

PLATAFORMA DE FILMES PIEZOELÉTRICOS PARA ANÁLISE DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO

R. B. Macedo^{*,**}, A. Schuck^{*} e A. Balbinot^{*,**}

*Universidade Federal do Rio Grande do Sul, DELET, Porto Alegre, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, PPGEE, DELET, Porto Alegre, Brasil
e-mail: rafamacedo_the@hotmail.com, schuck@ufrgs.br, alexandre.balbinot@ufrgs.br

Resumo: O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema capaz de medir a força de reação do solo durante a marcha humana com sensores filmes piezoelétricos. Neste sistema são utilizados dez sensores fixados em uma palmilha de calçado que são capazes de medir forças de até 1700N. A aquisição dos sinais na saída do condicionador é realizada utilizando-se uma placa de aquisição de dados em conjunto com uma interface gráfica desenvolvida no LabVIEW. O sistema de aquisição utiliza oito canais lineares, dentro da faixa de utilização do sistema, e suas funções de transferência foram determinadas através da utilização de um martelo de impacto. Por fim, é importante observar que os sinais biomecânicos, obtidos neste trabalho, são coerentes com as referências clássicas nesta área.

Palavras-chave: Sensores Filmes Piezoelétricos, Marcha Humana, Força de Reação do Solo.

Abstract: *The aim of this work is to develop a system capable of measuring ground reaction force during human gait. It is a system that uses piezoelectric sensors has reduced dimensions when compared to systems for this purpose. There are ten sensors fixed in a shoe's insole being able to measure forces up to 1700N. The acquisition of the signals at the output of the conditioner is realized using a data acquisition board in conjunction with a graphical user interface developed in LabVIEW. The acquisition system uses eight channels that are within the linear range of use, the transfer functions were determined by using an impact hammer. Finally, it is important to note that these signs are consistent with the classical references in this area.*

Keywords: *Piezoelectric Films, Human Gait, Reaction Force.*

Introdução

Nas últimas décadas os polímeros vêm substituindo os materiais tradicionais nas suas diversas atividades, como isolantes; sensores táteis; medidores de pressão; transdutores de áudio e etc. Um dos polímeros que tem recebido maior atenção é o *Polyvinylidene Fluoride* popularmente conhecido como PVDF e esse destaque pode ser verificado pelo número de trabalhos e patentes desenvolvidos e publicados nos últimos anos.

Uma das áreas de destaque da Engenharia Biomédica é a Instrumentação Biomecânica que, de forma geral, desenvolve sistemas para monitorar os

movimentos do corpo humano, como por exemplo, a marcha humana. O estudo da marcha humana tem se tornado fundamental para descrever e avaliar as formas de locomoção humana, patologias associadas ao sistema esquelético, neuro-motor, forças de reação do solo sobre o aparelho locomotor, entre outros. Um importante instrumento usado para determinar as forças de reação do solo, durante a marcha humana, é a plataforma de força que pode ser utilizada para medir as forças de reação do solo durante a marcha. Sua importância na determinação dos padrões da marcha normal, e na avaliação da marcha patológica há muito vem sendo estudado [1-7].

A grande maioria das plataformas de força comercial utilizam células de carga (extensiométricas ou piezoelétricas) com grande área planar e tipicamente de custo elevado. Além disso, tipicamente estes sistemas comerciais estão instalados, de forma fixa, em laboratórios reduzindo a sua flexibilidade de uso. Portanto, para contribuir nessa área foi desenvolvido um sistema para condicionamento de sinais do impacto da força de reação do solo, utilizando sensores filmes piezoelétricos [13] posicionados na palmilha do calçado, em conjunto com um sistema de aquisição de dados. Este sistema caracteriza-se pelo pequeno porte e por sua flexibilidade de uso em diferentes ambientes. A novidade, no desenvolvimento deste sistema, é a completa avaliação e o desenvolvimento de todas as etapas que formam o sistema final, possibilitando assim, determinar as suas incertezas e a sua incerteza propagada. Portanto, é um sistema cuja tecnologia envolvida é plenamente conhecida e não simplesmente sistemas fechados muitas vezes utilizados na área sem a devida validação experimental de seus blocos.

