

APLICAÇÃO DE FIBRAS ÓPTICAS POLIMÉRICAS EM UM SISTEMA PORTÁTIL PARA DETECÇÃO DE EVENTOS DA MARCHA

Arnaldo G. Leal-Junior, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, arnaldo.leal@aluno.ufes.br

Letícia M. Avellar, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, leticia.avellar@aluno.ufes.br

Anselmo Frizera, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, frizera@ieec.org

Maria José Pontes, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, mjpontes@ele.ufes.br

Resumo. A detecção de eventos da marcha através da força de reação do solo (FRS) pode fornecer informações úteis para tratamento e diagnóstico de patologias. No entanto, a aquisição da FRS é geralmente realizada por meio de plataformas de força que podem apresentar erros quando o pé não é colocado dentro dos limites da plataforma. Embora os sensores eletrônicos em palmilhas instrumentadas possam ser vistos como uma alternativa interessante, há relatos na literatura de falhas na medição com tais sistemas. Considerando que as fibras ópticas poliméricas apresentam limites de elasticidade elevados, flexibilidade em curvatura, baixo custo e imunidade a campos eletromagnéticos, seu uso pode ser considerado no desenvolvimento de palmilhas instrumentadas. Este artigo apresenta um sistema portátil para detectar eventos da marcha. O sistema é composto por quatro sensores em fibra posicionados em uma palmilha e é capaz de detectar os eventos da marcha de forma semelhante às plataformas de força.

Palavras chave: Força de reação do solo. Reabilitação. Fibra óptica polimérica. Sensores em fibra óptica.

1. INTRODUÇÃO

A marcha humana pode ser definida como uma forma de locomoção complexa e cíclica, caracterizada pelos períodos de carga e descarga dos membros inferiores (KIRTLEY, 2006). Análise de marcha envolve a avaliação de parâmetros cinemáticos e cinéticos que fornecem informações para os clínicos decidirem o tratamento correto para a patologia relacionada à marcha (DEJNABADI et al., 2005). Além disso, também contribui na avaliação de intervenções cirúrgicas, próteses neurais e no controle de estimulação elétrica funcional (TONG; GRANAT, 1999).

O ciclo de marcha é definido como o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um dos eventos que se repetem na marcha (WHITTLE, 2007). Em geral, o ciclo de marcha é dividido em duas fases principais, a de apoio e a de oscilação (TABORRI et al., 2016). A fase de apoio representa 62% do ciclo de marcha (KIRTLEY, 2006) e há diferentes subdivisões dessa fase (TABORRI et al., 2016). A subdivisão para a fase de apoio adotada neste trabalho inicia-se com o contato do pé no solo onde logo depois há o período de máximo impacto e aceitação do peso corporal (MA). A fase MA é seguida da rotação do pé até o mesmo estar completamente em contato com o solo e alcançar um suporte estável para o corpo (FF, do inglês *flat foot*).

Após a fase FF, o corpo começa a deslizar sobre o pé e o centro de massa é deslocado para frente do ponto em que estava a fase FF. Então, há uma fase de impulso que se inicia quando o calcanhar perde contato com o solo, no qual é referido como fase HO (do inglês, *heel off*). Finalmente, o polegar do pé perde contato com o solo na fase TO (do inglês, *toe off*). Quando isso acontece, a fase de oscilação se inicia.

Na fase de apoio, a força de reação do solo (FRS) varia em direção e magnitude à medida que o centro de massa do corpo se move para frente durante o ciclo de marcha com o pé em contato com o solo (ABBOUD, 2002). A partir da variação da FRS no ciclo de marcha, é possível avaliar a fase do ciclo de marcha (KIRTLEY, 2006). Sendo assim, a avaliação de eventos da marcha pode ser aplicada para distinguir entre uma marcha normal e patológica (MUNIZ et al., 2006). Outra importante aplicação de sistemas de detecção de fases e subfases da marcha é no controle de dispositivos robóticos como órteses ativas e exoesqueletos. Uma vez que um sistema simples e de baixo custo que seja capaz de detectar diretamente cada fase da marcha, poderia reduzir esforço computacional dos controladores de posição e impedância quando comparado com sistemas convencionais baseados em modelos biomecânicos complexos (BAYÓN et al., 2016).

