por uso de um sinal PWM [7] gerado por um microcontrolador Arduino UNO. O movimento giratório do motor é mensurado por um tacômetro óptico, permitindo inferir sua posição e velocidade angular.

Toda estrutura é fixada numa base de madeira de dois patamares, com área de 450 mm x 450 mm. No patamar de baixo encontram-se os cilindros, a tubulação que conduz o fluxo de ar e o circuito eletrônico do protótipo do espirômetro. No segundo patamar está o motor com suas engrenagens de transmissão de movimento, a fonte de tensão elétrica e o circuito de controle do motor.

Conhecendo o volume proveniente de cada cilindro, a área transversal do duto por onde o ar se move e controlando o movimento dos pistões, sabe-se, pois, a quantidade da vazão do ar. Este valor é utilizado para validar as medições feitas pelo espirômetro.

Resultados

O aparelho espirômetro em desenvolvimento neste trabalho já se encontra em funcionamento de acordo com as técnicas escolhidas. O tubo onde se encontram os emissores e sensores ultrassônicos possui um diâmetro de 45 mm. Os transdutores foram posicionados de modo que o ângulo $\theta = 30^\circ$. Os resultados adquiridos com este dispositivo indicam que sua construção, bem como seu equacionamento ainda necessita de refinamento para que os valores obtidos sejam confiáveis.

Por outro lado, ao final da montagem do soprador, cada cilindro é capaz de mover aproximadamente 2,8 litros de ar por ciclo, dado o seu raio interno de 75 mm e um percurso de 160 mm do êmbolo. O sistema completo move, portanto, 5,6 litros de ar. Todavia, cada cilindro apresenta um pequeno vazamento de ar entre suas paredes internas e o êmbolo. As válvulas nos escapes de ar permitem trabalhar com um volume de 2,8 litros, ou 5,6 litros de ar, por ciclo, passando pelos sensores do espirômetro em teste.

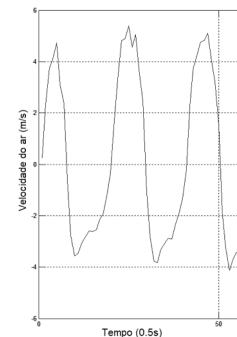


Figura 3. Medição da velocidade do ar obtido com o espirômetro em desenvolvimento.

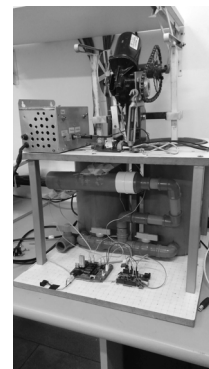


Figura 4. Simulador mecânico do sistema respiratório humano.

O tacômetro óptico possui ranhuras de comprimentos diferentes, permitindo, pois, mensurar não apenas a velocidade angular da rotação, bem como a posição angular dos virabrequins. Desta forma é possível inferir a posição vertical do êmbolo. Por outro lado, o circuito de acionamento do motor permite controlar a direção e a velocidade de sua rotação.

Tornando possível, então, simular diversos perfis de respiração. Desde uma respiração lenta e de baixa amplitude, até uma mais veloz e profunda, de acordo com o que for solicitado no exame de espirometria [2].

Discussão e Conclusão

Há duas fontes de erro já encontradas no modelo atual do espirômetro. Uma está na proximidade entre os pares emissor-sensor ultrassônicos na montagem do tubo. Faz-se necessário aumentar a distância entre eles para evitar que o emissor de um par influencie na resposta do sensor do outro par, e vice-versa. A outra fonte de erro está no cálculo do número de ondas completas presentes entre emissor e sensor ultrassônicos para a determinação na diferença de fase entre os sinais. Este cálculo depende da velocidade da onda ultrassônica que, inicialmente, desejou-se retirar do equacionamento. Será necessário incluir sensores para determinar os parâmetros do ar que influenciam na velocidade e, então, determinar seu valor e corrigir o valor de η .

