

SENSOR DE FIBRA ÓPTICA PARA DETECÇÃO DE HIPEREMIA ATIVA FISIOLÓGICA FUNCIONAL EM TESTE ERGOMÉTRICO

W. L. Ripka*, G. Dutra*, L. Ulbricht**, C. Martelli* e P. M. Gewehr*

*Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, Brasil

** Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica, Curitiba, Brasil

e-mail: ripka.w@gmail.com

Resumo: O objetivo deste estudo foi testar a aplicabilidade de um sensor de fibra óptica, com tecnologia de Redes de Bragg (FBG) empregada para detecção de hiperemia ativa fisiológica funcional (HAFF) durante um teste de esforço em uma bicicleta ergométrica. Foi realizado um estudo de caso múltiplo onde foram avaliados dois indivíduos. No teste, os avaliados utilizaram um sensor de fibra óptica com cinco redes FBG, o qual foi posicionado na região da coxa para a captação da HAFF, sendo que quatro delas estavam posicionadas sobre os principais músculos relacionados ao movimento deste segmento corporal: reto femoral, adutor magno, vasto lateral, bíceps femoral e um para controle e acompanhamento da temperatura ambiente. Também foi medido o percentual de gordura da coxa com um equipamento de ultrassom portátil. O resultado para análise da HAFF durante o teste de bicicleta mostrou o sensor como uma ferramenta útil e promissora. O instrumento permitiu o acompanhamento da termorregulação para cada grupo muscular, sendo mais sensível no sujeito com menor concentração adiposa subcutânea na coxa.

Palavras-chave: Sensor de fibra óptica, redes de bragg, exercício físico, hiperemia.

Abstract: *The aim of this study was to test the applicability of a fiber optic sensor, with Bragg Grating technology (FBG) used for detection of functional physiological active hyperemia (HAFF) during a stress test on a bicycle ergometer. A multiple case study was conducted, where two individuals were evaluated. In the test, the individuals used a fiber optic sensor with five FBG, which was positioned in the thigh area for capturing the HAFF, four of which were positioned on the major muscles related to the movement of this body segment: rectus femoris, adductor magnus, vastus lateralis, biceps femoris and one for control and monitoring of the ambient temperature. Also measured was the percentage of thigh fat with a portable ultrasound equipment. The result for analysis of HAFF during the cycling test was a useful and promising tool. The instrument allowed the monitoring of thermoregulation for each muscle group, being more sensitive in the subject with less subcutaneous fat concentration in the thigh.*

Keywords: *Fiber optic sensor, fiber Bragg grating, physical exercise, hyperemia.*

Introdução

Nas últimas décadas o crescimento da tecnologia optoeletrônica favoreceu uma revolução na criação de produtos [1], isto porque fibras ópticas oferecem inúmeras vantagens para aplicações biomédicas, devido, principalmente, às suas propriedades quanto ao pequeno tamanho, biocompatibilidade, imunidade eletromagnética e ausência de toxicidade [2, 3]. Demonstrando assim, características intrínsecas que garantem segurança para pacientes em contínuo monitoramento [2]. Entre as tecnologias empregadas em fibras ópticas, destacam-se as Redes de Bragg (Fiber Bragg Grating – FBG), consideradas como bons sensores para grandezas como temperatura, deformação e pressão [4].

A aferição da temperatura por FBG mostra-se útil por, entre outros motivos, não apresentar radiação e/ou interferência eletromagnética de correntes, que podem interferir nas leituras da temperatura [5].

No homem a interface de produção do calor se dá pela pele, um órgão dinâmico e em constante adaptação entre o meio interno e externo, um fenômeno conhecido como termorregulação [6, 7]. Estas alterações na temperatura cutânea podem apresentar-se como método diagnóstico em doenças vasculares como a arteriosclerose e síndrome de Raynaud [7], ademais, outra vasta utilização das variações da temperatura cutânea pode ser o campo das práticas esportivas, devido a ação derivada da chamada hiperemia ativa fisiológica, natural de um aumento de fluxo sanguíneo devido a uma maior exigência muscular de caráter funcional (HAFF) [6, 8]. Assim, a criação de ferramentas para análise da temperatura permite obter informações quanto à ativação muscular, fato que contribui, para análises cinemáticas e estudos de coordenação neuromuscular, fundamentais para diversas modalidades esportivas.

Dentre as atividades esportivas a serem analisadas, inclui-se as modalidades que envolvem a pedalada, que também despertam o interesse em estudos da biomecânica esportiva a fim de aperfeiçoar o desempenho esportivo [9]. Dessa forma o objetivo deste estudo é testar a aplicabilidade de um sensor FBG para detecção de HAFF durante um teste de bicicleta.