Plataformas de força geralmente são aplicadas para medir FRS e detectar eventos da marcha (KIRTLEY, 2006), (MUNIZ et al., 2006). Entretanto, os usuários devem posicionar seus pés dentro dos limites da plataforma. Caso contrário, haverá erros de medidas (KIRTLEY, 2006). Com o intuito de posicionar o pé corretamente na plataforma, os usuários podem alterar o padrão natural da marcha, podendo resultar em uma avaliação incorreta do padrão de marcha do paciente (KIRTLEY, 2006).

Por essas razões, sensores de pressão plantar embebidos em palmilhas são desenvolvidos e podem apresentar melhor eficiência, mobilidade e menor custo (HADI et al., 2012). Soluções portáteis geralmente são baseadas em dispositivos eletrônicos que podem apresentar problemas relacionados a instabilidade, robustez para cargas de impacto e também podem apresentar alguns erros e inconsistências (HADI et al., 2012).

Sensores em fibra óptica são compactos, leves e imunes às interferências eletromagnéticas (PETERS, 2010). Essas vantagens tornam essa tecnologia adequada para medidas de pressão plantar e detecção de eventos de marcha, principalmente em dispositivos robóticos com atuadores elétricos. LIANG et al. (2016) empregaram sensores em grades de Bragg (FBG, do inglês *Fiber Bragg Gratings*) em sistemas de detecção de pressão plantar para medidas estáticas. Uma configuração similar é apresentada em (SURESH et al., 2015) em uma palmilha para diferentes condições de postura. DOMINGUES et al. (2017) apresentaram uma palmilha com sensores FBG para medições estáticas e dinâmicas da FRS vertical.

Os sensores ópticos apresentados na literatura para esse propósito são baseados em FBG em fibras de sílica, que apresentam menor resistência à cargas de impacto, possuem menor flexibilidade e menores limites de tensão do que as fibras ópticas poliméricas (POFs, do inglês *polymer optical fibers*) (PETERS, 2010). Além disso, o custo do sensor e o sistema de interrogação são muito maiores do que os dos sensores POF baseados em modulação de intensidade. Sensores baseados em variação de intensidade também possuem como vantagens a facilidade de implementação e simplicidade no processamento de sinais (BILRO et al., 2012).

Visando as vantagens das POFs para essa aplicação, este artigo propõe a aplicação de sensores POF em uma palmilha para detecção de eventos da marcha. O sistema de detecção é composto por quatro sensores POF baseados em intensidade posicionados em uma palmilha. Além disso, o sensor é baseado na variação da intensidade com a resposta adquirida por um fotodetector, o que significa que os sensores precisam ter sensibilidade similar para reduzir os erros. Uma caracterização de cada sensor é realizada para obter sensibilidades similares para os sensores. Depois da caracterização, o sensor é testado em condições estáticas para a avaliação do deslocamento do centro de massa no plano sagital, e em condições dinâmicas para a análise de marcha comparando com uma plataforma de força comercial.

2. CARACTERIZAÇÃO DOS SENSORES

Os sensores são colocados em uma palmilha como mostra a Fig.1. Os pontos escolhidos são os de maior pressão plantar (LIANG et al., 2016). Cada sensor POF tem um corte lateral para a retirada de parte do material do núcleo da fibra, criando uma zona sensível que aumenta a sensibilidade do sensor no ponto em que o corte foi realizado. O comprimento, profundidade e rugosidade superficial da seção lateral, assim como o raio da curvatura afetam a sensibilidade do sensor (LEAL-JUNIOR et al., 2017). O raio de curvatura é definido como sendo a distância entre o centro da zona sensível e cada suporte que fixa a fibra na palmilha. Esses parâmetros são escolhidos cuidadosamente com o intuito de obter uma sensibilidade similar em todos os quatro sensores. A região lateral polida é colocada em contato com a superfície da palmilha.