A validação dos resultados obtidos pelo espirômetro em desenvolvimento ainda não pode ser realizada de forma absoluta por causa do vazamento de ar nos cilindros. Tal problema surge no fato do cilindro não possuir raio interno constante ao longo de sua extensão. Variações milimétricas neste valor fazem com que o êmbolo não vede adequadamente a passagem do ar. Para solucionar este impedimento, os êmbolos serão reconstruídos com um raio ligeiramente maior, garantindo a vedação ao longo de todo seu percurso. Isto, porém, aumentará o atrito nas paredes do tambor, o que solicitará maior torque pelo motor e, conseqüentemente, maior corrente elétrica. A fonte de tensão elétrica, bem como o circuito de acionamento serão revisados para garantir o suprimento sem que o motor seja operado fora dos seus limites de potência.

O tubo de PVC utilizado para os dois cilindros foram reaproveitados de rejeitos da companhia de distribuição de água da região. Os metais utilizados nas bielas, nos virabrequins, e no suporte do motor e a madeira para a base da estrutura foram adquiridos de sobras de depósitos. Por outro lado, o próprio motor, a tubulação para escape do ar, a corrente e o disco dentado, bem como o tacômetro óptico foram comprados com recursos do projeto. Assim, a confecção deste simulador mecânico de respiração humana demandou um baixo custo.

Este simulador, contudo, embora o nome possa sugerir, não replica as funcionalidades completas de um pulmão. Nele não há alteração na química

do ar e, também, para simplificação de construção, desconsiderou-se a elasticidade do órgão humano, que faz com que o reservatório de ar não possua uma forma geométrica constante.

Há alguns fatores que, embora influenciam na qualidade dos resultados obtidos, ainda não estão sendo abordadas nesse sistema. Dentre elas estão as características físicas da massa de ar movida, tais como a temperatura e sua compressibilidade. Contudo, o desenvolvimento destes aparelhos continua em avanço e os estudos necessários para sua melhoria estão em andamento.

O aparelho já se encontra montado e funcional e, com a parte eletrônica para medição da vazão implementada, e já é possível realizar pré-avaliações do desempenho do espirômetro ultrassônico em desenvolvimento.

Agradecimentos

Ao Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande, na pessoa do professor Edmar Candeia Gurjão. Ao fisioterapeuta Dr. Fernando Freitas. E ao deputado Federal Rômulo José de Gouveia por ter destinado emenda parlamentar para o desenvolvimento do projeto.

Referências

- [1] HALL, John E. Guyton E Hall Tratado De Fisiologia Médica, 11ª Ed. Em Cap. 37: Ventilação Pulmonar em A Ventilação-Minuto é Igual à Frequência Respiratória Vezes o Volume Corrente. Elsevier Brasil, 2006. p. 477.
- [2] COSTA, Dirceu; JAMAMI, Mauricio. Bases fundamentais da espirometria. Rev Bras Fisioter, v. 5, n. 2, p. 95-102, 2001.
- [3] GILES, Ranald V.; EVETT, Jack B.; LIU, Chang. Mecânica de los fluidos e hidráulica. En Cap. 9: Medidas en flujo de fluidos. McGraw Hill, 1999.
- [4] PLAUT, David I.; WEBSTER, John G. Design and construction of an ultrasonic pneumotachometer. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, n. 10, p. 590-597, 1980.
- [5] DE, Witt Clausen. Scotch yoke. U.S. Patent n. 2,366,237, 2 jan. 1945.
- [6] Andras Tantos. Modular Circuits: H-Bridges – the Basics [internet]. 2011; Available from: <http://www.modularcircuits.com/blog/articles/h-bridge-secrets/h-bridges-the-basics/> Acessado: 16/08/2017.
- [7] HOLMES, D. Grahame; LIPO, Thomas A. Pulse width modulation for power converters: principles and practice. John Wiley & Sons, 2003.