

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE BAROPODÔMETRO

Mateus Fernandes Réu Urban*, Marcelo Augusto Assunção Sanches*, Renan Fernandes Kozan*, Luiz Henrique Vitti Felão*, Marcio Antônio Bazani**, Aparecido Augusto de Carvalho*

*Departamento de Engenharia Elétrica/FEIS – UNESP, Ilha Solteira, Brasil

**Departamento de Mecânica/FEIS – UNESP, Ilha Solteira, Brasil

e-mail: mateus.urban@gmail.com

Resumo: Neste trabalho é descrito o desenvolvimento de um protótipo reduzido de baropodômetro instrumentado com 15 sensores FSR400 para validação e testes iniciais. O modelo possui sensores do tipo FSR400, dispostos matricialmente sobre chapas em acrílico. Os testes iniciais com os sensores do protótipo apresentaram resultado semelhante ao descrito na literatura e dentro das exigências do projeto.

Palavras-chave: Baropodômetro, protótipo, sensor FSR400.

Abstract: *This paper describes the development of a reduced prototype baropodometer instrumented with 15 FSR400 sensors for validation and initial tests. The model has FSR400 sensors disposed as matrix on acrylic plates. Initial tests with prototype sensors showed similar results as described in the literature and within the requirements of the project.*

Keywords: *Baropodometer, prototype, FSR400 sensor.*

Introdução

O estudo do equilíbrio é fundamental para a compreensão da queda em indivíduos idosos, um problema sério de saúde pública. Segundo dados da Secretaria Estadual de Saúde, cerca de 1,5 mil idosos foram a óbito em 2010 devido a quedas dentro e fora de casa no estado de São Paulo [1].

Baropodômetros são equipamentos disponíveis comercialmente que possibilitam aos profissionais de saúde investigar a distribuição de peso na região plantar e, conseqüentemente, analisar o risco de queda de indivíduos [2]. Entretanto, apresentam custo exorbitante e são pouco robustos, tornando-os incompatíveis com a realidade dos profissionais de saúde brasileiros.

Com o acesso a esse tipo de tecnologia por profissionais da saúde, a sociedade será beneficiada. Na literatura, há numerosos exemplos de como a avaliação podoposturológica pode auxiliar atletas na busca de melhores resultados, na busca por uma melhor qualidade de vida em diferentes faixas etárias ([3]; [4], [5]; [6]), no desenvolvimento da ciência ([7]; [8]; [9]), aprofundando os conhecimentos sobre patologias que acometem os membros inferiores ou influenciam seu correto funcionamento ([10]; [11]).

O presente trabalho tem como objetivo apresentar o desenvolvimento de um protótipo de baropodômetro de baixo custo que está sendo implementado no

Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB) do Departamento de Engenharia Elétrica da UNESP-Ilha Solteira.

Materiais e métodos

O sistema final consistirá de uma plataforma para cada pé para utilização de indivíduos que calçam até o tamanho 40, de acordo com os gabaritos da empresa Podaly [12]. Visando estudar a viabilidade do sistema, foi construído um protótipo, em tamanho reduzido, com 15 sensores

Foram utilizados sensores do tipo *Force Sensing Resistive* (FSR) [13], que apresentam robustez, além de características estáticas e dinâmicas adequadas ao projeto. Outra característica deste tipo de sensor é o baixo custo e a necessidade de um circuito simples de condicionamento de sinais.

Os sensores foram dispostos matricialmente sobre uma plataforma e isolados mecanicamente entre si, de forma a facilitar eventuais manutenções do equipamento.

Na versão final, pretende-se utilizar aproximadamente 100 sensores, distribuídos sobre duas chapas niveladas com o solo. Entretanto esta quantidade poderá ser alterada, dependendo da demanda de informações necessárias pelo método de elementos finitos, por meio do qual se determinará as forças plantares nas regiões entre os sensores.

O circuito de condicionamento de sinais é responsável por multiplexar as informações dos sensores, baseando-se nas implementações de [14] e [15]. Desse modo, erros de medição de um sensor, devido à alterações de força sobre outro que esteja próximo, são minimizados.

