

INSTRUMENTAÇÃO PARA ANÁLISE SEM CONTATO DE DISTÚRBIOS NA SINCRONIA DA MOVIMENTAÇÃO TORACOABDOMINAL

C. F. Costa, N. V. Oliveira, E. P. Silva Júnior e P. L. Melo

Laboratório de Instrumentação Biomédica - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: plopes@uerj.br

Resumo: Várias doenças respiratórias, bem como procedimentos cirúrgicos, podem introduzir mudanças na movimentação toracoabdominal. Técnicas não invasivas possuem elevado potencial de simplificar o exame nestes pacientes. Este trabalho descreve o projeto de um sistema sem contato capaz de avaliar mudanças no movimento torácico e abdominal. Foram utilizados dois transdutores de ultrassom, fornecendo sinais analógicos a um instrumento virtual. Avaliações *in vitro*, utilizando uma superfície plana em movimento, mostraram pequenos erros na análise da assincronia ($\Delta\phi=6.8^\circ$). As contribuições relativas aos compartimentos abdominal (CRAb) e torácico (CRTx) também mostraram pequenos erros (CRAb=1,3%; CRTx=-1,3%). Testes *in vivo* em indivíduos normais simulando condições anormais resultaram em maiores valores de assincronia ($p<0,005$), e diferenças na CRAb ($p<0,02$) e CRTx ($p<0,005$). Concluímos que o sistema é capaz de detectar tanto os movimentos ventilatórios normais quanto às alterações simuladas associadas às doenças respiratórias.

Palavras-chave: Movimentação toracoabdominal, instrumentação biomédica, ultrassom.

Abstract: Several respiratory diseases, as well as surgical procedures, may introduce changes in the thoracoabdominal movement. Non-intrusive techniques have the potential to simplify the exam of these patients. This work describes the design of a non-contact system able to evaluate changes in the thoracic and abdominal movement. Two ultrasonic transducers were used, providing analog signals to a virtual instrument. *In vitro* evaluations using a flat surface in motion showed small errors in the evaluation of the asynchrony ($\Delta\phi=6.8^\circ$), and the relative contributions of the abdominal (CRAb) and thoracic (CRTx) compartments (CRAb=1.3%; CRTx=-1.3%). *In vivo* tests in normal subjects simulating abnormal conditions resulted in higher values of asynchrony ($p<0.005$), and differences in the CRAb ($p<0.02$) and CRTx ($p<0.005$). We concluded that the system is able to detect both, normal breathing and modifications associated with simulated respiratory disease.

Keywords: Thoracoabdominal motion, biomedical instrumentation, ultrasound.

Introdução

O processo respiratório resulta em modificações sincronizadas das dimensões da parede torácica e do

abdome. No entanto, diversas doenças respiratórias, assim como procedimentos cirúrgicos, introduzem alterações no sincronismo destas movimentações [1]. Esta assincronia é usualmente classificada em duas categorias: (1) atraso entre a movimentação dos compartimentos do tórax (Tx) e do abdome (AB) durante a expansão ou retração e (2): o movimento paradoxal, que consiste em movimentos opostos entre a caixa torácica e o abdômen, também conhecido como assincronia completa [2, 3]. Doenças que introduzam alterações na movimentação toracoabdominal incluem a asma e a doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC).

Durante a realização de estudos anteriores em normais e pacientes com DPOC [4], observamos que, em alguns indivíduos, as cintas utilizadas podem introduzir problemas relacionados a pequenas alterações no padrão normal da ventilação devido ao estímulo tátil e a restrição decorrente do posicionamento das cintas. Estes transdutores são intrusivos, visto que precisam ser adaptados ao corpo do paciente. Isto pode limitar a aplicação do sistema em pacientes com doenças respiratórias em estado avançado.

Utilizando princípios ópticos, Uhlig et al [5] obtiveram resultados promissores na elaboração de um monitor adequado à avaliação da ventilação espontânea de adultos e de um modelo mecânico simulando ventilação de alta frequência. Outros autores apresentaram sistemas promissores baseados em princípios ópticos [6, 7], incluindo análise de movimentação em 3D [8], assim como sistemas baseados em radares [9-11].

Uma alternativa promissora para o desenvolvimento de sistemas não intrusivos se relaciona ao emprego de métodos baseados em ultrassom [12, 13]. O uso destes transdutores é adequado porque os sinais são fáceis de gerar e detectar, o comprimento de onda é relativamente pequeno em comparação ao movimento do tórax e do abdome e o baixo nível de energia não apresenta consequências negativas sobre os indivíduos monitorados.

