

MONITORIZAÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR COM SENSORES BASEADOS EM FBGS

M. FÁTIMA DOMINGUES^{1,3}, ANSELMO FRIZERA-NETO², CARLOS MARQUES¹, EDUARDO ROCON DE LIMA³,
PAULO ANDRÉ⁴, PAULO ANTUNES¹

¹*Instituto de Telecomunicações and University of Aveiro Physics Department & I3N, Campus de Santiago,
3810-193 Aveiro*

²*Federal University of Espírito Santo, Department of Electrical Engineering, Av. Fernando Ferrari, 514,
Goiabeiras, Vitória 29075-910, Brazil*

³*CSIC-UPM, Ctra. Campo Real, 28500 Arganda del Rey, Madrid, Spain*

⁴*Instituto de Telecomunicações and Department of Electrical and Computer Engineering, Superior Technical
Institute, University of Lisbon, Av. Rovisco Pais, Lisbon 1049-001, Portugal*

E-mails: fatima.domingues@ua.pt, frizera@ieee.org, carlos.marques@ua.pt,
e.rocon@csic.es, paulo.andre@ist.utl.pt, pantunes@ua.pt

Abstract— This work presents the outcome from the incorporation of FBG sensors in a cork in-sole, with the aim to study plantar pressures during different condition of static and dynamic equilibrium. The sensors feedback, during the performed tests, was within the expected behavior, which indicates the method implemented is an adequate solution for plantar pressure monitoring.

Keywords— Optical sensors, Fiber Bragg Gratings, plantar pressure.

Resumo— Neste trabalho são apresentados resultados da incorporação de sensores baseados em redes de Bragg em fibra ótica numa palmilha de cortiça, com o objetivo de estudar pressões plantares, perante diferentes situações de equilíbrio estático e dinâmico. No conjunto dos testes efetuados os sensores implementados reagiram de acordo com o esperado, revelando ser uma solução adequada para este tipo de monitorização.

Palavras-chave— Sensores óticos; Fiber Bragg Gratings, pressão plantar.

1 Introdução

Com o envelhecimento da população mundial e estilos de vida mais sedentários é previsível o aumento de problemas de saúde relacionados com a capacidade motora de indivíduos mais fragilizados. Para prevenir a evolução destas anomalias, é necessária a existência de mecanismos de monitorização que ajudem no diagnóstico e possível reabilitação de eventuais deficiências físicas.

No campo da reabilitação física, um dos parâmetros de relevante importância a monitorizar é a pressão plantar. A incorreta distribuição da pressão plantar pode indicar alterações de postura anormais e outras patologias que podem levar ao aparecimento gradual de deformidades plantares (Abboud, 2002; Monteiro, 2010). Assim, o correto mapeamento da pressão plantar pode fornecer informações relevantes relativamente à estrutura e performance do pé, sendo este, um meio de diagnóstico e posterior tratamento para diversas patologias plantares.

Com o intuito de analisar a distribuição da pressão ao nível da superfície plantar foram desenvolvidas diversas técnicas e sistemas de medição, maioritariamente com base em dispositivos eletrónicos ou de imagem (Razak, 2012).

Contudo, para monitorizações em dimensões reduzidas (diâmetros tipicamente inferiores a 0.5 mm), os dispositivos eletrónicos apresentam algumas

lacunas, tais como a fragilidade, instabilidade a longo termo, inconsistência na resposta e desvios elevados. Também a sua resposta é restrita a uma reduzida área de monitorização, necessitando a implementação de um elevado número de sensores para áreas maiores (Razak, 2012).

Em alternativa aos sensores eletrónicos, os sensores em fibra ótica (FOS) são uma opção com dimensões reduzidas, robustez, não invasivos, biocompatíveis, com elevada resolução, insensibilidade eletromagnética, e com a capacidade de multiplexação. Esta tecnologia é já vastamente aceite e implementada para a monitorização de parâmetros como pressão, temperatura, humidade, deformação, aceleração, entre outros (Antunes, 2013; Alberto, 2013; Antunes, 2014; Leitão, 2013; Roriz, 2014).

