

## PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM ESPIRÔMETRO VOLUMÉTRICO PARA FINS DIDÁTICOS

V. C. Pereira\*, L. P. Bezerra\*, H. Tanaka\* e D. C. Soriano\*

\* Centro de Engenharia e Ciências Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas (CECS), Universidade Federal do ABC (UFABC), Santo André, Brasil.

vinicius.ceola@gmail.com

**Resumo:** O teste de espirometria é frequentemente utilizado como método de quantificação de distúrbios ventilatórios em pneumologia, sendo, portanto, um importante método de diagnóstico e auxílio à prevenção de algumas doenças pulmonares. Tendo isso em vista, o presente trabalho visa, a partir de conceitos fundamentais, implementar um espirômetro volumétrico capaz de medir a capacidade pulmonar vital. Como contribuições centrais dessa proposta mencionam-se a integração dos conceitos da espirometria a uma instrumentação relativamente simples e barata o que se configura como uma introdução didática e prática ao problema, além de uma estratégia automática para a aquisição e tratamento dos dados obtidos usando Labview. Dentre os testes aqui realizados estão o levantamento das curvas de variação de volume e fluxo expirados em função do tempo, visando sempre a consolidação dos conceitos teóricos e seu exercício prático.

**Palavras-chave:** espirometria, capacidade vital, volume pulmonar, instrumentação biomédica, aquisição e processamento em Labview.

**Abstract:** The spirometry test is often used as a method for evaluating lung diseases in pneumology, being, therefore, an important diagnostic and support tool for preventing lung diseases. In this sense, the present work aims to address and implement the fundamental concepts for the development of a volumetric spirometer capable of measuring the vital lung capacity. As the main contributions of this proposal, it can be mentioned the integration of the concepts of spirometry to a relatively simple and low cost instrumentation which consists in a didactic and practical introduction to the problem and the proposal of an automatic strategy for data acquisition and processing using Labview. Among the representative tests performed here, it is presented the expired volume and expired flow as a function of time. Such task essentially aims to perform the theoretical consolidation and its practice.

**Keywords:** Spirometry, vital capacity, lung volume, biomedical instrumentation, data acquisition and processing in Labview.

### Introdução

A respiração tem com principal objetivo prover oxigênio para os tecidos e desses, remover o dióxido de carbono. Para tanto, o processo respiratório é dividido em quatro fases: a) ventilação pulmonar, b) difusão de oxigênio e dióxido de carbono entre o sangue e os alvéolos, c) transporte de gases pelo sangue e por líquidos corporais e suas trocas com as células, d) regulação da ventilação pulmonar. Embora todas as fases sejam relevantes, o presente trabalho ocupa-se apenas do estudo do processo de ventilação pulmonar [1,2], para o qual um sistema completo de espirometria volumétrica é aqui proposto e implementado.

O pulmão está situado na cavidade torácica, estando ligado ao chamado hilo pulmonar. Esse órgão possui uma característica elástica e tende a colapsar como um balão expelindo o ar pela traqueia quando não há qualquer força que o mantém cheio.

Um método comum para avaliação da mecânica da ventilação pulmonar consiste no monitoramento do fluxo de ar para o interior e exterior dos pulmões por meio da espirometria. Um esquema de um espirômetro básico é mostrado na figura 1[1].

Este modelo de espirômetro consiste em um cilindro invertido sobre uma câmara de água, com o cilindro contrabalanceado por um peso. O interior do cilindro é preenchido com um gás respiratório, sendo que um tubo é ligado à boca do usuário com a câmara de gás. Quando o usuário inspira ou expira ligado à câmara, o cilindro sobe e desce, permitindo que o movimento seja registrado e convertido para volume e fluxo [1,2] segundo as dimensões do cilindro e sua posição.