Materiais e métodos

O diagrama de blocos do sistema proposto está representado na Figura 1 e contém os principais componentes e sistema proposto. O primeiro bloco representa a execução da marcha humana em análise. O segundo bloco representa a plataforma de força projetada que consiste, basicamente, de uma estrutura composta por uma palmilha de calçados de EVA (*Etil Vinil Acetato*). O terceiro bloco representa o sensoriamento da palmilha através da utilização de finos filmes piezoelétricos de material PVDF da *Measurement Specialties* - modelo DT1-028K/L.

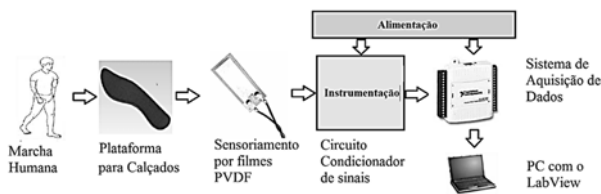


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema proposto.

O bloco superior da Figura 1, chamado de “Alimentação”, representa o sistema de alimentação do projeto que é composto basicamente, por uma bateria de íons de Lítio (3,7V e 900mAh), um conversor de tensão chaveado DC-DC *Boost* TPS61030 e um regulador de tensão linear LM385. Devido a necessidade de um sistema de pequeno tamanho, de grande eficiência, baixa EMI e tensão estável, é proposto a utilização de uma fonte chaveada em conjunto com uma bateria de íons de lítio, como alimentação principal, e um regulador linear de tensão como tensão de referência para os circuitos analógicos. Por fim, o bloco de alimentação se resume a uma fonte de 5V_{DC}/5W e outra fonte de 2,5V_{DC}/0,125W.

O quarto bloco, da Figura 1, representa a instrumentação do sinal do sensor, composto de uma etapa de condicionamento de sinal através de um amplificador de carga, filtros e outra etapa de amplificação. O estágio de condicionamento fornece para o sensor piezoelétrico uma alta impedância de entrada. O condicionador possui, por excelência, uma resposta em frequência limitada e bem determinada a partir dos componentes do circuito. O estágio de filtragem é composto por um filtro passa baixa RC de 1ª ordem com frequência de corte igual a frequência do condicionador de sinal adotado. A etapa de amplificação tem único estágio, sendo o valor do ganho determinado para cada sensor, com o objetivo de obter uma melhor resolução para o conversor A/D. O amplificador operacional escolhido para ser utilizado no amplificador de carga foi o OPA333 e o amplificador escolhido para o ajuste de ganho foi o TLV2461. A configuração adotada foi o amplificador não-inversor com ganho 2. Vale ressaltar que o bloco chamado instrumentação, representado na Figura 1, é apenas de um canal, porém no sistema desenvolvido são 10 canais ao todo para cada palmilha.

O quinto bloco, da Figura 1, consiste de um sistema de aquisição de dados utilizando a placa NI USB6009 da *National Instruments* responsável por adquirir e enviar para um microcomputador as tensões de saída dos dez circuitos de instrumentação dos sensores de cada palmilha.

A Figura 2 apresenta a cadeia de medida proposta para o bloco instrumentação. O sistema é projetado para a aplicação de uma força máxima de até 3887N que corresponda à máxima excursão do conversor analógico digital. Entretanto, estima-se uma força máxima na ordem de 1000N.

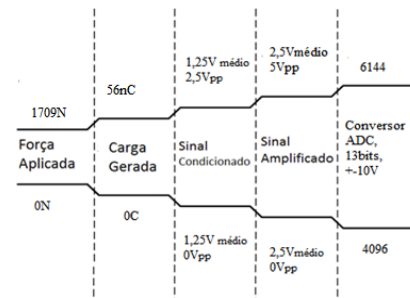


Figura 2: Cadeia de medida resumida para o sistema proposto.