Os sensores FOS têm já vantagens provadas, quando comparados com os sensores eletrónicos tradicionais, nomeadamente a nível de tamanho. Uma fibra ótica tem um diâmetro reduzido, tipicamente na ordem dos 150 micrómetros podendo agrupar vários sensores multiplexados para uma monitorização alargada. Relativamente a aplicações específicas no campo da biomédica e biomecânica, em ambientes controlados, a fibra ótica minimiza os riscos de contaminação e infeção, comumente associados a métodos de monitorização e análise invasivos (Alberto, 2013).

Tirando partido das vantagens inerentes à fibra ótica, foram implementados sensores FOS (redes de

Bragg, FBG) para monitorizar a pressão plantar do pé. Na secção 2 são apresentados os dispositivos e métodos usados para a monitorização pretendida; a secção 3 foca-se na descrição do protocolo experimental implementado e na secção 4 são expostos e analisados os resultados obtidos; Na secção 5 é efetuada uma breve conclusão do trabalho apresentado e perspectivas de trabalho futuro.

2 Materiais e métodos

O sistema ótico desenvolvido para a monitorização da pressão plantar é composto por uma palmilha em cortiça, com sensores FBG incorporados em pontos de análise críticos (Razak, 2012; Tao, 2012), como ilustrado na Figura 1. Em cada um destes pontos, foram colocados longitudinalmente um sensor FBG embebido em uma estrutura cilíndrica com 0.6 cm de altura e 1.0 cm de diâmetro de resina Epoxy (*Liquid lens: advanced 2 polyurethane resin*), o que confere resistência à fibra ótica e promove a união do elemento sensível à palmilha.

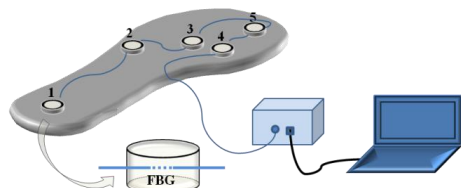


Figura 1. Aparato experimental implementado para a monitorização da pressão plantar.

A fibra ótica contendo 5 FBGs, dispostas nos pontos assinalados é ligada ao sistema de interrogação (equipamento usado para a monitorização das redes de Bragg, Ibsen, modelo I-MON 512 USB). Assim, a variação do comprimento de onda de Bragg, λ_{bragg} , observada durante a implementação do protocolo experimental, (apresentado na secção seguinte) é registada a uma frequência de 500Hz.

3 Protocolo Experimental

Para testar a resposta dos sensores embebidos na palmilha para monitorização da pressão plantar, dois protocolos experimentais foram implementados: um relativo à deslocação do centro de massa e outro relativo ao processo de marcha do paciente.

3.1 Monitorização do deslocamento centro de massa

A Figura 2 ilustra os movimentos efetuados pelo paciente para obter a resposta da palmilha a deslocações do centro de massa. Para tal, a planta do pé esquerdo foi colocado sobre a palmilha, e foram executados os movimentos ilustrados na Figura 2, com intervalos de 5 segundos entre os mesmos e também com uma duração de 5 segundos.

Assim, nos primeiros 5 segundos são passados numa posição estática sobre a palmilha - posição 1, seguindo-se o deslocamento frontal do centro de massa, correspondente à posição 2F, voltando em seguida à posição inicial e finalizando com o deslocamento do centro de massa à retaguarda - posição 3F, como ilustrado na Figura 2 a). No processo seguinte é executado um exercício semelhante mas com movimentos laterais, como ilustrado na Figura 2 b).