O circuito eletrônico pode adquirir sinais de até 128 sensores, entretanto, devido ao protótipo possuir apenas 15, utilizou-se uma condição de parada no programa implementado no microcontrolador.

A frequência de amostragem é limitada pelo tempo de chaveamento do multiplexador. No caso do protótipo com 15 sensores e o circuito eletrônico com o multiplexador HEF4051, utilizou-se uma frequência de aproximadamente 200kHz, muito acima da frequência de 100Hz recomendada na literatura [2].

O LabVIEW foi utilizado para implementar a interface gráfica devido a sua versatilidade no

desenvolvimento de interfaces que apresentam alta complexidade.

Projeto mecânico – Por meio da análise da literatura disponível e a experiência adquirida em projetos anteriores, propõe-se um novo equipamento que consiste de duas bases de acrílico, instrumentadas de forma matricial com o sensor FSR 400 [13].

Cada base consiste de duas camadas de acrílico, responsáveis pelo alojamento do circuito eletrônico e dos sensores, além de uma chapa de alumínio com o objetivo de fixar os sensores, conforme ilustrado na Figura 1.

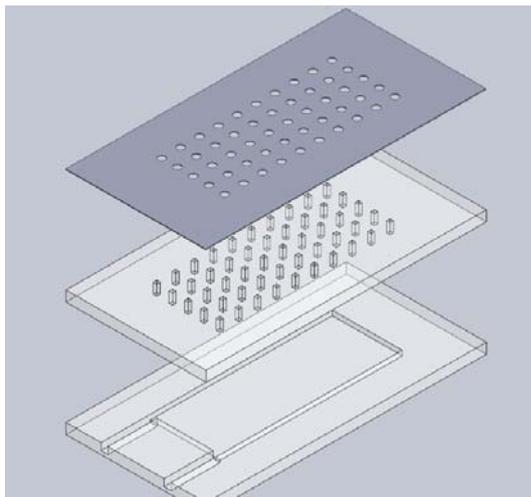


Figura 1: Desenho das partes constituintes da base do novo equipamento.

Sensor - O sensor utilizado, ilustrado na Figura 2, foi baseado em desenvolvimentos realizados por [16] e [17]. Na implementação realizada, utilizou-se um domo de PVC curvo. Assim, forças aplicadas sobre o sensor são melhor distribuídas sobre a área ativa, conforme sugerido na literatura.

Circuito eletrônico – Seguindo o circuito de condicionamento de sinais recomendado por [13], foi implementado um circuito para conversão da variação da força mecânica aplicada sobre a superfície ativa do sensor em uma variação de tensão elétrica, conforme ilustrado no diagrama apresentado na Figura 3.

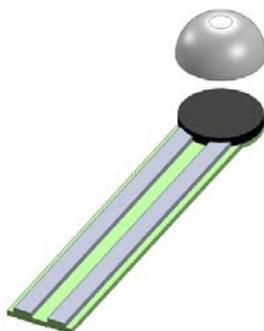


Figura 2: Desenho do transdutor com o sensor FSR400.

Utilizando um microcontrolador, foi possível a integração do circuito de condicionamento de sinais e o circuito de interfaceamento de dados, que transmite toda informação dos sensores ao programa desenvolvido em LabVIEW, responsável por calcular os parâmetros necessários e apresentá-los de forma clara ao usuário.

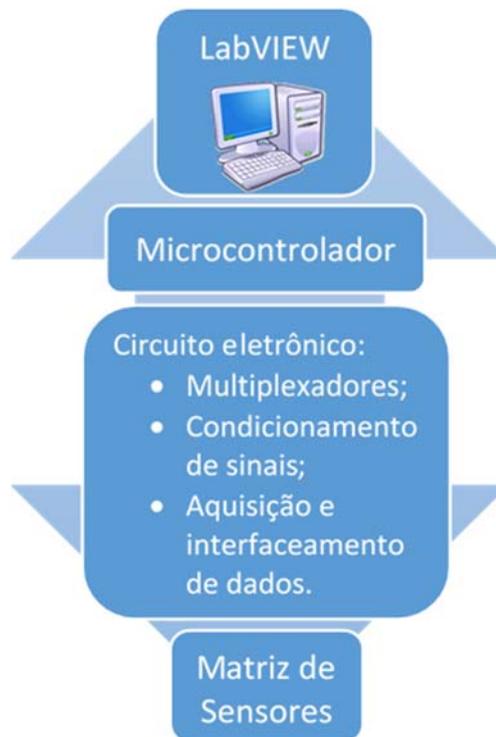


Figura 3: Diagrama do protótipo e do circuito desenvolvidos.