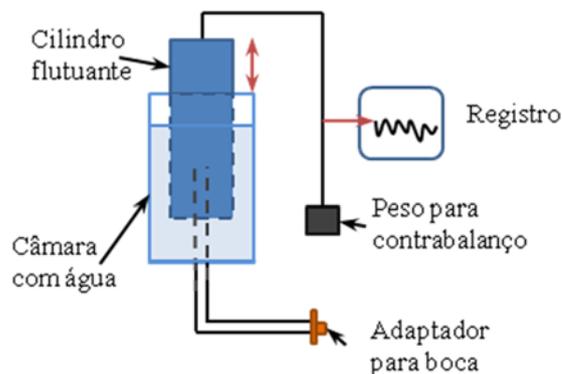


Figura 1 - Exemplo de espirômetro.

Um registro típico de um espirômetro dessa natureza sob diferentes condições respiratórias é mostrado na figura 2.

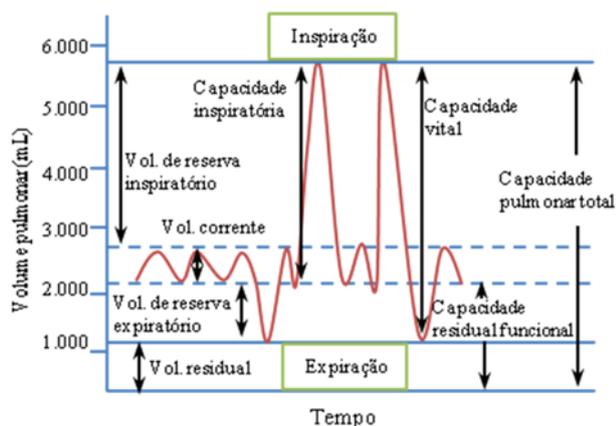


Figura 2 - Espirometria padrão.

No exame de espirometria, segundo as diferentes fases do processo respiratório, pode-se dividir o volume pulmonar em quatro outros volumes e em quatro capacidades: a. *Volume corrente*: volume de ar inspirado ou expirado a cada ciclo respiratório normal. Para um homem adulto normal, este volume é de cerca de 500 ml; b. *Volume de reserva inspiratório*: volume extra de ar que pode ser inspirado acima do volume corrente normal quando uma pessoa inspira com força total. Para um homem adulto normal, este volume pode chegar até 3000 ml; c. *Volume de reserva expiratório*: máximo volume extra de ar que pode ser expirado numa expiração forçada após o final da expiração normal. Para um homem adulto normal, este volume é de 1100 ml; d. *Volume residual*: volume de ar que fica nos pulmões após a expiração mais forçada. Para um homem adulto normal, este volume é de 1200 ml [1,3,4].

As capacidades pulmonares mostradas na figura 2 são: a. *Capacidade inspiratória*; b. *Capacidade residual funcional*; c. *Capacidade vital*; d. *Capacidade pulmonar total*. Essa última consiste no volume máximo que os pulmões podem ser expandidos mediante o maior esforço. Em um homem adulto normal, cerca de 5800 ml. Em mulheres essas medidas são cerca de 20 a 25% menores do que em homens [1].

O exame de espirometria previne e auxilia no diagnóstico e quantificação de distúrbios respiratórios, permitindo a investigação de diversas enfermidades relacionadas aos pulmões. O espirômetro pode ser confeccionado de duas formas: espirômetro volumétrico e espirômetro de fluxo, sendo que os elementos sensores nesse último podem basear-se em transdutores diferenciais de pressão. Nesse projeto o espirômetro adotado será o espirômetro volumétrico, atuando segundo o mesmo princípio de ação como mostrado na figura 1 [1,3].

## Materiais e métodos

### Esquema do dispositivo biomédico

A figura 3 é uma representação do espirômetro volumétrico construído neste trabalho.

