

DESENVOLVIMENTO DE MONITOR RESPIRATÓRIO UTILIZANDO MÚLTIPLOS ACELERÔMETROS

A. L. D. Siqueira Junior* **, T. F. Rech***, R. Moraes*** e V. Zarzoso**

* Instituto Federal do Triângulo Mineiro, Ituiutaba, Brasil

** Laboratoire d'Informatique, Signaux et Systèmes de Sophia Antipolis, Sophia Antipolis, França

***Universidade Federal de Santa Catarina/LCS, Florianópolis, Brasil

e-mail: ailton@iftm.edu.br

Resumo: Após cirurgias, o contínuo monitoramento da respiração de pacientes é indicado, haja vista que complicações respiratórias frequentemente ocorrem. Entre outras técnicas, registros de deslocamentos do tórax com acelerômetros têm sido investigados a fim de relacioná-los com a forma de onda respiratória. No entanto, existem vários aspectos técnicos sobre a utilização de acelerômetros que requerem investigação adicional; por exemplo, não há recomendações de melhores locais (sensibilidade e rejeição de artefatos) para a colocação dos transdutores. Este trabalho descreve um sistema desenvolvido para adquirir sinais de até 10 acelerômetros e, ainda, uma referência padrão-ouro de sinal respiratório. Os sinais amostrados são transmitidos a um microcomputador onde são armazenados em arquivos para análise *off-line*. Para validar o funcionamento do equipamento e verificar sua acurácia foram realizados experimentos estáticos, dinâmicos e com voluntário. Resultados são apresentados e analisados.

Palavras-chave: taxa respiratória, monitoramento, instrumentação biomédica, acelerômetro.

Abstract: *After surgery, continuous monitoring of breathing from patients should be carried out, since respiratory complications often occur. Among other techniques, thorax displacements registered with accelerometers have been investigated in order to relate its measurements to respiratory waveform. Nevertheless, there are several technical aspects on the accelerometers utilization that require additional research; for instance, there are no indications of best sites (sensitivity and artifacts rejection) for transducers placement. This work describes a system designed to acquire respiratory signals using 10 accelerometers and a gold standard reference. The sampled signals are transmitted to a microcomputer where they are stored into files for off-line analysis. To validate the developed system and verify its accuracy, static, dynamic, and experiments with a volunteer were performed; results are presented and analyzed.*

Keywords: respiratory rate, monitoring, biomedical instrumentation, accelerometer.

Introdução

A forma de onda do fluxo respiratório é utilizada, entre outras aplicações, para diagnosticar enfermidades (tais como a embolia pulmonar, pneumonia, insuficiência cardíaca congestiva [1]), para monitorar pacientes no pós-cirúrgico [2,3] e para modelar o controle autônomo do sistema cardiovascular [4]. O contínuo monitoramento da respiração no pós-cirúrgico permite, por exemplo, identificar a iminência de ataque cardíaco, haja vista sua correlação com taxas respiratórias acima de 27 ciclos por minuto [5].

Para realizar a medição da taxa respiratória é usual que um profissional da área médica realize a observação do movimento do abdômen e da caixa torácica; no entanto, tal análise é imprecisa devido à subjetividade e tem alto custo por demandar um profissional dedicado a essa tarefa [1-3]. Alternativamente, o registro eletrônico do fluxo respiratório requer que o paciente respire através de dispositivos, tais como máscaras ou cânulas nasais. Em várias situações clínicas, a utilização destes dispositivos obstrutivos não é recomendada; o dispositivo pode afetar a atividade respiratória ou não ser tolerado por pacientes em estado crítico [2,6].

Tais limitações têm motivado pesquisas recentes com o emprego de acelerômetros para o registro da taxa respiratória [7,8]. Os resultados obtidos são promissores; contudo, diversos aspectos não foram ainda elucidados, tais como, melhores locais para o registro do deslocamento do tórax pelos acelerômetros e técnicas para remoção de artefatos de movimentos. Com o propósito de contribuir com as atuais investigações, este trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema para a aquisição de sinais de até 10 acelerômetros dispostos sobre o tórax e de sinal de referência captado com máscara nasal. Apresenta também, um conjunto de experimentos que verificam a capacidade do sistema desenvolvido para ser futuramente empregado na investigação dos aspectos mencionados.

