

A VENTILAÇÃO ESPONTÂNEA PODE SER MONITORIZADA COM PLETISMOGRAFIA INDUTIVA SEM A CALIBRAÇÃO POR ISOVOLUME?

B.S.M.Cunha* e F.C.Jandre**

*Laboratório de Engenharia Pulmonar, PEB/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

**Laboratório de Engenharia Pulmonar, PEB/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: bsmcunha@peb.ufrj.br

Resumo: Usualmente, a monitorização ventilatória com a Pletismografia Respiratória por Indutância (PRI) requer manobras especiais para sua calibração, como a manobra de isovolume. Este estudo avaliou o uso da PRI como alternativa para a monitorização da ventilação espontânea, sem o emprego de manobra de isovolume. Um modelo linear e um não-linear foram usados para obter o sinal de volume a partir dos sinais das faixas pletismográficas torácica e abdominal, usando-se um pneumotacógrafo (PTC) como padrão-ouro. Os voluntários foram instruídos a executar diferentes padrões respiratórios. Não foram encontradas diferenças significativas entre os volumes correntes calculados com os modelos linear e não-linear e com o PTC. O modelo não-linear apresentou maiores erros percentuais (média = $5,31 \pm 30,00$; mediana = 1,21). A PRI parece adequada para a monitorização da variação do volume corrente durante a respiração espontânea de voluntários adultos, desde que seja empregado o modelo linear.

Palavras-chave: Pletismografia Respiratória por Indutância; monitorização ventilatória; ventilação espontânea.

Abstract: Usually, the ventilatory monitoring by Respiratory Inductive Plethysmography (RIP) requires special respiratory maneuvers for calibration, such as the isovolume maneuver. The objective of this study was to assess the use of RIP as an alternative spontaneous ventilatory monitoring tool, without applying the isovolume maneuver. Linear and non-linear models were employed to render the volume signal from thoracic and abdominal plethysmographic bands, using a pneumotacograph (PTC) as gold-standard. The volunteers were instructed to carry out different respiratory patterns. There were no differences between spontaneous tidal volume estimated with the two models and from the PTC. The non-linear model presented larger relative errors (mean = $5,31 \pm 30,00$; median = 1,21). RIP seems adequate to monitor tidal volume variation during spontaneous ventilation in adult volunteers, by using the linear model.

Keywords: Respiratory Inductive Plethysmography; ventilatory monitoring; spontaneous ventilation.

Introdução

A avaliação objetiva do padrão respiratório é fundamental para a compreensão da fisiologia e da biomecânica do sistema respiratório, assim como dos efeitos de eventuais intervenções, como a administração de suporte ventilatório [1]. As técnicas de monitorização ventilatória sem a adaptação de conexões às vias aéreas têm sido desenvolvidas como alternativa para as situações em que não é possível utilizar as ferramentas padrão-ouro, como o pneumotacógrafo (PTC). A Pletismografia Respiratória por Indutância (PRI) é considerada uma técnica não-invasiva padrão para monitorizar qualitativa e quantitativamente as variáveis volumétricas e temporais do ciclo respiratório, assim como avaliar a participação relativa dos compartimentos torácico e abdominal [2]. Ela é composta por duas faixas elásticas, uma torácica e uma abdominal, cada qual com um condutor solidário, cuja indutância varia com a área de secção transversa corporal [2,3,4]. Excitando-se essas indutâncias, são obtidos sinais elétricos que variam com o volume da caixa torácica e do abdome durante a respiração [2,5,6].

O modelo bicompartimental proposto por Konno e Mead em 1967 [7] supõe que o sistema respiratório apresenta dois graus de liberdade de movimento e estabelece que a variação de volume medida na via aérea ($V(t)$) corresponde à soma da variação de volume na caixa torácica ($CT(t)$) e da variação de volume no abdome ($AB(t)$):

$$V(t) = \beta \cdot CT(t) + \gamma \cdot AB(t) \quad (1)$$

em que β e γ são os coeficientes de deslocamento volumétrico da caixa torácica e do abdome, respectivamente [8].

Este modelo é utilizado com diferentes técnicas de calibração da PRI, como a manobra de isovolume e a calibração qualitativa diagnóstica [9,10]. Entretanto, tais técnicas requerem a utilização de manobras respiratórias específicas para sua aplicação, ou pressupõem a manutenção de volume corrente constante, o que limita sua aplicabilidade [11].

O objetivo deste estudo é avaliar a possibilidade de se empregar a PRI para a monitorização da respiração espontânea de voluntários adultos saudáveis, ajustando-se os modelos com um conjunto simplificado de

manobras respiratórias.

