

DISPOSITIVO INDUTOR DE DISTRIBUIÇÃO SIMÉTRICA DE PESO CORPÓREO

P. H. G. Inazawa*, A. P. Zago*, G. H. Moretti*, D. Visintainer*, M. Camargos**,
A. P. L. Bó*, E. F. Martins**

* Laboratório de Automação e Robótica (LARA), Departamento de Engenharia Elétrica (ENE),
Faculdade de Tecnologia (FT), Universidade de Brasília (UnB), Brasília, Brasil

**Faculdade de Ceilândia (FCE), Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

email: antonio.plb@lara.unb.br

Resumo: Um dos maiores efeitos em indivíduos que sofreram Acidentes Vasculares Encefálicos (AVE) é a diminuição de mobilidade, associada a uma perda de participação e independência nas atividades diárias. Dentre os déficits locomotores mais comuns, está a instabilidade postural causada por efeitos relacionados à alteração de tônus muscular e, principalmente, à hemiparesia e assimetrias relacionadas à distribuição de peso corporal na posição de pé. Esse artigo propõe um novo dispositivo indutor de distribuição simétrica de peso corpóreo por *feedback* vibrotátil, que juntamente com treinamento funcional, pode auxiliar na recuperação desse tipo de paciente. O artigo apresenta o projeto do dispositivo, bem como testes iniciais para obter o posicionamento dos sensores na palmilha e a calibração dos sensores.

Palavras-chave: Palmilha instrumentada, Estimulação vibrotátil, Distribuição de peso, Acidente Vascular Encefálico, Tecnologia Assistiva.

Abstract: One of the most serious consequences on subjects after stroke is the reduction of mobility, associated to a lack of participation and independence on activities of daily living. Postural instability, one of the most common of such motor disabilities, is caused by alterations on muscle tension and, mostly, to hemiparesis and asymmetries due to body weight distribution on the feet. In this project we propose a new device that induces a symmetry distribution of body weight by vibrotactile feedback that, along with functional training, may help in the rehabilitation of those patients. This paper presents the design of such device, as well as preliminary tests for positioning the sensors within the insole and the calibration of such sensors.

Keywords: Instrumented insole, Vibrotactile stimulation, Body weight distribution, Stroke, Assistive technology

Introdução

Assimetria na distribuição de peso corpóreo é uma condição geralmente associada a disfunções como Acidentes Vasculares Encefálicos (AVEs) e outros males. Pacientes com esse quadro apresentam uma perda de qualidade de vida, dada à dificuldade de realizar Atividades da Vida Diária (AVD), como se movimentar, além do forte risco de queda. Esse último fator representa um risco maior de hospitalização e morte se o paciente também for idoso [1, 2, 3].

Nesse cenário, tratamentos fisioterápicos tornam-se importantes ferramentas para que o indivíduo alcance ganhos funcionais e maior independência em termo de AVD [3]. Alguns tipos de treinamento envolvem manutenção de equilíbrio estático em pé enquanto realiza alguma tarefa e treinamento do movimento sentado para de pé, que são propostos também por representarem algumas das mais típicas situações em que ocorrem quedas e acidentes nessa população [2, 4]. Tais procedimentos são baseados num treinamento por repetição e podem ser realizados em um circuito fechado, onde um *feedback* de alguma natureza pode existir para auxiliar o paciente [5].

Retornos visuais e táteis via baropodômetros e plataformas vibratórias foram utilizados em alguns estudos e apresentaram bons resultados [2, 4, 5]. Porém, esses não permitem que o treinamento seja continuado em outros locais, tais como a residência do paciente, além de sempre exigir um profissional fisioterapeuta em cada sessão de treino.