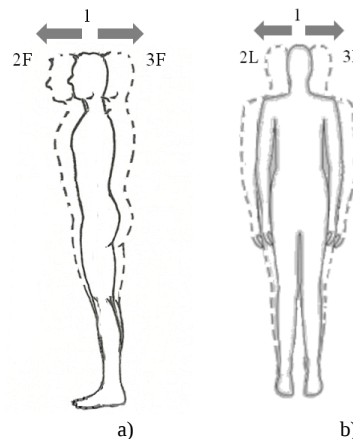


Figura 2. Protocolo experimental implementado para a monitorização de deslocamento de centro de massa: a) frontal e b) lateral.

Assim, relativamente à Figura 2 b), nos primeiros 5 segundos é mantida a posição central, posição 1, deslocando o corpo de seguida para o lado esquerdo e permanecendo nesta posição por 5 segundos - posição 2L, voltando à posição central por mais 5 segundos e deslocando em seguida para a direita por mais 5 segundos - posição 3L, terminando depois o exercício com mais 5 segundos na posição central, posição 1. A representação gráfica dos resultados obtidos é analisada na secção 4.

3.2 Monitorização do deslocamento - passo

Para a análise da resposta da palmilha num processo de marcha, a palmilha foi fixa ao solo e pressionada durante o caminhar, como ilustrado na Figura 3.



Figura 3. Protocolo experimental implementado para a monitorização de marcha.

Este exercício foi repetido 5 vezes e os dados relativos aos 5 sensores na palmilha foram registados, sendo a sua análise apresentada também na secção 4.

4 Resultados e Discussão

4.1 Monitorização do deslocamento do centro de massa

Da implementação do protocolo experimental descrito na secção 3.1, foram registadas as variações do comprimento de onda de Bragg, $\Delta\lambda_{Bragg}$, apresentadas na Figura 4 e Figura 5.

Na Figura 4 estão patentes os resultados obtidos para os sensores dispostos nas posições 1 e 5: parte anterior e posterior da palmilha.

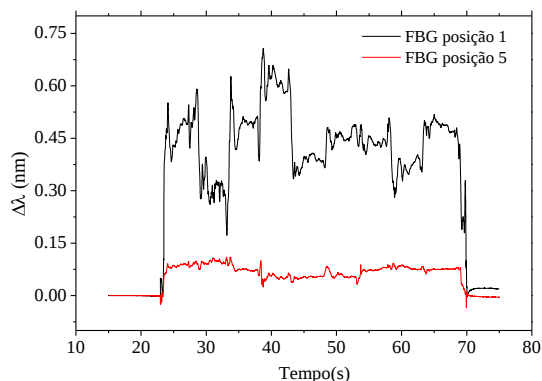


Figura 4. Resultados obtidos na implementação do protocolo experimental 3.1 para os sensores nas posições 1 e 5.

É visível que o sensor 1 e 5 têm uma resposta mais acentuada durante a implementação do protocolo ilustrado na 3.1-Figura 2a): deslocamento frontal do centro de massa. Este comportamento vai de encontro ao esperado, uma vez que estes dois sensores sofrem uma maior influência do movimento efetuado nestes 20 segundos iniciais dos ensaios. É de esperar também que estes dois sensores apresentem um comportamento antagônico entre eles, tal como foi registado.

Na Figura 5 estão representadas as $\Delta\lambda_{Bragg}$ para os sensores colocados nas posições 2, 3, e 4 : parte central da palmilha.

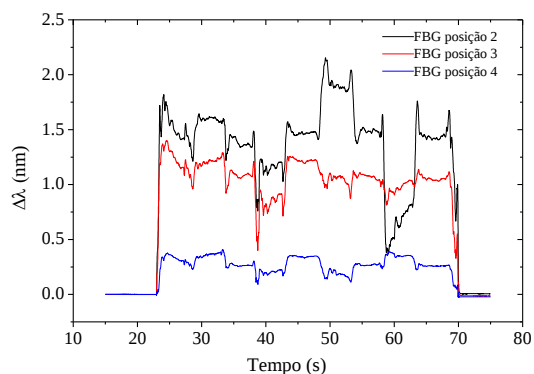


Figura 5. Resultados obtidos na implementação do protocolo experimental 3.1 para os sensores nas posições 2, 3 e 4.