Materiais e Métodos

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF/UFRJ; número do parecer: 648.084). Foram recrutados 6 voluntários saudáveis, do sexo masculino (idade de $27 \pm 2,6$ anos e IMC de $24,63 \pm 2,42$ kg/m²). Uma máscara facial com almofada de silicone inflável (Vital Signs, Brasil) foi fixada ao rosto através de fixadores de silicone e acoplada a um PTC de orifício variável (modelo 155362, *Hamilton Medical*, Suíça), conectado a um transdutor de pressão diferencial modelo PC 500 SDET (*Hoffrichter GmbH*, Alemanha), com faixa de operação de ± 5 cmH₂O e de 0-10 volts. As faixas da PRI (Inductotrace Systems, *Ambulatory Monitoring, Inc*, EUA) foram adaptadas aos voluntários, estando a faixa torácica posicionada na região superior do tórax (infra-axilar) e a faixa abdominal no nível da cicatriz umbilical, acima da crista ilíaca. Todos os sinais foram digitalizados através de um conversor analógico digital (A/D; modelo USB-6009; *National Instruments*, EUA) de 11 bits de resolução, com frequência de amostragem de 200 Hz. Os sinais foram armazenados em um computador portátil pelo programa Data Acquisition System (DAS; LEP-PEB/COPPE/UFRJ, Brasil; [12]), desenvolvido em ambiente LabView (*National Instruments*, EUA). Posteriormente, foram importados e processados pelo software MECANICA (LEP-PEB/COPPE/UFRJ, Brasil; [13]), operado em MATLAB R2007b (*Mathworks*, EUA).

O PTC foi previamente calibrado, utilizando-se uma seringa (3Liter Calibration Syringe Series 5530, *Hans Rudolph, Inc.*, EUA) ajustada para volume de 2 litros, com polinômios de terceira ordem para a inspiração e a expiração [14]. O volume (V_{ptc}(t)) foi calculado pela integral numérica da vazão fornecida pelo PTC, zerando-o ao início de cada ciclo (RESET). Foram considerados ciclos verdadeiros aqueles em que o volume corrente fosse maior que 50 ml.

A partir de V_{ptc}(t), foi calculado o volume corrente espontâneo (VT_{ptc}). Para calcular o volume a partir da PRI (V_{pri}(t)), foram usados o modelo linear (equação 1) e o modelo não-linear proposto em [11]:

$$V_{pri}(t) = A \cdot CT(t) + B \cdot [CT(t)]^2 + C \cdot AB(t) + D \cdot [AB(t)]^2 + E \cdot [CT(t) \cdot AB(t)] \quad (2)$$

em que há 5 coeficientes indeterminados. Foi utilizada a regressão linear múltipla (RLM) para ajustar os coeficientes do modelo da PRI, igualando-se V_{ptc}(t) a V_{pri}(t).

Os voluntários foram posicionados sentados em uma cadeira com apoio dorsal e solicitados a realizarem incursões respiratórias de acordo com o comando do pesquisador (padrão respiratório normal com frequência respiratória normal, acrescido de uma incursão respiratória profunda – “basal”; respiração

predominantemente torácica com frequência respiratória normal – “torácica”; respiração predominantemente abdominal com frequência respiratória normal – “abdominal”; e padrão respiratório normal com frequência respiratória aumentada – “taquipneia”). Foram colhidos 2 minutos de sinais para calibração, seguidos de 2 minutos para teste.

A análise estatística foi realizada com o programa GraphPad Prism (versão 5.0; *GraphPad Software*, EUA). Inicialmente, foram analisados separadamente os valores de VT_{ptc} e de volume corrente calculado pela PRI (VT_{pri}) com os modelos linear e não-linear, de acordo com os comandos dados (“basal”, “torácica”, “abdominal” e “taquipneia”). Também foram comparados VT_{ptc} e VT_{pri} (linear e não-linear), usando-se todo o sinal. Posteriormente, foram analisados os erros percentuais de VT_{pri} em relação a VT_{ptc}, de acordo com a equação:

$$ep = \frac{(VT_{pri} - VT_{ptc}) \cdot 100}{VT_{ptc}} \quad (3)$$

Os erros percentuais também foram analisados separadamente para cada comando dado e usando todo o sinal (conforme descrito acima), para as relações linear e não-linear do VT_{pri}.