Nesse contexto, este trabalho introduz um dispositivo de *feedback* tátil extrínseco que auxilia no treinamento de indivíduos apresentando assimetria na distribuição de peso corpóreo. O equipamento verifica continuamente a distribuição de pressão plantar do paciente e, com bases nesses dados, o induz a distribuir de forma igual o peso entre os pés a partir de uma estimulação tátil. Nesse artigo, inicialmente são descritos o projeto do dispositivo e a metodologia inicial de testes para validar seu funcionamento. As seções seguintes apresentam os resultados de tais testes, bem como a discussão e propostas de trabalhos futuros.

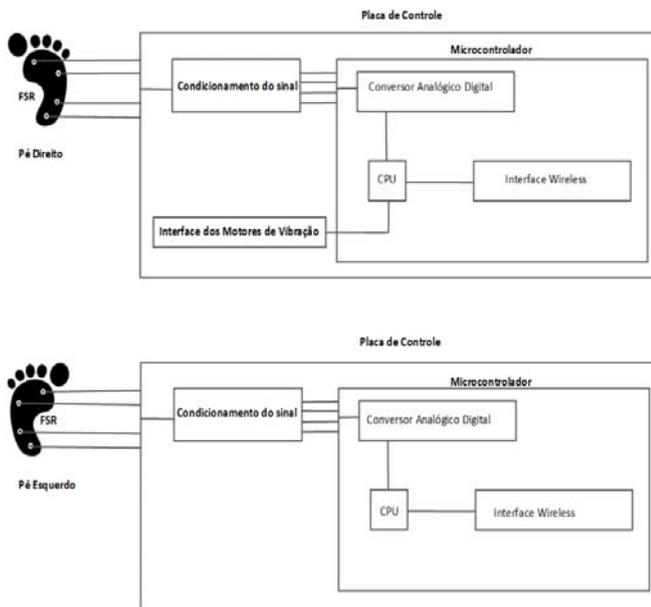


Figura 1. Diagrama de blocos representativo do sistema.

Materiais e métodos

Sistema desenvolvido – O sistema eletrônico desenvolvido é constituído de duas palmilhas instrumentadas, em que são incorporados 4 sensores de pressão por palmilha. Cada uma está acoplada a uma placa de controle que contém circuito intermediário de interface e um microcontrolador. Em uma das placas, está acoplado também um sistema de vibração que servirá ao propósito de gerar estimulação tátil ao usuário. As placas de controle e o módulo de estimulação podem ser posicionados em diferentes pontos do membro inferior. A Figura 1 ilustra os elementos que compõem o sistema e seu funcionamento.

Em relação aos componentes de medição e atuação, foram escolhidos sensores de pressão FSR A201 (Tekscan, Estados Unidos) e motores de vibração de pequeno porte (Precision Microdrives, Alemanha). Como circuitos de interface entre os sensores, motores e o microcontrolador, foram utilizados respectivamente um divisor de tensão simples e um *driver* de corrente.

Acerca do hardware, o microcontrolador utilizado foi o MSP430 RF2500 (Texas Instruments, Estados Unidos). Tal dispositivo já possui embarcado o *transceiver* CC2500, que utiliza o protocolo proprietário SimpliciTI para comunicação. Dessa forma, para garantir a comunicação do sistema com um PC para *debugging*, monitoramento e calibração, é necessário um módulo MSP430 adicional.

O software embarcado no microcontrolador atua em duas frentes. São elas “Palmilha esquerda”, cujo papel é somente de tratamento e envio de dados, e “Palmilha direita”, cujo papel engloba também o acionamento dos motores. Os fluxogramas ilustrados nas Figuras 2 e 3 descrevem o funcionamento de cada palmilha.

Posicionamento dos sensores – De maneira a encontrar o melhor compromisso entre quantidade de sensores embarcados na palmilha e precisão da estimativa da descarga de peso em cada pé, foi realizado procedimento experimental para verificação da distribuição de peso. O procedimento consistiu na manutenção da posição de pé em um baropodômetro (Biomech Studio, Logan Engineering, Estados Unidos) durante 10 segundos para medição da distribuição de peso entre diferentes áreas do pé. O equipamento forneceu as medidas de força e área de descarga de peso para 10 regiões plantares distintas: T1 (hálux), T2345 (dedos 2 a 5), M1-5 (metatarsos 1 a 5), MF (mediopé), MH (região medial do calcâneo), LH (região lateral do calcâneo). Os dados foram coletados após parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, sob o número 199.318.

