

PROJETO DE UM GERADOR DE CPAP DE ALTA VAZÃO MICROCONTROLADO

M. V. Leão Nunes*, P. L. R. Moura*, A. V. Pino ** e A. Giannella-Neto*

*Laboratório de Engenharia Pulmonar, Programa de Engenharia Biomédica/ COPPE- Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

** Laboratório de Instrumentação Biomédica, Programa de Engenharia Biomédica/ COPPE- Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil
mvln@peb.ufrj.br

Resumo: A pressão positiva contínua de vias aéreas (CPAP) é uma técnica não-invasiva comumente usada para melhorar a ventilação. No entanto, aparelhos comerciais não conseguem manter constante a pressão de vias aéreas (P_{boca}) durante exercícios de alta intensidade limitando o uso do CPAP nestas condições. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um dispositivo microcontrolado de CPAP para altas vazões (CPAP_{HF}) e compará-lo com um dispositivo de CPAP comercial pelas análises das oscilações de P_{boca} (ΔP) e do trabalho respiratório imposto (WOB_i). O protocolo consistiu em aplicar ambos os dispositivos de CPAP durante dois níveis de exercício em bicicleta, a 30 e a 80% da carga máxima. Ambos ΔP e WOB_i foram menores no CPAP_{HF} para ambos os níveis de carga. O CPAP_{HF} é mais indicado para condições de exercício do que aparelhos comerciais.

Palavras-chave: CPAP, exercício, trabalho respiratório imposto.

Abstract: *The continuous positive airway pressure (CPAP) is a common non-invasive technique used to improve ventilation. However, previous studies have shown the presence of airway pressure (P_{boca}) swings during CPAP treatment. The aim of this work was develop a closed-controlled high flow CPAP device (CPAP_{HF}) and compares it to a commercial CPAP with swings of P_{boca} (ΔP) and imposed work of breathing (WOB_i) analysis. The protocol consisted in applied both CPAP devices during two levels of bicycle exercises, at 30 and 80 % of the maximum load. Both ΔP and WOB_i were lower in CPAP_{HF} for both levels of load. The CPAP_{HF} is better suited for exercise conditions than commercial devices.*

Keywords: CPAP, Exercise, Imposed Work of breathing.

Introdução

A pressão positiva contínua de vias aéreas (CPAP) é uma intervenção ventilatória que idealmente consiste na manutenção de uma pressão supra-atmosférica constante durante todo o ciclo ventilatório, com ventilação espontânea do paciente [1].

Diversos estudos descrevem a redução no trabalho respiratório (WOB) como benefício da utilização de CPAP durante exercício [2-4], contudo deve-se ressaltar

que durante essa intervenção, e mesmo em repouso, a pressão de vias aéreas (P_{boca}) reduz-se durante a inspiração e eleva-se durante a expiração, devido às características do gerador e do circuito ventilatório.

Portanto, apesar da intervenção com CPAP poder reduzir o WOB, ela introduz um trabalho adicional desempenhado pelo indivíduo para superar a impedância do circuito ventilatório, descrito com trabalho respiratório imposto (WOB_i) [5, 6].

Adicionalmente, estudos anteriores [5-7] relatam que as características das oscilações na P_{boca} e o WOB_i são dependentes do sistema de geração de CPAP empregado.

Leão Nunes et al. [7] relatam oscilações na P_{boca} com amplitudes da ordem de magnitude do nível ajustado para CPAP, sendo bastante comum a presença de uma P_{boca} inspiratória subatmosférica, em simulação de exercício. Adicionalmente, relatam redução nessas oscilações com a utilização de dois geradores de CPAP em paralelo ou com a utilização de uma válvula de PEEP Spring Loaded totalmente aberta.

Tendo em vista que as oscilações de P_{boca} (ΔP) aumentam conforme aumenta a demanda ventilatória, e que cada sistema de geração de CPAP apresenta uma dinâmica diferente, faz-se necessário projetar e testar técnicas de geração de CPAP com menor carga respiratória durante o exercício. Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi projetar um sistema de CPAP microcontrolado para altas vazões, denominado de CPAP_{HF}, comparando-o com o sistema de geração de CPAP comercial Tango (Resmed, Brasil), durante exercício físico, por meio das análises do WOB_i e da ΔP .