Este trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema completamente não intrusivo baseado em transdutores ultrassônicos.

Materiais e métodos

Desenvolvimento do sistema - A Figura 1 descreve um diagrama simplificado do instrumento. Foram empregados dois transdutores ultrassônicos modelo UM 18-11117 (Sick Automation Inc., Minneapolis, USA) [14]. Os sinais originados nos transdutores estão

associados a um nível DC decorrente do posicionamento do voluntário. Assim, o primeiro bloco de processamento consta de um filtro passa-alta (23 mHz, primeira ordem). Em seguida observamos o primeiro estágio de amplificação com ganho de 2. O sinal resultante é adaptado a um segundo filtro passa-alta (23 mHz, primeira ordem) e a um amplificador (ganho=455). Por fim, o sinal é processado por um filtro passa-baixa (Butterworth, 4ª ordem, $f_c=1$ Hz) que tem como objetivo remover ruídos externos e evitar o *aliasing*.



Figura 1: Diagrama em blocos simplificado do instrumento. FPA= filtro passa-altas; A=amplificador e FPB=filtro passa-baixas.

Os sinais de posição foram adaptados a um módulo de aquisição de dados (NI 6008, National Instruments, Austin, Texas), com uma resolução de 12 bits, quatro canais e frequência de amostragem máxima (f_s) de 10 kHz. No presente projeto a f_s utilizada foi de 196 Hz [4].

Os programas foram desenvolvidos em ambiente LabVIEW 8.2 (National Instruments, Austin, TX). Como plataforma de Hardware foi empregado um computador baseado no processador Intel 3330 core I5 (3 GHz), memória de 4 GB, Monitor LCD 17" e gravador de CD, entre outros periféricos.

A avaliação da assincronia entre os movimentos respiratórios no tórax e abdômen é geralmente realizada analisando a diferença de fase ($\Delta\phi$) entre os sinais obtidos nestes dois compartimentos [15, 16]. Esta diferença de fase reflete o atraso entre as excursões da caixa torácica e do abdômen. Quando os dois compartimentos se movem em sincronia perfeita $\Delta\phi=0^\circ$. Com a elevação da assincronia, $\Delta\phi$ aumenta até o máximo de 180° , que representa o ponto no qual os compartimentos se encontram completamente fora de fase. A análise das curvas de Lissajous é o método tradicionalmente empregado para a obtenção de $\Delta\phi$ [15]. No entanto, este método pressupõe que as excursões da caixa torácica e abdominais são ondas senoidais. Na prática, estas excursões são irregulares em normais e tendem a ser ainda mais errugulares em pacientes, o que pode causar problemas nas medições [15]. O método empregando correlação cruzada [16, 17] tem sido sugerido para análises de assincronia toracoabdominal. Nesta aplicação em particular, este método apresenta importantes vantagens no sentido de ser independente das formas de onda e robusto na presença de ruído. No presente projeto, este método é implementado utilizando as subrotinas disponíveis no LabVIEW.

Testes *in vitro* – Antes da utilização do sistema em humanos, seu adequado funcionamento foi avaliado em

um sistema mecânico simulando uma movimentação toracoabdominal normal. Para este fim foi utilizada uma plataforma vibratória que consta, basicamente de um oscilador acoplado a um amplificador com acoplamento DC, que por sua vez é conectado a um alto-falante (Arlen, 12 polegadas, Subcompact) que produz as movimentações desejadas. O sistema foi testado em uma amplitude de movimentação de cerca de 2 mm, utilizando um sinal senoidal de 0,3 Hz.

Testes *in vivo* em normais durante ventilação espontânea e simulando assimetrias – Foram realizados estudos em 12 indivíduos normais sem histórico de doenças respiratórias e tabagismo (idade $31,0\pm 9,0$ anos; altura $1,70\pm 0,09$ m; $72,3\pm 13,6$ kg). Os voluntários foram solicitados a realizar análises de 20 s em 4 condições: (1) ventilação normal, (2) ventilação predominantemente pelo abdome, (3) ventilação predominantemente pelo tórax e (4) simulando assincronia.

Os resultados são apresentados como média \pm desvio padrão. A comparação entre os resultados foi efetuada empregando o teste de Wilcoxon. O protocolo obedeceu às orientações da Declaração de Helsink e da Resolução nº196/96, sendo aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital Universitário Pedro Ernesto. Previamente à realização dos exames, todos os indivíduos foram devidamente informados sobre o conteúdo dos exames e assinaram um termo de consentimento.