Uma importante característica deste tipo de sensor é sua resposta temporal típica quando aplicado força sobre o mesmo (ver Figura 3).

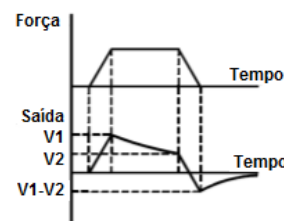


Figura 3: Resposta temporal de um filme piezoelétrico PVDF.

A Equação (1) representa a resposta teórica projetada, da função de transferência do circuito condicionador, para frequências inferiores a 159Hz e superiores a 1,54Hz:

$$V(Q) = \left(-\frac{Q}{C_f} + V_{ref} \right) \times G \quad (1)$$

$$V(Q) = \left(-\frac{Q}{47n} + 1,2 \right) \times 2 \quad (2)$$

onde, a carga gerada pode ser representada em função da constante piezoelétrica, como:

$$Q = F \cdot d_{33} \quad (3)$$

sendo Q a carga do piezoelétrico, C_f a capacitância do filme piezoelétrico, V_{ref} a tensão de referência do sistema e G o ganho do sistema, F a força aplicada e d_{33} o coeficiente piezoelétrico de deformação do filme piezoelétrico. Logo, observa-se que o sensor tem somente resposta dinâmica, pois para aplicação de uma força constante a tensão decai com uma constante de tempo, tipicamente, $\tau = R_f C_f$, onde R_f e C_f representam a resistência e a capacitância do piezoelétrico, respectivamente.

O DAQ NI USB6009 possui uma entrada de $\pm 10V$, 13bits de resolução para entrada *single-ended* e 48kS/s de taxa de amostragem. Portanto, a resolução do DAQ é de 2,44^{mV}/bit. Considerando-se V_o a saída do filtro amplificador e V_{ref} a tensão de referência do DAQ (10V), a saída do circuito de instrumentação pode ser escrita

(dentro da banda de passagem do filtro) pela Equação (3):

$$V_o = G \cdot \left(\frac{-Q}{C_f} + V_{ref} \right) \quad (4)$$

Substituindo-se a relação de carga do filme piezoelétrico e os dados fornecidos pelo fabricante do filme, tem-se, após extenso trabalho algébrico, a sensibilidade do sistema $S_{sistema}$ em N/bit :

$$V_o = G \cdot \left(\frac{-F \cdot d_{33}}{C_f} + V_{ref} \right) \quad (5)$$

$$V_o = 2 \cdot \left(-\frac{F \cdot 33 \times 10^{-12}}{47 \times 10^{-9}} + 1,2 \right) \quad (6)$$

$$V_o = 14,04 \times 10^{-4} \cdot F + 2,4V \quad (7)$$

$$S_{sistema} = 1,73 N/bit \quad (8)$$

O último bloco da Figura 1 é um microcomputador com o aplicativo *LabVIEW* instalado que apresenta uma interface gráfica adequada para adquirir, processar e analisar os sinais durante o ato da caminhada. Este sistema pode ser substituído por um sistema baseado em Arduino Nano alimentado por bateria com dados experimentais armazenados em um cartão de memória. Todos os blocos propostos foram validados e seus dados experimentais serão disponibilizados em uma futura publicação. A Figura 4, como exemplo, apresenta uma foto de uma das palmilhas com seus respectivos filmes piezoelétricos posicionados e a correspondente placa de condicionamento.

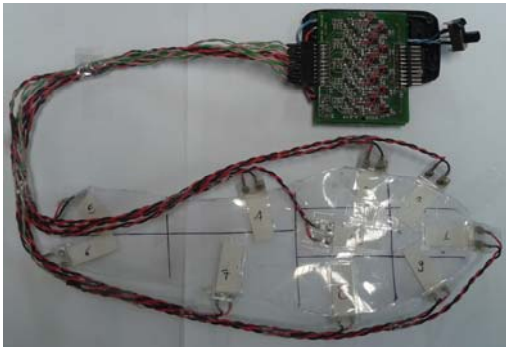


Figura 4: Foto de parte do sistema: filmes piezoelétricos colados em uma lâmina plástica com sua placa de condicionamento.