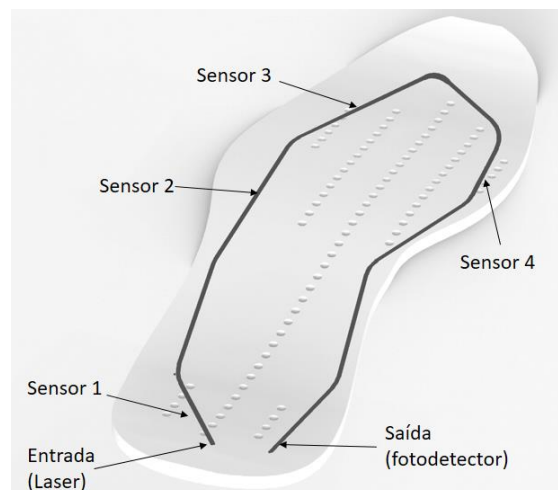


Figura 1. Palmilha com as posições dos sensores POF.

Quando cada sensor é pressionado, há uma curvatura na zona sensível, que gera uma atenuação na potência óptica de saída proporcional ao ângulo de curvatura. Além disso, quando o sensor está pressionado, há uma variação do índice de refração da fibra devido ao efeito de estresse-óptico (ZUBIA et al., 1997). A variação do índice de refração também resulta em uma atenuação da potência do sensor.

Com o intuito de obter a mesma contribuição de cada sensor na resposta, é desejável que eles tenham sensibilidades similares. A Figura 2 mostra a resposta de cada sensor para as cargas empregadas no intervalo de 0 a 150 N. As forças são aplicadas em cada um dos 4 sensores individualmente. Um sensor de força resistivo (FSR, do inglês *force sensing resistor*) do fabricante Interlink Electronics (Canadá) é utilizado como referência para a caracterização dos sensores em fibra óptica. De acordo com a Fig. 2, o sensor 1 possui a menor sensibilidade. Enquanto que, o sensor 2, 3 e 4 possuem valores similares para a sensibilidade. A Tab. 1 mostra os parâmetros de projeto de cada sensor e suas sensibilidades.

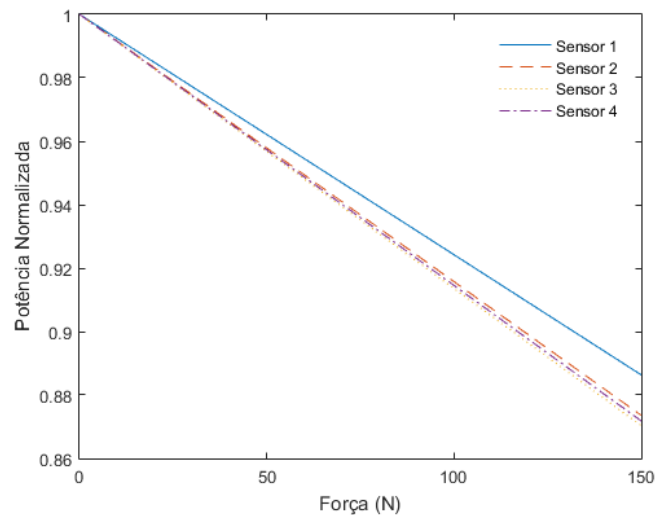


Figura 2. Atenuação do sinal de cada sensor sob cargas de compressão.

Tabela 1. Parâmetros de projeto dos sensores POF.