Participaram dessa etapa do estudo 19 indivíduos hígidos: 15 homens ($25,6 \pm 5,1$ anos de idade, $78,6 \pm 13,1$ Kg e $175,9 \pm 6,6$ cm de altura) e 4 mulheres ($26,8 \pm 4,4$ anos de idade, $51,5 \pm 1,7$ Kg e $160,5 \pm 3,7$ cm de altura).

Calibração dos sensores – Para atingir seu objetivo de forma mais efetiva, é necessário que o sistema possua sensores calibrados. A calibração do sistema de condicionamento do sinal da palmilha visa inicialmente eliminar a possibilidade de saturação dos sensores FSR, e em seguida obter maior precisão nas medidas utilizadas. Para tanto, ambas as palmilhas foram submetidas a testes com uma balança analógica, chapa rígida e presilhas que permitiram variar de forma controlada a pressão aplicada na palmilha. Os dados medidos foram enviados para PC e processados em Matlab (Mathworks, Estados Unidos).

Para descrever o procedimento de calibração efetuado, considera-se que o circuito de condicionamento de sinal dos sensores FSR da palmilha consiste em um divisor de tensão formado por um sensor FSR e um potenciômetro. Para avaliar corretamente qual seria o valor ideal para o resistor variável, foram conduzidos testes que consistiram em variar o potenciômetro de 10 a 300 kOhms, com um passo de 50 kOhms, e aplicar a cada iteração pesos de 0 a 100 kg (passo de 10 kg), com um intervalo de 10 segundos para cada.

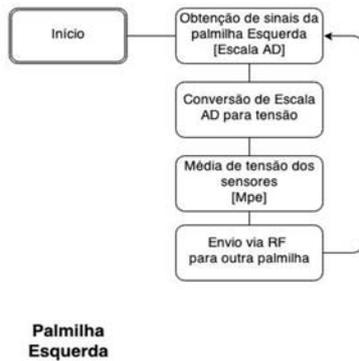


Figura 2. Fluxograma ilustrativo da “Palmilha esquerda”.

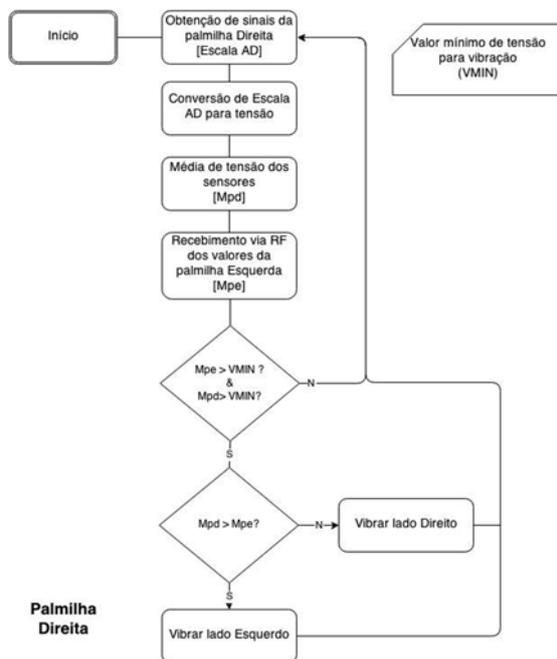


Figura 3. Fluxograma ilustrativo da “Palmilha direita”.

Esse teste possibilitou a visualização do sinal dos sensores em vários pesos possíveis, e assim a associação de resistências ideais para cada faixa de peso para a qual o sensor esteja submetido. Uma vez escolhida a resistência que fornecia sensibilidade adequada, foi possível calcular ganhos correspondentes para efetivamente calibrar os sensores.