Materiais e métodos

A Figura 1 apresenta o diagrama de blocos do sistema desenvolvido.

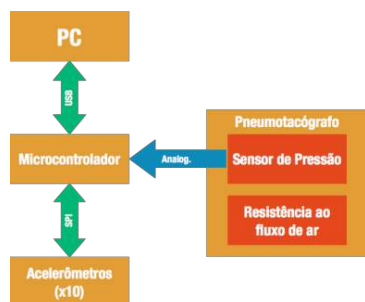


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema proposto.

Transdutores – Os acelerômetros ADXL345 (Analog Devices) são utilizados para registrar os movimentos do tórax. O ADXL345 é tri-axial com alta sensibilidade (até 3,9mg/LSB), sendo adequado para detectar movimentos de pequena amplitude, como os que ocorrem na respiração em repouso. O ADXL345 contém circuitos de condicionamento, conversão analógico-digital e comunicação serial das medidas (SPI e I²C), simplificando a aquisição de sinais com baixo nível de ruído. Neste projeto, optou-se pelo protocolo de comunicação SPI, sendo utilizada a taxa de 2 MHz para transmissão de dados. Os 10 acelerômetros podem compartilhar o mesmo barramento serial SPI do microcontrolador, sendo selecionados individualmente (através de pino “Chip Select” - CS) para que enviem, um por vez, suas medidas de aceleração. O uso do protocolo I²C foi descartado pois o acelerômetro ADXL345 só suporta 2 endereços diferentes nesse protocolo; isto demandaria 5 interfaces I²C, não disponíveis no microcontrolador.

O sistema capta também, sinal de um transdutor diferencial de pressão (DC030NDC4 – Honeywell) para ser utilizado como referência para a análise. Este registra a queda de pressão através de dispositivo que apresenta resistência ao fluxo de ar (pneumotacógrafo); a queda de pressão é proporcional ao fluxo de ar respiratório. O pneumotacógrafo é acoplado à máscara facial que cobre as vias nasais e a boca do voluntário. O DC030NDC4 tem como saída um sinal de tensão proporcional ao fluxo que deve ser convertido para valor binário. Após ser filtrado por um passa baixa *anti-aliasing* (40Hz, *Butterworth*, 2 pólos), é atenuado por um divisor de tensão para se adequar à faixa de entrada (0 a 3,3V) do conversor analógico-digital (ADC) do microcontrolador.

Sistema microcontrolado – A placa de desenvolvimento FRDM-KL25z (NXP Semiconductors®) foi utilizada como base para a *hardware* de aquisição de dados, pois possui os periféricos necessários: USB, SPI e ADC de 16bits. O firmware, implementado na plataforma ARM MBED, controla a amostragem do sinal do fluxo respiratório pelo DC030NDC4, a aquisição de medidas dos acelerômetros pela interface SPI e a transferência destes dados para microcomputador PC por interface USB. Através desta mesma interface, recebe comandos de aplicativo (descrito a seguir) em execução no PC. A amostragem do sinal ocorre em 80 SPS; esta taxa atende ao critério de *Nyquist* para o filtro *anti-aliasing* utilizado, sendo bem superior à máxima

frequência do sinal respiratório (1Hz)[8], permitindo melhor resolução na análise espectral destes.

Aplicativo – O software para PC foi desenvolvido em C# na plataforma *Visual Studio* para Windows® com base em um trabalho anterior desse grupo [9]. A interface com o usuário permite que sejam selecionados de quais acelerômetros os sinais serão amostrados (podem ser empregados de 1 a 10) e o fundo de escala dos acelerômetros. Estes valores são enviados para o FRDM-KL25z, assim como comandos para iniciar ou encerrar a aquisição de sinais dos transdutores. O aplicativo permite ainda gerar arquivos de texto e no formato Matlab™ com os sinais captados. Para cada sinal amostrado, um gráfico é apresentado na tela do monitor do PC onde a correspondente forma de onda é mostrada. Para traçar as formas de onda em tempo real, utilizou-se a biblioteca *ZedGraph*.