Materiais e métodos

Montagem mecânica – A Figura 1 apresenta o diagrama de blocos do CPAP_{HF}. Todo o sistema foi alimentado por um cilindro de ar comprimido tipo K (White Martins, Brasil) (bloco 1), cuja pressão de saída foi regulada em 10 bar por um regulador de pressão de posto manual (Linde Gases Ltda, Brasil). A saída do cilindro foi conectada a um capacitor mecânico (cilindro de aço com volume aproximado de 500 mL) (bloco 2) que ajuda a manter a pressão estável mesmo durante períodos de elevado fluxo. A saída do capacitor mecânico se conecta a uma válvula proporcional

solenóide (VSO) VP50 (Norgren, Inglaterra) (bloco 3) cuja saída também é filtrada por outro capacitor mecânico (bloco 2) idêntico aquele conectado a sua entrada.

Após a VSO estão conectados, em paralelo, dois geradores de CPAP de alta vazão Oxy-PEEP® (Smiths Medical, EUA) (bloco 4) com suas portas de admissão de ar ajustadas para 32%. Os Oxy-PEEP®, responsáveis por um primeiro nível de controle da CPAP, foram, então, conectados ao restante do circuito ventilatório: duas peças T com diâmetro interno de 22 mm (blocos 5 e 6), um pneumotacógrafo (PTC) da Innocor (Innovision, Dinamarca) (bloco 7), uma tomada de P_{boca} (bloco 8) e uma máscara de CPAP (Vital Signs, EUA) (bloco 9), adaptada para a disposição de uma única via de passagem de ar. A saída da primeira peça T foi conectada a uma válvula expiratória (VSO_{exp}) retirada de um ventilador Amadeus (Hamilton®, Suíça). A saída da segunda peça T, por razões de segurança, teve seu diâmetro reduzido para 15 mm e foi mantida aberta para atmosfera.

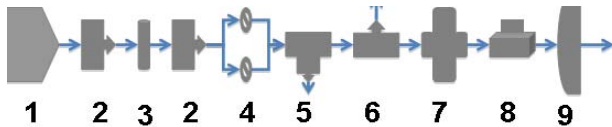


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema CPAP_{HF}. As setas representam o sentido do ar. 1 cilindro de ar comprimido contendo um regulador de pressão de posto; 2 capacitores mecânicos; 3 válvula solenóide proporcional; 4 geradores de CPAP Oxy-PEEP®; 5 peça T contendo uma válvula expiratória na saída para atmosfera; 6 peça T contendo um tubo de redução na saída para atmosfera; 7 pneumotacógrafo pertencente ao sistema de análise de gases; 8 peça de tomada de pressão; 9 máscara de CPAP.

O controle do CPAP – A pressão de CPAP desejada foi comparada com a P_{boca} e dois controladores PI digitais, um para a VSO e outro para a VSO_{exp}, foram implementados. Os controladores PI foram implementados utilizando-se uma placa A/D 6009 (National Instruments, EUA) e a interface de desenvolvimento LabVIEW® (National Instruments, EUA). Os sinais de erro enviados aos controladores PI foram filtrados digitalmente utilizando um filtro Butterworth passa-baixa de segunda ordem com frequência de corte fixada em 15 Hz.

Os valores de ganhos proporcionais e integrativos, equação 1, foram ajustados com sucessivos degraus de tensão aplicados ao controle da válvula VSO enquanto a saída da máscara respiratória foi ocluída. Inicialmente o ajuste seguiu os procedimentos do algoritmo de Ziegler-Nicholson [9] sobre o qual foi feito um ajuste fino de forma heurística.

$$u(t) = Kp \left(e(t) + \frac{1}{Ti} \int_0^t e(t) dt \right) \quad (1)$$

Os circuitos de interface – O controlador interno da VSO funciona com sinais de tensão na faixa de 0 a 10 V enquanto que a saída do DA excursiona de 0 a 5 V. A adaptação dos níveis de tensão foi feita com um amplificador não inversor de ganho 1,5 (Figura 2).

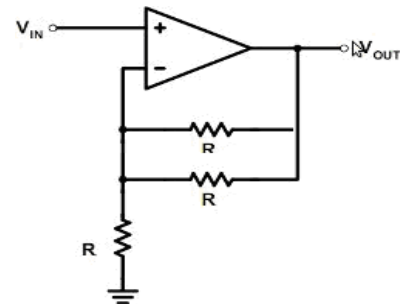


Figura 2: Amplificador não inversor usado como condicionador de sinais para o controle da válvula proporcional solenóide.