Resultados

A Figura 2 ilustra o sistema e sua utilização. O programa é composto por três módulos principais em uma estrutura de guias. A primeira guia (Figura 3A) é dedicada à entrada de dados associados com o paciente (nome, idade, altura e massa) e a análise visual dos sinais de movimento medidos durante o exame.



Figura 2: Foto ilustrando o sistema desenvolvido e sua utilização.

A segunda guia (Figura 3B) calcula automaticamente a média dos valores de pico e vales para a movimentação abdominal (Ab) e torácica (Tx), bem como a contribuição relativa do abdômen ($CRAb$) e do tórax ($CRTx$) para o movimento total ($MT = Ab + Tx$) do sistema respiratório ($CRAb=100\%Ab/MT$ e $CRTx=100\%Tx/TM$). Uma descrição gráfica da correlação cruzada entre os sinais de movimentação abdominal e torácica se encontra disponível na segunda guia, assim como o valor de $\Delta\phi$. O resultado final do exame é obtido por meio da média de três ensaios parciais. Ao término de cada ensaio parcial o

instrumento oferece ao pesquisador a opção de salvar os dados em um arquivo ASCII para que os mesmos possam ser analisados posteriormente.

Por fim, a terceira guia (Figura 3C) permite a realização da média dos três ensaios parciais realizados anteriormente, assim como salvar os dados finais do exame em um arquivo ASCII.

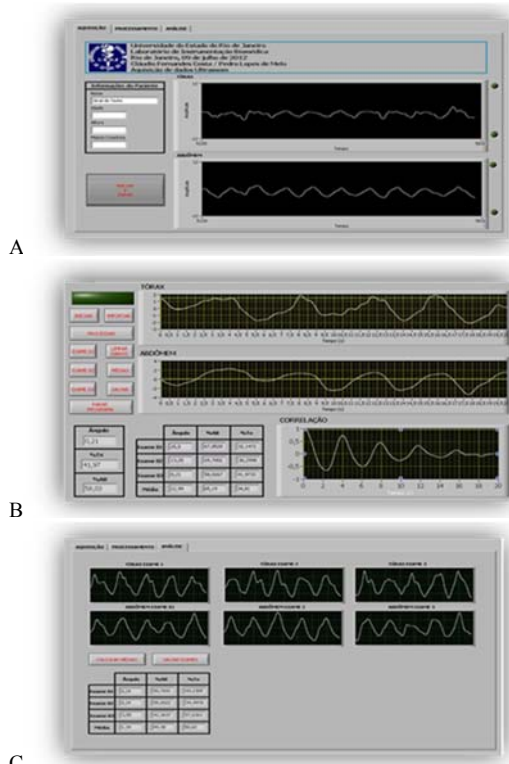


Figura 3: Painéis frontais do programa descrevendo a estrutura de guias utilizada para a entrada de dados do paciente e realização das medidas (A), estimativa dos parâmetros (B) e realização da média dos ensaios parciais e salvamento dos resultados finais (C).

A figura 4 mostra os resultados do teste *in vitro*. A assincronia observada foi muito pequena ($\Delta\phi = 6,8^\circ$), assim como o erro na avaliação da contribuição dos compartimentos ($CR_{Ab} = 1,3\%$ e $CR_{Tx} = -1,3\%$).

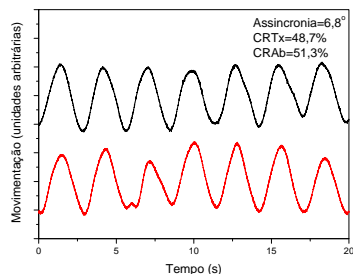


Figura 4: Sinais obtidos no teste *in vitro* e resultados das análises de assincronia e a contribuição relativa dos compartimentos abdominal (CR_{Ab}) e torácico (CR_{Tx}).

A Figura 5 mostra traçados típicos de movimentação medidos no tórax e no abdome de um indivíduo normal

em ventilação espontânea e durante a simulação de movimentos.

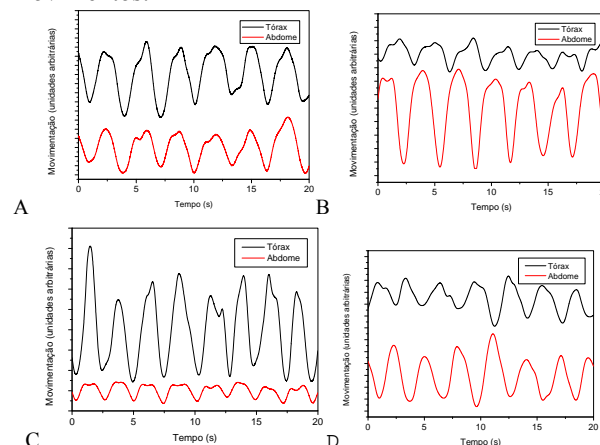


Figura 5: Traçados típicos de movimentação em indivíduo normal em condições de ventilação espontânea (A) e durante a simulação de ventilação predominantemente pelo abdome (B), pelo tórax (C) e simulando assincronia (D).