Resultados

É importante ressaltar que cada bloco do sistema da Figura 1 foi validado experimentalmente com o uso de uma bancada de testes de calibração. Este sistema é constituído por um computador rodando o software *LabView*, um martelo de impacto 8206 da *Brüel&Kjaer* ligado ao módulo de aquisição NI9234 da *National Instruments*. A saída do circuito de instrumentação está ligada no módulo de aquisição NI9205 da *National*

Instruments. Juntamente com esse módulo de aquisição está o módulo NI 9234 e ambos estão ligados no chassi NIcDAQ NI 9178.

Para a aquisição da forma de onda dos sensores foi utilizada uma frequência de amostragem de 1kHz e para a aquisição da forma de onda do acelerômetro foi utilizado uma frequência de amostragem de 25,6kHz (acelerômetro posicionado no martelo de impacto). Os dados encontrados comprovam que a resposta dinâmica do filme é muito parecida com a resposta do acelerômetro (para validar experimentalmente este tipo de sistema é essencial o uso de acelerômetros adequados para a reconstrução da Figura 3). De posse desses ensaios foi possível determinar a função de transferência de cada sensor, seu erro de linearidade e sua correspondente sensibilidade (ver Tabela 1 – que apresenta o resultado para os primeiros cinco sensores – o restante dos sensores mantém a mesma ordem de grandeza dos dados apresentados).

Tabela 1: Erro de linearidade, função de transferência e sensibilidade dos primeiros cinco sensores.

Canal	$\epsilon_{lin\%}$	Função de Transferência V[F]	Sensibilidade [V/N]
Canal 1	3,01	$14,34 \times 10^{-4} F + 2,441$	$14,34 \times 10^{-4}$
Canal 2	2,83	$12,94 \times 10^{-4} F + 2,442$	$12,94 \times 10^{-4}$
Canal 3	0,68	$13,80 \times 10^{-4} F + 2,442$	$13,80 \times 10^{-4}$
Canal 4	0,61	$11,45 \times 10^{-4} F + 2,437$	$11,45 \times 10^{-4}$
Canal 5	3,04	$13,71 \times 10^{-4} F + 2,438$	$13,71 \times 10^{-4}$

Para realizar a análise da marcha deve-se introduzir a palmilha dentro do calçado do usuário e fixar o circuito condicionador na região da panturrilha. A Figura 5 (*Força [N] versus Amostras*) mostra o resultado das quatro passadas, de oito sensores apenas, da palmilha posicionada no pé direito. Vale lembrar que o sistema de aquisição tem uma taxa de amostragem de 1kHz, logo, o intervalo entre amostras tem 1ms. A força peso do usuário mais o sistema completo de aquisição é de 102kgf.

A Figura 6 (*Força [N] versus Amostras*) representa a primeira passada e as fases da marcha identificadas. Como pode-se observar, entre as fases de apoio médio e apoio final, tem-se todo o peso do corpo apoiado sobre a parte dianteira do pé (representada pelos sensores 3 e 8, e a soma da força aplicada é de aproximadamente, 1000N, ou seja, o peso do usuário e do sistema). A fase de balanço é facilmente identificada, pois nesse instante há o desprendimento do pé, logo, a resposta do sensor é um pico de força positiva decaindo na constante de tempo do integrador. É possível ressaltar que seria pos-

sível melhorar a forma de onda com um filtro média móvel, por exemplo.