Como o controle da VSO_{exp} requer uma entrada em corrente na faixa de 40 a 200 mA foi utilizado o circuito conversor tensão-corrente apresentado na Figura 3. Foi empregado um transistor TIP41B e dois resistores $R1=100 \Omega$ e $R2=47 \Omega$ com $V_{cc}=12 \text{ V}$. O sinal de V_{in} é proveniente do conversor DA.

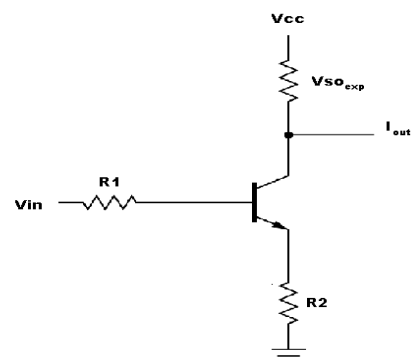


Figura 3: Diagrama esquemático do circuito elétrico utilizado para o controle da VSO_{exp}.

Protocolo experimental – O protocolo experimental consistiu em 5 minutos de repouso, seguidos de 5 minutos de aquecimento com intensidade ajustada em 30% da carga máxima. Em seguida a intensidade foi incrementada para 80% da carga máxima até que fosse atingida a exaustão ou fosse manifestado qualquer sinal ou sintoma determinante de interrupção do esforço. Após a interrupção a intensidade foi ajustada para 5 W para iniciar a etapa de recuperação com duração de 5 minutos. Todo o protocolo foi realizado na presença de CPAP ajustado para 4 cmH₂O. As CPAP foram obtidas pelo sistema Tango e pelo CPAP_{HF} em dias distintos. A carga máxima foi previamente determinada com um teste progressivo máximo.

O protocolo descrito acima foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa proferido pelo Hospital Universitário Clementino Fraga Filho sob o protocolo nº 414.150 de 30/10/2013

Aquisição e processamento de sinais – Foi medida a vazão no circuito ventilatório com o PTC conectado a um transdutor de pressão diferencial 176PC07HD2 (Honeywell, EUA) com uma faixa operacional de ± 2 cmH₂O. A P_{boca} foi medida por meio de um transdutor de pressão 163PC01B48 (Honeywell, EUA) com uma faixa operacional de -20 a $+120$ cmH₂O. Estes sinais foram amplificados e filtrados a 33 Hz por um filtro Butterworth passa baixas de 4ª ordem. Uma placa de aquisição de dados USB analógico-digital 6009 National Instruments, EUA), instalada em um computador pessoal adquiriu os sinais a uma taxa de amostragem de 1000 Hz através do aplicativo DAS [10] operando em LabVIEW® 7.1 (National Instruments, EUA).

A vazão foi calibrada de acordo com a técnica descrita por Giannella-Neto et al. [11] e a P_{boca} foi calibrada contra um manômetro de referência RT-200 (Timeter Instrumento, EUA).

Os ciclos respiratórios foram detectados a partir do sinal de vazão pelo método de cruzamento por zero, e divididos em trechos, dos quais foram separados os ciclos inspiratórios e expiratórios. Após a detecção dos ciclos, foi calculado os parâmetro deltaP e WOBI, equações 2 e 4 respectivamente.

$$\text{delta}P_{(k)} = \frac{\left(\begin{array}{c} I_{\text{ins}}(k+1) \\ \int_{I_{\text{exp}}(k)}^{I_{\text{ins}}(k+1)} P_{\text{boca}}(t) \cdot dt \\ I_{\text{exp}}(k) \end{array} \right)}{TE} - \frac{\left(\begin{array}{c} I_{\text{exp}}(k) \\ \int_{I_{\text{ins}}(k)}^{I_{\text{exp}}(k)} P_{\text{boca}}(t) \cdot dt \\ I_{\text{ins}}(k) \end{array} \right)}{TI} \quad (2)$$

no qual:

$$\begin{aligned} TI &= I_{\text{exp}}(k) - I_{\text{ins}}(k) \\ TE &= I_{\text{ins}}(k+1) - I_{\text{exp}}(k) \end{aligned} \quad (3)$$

e $I_{\text{ins}}(k)$ é o tempo correspondente ao início da inspiração do ciclo k e $I_{\text{exp}}(k)$ é o tempo de início da expiração. TI e TE correspondem ao período inspiratório e expiratório, respectivamente.

$$\text{WOBI} = \int_{I_{\text{exp}}(k)}^{I_{\text{ins}}(k+1)} P_{\text{boca}} dv = \int_{I_{\text{exp}}(k)}^{I_{\text{ins}}(k+1)} P_{\text{boca}} \dot{V} dt \quad (4)$$

Resultados

O CPAP_{HF} foi sintonizado com os ganhos $K_p=1,4$ e $1/T_i=0,01$ aplicados de forma independente para ambos os atuadores PI referentes a VSO e VSO_{exp}, de acordo com a equação 1.