Materiais e métodos

Foi realizado um estudo de caso múltiplo onde foram avaliados dois indivíduos, em uma bicicleta ergométrica num teste de incremento de carga, com duração de 12 minutos.

Cada avaliado foi submetido primeiramente a uma avaliação da camada adiposa da coxa. Para isso foi utilizado um equipamento de ultrassom portátil (Bodymetrix - US) com intensidade de 180 dB e frequência de operação de 2,5Hz. A aferição com US se dá pelos índices de refração do músculo, gordura e osso, possibilitando distinguir as camadas e medir a quantidade de gordura em milímetros do ponto analisado.

O ultrassom foi posicionado no terço medial anterior e posterior da coxa, sendo a medida realizada duas vezes e, caso houvesse diferença de 0,3 mm entre elas, uma terceira medida era coletada. O resultado foi dado pela média aritmética das medidas.

Para a construção do sensor foi utilizada uma fibra óptica com cinco gravações de FBG. A gravação das redes foi feita no laser de excímero 192 nm, tendo como a energia do laser igual a 6 mJ e frequência dos pulsos de 250 Hz.

Os comprimentos de ondas de Bragg obtidos estão representados na Tabela 1.

Tabela 1: Característica de coeficientes angulares e lineares das FBG.

Número do Sensor	Coefficiente Angular	Coefficiente Linear
01	0,00981	1540,599
02	0,01013	1542,712
03	0,01003	1537,236
04	0,01013	1533,452
05	0,01084	1547,247

Para a análise da HAFF em °C, em cada ponto, foi utilizada a função:

$$x = (y - b)/a \quad (1)$$

Em que:

x = temperatura (°C)

y = comprimento de onda

b = coeficiente linear

a = coeficiente angular

Após os registros, a fibra passou por três etapas:

- 1) Encapsulamento em tubo de Alumínio, o qual recebeu uma marcação na posição de cada rede.
- 2) Torção do tubo, de modo que os sensores estivessem em contato com a região desejada da coxa.
- 3) Banho térmico, caracterizado pela variação da temperatura em 10, 20, 30, 40, 50 e 60 graus.

A Figura 1 ilustra o sensor finalizado.

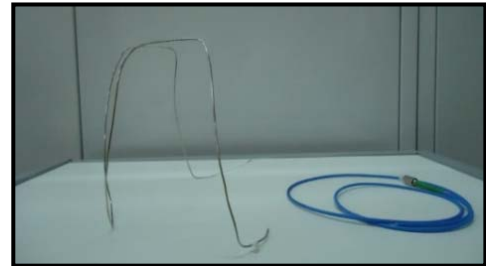


Figura 1: Sensor de fibra óptica após o registro das Redes de Bragg e conclusão das etapas de refinamento.

O registro de cinco redes, bem como o formato da dobra do sensor teve como objetivo atingir os principais músculos da coxa, considerando-se as vistas anterior, posterior e medial. Assim, para a vista anterior o sensor foi posicionado sobre os músculos Reto Femoral e Vasto Lateral; na vista medial a temperatura foi aferida sobre o músculo Adutor Magno e na vista posterior uma rede foi posicionada sobre o Bíceps do fêmur ou femoral. A Figura 2 ilustra o posicionamento anatômico dos sensores.

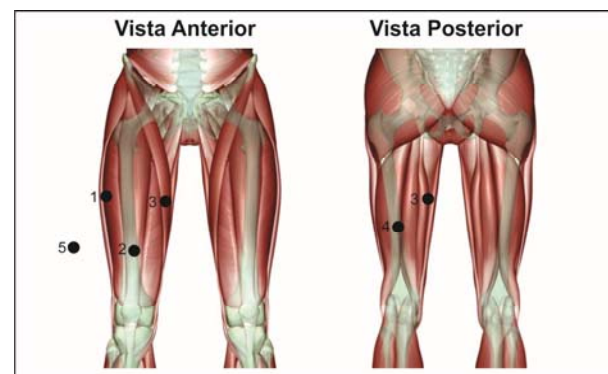


Figura 2: Posicionamento teórico dos sensores de temperatura sobre a principal musculatura ativada durante a pedalada. Onde: (1) Vasto Lateral; (2) Reto Femoral; (3) Adutor Magno; (4) Bíceps Femoral; (5) Sensor para Temperatura Ambiente.

A Figura 3, por sua vez, ilustra o posicionamento real do sensor nos avaliados.