Resultados

Posicionamento dos sensores – A Tabela 1 lista os resultados obtidos nos testes para determinação do posicionamento dos sensores. Os dados indicam uma maior concentração de força nas regiões MH, LH, MF e M1. Além disso, não indicam grande divergência entre os dados para o pé direito e esquerdo.

Calibração dos sensores – Conforme procedimento descrito na seção anterior, os sensores foram calibrados com auxílio de balança analógica e presilhas de pressão ajustável. A Figura 4 ilustra os dados medidos por um

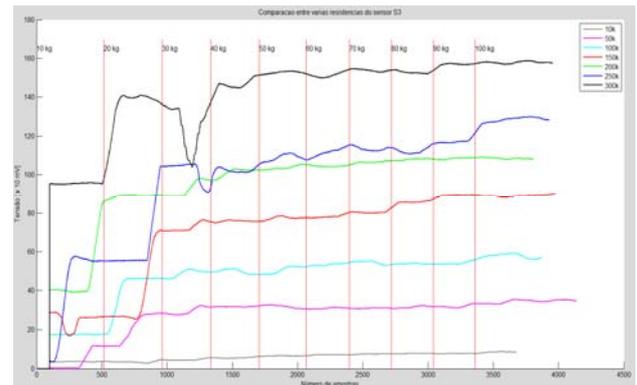


Figura 4. Medidas obtidas em um sensor durante procedimento de calibração.

dos sensores. Os dados ilustram as medidas obtidas para diferentes valores de peso ao se utilizar diferentes resistências no circuito de condicionamento do FSR. Algumas flutuações observadas nas medidas podem ser justificadas pela manipulação das presilhas de pressão, que não apresentam comportamento suave.

Discussão

Os resultados obtidos até o momento indicam que a tecnologia possui potencial para proporcionar benefício funcional à população de interesse. O projeto do sistema levou em consideração princípios de baixo custo e simplicidade na interface com o usuário. Dessa forma, é possível conceber a utilização do dispositivo para treinamentos em casa e sem a presença de um profissional de saúde. Além disso, deve-se mencionar que o módulo de retorno vibratório pode ser posicionado em diferentes partes do membro inferior, permitindo assim que o usuário escolha o melhor local para receber o estímulo.

Em relação aos testes realizados, acerca dos experimentos com indivíduos hígidos para auxiliar no posicionamento dos sensores, tal procedimento permitiu de fato selecionar o tipo e a quantidade de sensores utilizados. Com base nos dados de área de descarga de peso em cada região e considerando a geometria dos sensores (que possui não apenas o elemento-sensor, mas também filamentos que não podem ser dobrados), foram escolhidos 4 sensores para medir a descarga de peso em cada pé. A Figura 5 ilustra o posicionamento final dos sensores.

Por fim, o procedimento para calibração dos sensores foi fundamental para permitir uma validação preliminar da funcionalidade do sistema. Pode-se observar na Fig. 4 que algumas resistências de calibração de fato permitiram obter sensibilidade maior de medição, enquanto que, ao utilizar-se outras resistências, não houve variação perceptível na medida para diferentes pesos aplicados.

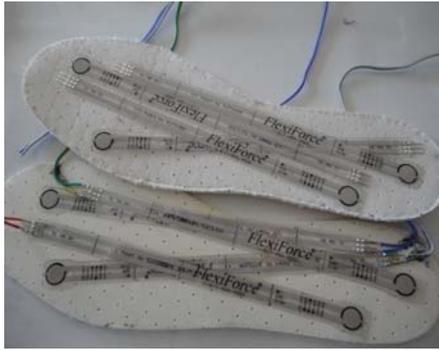


Figura 5. Foto ilustrativa do posicionamento dos sensores nas palmilhas.

Tabela 1: Distribuição de peso em indivíduos hígidos.