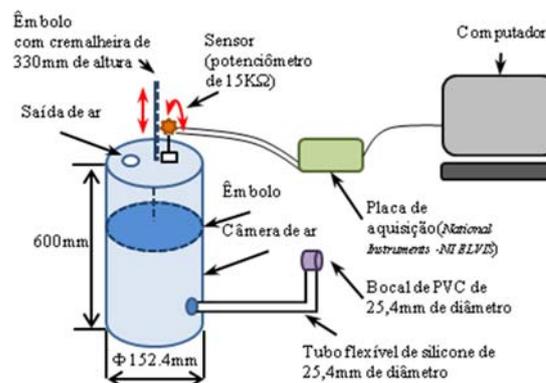


Figura 3 - Esquema do espirômetro

De acordo com a montagem proposta, a variação de volume dentro da câmara de ar ocorre quando o paciente expira pelo bocal, o que leva ao deslocamento vertical do êmbolo devido ao volume de ar expirado pelos pulmões. Na parte exterior do êmbolo tem-se uma cremalheira posicionada junto a uma engrenagem fixada no eixo de um potenciômetro linear. A resistência do potenciômetro varia segundo a posição do êmbolo e produz um sinal de tensão elétrica passível de detecção e conversão para volume e fluxo expirado, uma vez que são conhecidas as dimensões da câmara de ar e o tempo de movimentação do êmbolo.

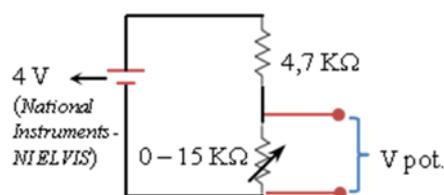


Figura 4. Circuito para obtenção dos valores de tensão elétrica do potenciômetro.

Para a medida do sinal de tensão elétrica sobre o potenciômetro foi montado um divisor resistivo como apresentado na figura 4 e por meio desse circuito foi obtida uma curva de calibração relacionando o volume expirado e tensão.

A figura 5 mostra a montagem final do espirômetro (painel a) construído em PVC, com detalhes para a cremalheira do êmbolo ligada a uma engrenagem junto ao potenciômetro (painel b). Além disso, há um anel de vedação de borracha colado ao êmbolo para evitar vazamento de ar. Por fim, observa-se que a tampa do reservatório (também de PVC) possui um orifício para a

passagem do tubo com a cremalheira e um segundo orifício para contato com a atmosfera e saída de ar.

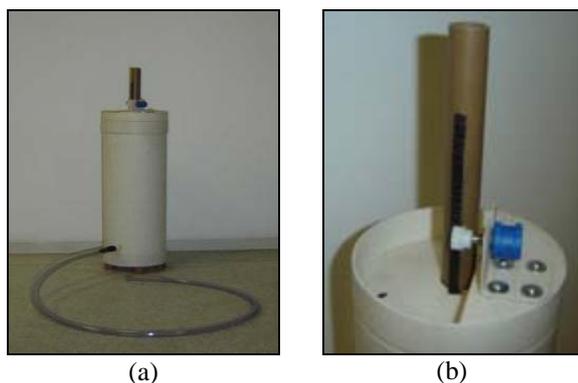


Figura 5 – (a) Espirômetro volumétrico completo; (b) detalhes do êmbolo com a cremalheira e a engrenagem ligada ao potenciômetro.

## Resultados

O primeiro teste de caracterização do sistema refere-se à linearidade do princípio transdutivo, ou seja, do perfil da relação entre a altura ( $h$ ) do êmbolo e o valor da resistência estabelecida no potenciômetro ( $R_{pot}$ ). Neste caso, observou-se um comportamento linear entre essas variáveis, descrita pela equação (1), obtida através de dados experimentais e aplicação do método de *curve fitting*, sendo a altura  $h$  dada em metros e o  $R_{pot}$  em ohms.

$$h = 2,08 * 10^{-5} * R_{pot} - 0,03, \quad (1)$$

Para a medida dos valores de tensão elétrica sobre  $R_{pot}$  e obtenção da curva de calibração experimental foi utilizado o sistema de medida da plataforma NI ELVIS [5]. Além disso, foi calculado por meio de um programa desenvolvido em MATLAB, o comportamento teórico da curva de volume em função da tensão elétrica em  $R_{pot}$  através da equação (2), correspondente ao divisor resistivo e da equação (3), que relaciona o volume expirado com  $R_{pot}$ , onde  $A$  é a área da secção circular da câmara de ar. Com essas equações pode ser obtida a equação teórica de volume em função da tensão elétrica sobre  $R_{pot}$ .

$$V_{pot} = (4/4,7 * 10^3 + R_{pot}) * R_{pot} \quad (2)$$

$$Volume = A(2,08 * 10^{-5} * R_{pot} - 0,03) * 1000 \quad (3)$$

A figura 6 mostra uma comparação entre as curvas teóricas (painel a) e experimental (painel b).