Sensor	Comprimento	Profundidade	Raio de Curvatura	Sensibilidade
1	12,80 mm	0,66 mm	8,96 mm	$7,58 \times 10^{-4} \text{ N}^{-1}$
2	10,50 mm	0,72 mm	5,51 mm	$8,43 \times 10^{-4} \text{ N}^{-1}$
3	9,71 mm	0,60 mm	6,24 mm	$8,65 \times 10^{-4} \text{ N}^{-1}$
4	11,00 mm	0,68 mm	9,40 mm	$8,55 \times 10^{-4} \text{ N}^{-1}$

Os sensores com os parâmetros de projeto apresentados na Tab. 1 e com as posições e palmilha apresentados na Fig.1 são posicionados dentro de um calçado esportivo, conforme apresentado na Fig.3.

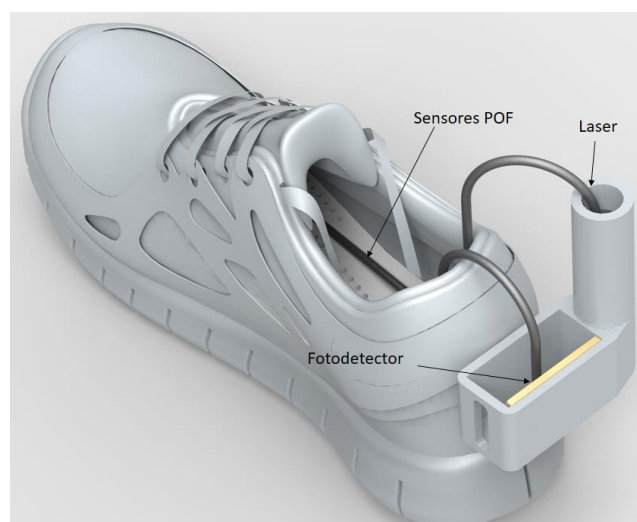


Figura 3. Sensores POF, laser e fotodetector para detecção portátil das fases e subfases da marcha humana.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

O sistema apresentado na Seção 2 foi validado em experimentos estáticos para avaliação do deslocamento do centro de massa do usuário (Seção 3.1) e em testes dinâmicos (Seção 3.2) para detecção de eventos relacionados com a fase de apoio (e suas subfases).

3.1. Testes estáticos

Os testes estáticos foram feitos para verificar se o sensor é capaz de avaliar o movimento do centro de massa no plano sagital. O deslocamento do centro de massa gera uma variação da FRS vertical, que promove uma variação de potência óptica nos sensores localizados no tênis. O sistema é testado com um voluntário de 92 kg.

O protocolo para os testes estáticos no sensor compreende cinco fases: a primeira fase (região 1 na Fig. 4) é colocar o pé no solo com a posição de impacto no calcanhar. A segunda fase, região 2 (Fig. 4), é inclinar o corpo para frente para deslocar o centro de massa para frente até que o pé esteja perpendicular ao solo. O movimento de deslocamento do centro de massa para frente continua até que o calcanhar perde contato com o solo, quando isso ocorre, o pé é erguido e há um segundo impacto, dessa vez com a região metatarsal sofrendo o primeiro impacto, sendo a terceira fase representada na Fig. 4 como a região 3. A quarta fase (região 4 da Fig. 4) tem o mesmo movimento realizado na primeira fase, porém com a direção oposta. Finalmente, a quinta fase, região 5 da Fig. 4, consiste em inclinar o corpo para trás e, depois da perda do contato da região metatarsal com o solo, o pé é erguido novamente e o teste é finalizado.