Resultados e Discussão

Conforme se observa na Figura 4, a resposta dos sensores é não linear na faixa de 0 a 10 N. Possui baixo custo e precisão de 0,22%, adequada para utilização em medições de força na região plantar de pacientes. A resolução do sistema sensor FSR400-circuito eletrônico mensurada foi abaixo de 1N e sensibilidade acima de 0,2mV/N, conforme dados já discutidos em trabalhos anteriores [18].

As curvas de calibração dos sensores utilizadas foram de terceira e sétima ordens (Figura 4). A curva de calibração 2, de sétima ordem, apresenta uma correlação de 99,59% com os dados experimentais. A correlação da curva de calibração 1, de terceira ordem, é de apenas 94,59%.

A curva de calibração 2 não possui valores negativos, representando que houve apenas aplicação de forças de compressão, de acordo com o experimento realizado para calibração do sensor.

Ao implementar ambas as equações de calibração no programa desenvolvido em LabVIEW, verificou-se que não há atrasos ou diferença na velocidade de cálculo e apresentação dos dados adquiridos pelos sensores.

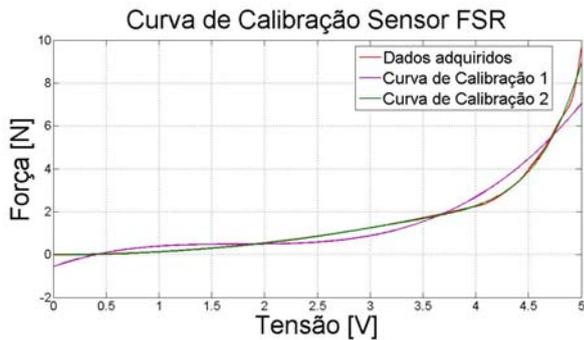


Figura 4: Gráfico da curva de calibração do sensor FSR400.

Com isso, pretende-se aplicar a equação da curva de calibração 2, de sétima ordem, na implementação do equipamento, uma vez que a atual tecnologia de processamento de dados empregada em computadores possibilita haver uma maior quantidade de cálculos em tempo reduzido.

Devido ao tamanho e aos dados de calibração obtidos, e considerando-se as características destacadas por [19], constata-se que os sensores utilizados são adequados para a implementação de baropodômetros.

Conclusão

Realizou-se o desenvolvimento e implementação de um circuito eletrônico, além da caracterização do sistema sensor FSR400-circuito de condicionamento de sinais. Os resultados obtidos neste trabalho foram comparados com os dados da literatura e do fabricante, observando-se coerência nos resultados.

Foi implementado um programa inicial em LabVIEW, com o intuito de apresentar os dados dos sensores para a calibração. A versão final do programa apresentará a descarga de peso na região plantar de indivíduo com os dados dos sensores e uma estimativa por elementos finitos da descarga de peso na região entre os sensores.

Cada sensor do baropodômetro será calibrado individualmente e o programa de computador disponibilizará uma interface específica para calibração dos sensores, permitindo que futuramente o usuário possa realizar a calibração de forma simples, caso seja necessário a substituição de um sensor com defeito.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, FAPESP e CAPES pela ajuda financeira fornecida para o desenvolvimento deste trabalho.

Referências

[1] Mendes, J. D. (2012). Perfil da Mortalidade de Idosos no Estado de São Paulo em 2010. São Paulo: Coordenadoria de Controle de Doenças/Secretaria de

Estado de Saúde de São Paulo (CCD/SES-SP).
Fonte:

http://portal.saude.sp.gov.br/resources/ses/perfil/gestor/destaques/gais-informa/bepa_99_gais.pdf.

