

PROTÓTIPO DE PLATAFORMA DE FORÇA MÓVEL UNIAXIAL DE PEQUENO PORTE COM SISTEMA DATALOGGER

P. Leonardelli*, A. Schuck* e A. Balbinot*,**

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

** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, PPGE, DELET, Porto Alegre, Brasil

e-mail: alexandre.balbinot@ufrgs.br, schuck@ufrgs.br

Resumo: Este trabalho apresenta o projeto e o desenvolvimento de uma plataforma de força uniaxial móvel com quatro células de carga engastadas no solado de um sapato masculino para medir a força de reação do solo (força vertical) durante a marcha humana. As células de carga estão interligadas a um sistema de condicionamento, de aquisição de dados e a um microcontrolador. Cada célula de carga utiliza dois extensômetros: um ativo e um passivo, de $(350 \pm 0,5)\Omega$ cada. O condicionador de sinais é composto de um amplificador diferencial de ganho 671,7V/V e um filtro Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 5Hz e um ganho de 10V/V. A incerteza referente ao ganho calculado é de 8% e da sensibilidade das células é de 1,25%. Os ensaios de calibração estática apresentaram um erro de linearidade abaixo dos 7% para todas as oito células de carga. Por fim, os ensaios de marcha humana apresentaram as típicas curvas de marcha humana referenciadas na literatura.

Palavras-chave: Marcha Humana, Plataforma de Força, Instrumentação Biomédica.

Abstract: *This work consists of the design and development of a mobile force platform with four load cells imbedded in men's shoe to measure the ground reaction forces during human gait. For the design and development of the platform it was used a Wheatstone bridge configuration for load cell with two Strain-Gages, one active and one passive, of $(350 \pm 0,5)\Omega$. The designed signal conditioner comprising a differential amplifier gain 671.7 V/V and a fourth order Butterworth filter with cutoff frequency at 5 Hz and a gain of 10 V/V. The uncertainty calculated referring to gain is 8 % and to sensitivity of cells is 1.25%. The static calibration tests showed a linearity error below 7% for all eight load cells. Finally, tests on human gait presented the typical curves "M" type, referenced in the literature.*

Keywords: *Human Gait, Force Platform, Biomedical Instrumentation.*

Introdução

A locomoção bípede, ou a marcha, é uma tarefa funcional que exige interações complexas e coordenação entre muitas das principais articulações do corpo, especialmente dos membros inferiores [1, 2]. A análise biomecânica, do movimento humano, tem se tornado uma importante ferramenta para a pesquisa e

para o projeto ortopédico de calçados. Além disso, existe um crescente interesse em realizar a análise do movimento, em tempo real, para promover uma realimentação instantânea tanto para o paciente, quanto para o terapeuta [3]. O estudo da marcha humana pode ser realizado através da análise da força de reação do solo durante o ato de caminhar utilizando-se, por exemplo, uma plataforma de força. Esta plataforma de força pode ser tanto uma superfície disposta de sensores a qual o indivíduo fica parado ou caminha sobre, chamada de plataforma de força fixa, ou pode ser uma plataforma de força móvel, onde um calçado é adaptado com uma ou mais células de carga para coletar dados de força durante a caminhada.

Portanto, após os apontamento iniciais, este trabalho tem por objetivo o desenvolvimento e a validação de uma plataforma de força móvel de porte reduzido para ser engastada em um calçado masculino, para coletar dados de força vertical de reação do solo durante a marcha humana e armazená-los através de um sistema *datalogger* com um cartão do tipo SD. Uma das características importantes desta proposta é proporcionar flexibilidade aos ensaios, pois o sistema apresenta as seguintes características: pequeno porte, alimentação por bateria e seus dados são gravados em um cartão SD, possibilitando, portanto, que os ensaios de marcha humana possam ser realizados nos mais variados ambientes.

Materiais e métodos

O princípio de funcionamento do sistema proposto pode ser dividido em três etapas principais: (a) projeto da célula de carga baseada em sensores *strain gages* (Excel Sensors, PA-09-060AB350-L, $(350 \pm 0,5)\Omega$, Fator Gage 2,18 e auto-compensados para aço inox) fixados em uma estrutura metálica projetada para o fim desejado. Estes sensores são ligados na configuração ponte de Wheatstone e o desbalanço da resistência dos sensores acarreta em um desbalanço de tensão da ponte; (b) desenvolvimento do sistema de condicionamento para amplificar o sinal da ponte e filtrar ruídos que possam existir no sistema e (c) aquisição de dados realizada através de um microcontrolador que possibilita o armazenamento dos dados em um cartão de memória do tipo SD.