Além da avaliação da viabilidade dos sensores para detectar a variação do centro de massa no plano sagital, o teste estático também pode indicar se o sensor é capaz de detectar picos e vales semelhantes aos do ciclo de marcha. Uma vez que o protocolo proposto inclui a movimentação do centro de massa para frente, semelhante ao que ocorre durante a fase de apoio da marcha. Esperam-se dois vales ambos nas fases em que a sola do pé está perpendicular ao solo e 4 picos relacionados ao peso do indivíduo estar distribuído nas regiões do calcanhar e do polegar. A Figura 4 mostra o resultado obtido no teste, onde a linha cheia indica a força medida e a linha vertical tracejada mostra os intervalos de cada uma das cinco fases do teste estático. O protocolo foi repetido por 120 segundos e uma boa repetitividade foi obtida. Além disso, o sensor apresentou um padrão esperado com dois vales, nas regiões 2 e 4 e quatro picos, nas regiões 1, 3 e 5.

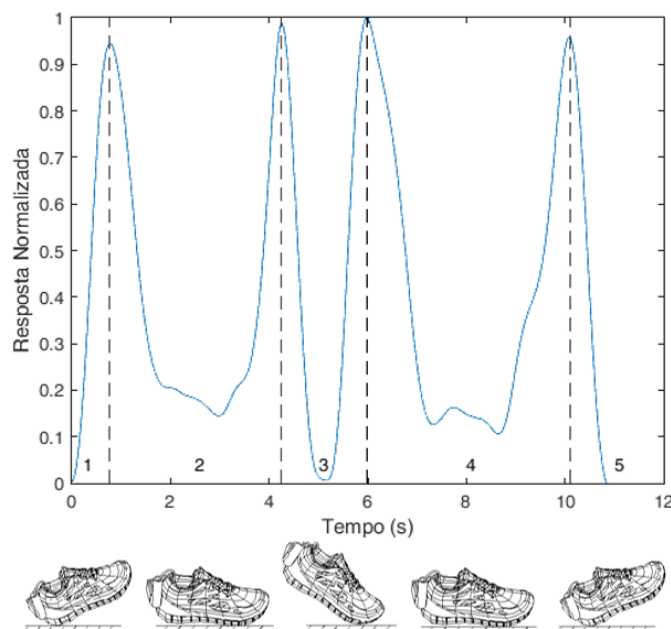


Figura 4. Resposta dos sensores POF durante o teste estático. Os números de 1 a 5 indicam os intervalos de cada parte do teste.

De acordo com a Fig. 4, os sensores POF são capazes de medir a variação do centro de massa. O sistema de aquisição desenvolvido obtém uma única medição de potência óptica, resultante do efeito combinado da atenuação causada nos quatro sensores. Quando dois ou mais sensores estão sob presença de carga, há uma variação maior causada pela atenuação combinada de tais sensores. Desta forma, quando o pé está plano no solo, observa-se um vale mais proeminente (ver intervalos 2 e 4 na Fig. 4) resultante da atenuação causada pela deformação dos quatro sensores pelo peso do usuário. Se o objetivo é definir o movimento do centro de massa em ambos os planos (frontal e sagital), é

necessário empregar quatro fotodetectores, um para cada sensor, o que resulta em um sistema menos compacto e aumenta a complexidade da aquisição e da análise do sinal. Sendo assim, há um *tradeoff* na aplicação dos sensores. Se, por um lado, a aplicação de apenas um fotodetector para a aquisição do sinal limita a capacidade do sistema de detectar movimentos laterais e para trás, por outro lado, a configuração é mais compacta, menos invasiva, mais fácil de ser implementada e tem menor custo.

3.2. Análise de marcha

Os testes para análise e detecção dos eventos da marcha é realizado com um voluntário de 92 kg, a resposta do sistema portátil proposto é comparada com a resposta obtida por uma plataforma de força BIOMECH 400 (EMG System, Brasil). Uma vez que a força ocorre apenas na fase de apoio, as forças medidas são plotadas de acordo com a porcentagem da fase de apoio. Além disso, há a resposta obtida pela plataforma de força utilizada como referência.