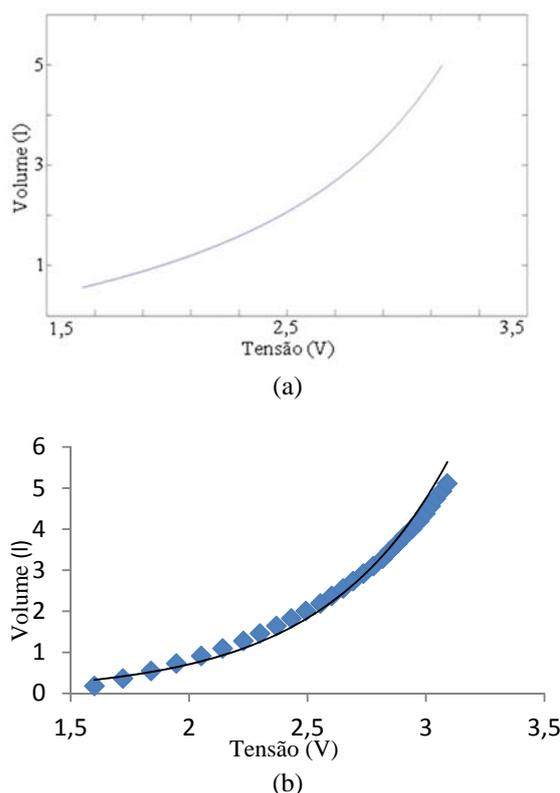


Figura 6 – Curva de volume em função da tensão elétrica: (a) curva teórica; (b) curva experimental.

Comparando as curvas, pode-se estimar que a relação entre o volume e a tensão é uma curva exponencial. Após a aplicação do método de *curve fitting* sobre os dados do gráfico apresentado na figura 6 (painel b) foi obtida a equação (4) para que os valores de tensão medidos possam ser convertidos em volume expirado.

$$Volume = 0,0158e^{1,9018(tensão)} \quad (4)$$

Para a coleta e processamento dos dados de tensão foi utilizado um programa desenvolvido em LabView, segundo o diagrama de blocos descrito na figura 7.

O sistema de coleta de dados permanece em prontidão até que um valor mínimo de tensão (1,55 V) tenha sido ultrapassado, ou seja, a partir do efetivo processo de expiração do usuário. Os dados são então amostrados a 100Hz durante um intervalo de tempo de 5s, os quais são convertidos para volume por meio da equação (4).

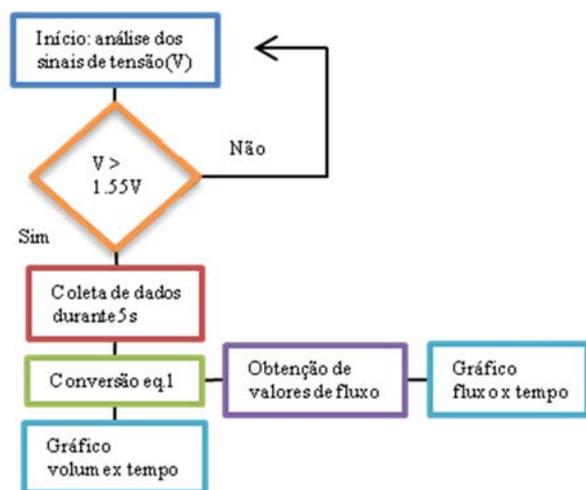
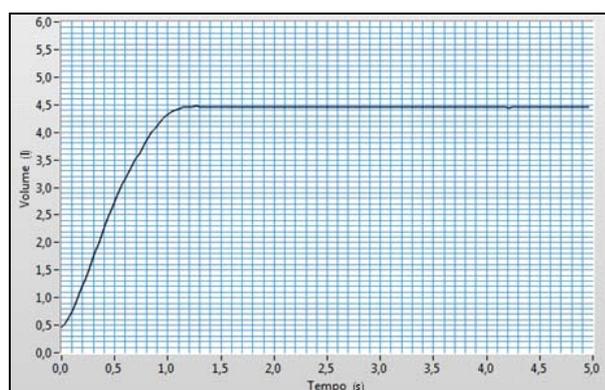
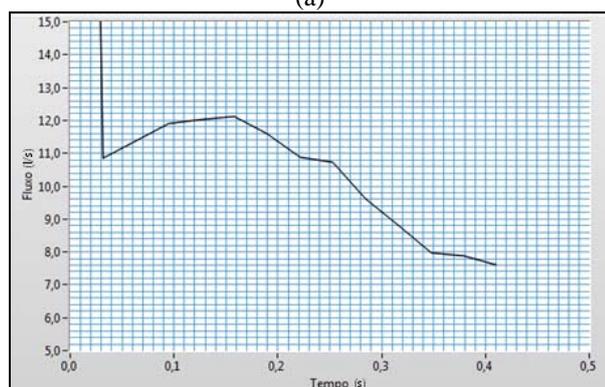