Os volumes correntes e erros percentuais não apresentaram distribuição normal na maior parte dos casos, segundo o teste de Kolgomorov-Smirnov, e, portanto, foram utilizados testes não-paramétricos para sua comparação (Kruskal-Wallis, com posterior comparação múltipla de Dunn para o volume corrente, e Wilcoxon para os erros percentuais).

Para todos os testes, foi estabelecido o nível de significância α em 5% ($p < 0,05$).

Resultados

Comparando-se VT_{ptc} e VT_{pri} usando-se todas as amostras, não houve diferença estatisticamente significativa, tanto com o modelo linear (VT_{priL}), quanto com o não-linear (VT_{priNL}; $p=0,8796$). VT_{ptc} apresentou uma boa correlação com VT_{priL} ($r = 0,8614$; $p < 0,0001$; IC 95% = 0,8173 – 0,8954; Figura 1) e VT_{priNL} ($r = 0,8697$; $p < 0,0001$; IC 95% = 0,8281 – 0,9018; Figura 2).

Quando separados os volumes correntes de acordo com o padrão respiratório, também não foi observada diferença significativa entre VT_{ptc}, VT_{priL} e VT_{priNL} para os padrões “basal” ($p=0,9483$), “abdominal” ($p=0,5211$) e “taquipneia” ($p=0,9124$). Porém, o padrão “torácico” apresentou diferença significativa ($p=0,0327$), tanto para o modelo linear quanto para o não-linear.

O erro percentual médio foi de $3,84 \pm 27,37$ para VT_{priL} ($ep_{VT_{priL}}$; IC 95% = -0,13 – 7,82; Figura 3) e de $5,31 \pm 30,00$ para VT_{priNL} ($ep_{VT_{priNL}}$; IC 95% = 0,94 – 9,67; Figura 4). Houve diferença significativa entre $ep_{VT_{priL}}$ (mediana = -1,85 ; 1º quartil=-11,18 ; 3º quartil=12,77) e $ep_{VT_{priNL}}$ (mediana = 1,21; 1º quartil=-10,44; 3º quartil=10,40), com $p=0,001$. Quando

analisados separadamente de acordo com os padrões respiratórios, houve diferença estatisticamente significativa apenas para o padrão basal (Tabela 1).

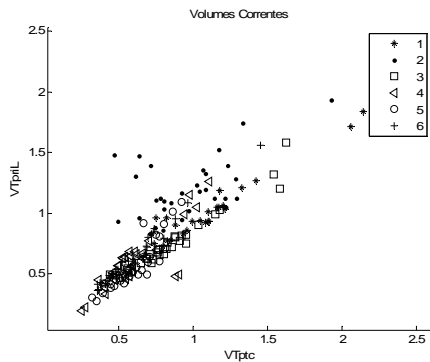


Figura 1 : Correlação entre VT_{ptc} e VT_{priL} , medidos em litros (l) (vide texto).

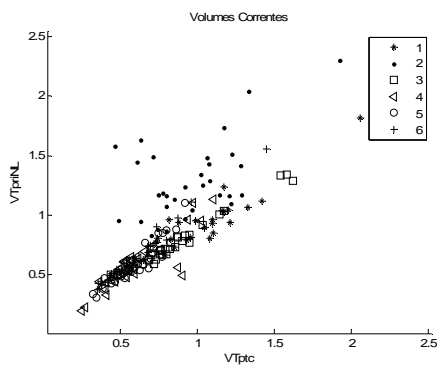


Figura 2: Correlação entre VT_{ptc} e VT_{priNL} , medidos em litros (l) (vide texto).

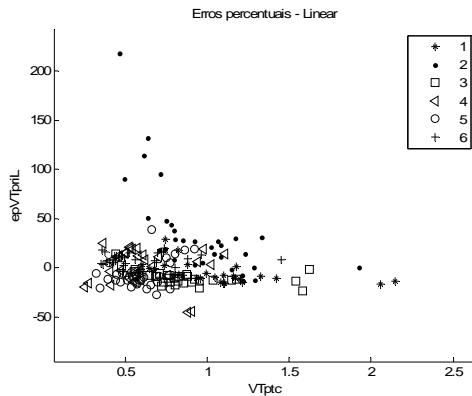


Figura 3: Erros percentuais de VT_{priL} em relação a VT_{ptc} (medido em litros) (vide texto).