A estrutura da célula de carga é baseada em uma viga engastada e possui o formato apresentado na Figura

1. O material selecionado para as oito células de carga foi o aço inox X30Cr13 e as mesmas foram usinadas em uma máquina de eletro-erosão. Cada 4 células de carga formam um conjunto que deve ser fixado em um solado de um dado calçado a ser avaliado.



Figura 1: Foto de uma das oito células de carga usinadas.

O circuito de condicionamento foi projetado no programa Proteus e foi dividido em cinco blocos principais: circuito de alimentação; circuito gerador de tensão de referência; circuito de ajuste de zero e complemento de ponte; estágio de amplificação com ganho diferencial; filtro *anti-aliasing* e estágio de ganho.

A alimentação do circuito de condicionamento é constituída por duas baterias alcalinas de 9V ligadas em série para gerar uma alimentação simétrica de $\pm 9V$. Como a saída da Ponte de Wheatstone é proporcional à tensão de alimentação da mesma, necessita-se que esta tensão elétrica seja constante e estável. Em função disso, foi utilizado a referência de tensão de precisão REF02 de $+5V \pm 0.2\%$ da *Texas Instruments*. Como este circuito integrado fornece uma corrente máxima em sua saída de 10mA, foi necessário utilizar um circuito extra para alimentar cada ponte que consiste em uma fonte de tensão baseada em um amplificador operacional e um transistor como *driver* de corrente. O amplificador operacional usado é o OPA37GP da *Texas Instruments* e o transistor usado como driver é um BC546. A realimentação negativa da tensão de emissor garante a estabilidade do circuito. Para o circuito de amplificação do sinal da ponte, foi utilizado o amplificador de instrumentação INA126 da *Texas Instruments*. A variação de tensão elétrica de saída da ponte ΔV_{AB} é dada por:

$$\Delta V_{AB} = V \cdot \frac{K \cdot \varepsilon}{4} \quad (1)$$

$$\Delta V_{AB} = \frac{(2,18) \cdot \varepsilon \cdot (5)}{4} = 2,275 \cdot \varepsilon \quad (2)$$

onde V a tensão elétrica de alimentação da ponte, K o fator *gage* do extensômetro e ε a deformação. O ganho G_1 deste amplificador de instrumentação foi ajustado com um resistor de 120Ω para $671,6 V/V$.

A fim de eliminar ruídos provenientes de frequências que diferem da faixa a qual se quer trabalhar, no caso da marcha humana (tipicamente até 5Hz), projetou-se um filtro *anti-aliasing* Butterworth passa-baixas de 4ª ordem, com uma topologia *Sallen-Key* de $10V/V$ de ganho (aproximadamente 20dB). Este filtro possui dois estágios e foi utilizado o circuito integrado OPA1013 da

Texas Instruments para o seu desenvolvimento. A função de transferência do sistema de condicionamento que relaciona a variação de tensão elétrica na saída da ponte de Wheatstone ΔV_{AB} com a tensão de saída V_{out} do estágio de condicionamento é dada por:

$$V_{out} = \Delta V_{AB} \cdot G_1 \cdot G_2 \quad (3)$$

$$V_{out} = (2,275 \cdot \varepsilon) \cdot (671,67) \cdot (10) = 15280,5 \cdot \varepsilon \quad (4)$$

onde G_2 é o ganho do filtro *anti-aliasing*. Para a interface de aquisição e de armazenamento de dados optou-se por utilizar o Arduino Nano versão 3.0 que possui um microcontrolador ATMEGA328. Esta escolha justifica-se pela necessidade de aliar um conversor A/D para aquisição de dados com uma interface SPI para comunicação com o cartão SD. Para a gravação dos dados foi utilizado um adaptador para cartão do tipo SD compatível com a placa Arduino Nano. A etapa de programação e de gravação do microcontrolador foi realizada com o software de código livre Arduino 1.0.5.

A Figura 2 apresenta a cadeia de medida proposta com os valores máximos e mínimos de cada etapa do projeto. A aplicação de uma carga mecânica de 0 a 80kg deforma elasticamente o material de 0 a $325\mu\text{m}$, o extensômetro cimentado a este material varia sua resistência elétrica de 0 a $0,111\Omega$, acarretando uma variação de tensão elétrica na Ponte de Wheatstone de 0 a $0,74\text{mV}$. Esta tensão elétrica é amplificada, filtrada e por último o conversor A/D de 10 bits transforma esta tensão elétrica em um número de 0 a 1024. A Figura 3 apresenta uma foto de todo o circuito projetado.



Figura 2: Cadeia de medida proposta.