Procedimento experimental – Para avaliar o sistema, foram realizados testes estáticos, dinâmicos e com voluntário. Nos testes estáticos, o acelerômetro foi mantido em repouso durante o decorrer da coleta de dados para medir apenas a magnitude da aceleração da gravidade. O acelerômetro foi fixado na face de um cubo, sendo este último colocado em seis posições diferentes. Cada posição submete um dos eixos do acelerômetro ao campo gravitacional medindo +1 g ou -1 g, dependendo do sentido. As medidas nos eixos perpendiculares são nulas. O cubo é reposicionado ao final de uma amostragem até que todos os eixos do acelerômetro tenham sido submetidos às acelerações de +1 g e -1 g. Foram, portanto, coletadas medidas de aceleração em 6 posições diferentes durante 5 segundos cada a uma taxa de 80SPS. Os valores medidos são utilizados para calcular os parâmetros de calibração do acelerômetro (escala e *offset* para cada eixo de cada acelerômetro). As Equações 1 e 2 foram utilizadas para o eixo X:

$$X_{offset} = \frac{X_{(g+)} - |X_{(g-)}|}{2} \quad (1)$$

$$X_{escala} = \frac{1}{X_{(g+)} - X_{offset}} \quad (2)$$

Sendo $X_{(g+)}$ e $X_{(g-)}$ os valores medidos na direção X em que a gravidade tem o mesmo sentido e sentido contrário, respectivamente. Por fim, o sinal resultante é calculado conforme a Equação (3).

$$X_{calibrado} = (X_{acc} - X_{offset}) * X_{escala} \quad (3)$$

As Equações 1, 2 e 3 são também utilizadas para calcular os valores relativos aos eixos Y e Z, substituindo-se apenas o eixo.

No teste dinâmico, o acelerômetro foi fixado na extremidade de um pêndulo rígido com 59,5 cm, tendo o seu eixo acoplado a um *encoder* óptico HEDS5505 #A06 (Avago Technologies), com saída em quadratura de 500ppr (pulsos por rotação). O pêndulo é então deslocado manualmente a um ângulo de aproximadamente 20 graus e liberado, sendo amostrados os sinais do acelerômetro e do *encoder*. A partir do número de pulsos gerado pelo

encoder, o ângulo do pêndulo é calculado. A Equação 4 foi utilizada para determinar a aceleração radial na extremidade do pêndulo a partir das medidas de ângulo [10]. Essa aceleração será comparada à medida pelo acelerômetro para verificar sua equivalência.

$$a_r(t) = l * \frac{d^2\theta(t)}{dt^2} + g\cos(\theta) \quad (4)$$

Após os ensaios descritos, um registro piloto foi realizado em um voluntário para avaliar o desempenho do sistema na aplicação proposta. Os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH) da Universidade Federal de Santa Catarina (CAAE no: 53092416.9.0000.0121). Para este registro, os acelerômetros foram dispostos sobre o tórax e abdômen conforme a Figura 2. Neste experimento, utilizou-se apenas 6 acelerômetros. Os outros 4 estão sendo ainda adquiridos. Os registros foram realizados durante 30 segundos, estando o voluntário sentado sem realizar qualquer movimento. A obtenção do deslocamento do tórax a partir dos sinais dos acelerômetros foi obtida com técnica previamente descrita [8].

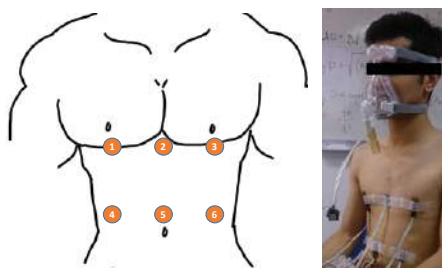


Figura 2: Posicionamento dos acelerômetros.

Resultados

O primeiro experimento permite determinar a acurácia do sistema em medir acelerações constantes. O acelerômetro é mantido em repouso durante o decorrer da coleta de dados, possibilitando medir apenas a magnitude da aceleração da gravidade.

A Figura 3 mostra histograma da distribuição das magnitudes de aceleração para um mesmo acelerômetro em posição estática, antes e após a calibração. Após a calibração, percebe-se uma distribuição gaussiana, onde a média se aproxima de 1 g e o desvio padrão é bastante reduzido, obtendo-se menores erros na medida. A Tabela 1 apresenta valores médios e desvios-padrão da aceleração medida com 2 acelerômetros antes e após a calibração.