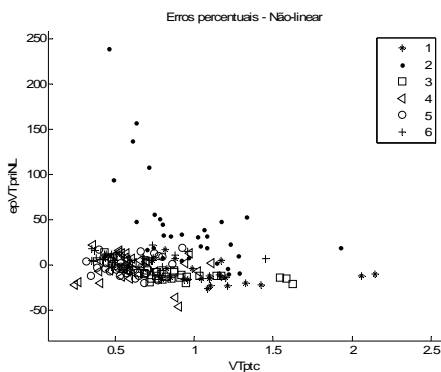


Figura 4: Erros percentuais de VT_{priNL} em relação a VT_{ptc} (em litros)

Padrão	$ep_{VT_{priL}}$	$ep_{VT_{priNL}}$	p valor
torácico	15,96 (4,18; 45,75)	13,29 (4,29; 44,15)	0,4263
abdominal	15,24 (-10,17; 19,76)	5,97 (-9,12; 14,31)	0,2243
taquipneia	-6,14 (-14,80; 11,43)	-4,35 (-13,01; 9,92)	0,9181
basal	-3,90(-10,95; 7,59)	-1,87(-9,30; 7,77)	<0,0001*

Tabela 1: Erros percentuais entre VT_{ptc} e VT_{pri} analisados separadamente de acordo com o padrão respiratório. $ep_{VT_{priL}}$ = valores de mediana do erro percentual (1ºquartil;3ºquartil) para VT_{priL} ; $ep_{VT_{priNL}}$ = valores de mediana do erro percentual (1ºquartil; 3º quartil) para VT_{priNL} ; *diferença estatisticamente significativa entre $ep_{VT_{priL}}$ e $ep_{VT_{priNL}}$ ($p < 0,05$)

Discussão

Carry e colaboradores (1997) compararam a forma de onda do volume obtido pela PRI com os obtidos com um pletismógrafo de corpo inteiro (PCI) e com um PTC [2]. A diferença média entre os sinais de PRI e PTC foi de $4,5 \pm 1,3\%$, sendo significativamente maior do que a diferença entre os de PCI e PRI ($3,4 \pm 1,1\%$). Essa discrepância justificou-se pelo princípio físico de mensuração de cada equipamento (deslocamento volumétrico na PCI, e deslocamento de ar no PTC). Entretanto, não houve diferença significativa entre os volumes correntes calculados com os três métodos [2]. Esses resultados se assemelham aos obtidos no presente estudo.

O conceito de modelo bicompartimental do sistema respiratório (caixa torácica e abdome) é utilizado nas diferentes técnicas de calibração da PRI. A manobra de isovolume é considerada a técnica padrão-ouro [15], porém, devido à possível dificuldade de execução, outras técnicas têm sido empregadas [16]. Neste estudo, foram executadas manobras respiratórias simples e utilizada a RLM para ajustar os parâmetros da PRI com o do PTC, com as potenciais vantagens de evitar a realização de manobras respiratórias específicas, a necessidade de manutenção de volume corrente constante ou a mudança de postura para aquisição dos sinais [1,9,17]. Este método não evidenciou diferença estatisticamente significativa entre VT_{ptc} e VT_{pri} (linear e não-linear) na análise de todas as amostras juntas. Na análise separada por padrões executados, os resultados variaram. O padrão “torácico” apresentou diferença significativa, enquanto os demais não. Durante a respiração normal, a movimentação do compartimento abdominal é proporcional às mudanças na dimensão vertical da cavidade torácica, relacionadas à atividade diafragmática. Da mesma forma, a movimentação do compartimento torácico é proporcional às mudanças no diâmetro torácico ântero-posterior (A-P), relacionadas à atividade da musculatura da parede torácica [18]. A PRI usa variações da área de secção transversa para estimar o volume corrente e a execução do padrão “torácico” pode ter gerado variações muito grandes no diâmetro A-P, sendo uma

possível causa para os valores de VT_{pri} significativamente maiores do que o VT_{ptc} . Esses resultados caracterizam a PRI como uma ferramenta adequada para acompanhar a variação do volume corrente ao longo de um período. No entanto, ela pode não ser capaz de oferecer valores exatos de volume corrente, em particular quando há mudanças nas contribuições relativas do tórax e do abdome.

Comparando-se o modelo não-linear [11] com o linear clássico [7], houve diferença significativa entre $ep_{VT_{priL}}$ e $ep_{VT_{priNL}}$ na análise de todas as amostras juntas, bem como para o padrão “basal”, na análise separada. Possivelmente os demais modelos não mostraram essa diferença porque eram amostras de pequeno tamanho. O modelo linear apresentou maiores erros percentuais, o que sugere sua inadequação à PRI durante a monitorização ventilatória espontânea, mesmo para padrões que apresentam mudanças nas contribuições relativas do tórax e do abdome, conforme sugerido por Strömberg [11].