Para a obtenção das funções de transferência, de cada célula de carga, foram utilizados pesos padrões e se mediu a correspondente tensão elétrica de saída do sistema condicionador. Para coletar os dados foi utilizada uma placa de aquisição de dados de 20 bits modelo NI-9205 acoplada ao módulo NIcDAQ-9174 da *National Instruments*. Para este ensaio foi elaborado um programa no software LabVIEW 2011 e foram aplicadas sucessivas cargas até o limite de 80 kg.

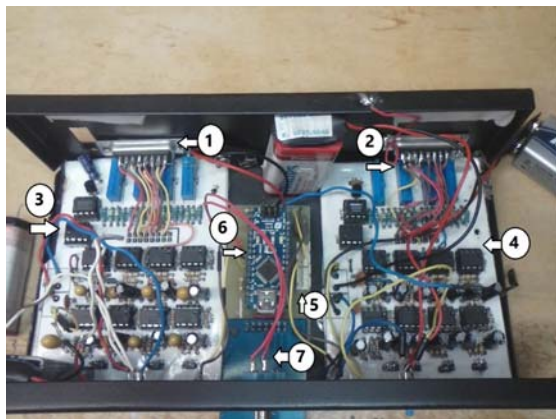


Figura 3: Vista do sistema de condicionamento, aquisição e armazenamento de dados: (1)-(2) conectores DB15 para conexão com as plataformas, (3)-(4) placas de condicionamento das plataformas, (5) entradas analógicas da placa Arduino, (6) placa Arduino Nano e (7) conector para cartão do tipo SD.

Verificou-se também o comportamento dinâmico de cada uma das células de carga para se identificar as frequências de ressonância de cada estrutura e compará-las com os cálculos teóricos. Este ensaio foi realizado com um acelerômetro modelo 4517 Deltatron com sensibilidade de $10,13\text{mV/g} \pm 10\%$ e faixa de 1Hz a 20kHz. A aquisição deste sinal foi realizada por um módulo condicionador NI-9234 da National Instruments para sensores IEPE de 4 canais, com $\pm 5\text{V}$ de tensão elétrica de entrada, $51,2\text{kS/s}$ de frequência de amostragem e resolução de 24 bits. A incerteza deste sistema é de 0,48% da leitura.

Resultados e Discussões

A Tabela 1 apresenta o erro de linearidade de cada uma das oito células de carga projetadas.

Tabela 1: Erros de linearidade das oito células de carga.

Célula n°	$\epsilon_l\%$
Célula 1	5,4
Célula 2	3,8
Célula 3	3,8
Célula 4	4,5
Célula 5	6,9
Célula 6	4,6
Célula 7	3,8
Célula 8	5,9

Os resultados obtidos ficaram abaixo de 7%. As principais causas deste erro são os prováveis desvios no posicionamento e na cimentação dos extensômetros do ponto ideal em função do tamanho reduzido das células de carga e dos extensômetros, as não idealidades dos componentes utilizados e das estruturas desenvolvidas

para a realização dos ensaios, assim como, as não idealidades das próprias células de carga. A Tabela 2 apresenta as Funções de Transferência e a Sensibilidade de cada uma das oito células de carga.

Tabela 2: Funções de transferência e sensibilidade para cada uma das oito células de carga.

Célula n°	Funções	Sensibilidade
1	$F = 16,89V + 7$	2,22V/kgF
2	$F = 16,39V + 6,5$	2,25V/kgF
3	$F = 12,94V + 8$	2,84V/kgF
4	$F = 17,24V + 6,6$	2,19V/kgF
5	$F = 14,49V + 5$	2,55V/kgF
6	$F = 21,23V + 8,7$	1,66V/kgF
7	$F = 15,24V + 5,5$	2,3V/kgF
8	$F = 45,04V + 6$	1,30V/kgF

Com relação ao comportamento dinâmico de cada uma das oito células de carga é possível afirmar (após a realização de ensaios e dos cálculos realizados) que o primeiro modo de vibração é de aproximadamente 500Hz, ou seja, comprovando que as células de carga são adequadas a aplicação proposta com frequência de 5Hz.

Para cada etapa do sistema de condicionamento foi calculado a incerteza combinada em função das não idealidades dos componentes utilizados, além de ser um requisito importante em qualquer bom projeto de instrumentação. As incertezas se propagam em toda a Cadeia de Medida (ver Figura 2), sendo assim, a incerteza combinada para o ganho do sistema, de forma simplificada, é dada por:

$$uG_{Total} = \pm 8\% V/V \quad (5)$$

Este valor de incerteza deve-se principalmente ao uso de resistores com tolerâncias de 5% nas duas etapas de ganho, sendo assim, para obter uma incerteza menor seria obrigatório o uso de resistores com tolerância menor que 1% o que seria compatível com os sensores usados. A incerteza combinada para a saída da Ponte de Wheatstone é dada simplificada por:

$$uV_A = uV_B = \pm 0,0054V \quad (6)$$

com esta análise é perceptível a necessidade de realizar o ajuste de *offset* para que a ponte se encontre em equilíbrio quando não há carga. A incerteza com relação a sensibilidade das células de carga é dada por:

$$uS_{Célula} = \pm 1,25\% \quad (7)$$

Como exemplo, a Figura 4 apresenta parcialmente um dos sinais obtidos em um dado ensaio de marcha com um sujeito de aproximadamente 73kg. O resultado é apresentado para 8 células de carga com dados de força (kgF) versus tempo (s). Cada Plataforma de Força

