

## O CATETER NASAL PODE SER UTILIZADO PARA MONITORIZAÇÃO DA VENTILAÇÃO ESPONTÂNEA?

V. D. Triane\*, F. C. Jandre\*

\*PEB/COPPE, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: triane@peb.ufrj.br

**Resumo:** O pneumotacógrafo (PTC) acoplado à máscara facial é um instrumento padrão para mensuração de variáveis respiratórias, porém essa montagem pode alterar a respiração. O objetivo deste trabalho foi avaliar o sinal obtido de um cateter nasal (CN) como alternativa para a monitorização ventilatória. Esse sinal foi comparado com o de vazão obtido através do PTC, analisando-se o volume corrente, tempo inspiratório e expiratório. Um grupo de 5 voluntários, usando um CN e uma máscara facial acoplada a um PTC, respiraram espontaneamente durante 10 min para aquisição dos sinais ventilatórios. O sinal do CN foi calibrado com base no sinal do PTC. Comparou-se a diferença nos instantes de detecção do início das inspirações ( $\Delta T_{insp}$ ) e expirações ( $\Delta T_{exp}$ ), a correlação ( $r$ ) entre os volumes calculados pelo PTC ( $VT_{masc}$ ) e pelo CN ( $VT_{cat}$ ), e o erro entre  $VT_{masc}$  e  $VT_{cat}$  utilizando-se a porção inspiratória ( $\hat{E}_{vol,insp}$ ) e expiratória ( $\hat{E}_{vol,exp}$ ) dos sinais de vazão. O  $\hat{E}_{vol}$  foi  $-0,24 \pm 3,92\%$  (média  $\pm$  desvio-padrão; IC95%:  $-8,08 - 7,84\%$ ), sem diferença estatística entre o  $\hat{E}_{vol,insp}$  e  $\hat{E}_{vol,exp}$  ( $p$ -valor=0,17), apesar deste ter maior dispersão (IC95%:  $-15,27 - 15,49\%$ ). Houve correlação significativa entre  $VT_{masc}$  e  $VT_{cat}$  em todos os casos ( $r=0,98$ ;  $p$ -valor $<0,05$ ). A  $\Delta T_{exp}$  foi maior que  $\Delta T_{insp}$  ( $p$ -valor $<0,05$ ), porém ambos os valores são pequenos para medidas temporais. A monitorização ventilatória com um CN pode ser viável para variáveis temporais do padrão respiratório, tais como a relação inspiração:expiração, tempo inspiratório e tempo expiratório. Contudo, serão necessários novos estudos para avaliar seu uso para medidas de vazão e volume.

**Palavras-chave:** Cateter nasal, monitorização respiratória, ventilação espontânea.

**Abstract:** The pneumotachograph (PTC) attached to a facial mask is a standard instrument to measure respiratory variables, but it can influence breathing. The purpose of this study was to evaluate the signal obtained from a nasal catheter (NC) as an alternative for ventilatory monitoring. This signal was compared to the flow signal obtained through the PTC, analyzing the tidal volume, inspiratory and expiratory time. A group of 5 volunteers, using the NC and the PTC attached to a facial mask, breathed spontaneously for 10 min for the acquisition of ventilatory signals. The NC signal was calibrated based on the PTC signal. The difference between the methods was assessed by the comparison of onsets of inspirations ( $\Delta T_{insp}$ ), and expirations ( $\Delta T_{exp}$ ),