É visível que estes sensores apresentam uma resposta mais acentuada aquando da implementação do protocolo experimental 3.1, Figura 2b): deslocamento lateral do centro de massa (de 45 a 70 segundos), o que está também de acordo com o esperado,

uma vez que a localização destes sensores é mais suscetível a deslocamentos laterais. De ressaltar também nestes resultados, a diferença registada entre os sensores colocados nas posições 2 e 4, uma vez que a sua variação é oposta, e consistente com os movimentos laterais efetuados.

4.2 Monitorização do deslocamento - passo

Da implementação do protocolo experimental 3.2 foram registadas as variações de comprimento de onda de Bragg apresentadas na Figura 6, relativas ao total da marcha efetuada.

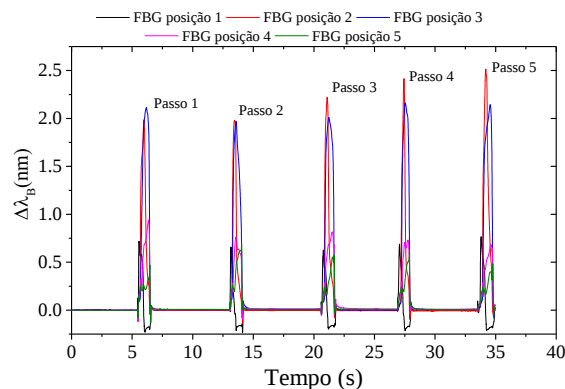


Figura 6. Resultados obtidos na implementação do protocolo experimental 3.2 para todos os sensores na palmilha.

Embora seja patente uma ligeira alteração na amplitude da $\Delta\lambda_{Bragg}$ registados, o comportamento dos sensores é semelhante para o conjunto dos 5 passos efetuados. Na Figura 7 é apresentada a ampliação desse comportamento para o passo 4.

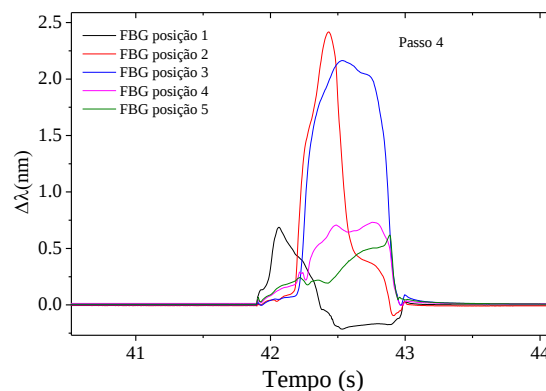


Figura 7. Ampliação do registo efetuado na monitorização da marcha para o passo 4.

Nesta representação é visível a sequência da resposta dos sensores durante a marcha. O pico de amplitude de variação máxima de cada sensor é registado temporalmente de acordo com o esperado neste tipo de movimentos (Tao, 2012). Para uma visualização global desse movimento, os valores normalizados de $\Delta\lambda_{Bragg}$ para os 5 sensores foram adicionados, assumindo uma sensibilidade idêntica para cada sensor, estando esta adição representada na Figura 8.

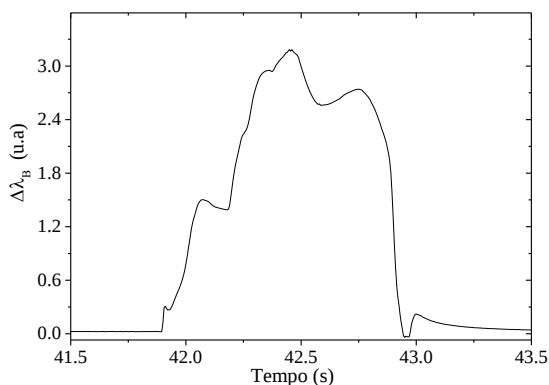


Figura 8. Representação gráfica da adição normalizada da resposta dos sensores no processo de marcha, para o passo 4.