Figura 7 – Diagrama de blocos do programa implementado em LabView.

As medidas realizadas permitem a construção dos gráficos de volume e fluxo por tempo, tal como ilustrado na figura 8 para o intervalo de 5s.



(a)



(b)

Figura 8 – Interface gráfica do programa em Labview mostrando o gráfico de volume versus tempo (a) e fluxo versus tempo (b).

A curva do fluxo é a variável central do teste de espirometria e foi determinada a partir da derivada temporal do volume do gráfico da figura 8 (painel a), partindo de 25% a 75% do seu valor final (painel b), com o objetivo de minimizar os erros de estimação [4].

Os valores de volume, fluxo e tempo obtidos são então armazenados em um arquivo.csv para futuras análises. A partir das figuras conclui-se que o sistema foi capaz de mensurar os volumes expiratórios de forma a oferecer dados satisfatórios, sendo que o mesmo pode ser dito para a curva do fluxo versus tempo [4].

## Conclusão

A prática na instrumentação biomédica exige a integração dos conceitos fisiológicos que regem o comportamento da variável de interesse com os princípios de instrumentação capazes de medir a informação desejada.

No presente trabalho, um espirômetro volumétrico foi implementado a partir de um arranjo simples envolvendo uma estrutura em PVC, uma cremalheira, êmbolo de borracha e um potenciômetro. Tal montagem possibilitou o executor percorrer o típico caminho de desenvolvimento em instrumentação biomédica, o qual trata do entendimento dos fenômenos fisiológicos que originam a variável de interesse e dos princípios físicos que fundamentam a proposta da transdução desta para sinais passíveis de tratamento e aquisição em ambiente analógico/digital mais adequado.

Além da integração dos conceitos mencionados, o presente trabalho ainda ofereceu um sistema prático para o processamento automático dos dados, o qual foi implementado em LABVIEW, e que contribuiu de forma significativa para facilitar as medições e conferir robustez às análises. Como perspectiva, os autores pretendem realizar testes exaustivos para uma validação estatística robusta dos dados coletados.

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao Laboratório Didático da Engenharia Biomédica da Universidade Federal do ABC (UFABC) por todo o suporte técnico concedido.

## Referências

- [1] Guyton, A.C.; Hall, J.E. *Tratado de Fisiologia Médica*. 11ª ed. Rio de Janeiro, Elsevier Ed., 2006.
- [2] Aires, Margarida de Mello. et al. *Fisiologia*. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1999.
- [3] Bronzino, J.D. *The Biomedical Engineering Handbook, Section I, Chapter 7 Respiratory System*. Second Edition. CRC Press LLC, 2000.
- [4] Pereira, C.A.C. *Espirometria*. *J Pneumol.* p. 28 (Sup13), out. 2002.
- [5] National Instruments. *NI Educational Laboratory Virtual Instrumentation Suite II Series (NI ELVISTM II Series) User Manual*. Austin, Texas: National Instruments Corporation, 2011. 75p.