Os resultados mostrados na Fig. 5 demonstraram a viabilidade do sistema para análise de marcha. A FRS vertical apresenta a forma característica de M, cujo padrão característico é amplamente estudado (KIRTLEY, 2006). Além disso, é possível separar as subdivisões da fase de apoio mencionadas na Seção 1. Apesar dos círculos marcados na Fig. 5 representarem cada fase, algumas fases podem ser representadas como um intervalo devido ao comportamento dinâmico do ciclo de marcha. Comparando com a plataforma de força, a resposta do sistema proposto apresenta picos e vales em posições próximas das obtidas pela plataforma, o que demonstra a viabilidade e capacidade do sistema para detectar eventos da marcha.

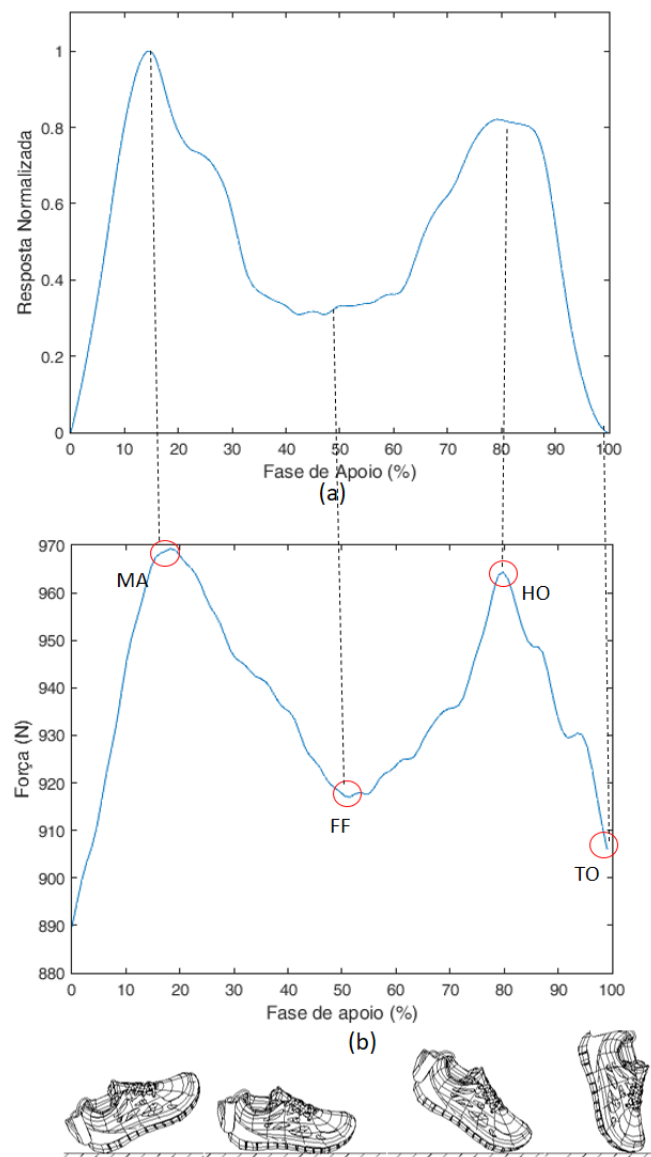


Figura 5. Análise de marcha com (a) o sistema portátil baseado em sensores POF e (b) plataforma de força comercial.

4. CONCLUSÃO

Esse artigo apresentou um sistema portátil para detecção de eventos da marcha com quatro sensores POF. Cada sensor tem uma zona sensível com comprimento, profundidade e rugosidade superficial controlados. Uma vez que esses parâmetros podem influenciar na sensibilidade do sensor, os parâmetros da seção lateral e o raio de curvatura de cada sensor são controlados com o intuito de obter quatro sensores com sensibilidades semelhantes.