the correlation ( $r$ ) between the volumes calculated by pneumotachograph ( $VT_{masc}$ ) and by the catheter ( $VT_{cat}$ ), and the error between  $VT_{masc}$  and  $VT_{cat}$  using the inspiratory ( $\hat{E}_{vol,insp}$ ) and expiratory ( $\hat{E}_{vol,exp}$ ) portion of flow signals. The  $\hat{E}_{vol}$  was  $-0.24 \pm 3.92\%$  (mean  $\pm$  standard deviation; CI95%:  $-8.08 - 7.84\%$ ), without statistical difference between  $\hat{E}_{vol,insp}$  e  $\hat{E}_{vol,exp}$  ( $p$ -value=0.17), although the latter had greater dispersion (CI95%:  $-15.27 - 15.49\%$ ). There were significant correlation between  $VT_{masc}$  and  $VT_{cat}$  in all cases ( $r=0.98$ ;  $p$ -value $<0.05$ ).  $\Delta T_{exp}$  was higher than  $\Delta T_{insp}$  ( $p$ -value $<0.05$ ), although both values are small for temporal measures. The measure of ventilatory parameters using a NC may be feasible for temporal assessment of the respiratory pattern, such as inspiratory:expiratory ratio, inspiratory time and expiratory time. However, further studies are required to evaluate its use for flow and volume measurements.

**Keywords:** Nasal catheter, respiratory monitoring, spontaneous ventilation.

### Introdução

É pouco frequente o uso de variáveis respiratórias em estudos psicofisiológicos, e um dos motivos atribuídos é que as técnicas de mensuração geralmente são incômodas e, por vezes, inexatas, dificultando a sua adequada medida. Mensurar respostas respiratórias neste tipo de estudo requer exatidão suficiente para avaliar parâmetros como volume, vazão e tempo respiratório, sendo, ao mesmo tempo, confortável ao voluntário e de fácil aplicabilidade [1].

O pneumotacógrafo (PTC) acoplado à máscara facial é um instrumento padrão para mensuração de variáveis respiratórias, porém esse tipo de instrumentação pode influenciar a respiração tanto pelo aumento da percepção da respiração pelo sujeito avaliado como pelo desconforto causado pelo espaço morto e resistências adicionais e pela maneira como é acoplada (e.g., pontos de pressão ao redor do nariz, obstrução da visão) [1].

Uma alternativa é a utilização de um cateter nasal (CN), capaz de detectar variações de pressão durante a inspiração e expiração de forma pouco invasiva, mas tem como limitação não ser um sinal calibrado e, portanto, não conter informação sobre volume e vazão, apenas temporal [2].

O objetivo deste trabalho foi comparar o sinal de vazão obtido através do PTC com o sinal obtido de um CN

posteriormente calibrado, analisando-se o volume corrente, tempo inspiratório e expiratório obtidos.

## Materiais e métodos

Este trabalho foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética local (HUCFF/UFRJ) com número de processo 281.372. Foram selecionados 5 voluntários (4 homens/1 mulher), adultos jovens, saudáveis, estudantes da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil. Estes permaneceram sentados, em repouso, durante todo o protocolo experimental, respirando espontaneamente por 10 min para aquisição dos sinais ventilatórios.

Os voluntários posicionavam o CN – tipo óculos (Embramed, Brasil) para obter o melhor conforto, e este era, posteriormente, verificado pelo examinador para o correto posicionamento. A máscara era fixada ao redor do nariz e boca de forma a não haver vazamentos de ar. A Figura 1 apresenta a montagem experimental.



Figura 1: Montagem da instrumentação – 1. CN; 2. Máscara facial; 3. Conector para medida de pressão diferencial entre cateter/máscara; 4. Pneumotacógrafo;

A aquisição do sinal ventilatório por meio da máscara facial (Vital Signs Inc., New Jersey, EUA) foi realizada com um PTC de orifício variável modelo 279331 (Hamilton Medical, Suíça) acoplado ao transdutor diferencial de pressão (TPD) 176PC07HD2 (Honeywell, EUA). Simultaneamente, o sinal de pressão do CN por meio de outro TDP, de mesmo modelo e fabricante, ambos acoplados ao módulo de transdutores para mecânica respiratória (MOTRAMERE nº 6). A aquisição foi feita numa frequência de amostragem de 1000 Hz por canal com o *software* de aquisição DAS [3], utilizando-se uma placa de aquisição A/D USB 6008 (National Instruments, EUA).