Resultado típico do teste dinâmico é mostrado na Figura 4. As curvas obtidas possuem uma correlação de 1,0, indicando equivalência entre as medidas de aceleração estimadas (Equação 4) e as realizadas pelo acelerômetro. O histograma da diferença entre as curvas é apresentado na Figura 5, ilustrando a pequena diferença entre as mesmas.

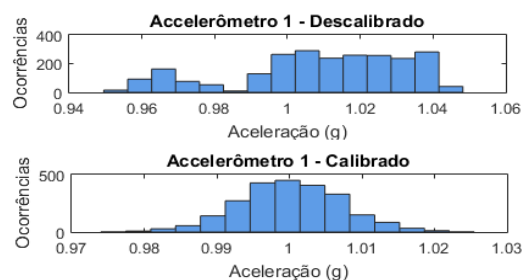


Figura 3: Distribuição referente a todas as coletas para um dos acelerômetros antes e após a calibração

Tabela 1: Médias e desvios-padrão da aceleração medida por dois acelerômetros antes e após o procedimento de calibração.

Parâmetros	Acelerômetro 1		Acelerômetro 2	
	Antes	Depois	Antes	Depois
Média(g)	1,0088	1,0002	1,0154	1,0005
Desvio Padrão (g)	0,0231	0,0069	0,0269	0,0066

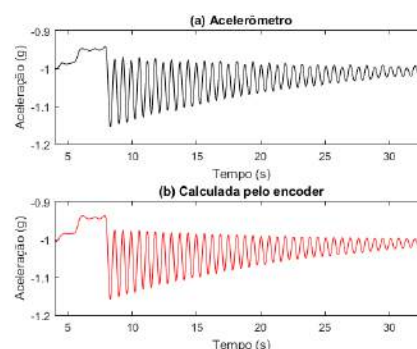


Figura 4: Curvas de aceleração calculadas a partir de (a) amostras do acelerômetro e (b) medidas de ângulo (Equação 4).

Como exemplo de resultados típicos obtidos de voluntário, a Figura 6.a apresenta o registro do fluxo respiratório medido com máscara facial; a Figura 6.b mostra a estimativa do deslocamento da caixa torácica realizado com um par de acelerômetros [8] e a Figura 6.c apresenta os dois sinais sobrepostos para comparação.

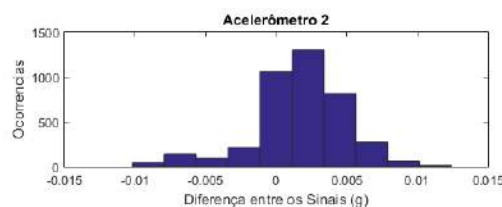


Figura 5: Distribuição da diferença entre a aceleração calculada pelo *encoder* (Equação 4) e obtida pelo acelerômetro

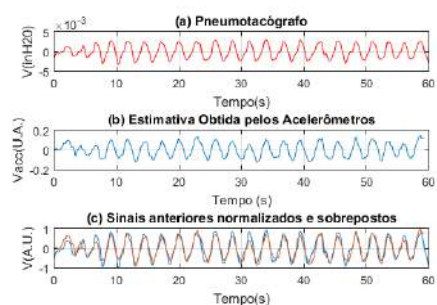


Figura 6: Registro do sinal respiratório obtido com (a) máscara facial, (b) acelerômetros e (c) sinais superpostos após remoção de atraso determinado por correlação.

Discussão e conclusão

O sistema desenvolvido é capaz de registrar até 10 sinais de acelerômetros e o sinal do pneumotacógrafo. Os ensaios estáticos permitiram calibrar os acelerômetros e determinar o seu nível de ruído, melhor que o apresentado em sistema similar anterior [11]. Os ensaios dinâmicos mostraram a adequação do sistema para registrar deslocamentos com pequena amplitude angular, bem como, avaliaram quantitativamente seu comportamento, tendo como referência medidas obtidas com o *encoder*; o valor de correlação entre as curvas obtidas foi igual a 1,0. Para ilustrar a viabilidade de se utilizar acelerômetros para obter a forma de onda do fluxo respiratório, a curva obtida dos acelerômetros, baseada na técnica proposta em [8], foi comparada à curva obtida a partir de queda de pressão em pneumotacógrafo, exibindo uma correlação de 0,9 entre os dois sinais.