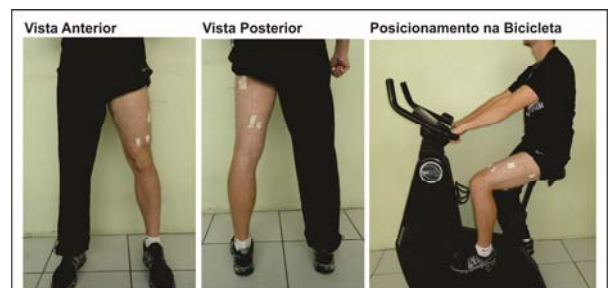


Figura 3: Posicionamento real do sensor de temperatura sobre a principal musculatura ativada durante a pedalada.

O teste ergométrico foi realizado durante 12 minutos, sendo que seguiu como etapas: (a) 3 minutos de aquecimento carga 1; (b) 1 minutos carga 2; (c) 1 minutos carga 3; (d) 1 minutos carga 4; (d) 4 minutos carga 5; (e) 1 minutos carga 6; (f) 1 minutos carga 7.

O teste foi controlado com auxílio de um medidor de frequência cardíaca posicionado no tórax dos avaliados, de modo a não atingir frequência cardíaca superior a 85% do máximo.

Resultados

Os resultados foram apresentados individualmente (A – B). Os avaliados possuíam 24 e 23 anos, respectivamente sendo ambos homens. Para a medida da camada de adiposa encontrou-se: Indivíduo A, coxa anterior 5,1mm e posterior 14,6mm; Indivíduo B, 9,1mm e 24,6mm para os mesmos pontos.

Na análise da HAFF, a Tabela 2 descreve os valores mínimos, máximos, média e do desvio padrão para o tempo do teste.

Tabela 2: Valores descritivos para o teste aeróbio realizado em bicicleta para estudo do desempenho dos sensores em ambos os indivíduos.

Sensor	Início (°C)	Final (°C)	Varição (°C)	Média (°C)	Desvio Padrão (°C)
Indivíduo A					
S1	31,264	34,264	3,004	32,517	0,988
S2	31,594	33,928	2,353	32,554	0,788
S3	31,074	33,059	1,982	32,097	0,613
S4	30,554	32,725	2,175	31,424	0,736
S5	21,560	23,608	2,058	22,739	0,594
Indivíduo B					
S1	31,065	32,324	1,234	32,139	0,727
S2	32,073	33,015	0,885	33,040	0,822
S3	32,208	32,901	0,691	32,685	0,447
S4	31,118	31,802	0,332	31,629	0,338
S5	24,316	25,885	1,569	25,017	0,630

Os resultados apontam médias mais elevadas para o avaliado A em todos os sensores em comparação ao indivíduo B. As Figuras 4 e 5 ilustram os valores aferidos da temperatura durante a avaliação, apresentados em intervalos de 60 segundos.

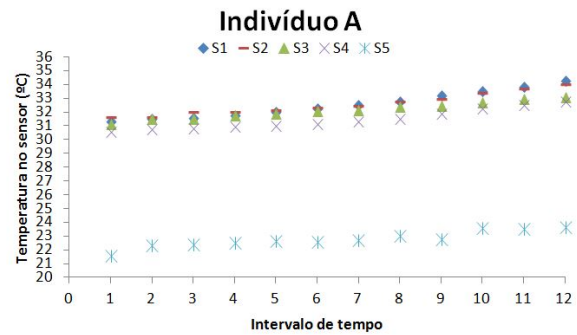


Figura 4: Valores de temperatura obtidos para cada sensor em intervalos de tempo iguais a 60 segundos para o indivíduo A.

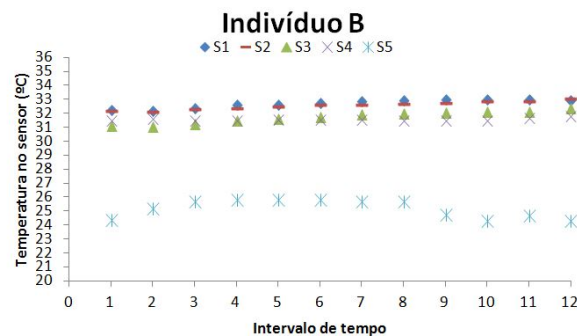


Figura 5: Valores de temperatura obtidos para cada sensor em intervalos de tempo iguais a 60 segundos para o indivíduo B.

Discussão

A termorregulação é um fenômeno complexo, de manutenção da temperatura corporal mediado pelo sistema nervoso autônomo. A pele pode ser considerada como a interface entre a produção de calor pelo organismo e a perda deste para o ambiente, sendo que a maior ou menor irrigação da pele dá-se devido à vasoconstrição e vasodilatação, buscando a manutenção da temperatura corporal [7].