é composta por 4 células de carga e cada uma das plataformas é posicionada em um dos solados de calçado: pé esquerdo (Plataforma I) e pé direito (Plataforma II). O somatório das forças das quatro células de carga de cada plataforma é indicado na cor azul nos respectivos gráficos. As demais cores representam as forças individuais de cada uma das quatro células de carga de cada pé. Percebe-se que na maioria dos passos foi possível observar a característica da curva em formato “M” que representa o primeiro e segundo ponto de apoio do pé durante o contato com o solo. Salienta-se que o sistema com cartão SD permite armazenar todo o movimento realizado durante horas de ensaios se for o caso.

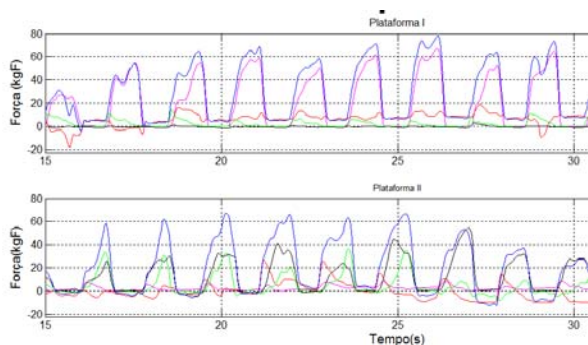


Figura 5: Resultados de um dos ensaios de marcha para as duas plataformas de força.

Conclusão

Os resultados encontrados neste projeto permitiram determinar que cada uma das células de carga suporta até 360kgF. O erro de linearidade das oito células de carga não ultrapassou os 7%. Os ensaios de marcha humana apresentaram resultados condizentes, pois foi verificado o formato em “M” apresentado na literatura. O sistema de aquisição de dados com Datalogger se mostrou eficiente possibilitando uma autonomia de 119 horas de ensaio usando um cartão de 1GB de memória. O grande diferencial deste sistema é sua flexibilidade em função de ser uma plataforma de força móvel engastada no próprio solado do sapato em conjunto com o sistema de aquisição e armazenamento de dados portátil. Isto oferece uma mobilidade que não está presente em outros sistemas baseados em plataforma de força. Atualmente o sistema projetado está em uso em diversos ensaios e estudos estão em andamento para caracterizar a alteração que ocorre na marcha humana em função do uso deste sistema e o percentual de interferência do mesmo.

Agradecimentos

Agradecimentos ao CNPq pelos recursos disponibilizados. Agradecemos ao aluno Matheus de Oliveira Araújo por sua participação na etapa inicial

deste projeto e ao Laboratório de Máquinas Elétricas, Acionamentos e Energia do DELET – UFRGS pela usinagem das células de carga.

Referências

- [1] Barr AE, Backus SI. Biomecânica da marcha. In: Nordim M, Frankel VH. Biomecânica básica do sistema musculoesquelético. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. p.379-396.
- [2] Sehnem R, Balbinot A. Portable system for force measurement of long-term monitoring during gait. IWBBIO 2013. Proceedings Granada, 18-20, March, 2013, p.215-222.
- [3] Van Den Bogert AJ, Geijtenbeek T, Even-Zohar O, Steenbrink F, Hardin EC. A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. Medical & Biological Engineering & Computing, October 2013, Volume 51, Issue 10, pp.1069-1077.
- [4] Areny RP, Webster JG. Sensors and Signal Conditioning. Second Edition, Jhon Wiley and Sons, Inc, 2001.
- [5] Balbinot A, Brusamarello VJ. Instrumentação e Fundamentos de Medidas. Segunda Edição. Editora LTC, 2007.v.2.
- [6] Beer FP, Johnston ER, Dewolf JT, Mazurek DF. Mechanics of Material. Fifth Edition. Publicado por McGraw-Hill, 2009.
- [7] Piffer G, Balbinot A. Proposal for a mini wireless force plataforma for human gait analysis. Sensors & Transducers, vol. 135, Issue 12, December 2011, pp. 57-69.