O estudo apresenta limitações a serem consideradas, como o pequeno tamanho da amostra e a não-aleatoriedade na sequência dos comandos respiratórios dados aos voluntários. Como a comparação foi realizada apenas na postura sentada, não é possível inferir sobre a aplicabilidade do método em outras posturas.

A PRI parece poder ser utilizada como ferramenta para monitorizar variações do volume corrente espontâneo, sem necessitar de calibração prévia com a manobra de isovolume. O modelo não-linear entre os sinais das faixas torácica e abdominal parece ser a melhor opção nessas circunstâncias.

Referências

- [1] Emeriaud G, Eberhard A, Benchetrit G, *et al.* Calibration of respiratory inductance plethysmograph in preterm infants with different respiratory conditions. *Pediatric Pulmonology*. 2008; 43:1135-1141.
- [2] Carry PY, Baconnier P, Eberhard A, *et al.* Evaluation of Respiratory Inductive Plethysmography: Accuracy for Analysis of Respiratory Waveforms. *Chest*. 1997; 111: 910-915.
- [3] Cohen KP, Panescu D, Booske JH, *et al.* Design of an inductive plethysmograph for ventilation measurement. *Physiology Measurement*. 1994; 15:217-229.
- [4] Bar-Yishay E, Putilov A, Einav S. Automated, real-time calibration of the respiratory inductance plethysmograph and its application in newborn infants. *Physiological Measurement*. 2003; 24:149-163.
- [5] Calabrese P, Besleaga T, Eberhard A, *et al.* Respiratory Inductance Plethysmography is suitable for voluntary hyperventilation test. *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2007, Cité Internationale, Lyon, France, August 23-26.
- [6] Grossman P, Wilhelm FH, Brutsche M. Accuracy of ventilatory measurement employing ambulatory inductive plethysmography during tasks of everyday life. *Biological Psychology*. 2010; 84:121-128.
- [7] Konno K, Mead J. Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. *Journal of Applied Physiology*. 1967; 22: 407-422.
- [8] Poole KA, Thompson JR, Hallinan HM, *et al.* Respiratory inductance plethysmography in healthy infants: a comparison of three calibration methods. *European Respiratory Journal*. 2000; 16:1084-1090
- [9] Tobin MJ. Breathing pattern analysis. *Intensive Care Medicine*. 1992; 18: 193-201.
- [10] Sackner MA, Watson H, Belsito AS, *et al.* Calibration of respiratory inductive plethysmograph during natural breathing. *Journal of Applied Physiology*. 1989; 66 (1):410-420.
- [11] Strömberg NOT. Error analysis of a natural breathing calibration method for respiratory inductive plethysmography. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2001;39: 310-314.
- [12] Pino AV, Kagami LT, Jandre FC, *et al.* DAS - Um Programa de Aquisição e Processamento de Sinais para Engenharia Pulmonar. *III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica SBEB, João Pessoa. IFMBE Proceedings*. João Pessoa: SBEB, CORAL & IFMBE 2004; 5(1): 765-768.
- [13] Pino AV, Costa JCGD, Jandre F, *et al.* Mecânica - Um programa para análise do sistema respiratório. *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. SBEB, São José dos Campos, Setembro, 2002.
- [14] Neto AG, Bellido C, Barbosa RB, *et al.* Design and calibration of unicapillary pneumotachographs. *Journal of Applied Physiology*. 1998; 84: 335-343.
- [15] Barbosa RCC, Carvalho CRF, Moriya HT. Plethysmografia respiratória por indutância: estudo comparativo entre calibração por manobra de isovolume e calibração qualitativa diagnóstica em voluntários saudáveis avaliados em diferentes posturas. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*. 2012 ; 38 (2):194-201.
- [16] Verschakelen JA, Deschepper K, Clarysse I, Demedts M. The effect of breath size and posture on calibration of the respiratory inductive plethysmograph by multiple linear regression. *European Respiratory Journal*. 1989; 2:71-77.
- [17] Seppänen TM, Alho OP, Seppänen T. Reducing the airflow waveform distortions from breathing style and body position with improved calibration of respiratory effort belts. *BioMedical Engineering OnLine*. 2013;12 (97):1-17.
- [18] Millard RK, Black AMS. 2004. Scope of linear estimators of tidal and occluded volumes using thoracoabdominal indications of breathing movement coordination. *Medical Engineering & Physics*. 2004; 26: 225-235.