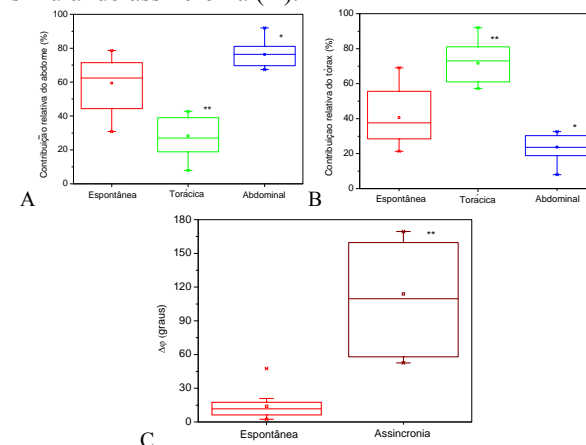


Figura 6: Resultados das análises das contribuições relativas dos compartimentos abdominal (A) e torácico (B) em condições de ventilação espontânea, torácica e abdominal. Diferença de fase observada durante a simulação de assincronia (C). * e ** representam $p < 0,02$ e $p < 0,005$ em relação à ventilação espontânea, respectivamente.

Discussão

A avaliação da assincronia da movimentação respiratória é usualmente efetuada empregando faixas com transdutores ao redor do tórax e do abdome. Este processo pode afetar o padrão de movimentação toracoabdominal [18,19]. O sistema proposto no presente trabalho elimina a necessidade de adaptar transdutores ao paciente.

Durante a fase inicial de testes *in vitro* (Figura 4), foram observados erros $< 7^\circ$. Os valores teóricos de CR_{Tx} e CR_{Ab} nos testes *in vitro* seriam de 50%. Na prática, estes testes mostraram erros $< 2,0\%$ (Figura 4). Os valores citados são adequados à aplicação visada.

Os baixos valores de $\Delta\phi$ observados em indivíduos normais indicam a presença de movimentação sincrona

entre os compartimentos do tórax e do abdome (Figura 5C). Estes resultados, assim como os valores de CRAb e CRTx em indivíduos normais descritos na Figura 5, são coerentes com estudos anteriores de nosso grupo empregando cintas piezelétricas [4] e estudos realizados por outros autores [3, 20, 21].

A comparação das contribuições relativas obtidas simulando ventilação predominante pelo abdome (Figura 6A) mostrou valores mais elevados que em condições de ventilação espontânea, indicando que o sistema identifica adequadamente esta manobra. O sistema também identificou adequadamente a manobra simulando ventilação predominante pelo tórax (Figura 6B). A comparação dos valores de $\Delta\phi$ obtidos simulando ventilação assíncrona ($\Delta\phi=113,9\pm 47,1^\circ$, Figura 6C) mostrou valores mais elevados que os obtidos em ventilação espontânea ($\Delta\phi = 13,9 \pm 12,5^\circ$; $p < 0,001$), indicando que o sistema identifica adequadamente esta manobra. Desta maneira, observamos que a descrição das alterações de movimentação do sistema respiratório oferecida pelo sistema descrito no presente trabalho encontra-se em estreita concordância com os fundamentos fisiológicos envolvidos [20, 21] e que os movimentos respiratórios anormais simulados foram adequadamente identificados pelo sistema proposto.

Conclusões

Foi desenvolvido um novo instrumento que permite a análise da movimentação do sistema respiratório de maneira não intrusiva.

As aplicações do sistema em um modelo mecânico e indivíduos normais simulando anormalidades na movimentação respiratória evidenciaram resultados em estreita concordância com a literatura, assim como com os princípios fisiológicos envolvidos.