Os testes estáticos provaram a viabilidade dos sensores para avaliar o deslocamento do centro de massa na marcha. Enquanto que, os testes de marcha executados utilizando uma plataforma de força como referência, mostram a capacidade de detectar os eventos de marcha durante a fase de apoio. Sendo assim, o sistema apresentado neste trabalho pode ser visto como uma alternativa flexível, robusta, resistente à interferências eletromagnéticas, de simples instalação e oferece baixo custo para aplicações diversas em análise de marcha. Além disso, o sistema apresenta resultados semelhantes na detecção de fases da marcha quando comparado com sistemas comerciais de plataforma de força (KIRTLEY, 2006) e outros sistemas com esse propósito (DOMINGUES et al., 2017).

Trabalhos futuros incluem o desenvolvimento de sensores POF embarcados em uma palmilha para medir também a tensão de cisalhamento durante o ciclo de marcha e aplicações em *soft robotics*.

5. REFERÊNCIAS

- ABBOUD, R. J. Relevant foot biomechanics. **Current Orthopaedics**, v. 16, p. 165–179, 2002.
- BILRO, L. et al. Optical sensors based on plastic fibers. **Sensors (Switzerland)**, v. 12, n. 9, p. 12184–12207, 2012.
- BAYÓN, C. et al. Locomotor training through a novel robotic platform for gait rehabilitation in pediatric population: short report. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 13, n. 1, p. 98, 2016.
- DEJNABADI, H.; JOLLES, B. M.; AMINIAN, K. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 52, n. 8, p. 1478–1484, 2005.
- DOMINGUES, M. F. et al. Insole optical fiber Bragg grating sensors network for dynamic vertical force monitoring. **Journal of Biomedical Optics**, v. 22, n. 9, p. 91507, 2017.
- HADI, A. et al. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. **Sensors (Switzerland)**, v. 12, p. 9884–9912, 2012.
- LEAL-JUNIOR, A. G.; FRIZERA, A.; PONTES, M. J. Sensitive Zone Parameters and Curvature Radius Evaluation for Polymer Optical Fiber Curvature Sensors. **Optics and Laser Technology**, v. 100C, p. 272–281, 2018.
- LIANG, T.; LIN, J.; GUO, L. Plantar Pressure Detection with Fiber Bragg Gratings Sensing System. **Sensors (Switzerland)**, v. 16, p. 1766, 2016.
- KIRTLEY, C. The ground reaction in normal gait. In: **“Clinical gait analysis: Theory and practice”**. Philadelphia, PA: Elsevier Churchill Livingstone, 2006, cap.5, p. 83-96.
- MUNIZ, A. M. S. et al. Principal Component Analysis of Vertical Ground Reaction Force: A Powerful Method to Discriminate Normal and Abnormal Gait and Assess Treatment. In: **Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference**, New York, v. 1, p. 2683–2686, 2006.
- PETERS, K. Polymer optical fiber sensors—a review. **Smart Materials and Structures**, v. 20, n. 1, p. 13002, 2010.
- SURESH, R. et al. Development of a high resolution plantar pressure monitoring pad based on fiber Bragg grating (FBG) sensors. **Technology and Health Care**, v. 23, p. 785–794, 2015.
- TABORRI, J. et al. Gait Partitioning Methods : A Systematic Review. **Sensors (Switzerland)**, v. 16, n. 66, p. 1–20, 2016.
- TONG, K.; GRANAT, M. H. A practical gait analysis system using gyroscopes.pdf. **Medical Engineering and Physics**, v. 21, p. 87–94, 1999.
- WHITTLE, M. Normal Gait. In: **Gait Analysis: an Introduction**. Butterworth-Heinemann, Reino Unido, 2007, cap.2, p.47-100.
- ZUBIA, J.; ARRUE, J.; MENDIOROZ, A. Theoretical Analysis of the Torsion-Induced Optical Effect in a Plastic Optical Fiber. **Optical Fiber Technology**, v. 3, n. 2, p. 162–167, 1997.

6. AGRADECIMENTOS

Essa pesquisa é financiada por CAPES (88887.095626/2015-01), FAPES (72982608) e CNPq.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.