O posicionamento das redes proposto neste estudo vem ao encontro aos achados na literatura sobre os principais músculos ativados durante um ciclo de pedalada [9-12].

Para ambos os avaliados os sensores posicionados sobre o músculo reto femoral (2) e vasto lateral (1) foram os que apresentam maior ganho de temperatura. Isto ocorre, porque estes músculos possuem como função magna a extensão do joelho, ação essa que está presente no principal ciclo da pedalada, a denominada fase de propulsão [13, 14].

Para o sensor 4 (bíceps da coxa), responsável pela flexão do joelho, nota-se a menor média da temperatura (31,424 e 31,629°C para o Indivíduo A e B, respectivamente). O torque na flexão do joelho é um das fases com menor gasto energético para o ciclista, sendo está denominada de fase de recuperação [15].

De modo geral os resultados encontrados neste estudo mostraram um melhor desempenho do sensor na

análise da termorregulação do indivíduo A. Esse fato pode ser explicado pela menor camada de adiposidade subcutânea da região avaliada neste sujeito. A fisiologia humana mostra que uma maior quantidade de células adipócitas limita a capilaridade cutânea, uma vez que, atuam como isolantes térmicos [8].

Uma falha a ser corrigida no instrumento está em sua capacidade de fixação nos avaliados, isso porque nota-se grandes oscilações nos intervalos de medida.

Conclusão

O instrumento baseado no registro na gravação de redes de Bragg em fibras óptica para análise da hiperemia ativa fisiológica funcional durante um teste de bicicleta mostrou-se uma ferramenta útil e promissora. Explorar essa propriedade da fibra óptica pode representar um barateamento de instrumentos de avaliação biomecânica e cinemática em praticantes de ciclismo. Encontrou-se maior aquecimento das regiões com maior atividade muscular como previsto na literatura. Estudos futuros devem prever uma melhor fixação do equipamento na pele dos avaliados, evitando oscilação nas medições. Também sugere a comparação do instrumento, com tecnologia de câmera termográfica, possibilitando verificar se os níveis de resolução e sensibilidade encontrados seriam adequados para aplicação na prática.

Referências

- [1] Gholamzadeh B , Nabovati H. Fiber optic sensors. World Academy of Science, Engineering and Technology. 2008, 42(3): 335-340.
- [2] Mishra V, Singh N, Rai D, Tiwari U, Poddar G, Jain S, *et al.* Fiber Bragg grating sensor for monitoring bone decalcification. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 2010, 96(6): 646-651.
- [3] Mishra V, Singh N, Tiwari U, Kapur P. Fiber grating sensors in medicine: Current and emerging applications. Sensors and Actuators A: Physical. 2011, 167(2): 279-290.
- [4] Cazo RM, Hattori HT, Barbosa CL, Lisboa O, Rabelo RC. Sensor de deformação usando grades de Bragg. Revista Científica. 2000, 1516: 2338.
- [5] Rao Y-J. In-fibre Bragg grating sensors. Measurement science and technology. 1997, 8(4): 355.
- [6] Guyton AC , Hall JE. Tratado de fisiologia médica, Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.
- [7] Brioschi ML, Macedo JF, Macedo RdAC. Termometria cutânea: novos conceitos. J Vasc Bras. 2003, 2: 151-60.
- [8] Wilmore JH , Costill DL. Fisiologia do esporte e do exercício, 3 ed. São Paulo: Manole, 2001.
- [9] Diefenthaler F, Bini RR, Karolczak APB, Carpes FP. Ativação muscular durante a pedalada em diferentes posições do selim. Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano, Florianópolis. 2008, 10(2): 161-9.
- [10] Balasubramanian V, Jagannath M, Adalarasu K. Muscle fatigue based evaluation of bicycle design. Applied ergonomics. 2013.
- [11] Gregor R, Green D, Garhammer J. An electromyographic analysis of selected muscle activity in elite competitive cyclists. Biomechanics VII. Baltimore, MD: University Park. (1982): 537-541.
- [12] Costan R , Pantea C. Electromyography assessment of muscles involved in a pedal cycle Electromyography assesment of muscles involved in a pedal cycle. Timisoara Physical Education and Rehabilitation Journal. 2010, 2(4): 29-36.
- [13] Sobotta J. Atlas of human anatomy: trunk, viscera and lower extremities, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- [14] Hug F , Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009, 19(2): 182-198.
- [15] Carvalho TRMd, "Avaliação do desempenho de ciclistas em exercício isocinético com produção de fadiga: instrumentação, biomecânica e eletromiografia," Mestrado, Engenharia de Sistemas Eletrônicos e Automação, Universidade de Brasília, Brasília, 2012.