- [2] Nigg, B., & Herzog, W. (2007). Biomechanics of the musculo-skeletal system. Inglaterra: John Wiley and Sons.
- [3] Swanenburg, J., de Bruin, E., Favero, K., Uebelhart, D., & Mulder, T. (2008). The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers. BMC Musculoskeletal Disorders, 9(1), 1-10. Fonte: <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2474-9-162>.
- [4] Puisieux, F., Pollez, B., Deplanck, D., Di Pompeo, C., Pardessus, V., Thevenon, A., & Dewailly, P. (2001). Successes and setbacks of the falls consultation: report on the first 150 patients. American journal of physical medicine and rehabilitation, 80(12).
- [5] Fabrício, S. C., Rodrigues, R. A., & Junior, M. L. (2004). Causas e consequências de quedas de idosos atendidos em hospital público. Revista de Saúde Pública, 38(1), pp. 93-99.
- [6] Stebbins, A., J., Harrington, M. E., Giacomozzi, C., Thompson, N., A., Z., & Theologis, T. N. (2005). Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children. Gait and Posture, 22(4), 372-376. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.10.004
- [7] Lockhart, T. E., Smith, J., & Woldstad, J. (2005). Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. Human Factors, 47(4), 708-729.
- [8] Heiden, T. L., Sanderson, D. J., Inglis, J. T., & Siegmund, G. P. (2006). Adaptations to normal human gait on potentially slippery surfaces: The effects of awareness and prior slip experience. Gait and Posture, 24(2), 237-246. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.09.004
- [9] McGorry, R. W., DiDomenico, A., & Chang, C. (2010). The anatomy of a slip: Kinetic and kinematic characteristics of slip and non-slip matched trials. Applied Ergonomics, 41(1), 41-46. doi:10.1016/j.apergo.2009.04.002
- [10] Hill, K., Fearn, M., Williams, S., Mudge, L., Walsh, C., McCarthy, P., Street, A. (2010). Effectiveness of a balance training home exercise programme for adults with haemophilia: a pilot study. Haemophilia, 16(1), 162-169. doi:10.1111/j.1365-2516.2009.02110.x
- [11] Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2003). Controle motor: teoria e aplicações práticas (2 ed.). São Paulo, SP: Manole.
- [12] Podaly. (Agosto de 2013). Podaly Posturologia. Fonte: Podaly: <http://www.podaly.com.br/site/produtos/index.php?idCategoria=1>.
- [13] Interlink Eletronics, I. (Agosto de 2014). Interlink. Acesso em 2013 de February de 15, disponível em Interlink Electronics Inc: <http://www.interlinkelectronics.com>.

- [14] D'Alessio, T. (1999). Measurement errors in the scanning of piezoresistive sensors arrays. *Sensors and Actuators A: Physical*, 72(1), 71-76. doi:10.1016/S0924-4247(98)00204-0.
- [15] Castellanos-Ramos, J., Navas-González, R., Macicior, H., Sikora, T., Ochoteco, E., & Vidal-Verdú, F. (2009). Tactile sensors based on conductive polymers. *Microsystem Technologies*, 16(5), 765-776. doi:10.1007/s00542-009-0958-3.
- [16] Carvalho, A. A., & Radwin, R. G. (1996). A new method for extending the range of conductive polymer sensors for contact force. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17, pp. 285-290. doi:10.1016/0169-8141(95)00053-4.
- [17] Jensen, T. R., Radwin, R., & Webster, J. G. (1991). A conductive polymer sensor for measuring external finger forces. *Journal of Biomechanics*, 24(9), 851-858. doi:10.1016/0021-9290(91)90310-J.
- [18] Urban, M. F., Sanches, M. A., Kozan, R. F., Junqueira, M. V., Pontes, W., Carvalho, A. C., & Carvalho, A. A. (2012). Desenvolvimento de um Sensor Resistivo para Mensurar a Distribuição de Forças Plantares. *Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 1-4.
- [19] Urry, S. (1999). Plantar pressure-measurement sensors. *Measurement Science and Technology*, 10(1), 16-32. Fonte: <http://www.ingentaconnect.com/content/iop/mst/1999/00000010/00000001/art00017>