O PTC foi calibrado pelo método polinomial utilizando-se uma seringa (Hans Rudolph, MO, EUA) com volume ajustado em 1 L para gerar o sinal de vazão da máscara ( $V'_{\text{masc}}$ ) [4]. Depois de coletado, o sinal do CN foi calibrado através de dois polinômios de calibração de 3ª ordem (um para a parte inspiratória do sinal e outro para a expiratória) estimados através da sua relação com o  $V'_{\text{masc}}$ , gerando o sinal de vazão do CN ( $V'_{\text{cat}}$ ).

Para a avaliação do sinal do CN, foi calculado o volume corrente através do método trapezoidal de integração numérica da vazão obtida com ambos os sinais

$V'_{\text{masc}}$  e  $V'_{\text{cat}}$ , gerando  $VT_{\text{masc}}$  e  $VT_{\text{cat}}$ . O erro relativo entre o  $VT_{\text{masc}}$  e  $VT_{\text{cat}}$  foi calculado da seguinte forma:

$$\hat{E}_{\text{vol}}(i) = \frac{VT_{\text{masc}}(i) - VT_{\text{cat}}(i)}{VT_{\text{masc}}(i)} \quad (1)$$

onde  $VT_{\text{masc}}(i)$  é o volume corrente do  $i$ -ésimo ciclo respiratório calculado pelo sinal da máscara e  $VT_{\text{cat}}(i)$  o volume do  $i$ -ésimo ciclo respiratório calculado pelo sinal do CN.

Para avaliar a calibração da porção expiratória e inspiratória e compará-las, o volume corrente foi calculado através do método de integração da vazão em ambos os sinais  $V'_{\text{masc}}$  e  $V'_{\text{cat}}$ , utilizando-se a porção inspiratória e a porção expiratória dos sinais separadamente, gerando  $VT_{\text{masc,exp}}$ ,  $VT_{\text{masc,insp}}$ ,  $VT_{\text{cat,exp}}$ ,  $VT_{\text{cat,insp}}$ , respectivos volumes correntes dos semi-ciclos respiratórios. O erro relativo entre o  $VT_{\text{masc}}$  e  $VT_{\text{cat}}$  foi calculado para cada uma das partes, inspiratória e expiratória, gerando  $\hat{E}_{\text{vol,insp}}$  e  $\hat{E}_{\text{vol,exp}}$ , respectivamente. A diferença entre ambos os erros foi avaliada com o teste-t de *Student*.

Também foi calculado o coeficiente de correlação de Pearson ( $r$ ) para avaliar a relação entre  $VT_{\text{masc}}$  e  $VT_{\text{cat}}$  para cada voluntário e para seu conjunto de dados.

Para comparar os instantes de início das inspirações e expirações nos sinais, sua ocorrência no tempo ( $T_{\text{insp}}$  e  $T_{\text{exp}}$ , respectivamente) foi detectada utilizando-se como base um algoritmo desenvolvido no Laboratório de Engenharia Pulmonar (LEP) para a detecção de semi-ciclos respiratórios [5], pelos cruzamentos do sinal de vazão por zero. Foi calculado a diferença entre  $T_{\text{insp}}$  obtido pelo  $V'_{\text{masc}}$  e  $V'_{\text{cat}}$  e o mesmo para  $T_{\text{exp}}$ , gerando respectivamente  $\Delta T_{\text{insp}}$  e  $\Delta T_{\text{exp}}$ .

## Resultados

O  $\hat{E}_{\text{vol}}$  foi em média  $-0,24 \pm 3,92\%$  (média  $\pm$  desvio-padrão; IC95%:  $-8,08 - 7,84\%$ ), sendo este igual ao  $\hat{E}_{\text{vol,insp}}$  devido ao método de estimação do volume utilizado. Não houve diferença estatística entre  $\hat{E}_{\text{vol,insp}}$  e  $\hat{E}_{\text{vol,exp}}$  em nenhum voluntário, tendo este apresentado maior dispersão (IC95%:  $-15,27 - 15,49\%$ ). A Figura 2 apresenta a distribuição desse erro.