A Figura 4 apresenta os valores medidos de P_{boca} utilizando os dois diferentes sistemas de geração de CPAP, ajustados para 4 cmH₂O.

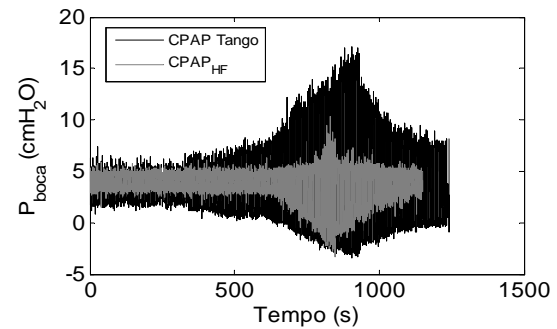


Figura 4: Valores de P_{boca} obtidos durante protocolo experimental.

Na Figura 5 são apresentados os valores de deltaP. Pode-se observar que o CPAP_{HF} apresenta valores menores de deltaP durante todo o experimento, onde o menor valor foi próximo de 0 cmH₂O e o maior valor próximo de 5 cmH₂O, enquanto que o CPAP Tango apresenta uma faixa de variação de 2 cmH₂O a 15 cmH₂O.

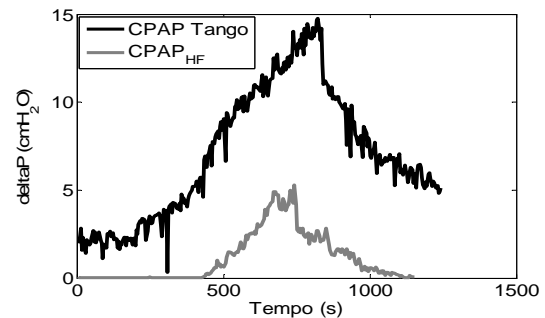


Figura 5: Valores de deltaP obtidos durante protocolo experimental.

Na Figura 6 são apresentados os valores de WOBI. Pode-se observar que o CPAP_{HF} apresenta valores menores durante todo o experimento com redução maior que 50% do que os valores obtidos pelo CPAP Tango.

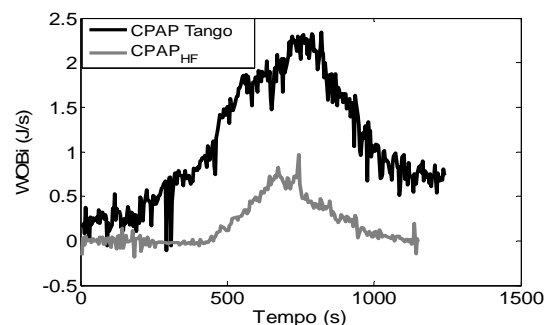


Figura 6: Valores de WOBI obtidos durante protocolo experimental.

Discussão

Um dos grandes problemas dos geradores comerciais de CPAP é que eles não conseguem suprir as demandas de vazão exigidas [4-6, 8]. Para que os

sistemas de vazão contínua sejam capazes de sustentar o nível de CPAP durante a inspiração considera-se necessário uma vazão contínua superior a três ou quatro vezes a ventilação minuto do paciente [5]. Contudo, durante a expiração é necessária a redução dessa vazão o que nem sempre acontece.

Pelos valores de ΔP (Figura 5) observa-se que para o repouso e durante grande parte da intensidade de 30% da carga máxima (500 s iniciais do teste) o CPAP_{HF} obteve um desempenho bem próximo ao ideal com variações na pressão média próximas a zero, enquanto que o CPAP Tango apresentou uma variação de 2 cmH₂O para o mesmo período analisado. Esse desempenho se deve ao controlador do CPAP_{HF} que é capaz de aumentar a vazão durante a inspiração e reduzi-la na expiração.