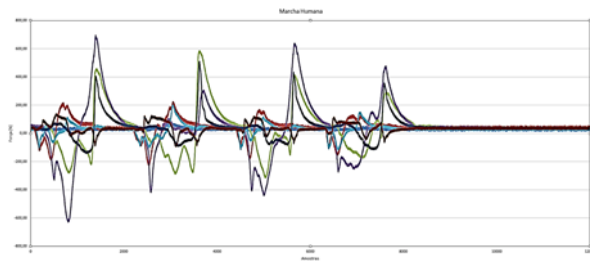


Figura 5: Formas de onda de todos os canais durante as passadas: Força (N) versus Amostras.

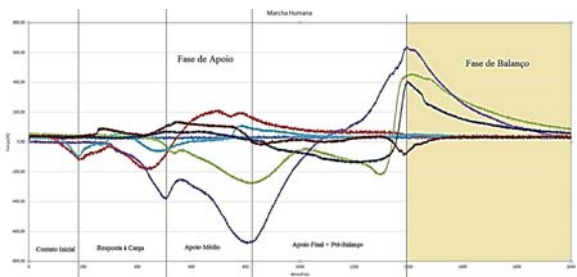


Figura 6: Fases da marcha identificadas com 8 sensores da palmilha posicionada no solado do pé-direito: Força (N) versus Amostras.

Conclusão

No desenvolvimento e validação deste projeto foram abordados diversos aspectos de um sistema de análise da marcha de qualidade e critérios definidos no desenvolvimento. Todas as etapas, desde a escolha dos sensores, passando pelo condicionamento, aquisição do sinal até a calibração, foram acompanhadas de ensaios com instrumentos de qualidade e precisão a fim de certificar a qualidade do sistema projetado. Estes ensaios apresentaram resultados bastante apurados comprovando assim a viabilidade do uso de sensores piezoelétricos em uma palmilha de calçados, para a análise da marcha humana. A comprovação experimental foi realizada analisando-se dados reais de impacto da marcha. Apesar da pequena e restrita quantidade de indivíduos avaliados com o sistema completo, a análise dos dados apresentou resultados encorajadores, pois não só foram verificados resultados consistentes entre si, como também em consonância com a literatura de referência. Atualmente o sistema está em uso e seus resultados estão sendo comparados com sistemas clássicos utilizados na área. A análise até o momento demonstra que este sistema apresenta incertezas, precisão, resolução e sensibilidade compatível com a área.

Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Hjelmstad, K.D. Fundamentals of Structural Mechanics. Second Edition. Editora Springer, 2005.
- [2] Balbinot, A.; Brusamarello, V.J. Instrumentação e Fundamentos de Medidas. Segunda Edição. Editora LTC, 2007. v. 2.
- [3] Piffer, G. Desenvolvimento de um protótipo de plataforma de força de pequeno porte para marcha humana. Trabalho de Conclusão de Curso, Engenharia Elétrica, UFRGS, 2010.
- [4] Vaughan, C.L.; Davis, B.L.; O'Connor, J.C. Dynamics of Human Gait. Second Edition. Editora Kiboho Publishers, 1999.
- [5] Whittle, M.W. Gait Analysis: an Introduction. Fourth Edition. Editora Butterworth-Heinemann, 2007.
- [6] Peterka, R.J.; Loughlin, P.J. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. Journal of Neurophysiology, 2004.
- [7] Winter, D.A.; Patla, A.E.; Frank, J.S. Assessment of balance control in humans. Medical Progress Through Technology, 1990.
- [8] Hall, J. Basic Biomechanics. Third Edition. New York: WCB/McGraw-Hill, 1999.
- [9] Sutherland, D.H. The evolution of clinical gait analysis part III – kinetics and energy assessment. Publicado por Elsevier B.V., 2004.
- [10] Carlet, M.S. La locomotion humaine. Etude de la marche. Annales des Sciences Naturelles, 1872.
- [11] Hadni, A. Applications of the pyroelectric effect. J. Phys. E: Sci. Instrum. 1981, v.14, n.1, p.1233-1240.
- [12] Hurkmans, H., Bussman, J., Benda, E., Verhaar, J., & Stam, H. Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. Clinical Biomechanics, 2003, 18: 576-589, 2003.