Região	Pé	Área [cm ²]	Área [%]	Força [Kgf]	Força [%]
T1	E	4,6	3,9±3,5	1,7	1,9±1,9
	D	7,3	5,8±3,9	3,0	3,6±3,0
T2345	E	1,6	1,4±2,1	0,4	0,4±0,6
	D	4,5	3,5±4,1	1,7	1,9±3,3
M1	E	18,5	13,2±2,1	13,4	12,1±2,1
	D	17,7	11,8±2,2	12,1	11,45±2,7
M2	E	9,5	6,9±1	8,8	8,4±2,4
	D	10,3	6,8±1,2	8,7	8,4±1,5
M3	E	10,0	7,3±1,2	9,7	9,3±2,5
	D	10,0	7,0±1,1	8,0	8,5±2,2
M4	E	10,7	7,5±1,7	10,6	9,3±2,5
	D	10,2	7,1±0,9	7,9	8,3±2,0
M5	E	11,5	8,2±2,3	7,4	6,6±2,6
	D	14,0	9,3±1,9	8,4	7,8±2,0
MF	E	25,2	18,0±10,8	17,1	13,6±11,4
	D	26,8	18,1±9,1	15,5	14,0±9,8
MH	E	24,3	16,8±3,0	21,8	19,1±4,4
	D	25,2	16,2±3,3	23,0	20,4±6,0
LH	E	25,0	16,9±4,5	23,5	19,3±7,2
	D	22,5	14,5±4,1	16,9	15,6±4,4

Conclusão

Nesse trabalho foi descrito o desenvolvimento e testes iniciais de dispositivo indutor de distribuição simétrica de peso corpóreo. Tal tecnologia pode auxiliar no treinamento de indivíduos que possuem deficiência nos membros inferiores, condição muitas vezes corrente após AVE. O sistema é baseado em palmilhas instrumentadas e mecanismo de estimulação vibrotátil que fornece informação em tempo real ao usuário para correção da descarga de peso. Nesse trabalho, foi descrito o projeto do sistema, bem como testes realizados com indivíduos hígidos para encontrar o posicionamento ideal dos sensores e o procedimento de calibração destes.

Como trabalhos futuros, pretende-se inicialmente realizar testes adicionais com o subsistema de estimulação tátil. Com base em diferentes modelos de motores de vibração, pretende-se avaliar qual solução permite obter maior sensibilidade ao usuário. Além disso, pretende-se verificar quais tipos de estímulo provocam as reações mais adequadas na população de interesse. Por exemplo, enquanto alguns indivíduos podem instintivamente remover o peso daquele membro em que é aplicada a estimulação, outros podem reagir de forma oposta, intensificando a descarga em tal membro. Por fim, pretende-se realizar testes em sujeitos que sofreram AVE para avaliar a funcionalidade completa do sistema.

Agradecimentos

Gostaríamos de agradecer especialmente aos voluntários que participaram do protocolo experimental realizado no estudo.

Referências

- [1] Langhorne, P., F. Coupar, and A. Pollock, Motor recovery after stroke: a systematic review. *The Lancet Neurology*, 2009. 8(8):741-754.
- [2] Cheng, P., Wu, S., Liaw, M., Wong, A., and Tang, F., Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2001. 82(12):1650-1654.
- [3] Genthon, N., Rougier, P., Gissot, A., Froger, J., Pélissier, J., and Pérennou, D., Contribution of Each Lower Limb to Upright Standing in Stroke Patients. *Stroke*, 2008. 39(6):1793-1799.
- [4] Geurts, A., de Haart, M., van Nes, I., and Duysens, J., A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & Posture*, 2005. 22(3):267-281.
- [5] Cheng, P., Wu, S., Liaw, M., Wong, A., and Tang, F., The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1998. 79(9):1043-1046.
- [6] Mudie, M., Winzeler-Mercay, U., Radwan, S., and Lee, L., Training symmetry of weight distribution after stroke: a randomized controlled pilot study comparing task-related reach, Bo bath and feedback training approaches. *Clinical Rehabilitation*, 2002. 16(6):582-592.