Com a mudança de intensidade o CPAP_{HF} já não operou conforme o previsto, e apresentou variações de pressão de até 5 cmH₂O. Contudo, se comparado ao CPAP Tango, cuja variação foi de 15 cmH₂O, o CPAP_{HF} apresentou um desempenho consideravelmente melhor. Nessa condição o CPAP_{HF} não conseguiu gerar a vazão necessária para a demanda requerida, entretanto durante a expiração os valores continuaram próximos da CPAP ajustada.

Isso pode ser explicado porque, para altas demandas, o controle da CPAP durante a expiração é feito tanto pela VSO quanto pela VSO_{exp} o que melhora o desempenho do sistema nesta fase. A peça T aberta para o ambiente também contribui para manter a pressão sobre controle. Já na inspiração, a VSO_{exp} permanece totalmente fechada (nas altas demandas), mas uma peça T continua aberta para o ambiente, o que dificulta o controle da CPAP. Este vazamento, durante a inspiração, exige mais da VSO e das Oxy-PEEP[®] do que elas podem ofertar. Se a resistência ligada a saída da segunda peça T for aumentada o desempenho do controlador se inverte, ficando melhor na inspiração.

O sistema CPAP_{HF} apresentou valores de WOBI (Figura 6) menores durante todo o teste. Contudo, devido à variação de pressão acentuada na etapa de exercício físico intenso, esses valores apresentaram um aumento de magnitude de até 10 vezes o obtido na etapa de repouso, para ambos os sistemas de geração de CPAP.

Conclusão

O CPAP_{HF} é mais indicado para condições de exercício do que aparelhos comerciais, tendo em vista os valores de ΔP e WOBI menores, tanto no repouso quanto em exercício intenso, quando comparado com o CPAP Tango.

Agradecimentos

Agradecemos ao engenheiro Luciano T. Kagami pelo apoio técnico, e as instituições CNPq, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro parcial para a realização deste estudo.

Referências

- [1] Sassoon C.S.H. (1991) "Positive pressure ventilation: alternative modes" *Chest*, v. 100, n. 5, p. 1421-29.
- [2] Wittmer V.L., Simoes G.M., Sogame L.C. (2006) "Effects of continuous positive airway pressure on pulmonary function and exercise tolerance in patients with congestive heart failure" *Chest*; v. 130, p. 157-63.
- [3] Anna M.S., Moreno A.M., Soares P.P.S. (2012) "Acute Effects of Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) on Cardiovascular Responses in Healthy Subjects- A Single-Subject Experimental Design". *Journal of Physical Therapy*, v. 6, p. 28-34
- [4] Louis B., Leroux K., Boucherie M., *et al.* (2010) "Pressure stability with CPAP devices: A bench evaluation" *Sleep Medicine*, v. 11, p. 96-99
- [5] Gherini, S., Peters, R.M., Virgilio, R.W. (1979) "Mechanical work on the lungs and work of breathing with positive end-expiratory pressure and continuous positive airway pressure", *Chest*, v. 76, n. 3, p. 251-56.
- [6] Katz, J.A., Kraemer, R.W., Gjerde, G.E. (1985) "Inspiratory work and airway pressure with continuous positive airway pressure delivery systems", *Chest*, v. 88, n. 4, p. 519-526.
- [7] Leão Nunes M.V., Giannella-Neto A., Jandre F.C. (2010) "Evaluation of continuous positive airway pressure (CPAP) devices during exercise" In: XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Tiradentes - MG. XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.
- [8] Favre AS, Jandre FC, *et al.* (2003) "Closed-Loop Control of a Continuous Positive Airway Pressure Device", *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE, EMBS, Cancun, Mexico*, p. 17-21.
- [9] Ziegler, J. G. and N. B. Nichols (1943) "Optimum settings for automatic controllers" *Transactions of the American Society of Mechanical Engineers*, v. 65, p. 433-444.
- [10] Pino A.V., Kagami L.T., Jandre F.C., Giannella-Neto A. (2004) "DAS - Um Programas de Aquisição e Processamento de Sinais para Engenharia Pulmonar", In: III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica SBEB, João Pessoa. IFMBE Proceedings. João Pessoa: SBEB, CORAL & IFMBE, v. 5, p. 765-768.
- [11] Giannella-Neto, A., Bellido, C., Barbosa, R.B., Vidal Melo, M.F. (1998) "Design and calibration of unipillary pneumotachographs", *Journal of Applied Physiology*, v. 81, n. 1, p. 335-343.