Da representação dos dados obtidos pelos sensores incorporados na palmilha em estudo, é visível o comportamento característico das pressões que a planta do pé induz na superfície de apoio durante o caminhar (Takano, 2014).

5 Conclusão e trabalhos futuros

Foram incorporados sensores FBG numa palmilha de cortiça, para estudar a sua resposta a pressões plantares, perante diferentes situações de equilíbrio estático e dinâmico. No conjunto dos testes efetuados os sensores implementados reagiram de acordo com o esperado, revelando ser uma ótima solução para este tipo de monitorização. Com base nestes primeiros resultados, pretende-se implementar uma otimização do protótipo desenvolvido, com vista à melhoria da relação sinal-ruído e um mapeamento mais completo das pressões plantares.

Agradecimentos

M. Fátima Domingues, P. Antunes e Carlos Marques agradecem à FCT- Fundação para a Ciência e Tecnologia, o financiamento das bolsas de Pós-doutoramento com as respetivas referências: SFRH/BPD/101372/2014, SFRH/BPD/76735/2011 e SFRH/BPD/109458/2015. A. Frizera agradece o apoio da CAPES (8887.095626/2015-01) e FAPES (67566480) pelo suporte a esta pesquisa. E. Rocon agradece o apoio da CAPES pelo programa PVE nº A126/2013.

Referências Bibliográficas

Abboud, R. J., (2002). (i) Relevant foot biomechanics. *Current Orthopaedics*, Vol. 16, Nº3, pp. 165-179.
Alberto, N., Bilro, L., Antunes, P., C. Leitão Leitão, Lima, H., André, P.S, Nogueira, R.N., Pinto, J. L. (2013). Optical Fiber Technology for eHealthcare. Chapter in *Handbook of Research on ICTs and Management Systems for Improving Efficiency in Healthcare and Social Care*, IGI global, Medical Information Science Reference, USA.

Antunes, P., C. Leitão Leitão, H. Rodrigues Rodrigues, R. Travanca, Pinto, J. L., A. Costa, H. Varum, André, P.S. (2013). Optical Fiber Bragg Grating Based Accelerometers and Applications. Chapter in *Accelerometers: Principles, Structure and Applications*, Nova Publisher, New York.
Antunes, P., Domingues, F., Alberto, N., André, P.S. (2014). Optical Fiber Microcavity Strain Sensors Produced by the Catastrophic Fuse Effect. *IEEE Photonics Technology Letters*, Vol. 26, No. 1, pp. 78 – 81.
Leitão, C., Bilro, L., Alberto, N., Antunes, P., Lima, H., André, P.S, Nogueira, R.N., Pinto, J. L. (2013). Feasibility studies of Bragg probe for non-invasive carotid pulse waveform assessment. *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 18, No. 1, pp. 017006-1-017006-6.
Monteiro, M., Gabriel, R., Aranha, J., e Castro, M. N., Sousa, M., & Moreira, M., (2010). Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. *Clinical Biomechanics*, Vol. 25, Nº5, pp. 461-467.
Razak A., Hadi, A., Zayegh, A., Begg, R. K., and Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors*, Vol 12, No. 7, pp. 9884-9912.
Roriz, P., Carvalho, L., Frazão, O., Santos, I.L., Simões, I.A. (2014). From conventional Sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review. *Journal of Biomechanics*, Vol. 4, pp. 1251-1261.
Takano, M., Noguchi, H., Oe, M., Sanada, H., & Mori, T., (2014). Development and evaluation of a system to assess the effect of footwear on the in shoe plantar pressure and shear during gait. *ROBOMECH Journal*, Vol. 1, Nº1, pp. 1-13.
Tao, W., Tao, L., Rencheng, Z., and Hutian, F., (2012). Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, Vol 12, No. 2, pp. 2255-2283.