A possibilidade de se obter sinais de até 10 acelerômetros proporcionará a realização de comparações mais consistentes sobre as melhores posições para o registro da forma de onda respiratória em indivíduos com diferentes características físicas. No experimento piloto, já foi possível observar uma oscilação maior nos sinais dos acelerômetros posicionados no abdômen em relação aos do tórax. Entretanto, é necessário avaliar o procedimento em mais voluntários para indicar os melhores locais de posicionamento dos acelerômetros, objeto de investigação futura. Tais investigações envolverão também a avaliação de técnicas de processamento visando o emprego de acelerômetros para monitoração da respiração em diversos contextos clínicos.

Este trabalho descreveu o desenvolvimento de um sistema de monitoramento respiratório usando acelerômetros. Os resultados experimentais mostram que o sistema proposto possui resolução suficiente para detectar acelerações da parede do tórax geradas pela respiração. Suas características permitem sua futura utilização na investigação de novas técnicas de processamento, além das posições mais adequadas a fixação dos acelerômetros para o registro da forma de onda respiratória.

Agradecimentos

Ao Programa CAPES/COFECUB (Processos 830/2015 e BEX 7250/15-0), ao Programa Jovens Talentos (CAPES – Projeto 47F34C16AB07CF76-JTCIC 2014) e ao Instituto Federal do Triângulo Mineiro pelo financiamento do projeto. V. Zarzoso é membro do *Institut Universitaire de France*.

Referências

- [1] Lovett PB, Buchwald JM, Sturmman K, Bijur P. The vexatious vital: neither clinical measurements by nurses nor an electronic monitor provides accurate measurements of respiratory rate in triage. *Annals of Emergency Medicine*. 2005; 45(1):68-76.
- [2] Drummond GB, Bates A, Mann J, Arvind DK. Validation of a new non-invasive automatic monitor of respiratory rate for postoperative subjects. *British Journal of Anaesthesia*. 2010; 107(3):462-69.
- [3] Niesters M, Mahajan R, Olofsen E, Boom M, Garcia del Valle S, Aarts L, Dahan A. Validation of a novel respiratory rate monitor based on exhaled humidity. *British Journal of Anaesthesia*. 2012; 109(6):981-9.
- [4] Chen X, Mukkamala R. Selective quantification of the cardiac sympathetic and parasympathetic nervous systems by multisignal analysis of cardiorespiratory variability. *American Journal of Physiology*. 2008; 294, 362-71.
- [5] Smith I, Mackay J, Fahrid N, Krucke D. Respiratory rate measurement: a comparison of methods. *British Journal of Health Care Assistants*. 2011; 5(1):18-23.
- [6] Folke M, Cernerud L, Ekström M, Hök B. Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care. *Medical Biological Engineering & Computing*. 2003; 41:377-83.
- [7] Bates A, Ling MJ, Mann J, Arvind D K. Respiratory Rate and Flow Waveform Estimation from Tri-axial. In: *International Conference on Accelerometer Data Body Sensor Networks (BSN)*; 2010 Jun 7-9; Singapore. 2010. p.144-50.
- [8] Lapi S, Lavorini F, Borgioli G, Calzolaia M, Masottia L, Pistolesi M, Fontana GA. Respiratory rate assessments using a dual-accelerometer device. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2013; 191:60-6.
- [9] Siqueira Junior ALD. Framework para interface e gerenciamento computacional de sistemas de aquisição de dados [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2007.
- [10] Vikstén F. On the use of an accelerometer for identification of a flexible manipulator [dissertação]. Linköping: Linköping University; 2005.
- [11] Siqueira Junior ALD, Soares AB, Andrade AO, Almenda MFS, Cavalheiro GL. Desenvolvimento de um sistema para detecção do tremor humano. In: *Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*; 2008 Nov 16-20; Salvador, Brasil. 2008;1-4.