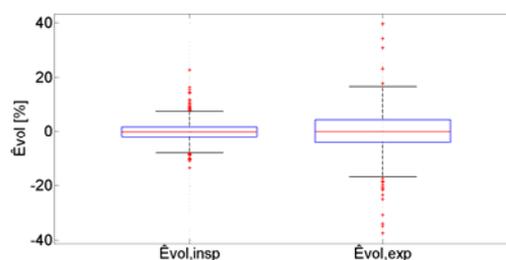


Figura 2: *Boxplot* do erro relativo entre os sinais de volume da máscara e do CN utilizando para o cálculo a porção inspiratória ( $\hat{E}_{\text{vol,insp}}$ ) e expiratória ( $\hat{E}_{\text{vol,exp}}$ ).

A Tabela 1 apresenta o  $\hat{E}_{vol,exp}$  e  $\hat{E}_{vol,insp}$  médio e o desvio-padrão para cada voluntário individualmente e para a totalidade dos sinais.

Tabela 1: Erro relativo entre o volume da máscara e do cateter.

Voluntário	$\hat{E}_{vol,insp}$ [%]	$\hat{E}_{vol,exp}$ [%]	<i>p</i> -valor
1	-0,03 ± 1,55	-0,37 ± 5,40	0,36
2	0,31 ± 2,65	-0,42 ± 4,57	0,08
3	-0,15 ± 4,46	-1,34 ± 9,49	0,10
4	-0,75 ± 4,32	1,72 ± 6,32	<0,05
5	-0,59 ± 5,36	0,99 ± 10,55	<0,05
Total	-0,24 ± 3,92	0,11 ± 7,69	0,17

O *r* calculado para cada voluntário foi, respectivamente, 0,99, 0,99, 0,98, 0,94 e 0,96, sendo o do conjunto total 0,98, havendo correlação significativa em todos os casos (*p*-valor<0,05). A Figura 3 mostra um diagrama de espalhamento com a correlação entre o  $VT_{masc}$  e  $VT_{cat}$ .

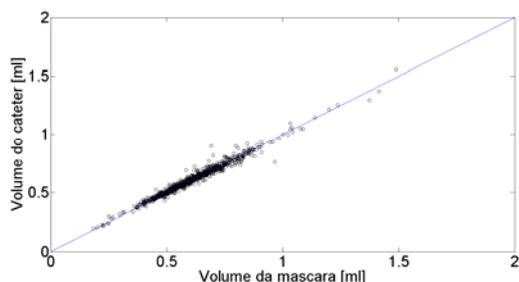


Figura 3: Diagrama de espalhamento com a correlação entre os sinais  $VT_{masc}$  e  $VT_{cat}$ .

A Tabela 2 apresenta a  $\Delta T_{insp}$  e  $\Delta T_{exp}$  média e desvio padrão para cada voluntário individualmente e para a totalidade dos sinais.

Tabela 2: Erro absoluto entre o instante de ocorrência da inspiração e expiração da máscara e do CN.

Voluntário	$\Delta T_{insp}$ [ms]	$\Delta T_{exp}$ [ms]	<i>p</i> -valor
1	1,03 ± 0,58	1,33 ± 1,24	<0,05
2	0,01 ± 0,44	8,70 ± 5,41	<0,05
3	3,28 ± 3,06	8,77 ± 3,69	<0,05
4	-1,40 ± 27,89	12,60 ± 3,98	<0,05
5	-3,76 ± 42,71	8,04 ± 3,69	<0,05
Total	0,01 ± 21,88	7,55 ± 5,28	<0,05

O erro absoluto na detecção da expiração foi maior que o da inspiração (*p*-valor<0,05), porém ambos foram pequenos:  $7,55 \pm 5,28$  e  $0,01 \pm 21,88$ , respectivamente. A Figura 4 apresenta a distribuição do erro total.

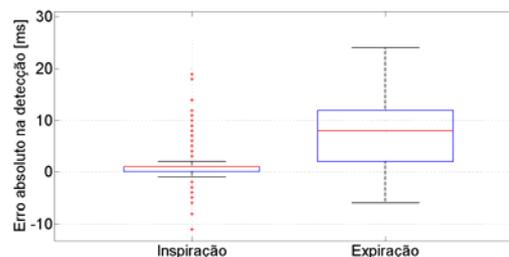


Figura 4: *Boxplot* do erro absoluto entre os instantes de ocorrência da inspiração e expiração.