O sistema apresenta elevado potencial em contribuir no aprimoramento da análise de alterações decorrentes de doenças respiratórias ou associadas a procedimentos de reabilitação.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq e a FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] B. C. Palombini, Godoy, D.V., "Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica," in *Doenças das Vias Aéreas: Uma visão Clínica Integrada* ed: Revinter, 2000, pp. 321-335.
- [2] M. A. Sackner, H. Gonzalez, M. Rodriguez, A. Belsito, D. R. Sackner, and S. Grenvik, "Assessment of asynchronous and paradoxical motion between rib cage and abdomen in normal subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease," *Am Rev Respir Dis*, vol. 130, pp. 588-93, Oct 1984.
- [3] M. J. Tobin, W. Perez, S. M. Guenther, R. F. Lodato, and D. R. Dantzker, "Does rib cage-abdominal paradox signify respiratory muscle fatigue?," *J Appl Physiol (1985)*, vol. 63, pp. 851-60, Aug 1987.
- [4] E. P. da Silva Junior, G. P. Esteves, K. K. Dames, and P. L. Melo, "A telemedicine instrument for Internet-based home monitoring of thoracoabdominal motion in patients with respiratory diseases," *Rev Sci Instrum*, vol. 82, p. 014301, Jan 2011.
- [5] T. Uhlig, T. Kondo, and P. D. Sly, "Measurements of PEEP-induced changes in lung volume: evaluation of a laser monitor," *Chest*, vol. 112, pp. 107-12, Jul 1997.
- [6] S. J. Cala, C. M. Kenyon, G. Ferrigno, P. Carnevali, A. Aliverti, A. Pedotti, *et al.*, "Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis," *J Appl Physiol (1985)*, vol. 81, pp. 2680-9, Dec 1996.
- [7] T. Kondo, T. Uhlig, P. Pemberton, and P. D. Sly, "Laser monitoring of chest wall displacement," *Eur Respir J*, vol. 10, pp. 1865-9, Aug 1997.
- [8] H. Kaneko, "Estimating breathing movements of the chest and abdominal wall using a simple, newly developed breathing movement measuring device," *Respir Care*, Dec 17 2013.
- [9] P. Bechet, R. Mitran, and M. Munteanu, "A non-contact method based on multiple signal classification algorithm to reduce the measurement time for accurately heart rate detection," *Rev Sci Instrum*, vol. 84, p. 084707, Aug 2013.
- [10] W. Hu, Z. Zhao, Y. Wang, H. Zhang, and F. Lin, "Noncontact Accurate Measurement of Cardiopulmonary Activity Using a Compact Quadrature Doppler Radar Sensor," *IEEE Trans Biomed Eng*, Nov 4 2013.
- [11] D. Dei, G. Grazzini, G. Luzi, M. Pieraccini, C. Atzeni, S. Boncinelli, *et al.*, "Non-contact detection of breathing using a microwave sensor," *Sensors (Basel)*, vol. 9, pp. 2574-85, 2009.
- [12] S. D. Min, D. J. Yoon, S. W. Yoon, Y. H. Yun, and M. Lee, "A study on a non-contacting respiration signal monitoring system using Doppler ultrasound," *Med Biol Eng Comput*, vol. 45, pp. 1113-9, Nov 2007.
- [13] O. Baltag, C. M. Rau, and A. Banarescu, "Non invasive monitoring of the cardio respiratory activity," in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Munich, Germany, 2009, pp. 529-531
- [14] S. AG. (2013, UM18-11117 - Ultrasonic sensors. *Datasheet*.
- [15] N. Beydon, S. D. Davis, E. Lombardi, J. L. Allen, H. G. Arets, P. Aurora, *et al.*, "An official American Thoracic Society/European Respiratory Society statement: pulmonary function testing in preschool children," *Am J Respir Crit Care Med*, vol. 175, pp. 1304-45, Jun 15 2007.
- [16] A. M. Black and R. K. Millard, "Assessing thoracoabdominal asynchrony," *Clin Physiol*, vol. 21, pp. 383-5, May 2001.
- [17] G. K. Prisk, J. Hammer, and C. J. Newth, "Techniques for measurement of thoracoabdominal asynchrony," *Pediatr Pulmonol*, vol. 34, pp. 462-72, Dec 2002.
- [18] A. de Groote, Y. Verbandt, M. Paiva, and P. Mathys, "Measurement of thoracoabdominal asynchrony: importance of sensor sensitivity to cross section deformations," *J Appl Physiol (1985)*, vol. 88, pp. 1295-302, Apr 2000.
- [19] M. B. Hershenson, A. A. Colin, M. E. Wohl, and A. R. Stark, "Changes in the contribution of the rib cage to tidal breathing during infancy," *Am Rev Respir Dis*, vol. 141, pp. 922-5, Apr 1990.
- [20] J. T. Sharp, N. B. Goldberg, W. S. Druz, H. C. Fishman, and J. Danon, "Thoracoabdominal motion in chronic obstructive pulmonary disease," *Am Rev Respir Dis*, vol. 115, pp. 47-56, Jan 1977.

- [21] K. Konno and J. Mead, "Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing," *J Appl Physiol*, vol. 22, pp. 407-22, Mar 1967.