## Discussão

Em trabalho anterior [6] mostrou-se a possibilidade de uso do CN para a monitorização ventilatória, sendo apontadas algumas vantagens, como a tolerância do paciente e a capacidade de detecção dos ciclos respiratórios.

A aquisição com o CN não pareceu provocar diferença importante entre a porção inspiratória e expiratória, em vista dos erros observados entre os volumes medidos com os dois instrumentos. Entretanto, apesar da média do  $\hat{E}_{vol}$  ter sido em torno de zero, a dispersão do  $\hat{E}_{vol,exp}$  foi maior, com 15% dos ciclos respiratórios com erro maior que 10% do volume, gerando mais *outliers*, contra apenas 1% dos ciclos no  $\hat{E}_{vol,insp}$ .

Essa alteração pode ter sido causada pela configuração da instrumentação, fazendo com que as pressões dentro da máscara causassem efeitos sobre o sinal do CN. Um procedimento alternativo poderia envolver a calibração de uma cinta de pletismografia com a máscara facial para posteriormente calibrar o CN através do sinal da cinta como referência, evitando-se possíveis influências da máscara diretamente sobre o CN.

Adicionalmente, apesar de haver diferença estatística entre o erro absoluto na avaliação da  $T_{insp}$  e  $T_{exp}$ , a sua média e dispersão são baixas e podem não acarretar perda de informação temporal, mostrando-se um instrumento adequado para monitorização de início e fim de ciclos respiratórios.

O  $VT_{cat}$  apresentou alta correlação com  $VT_{masc}$  ( $r=0,98$ ), o que permite supor que  $V'_{cat}$  possa ser uma boa estimativa do sinal  $V'_{masc}$ .

## Conclusão

Apesar de ser altamente correlacionado com o volume da máscara, o volume calculado através do CN apresenta uma dispersão moderada quando calculado pela expiração e diversos ciclos com erros maiores que 10% quando calculado pela inspiração, porém apresenta erro pequeno entre as instantes de ocorrência da inspiração e expiração.

Assim, a medida de parâmetros ventilatórios utilizando-se um CN pode ser uma alternativa para monitorização de parâmetros temporais do padrão respiratório, relação inspiração:expiração, tempo inspiratório, tempo

expiratório e outros, contudo serão necessários novos estudos para avaliar seu uso para medidas de vazão e volume.

### **Agradecimentos**

Às agências de fomento CNPq, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro ao projeto.

### **Referências**

- [1] Boiten FA, Frijda NH, Wientjes CJ. Emotions and respiratory patterns: review and critical analysis. *International Journal of Psychophysiology*. 1994; 17(2):103–28.
- [2] Hernández L, Ballester E, Farré R, Badia JR, Lobelo R, Navajas D. Performance of nasal prongs in sleep studies: spectrum of flow-related events. *CHEST Journal*. 2001; 119(2):442–50.
- [3] Pino AV, Kagami LT, Jandre FC, Giannella A. DAS - Um programa de aquisição e processamento de sinais para engenharia pulmonar. In: III CLAEB: Anais do 3º Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica; 2004 Sep 22-25; João Pessoa, Brasil. 2004. p.765-8.
- [4] Giannella-Neto A, Bellido C, Barbosa R. Design and calibration of unicapillary pneumotachographs. *Journal of Applied Physiology*. 1998; 84:335–43.
- [5] Beda A, Jandre FC, Phillips DIW, Giannella-Neto A, Simpson DM. Heart-rate and blood-pressure variability during psychophysiological tasks involving speech: Influence of respiration. *Psychophysiology*. 2007; 44(5):767–78.
- [6] Montserrat JM, Farré R, Ballester E, Felez MA, Pastó M, Navajas D. Evaluation of nasal prongs for estimating nasal flow. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 1977; 155(1):211-5.