

DESENVOLVIMENTO DE SISTEMAS EMBARCADOS APLICADOS PARA TREINAMENTO, CONDICIONAMENTO E AVALIAÇÃO EM ESPORTE

D. R. Páez*, L. M. Parra*, E. Takase**, J. L. B. Marques*

*Instituto de Engenharia Biomédica, **Laboratório de Educação Cerebral, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis-SC, Brasil
e-mail: jmarques@ieb.ufsc.br

Resumo: Neste artigo é apresentada uma metodologia a ser implementada para a melhoria no desempenho de atletas de tiro com arco. Sabendo que a alta repetitividade na aplicação da técnica é o principal fator para atingir um alto desempenho, é apresentada uma proposta de sistema que inclui: detecção de padrões de movimento para obter melhorias na execução da técnica do esportista, cálculo da variabilidade de ritmo cardíaco para administrar o estresse e fortalecer as habilidades psicológicas do arqueiro, quantificação da ativação dos músculos *extensor digitorum* (MED) e *flexor digitorum* (MFD) que são ativados pelos dedos que puxam, seguram e liberam a corda do arco. Considerando os resultados coletados até o momento, mostra-se que o sistema de aquisição e análises de dados proposto é uma ferramenta promissória para o progresso na performance de atletas de tiro com arco.

Palavras-chave: variabilidade cardíaca, tiro com arco, sistema inercial de movimento, EMG, treinamento de tiro com arco.

Abstract: *This article presents a methodology to improve the performance of athletes from archery in the Olympics Games. Knowing that the high repeatability of the technique is the main factor for achieving high performance, the proposal includes: detection of movement patterns for improvements of the technique of the sportsman, calculation of heart rate variability to manage stress and strengthen the psychological skills of the archer, quantification of activation of the muscle flexor digitorum superficialis (MFDS) and muscle extensor digitorum muscles (MED) that are activated by the fingers responsible for drawing, holding and releasing the bowstring. Considering the results collected to date, it is shown that the system of acquisition and analysis of data proposed. Is a promissory tool for quantification of progress in the performance of athletes from archery.*

Keywords: HRV, archery, inertial motion system, EMG, archery training.

Introdução

O alto desempenho de atletas de elite é o resultado da sinergia entre a ciência do esporte e treinamento. Treinadores e cientistas do esporte se esforçam para alcançar melhoras de frações de segundo que podem fazer a diferença entre um campeão e um finalista [1].

Tiro com arco é descrito como um esporte estático que precisa força e resistência da parte superior do corpo para executar a técnica adequadamente [2]. O alto desempenho em competições é definido como a habilidade que o arqueiro tem para atirar uma flecha em um alvo com alta exatidão e precisão. Considerando que em competições o arqueiro executa no mínimo 72 tiros, é de grande importância que o movimento de atirar do arqueiro seja altamente reproduzível [3].

Para chegar a alcançar um alto desempenho na execução da técnica de tiro com arco, deve-se trabalhar tanto as habilidades físicas como as psicológicas dos esportistas, já que uma rodada numa competição é totalmente diferente de uma rodada de treinamento. Num verdadeiro *playoff*, há alta ansiedade gerada em atletas, espectadores e mídia, originando efeitos psicoemocionais sobre os concorrentes. O arqueiro deve manter o foco para cada tiro, executando a mesma técnica para evitar ser distraído por fatores externos. Isso aumenta o estresse em atletas que estão cientes de que cada rodada tem um valor importante na soma geral de pontos para obter o seu objetivo final [4]. Considerando o exposto anteriormente, chega-se à pergunta: Qual é a metodologia de treinamento adequada para que um arqueiro de elite possa alcançar um alto desempenho em jogos competitivos?

Para resolver a questão acima colocada, propõe-se uma metodologia que é baseada em cinco etapas. A primeira etapa é definida como a etapa de diagnóstico; nesta etapa são feitos registros dos padrões na execução da técnica dos esportistas. Após a fase de diagnóstico é iniciado o programa de intervenção; neste ponto começa a segunda etapa, na qual são obtidos padrões de movimento do esportista e comparados com a biomecânica da técnica de tiro com arco [5], determinando os pontos de referência para uma melhora na execução da técnica. Na terceira etapa é feito monitoramento de sinais fisiológicos do atleta durante o treinamento. Variabilidade da frequência cardíaca (VFC) [6], e ativação dos músculos *extensor digitorum* e *flexor digitorum* [2], são os sinais que serão monitorados por meio de um sistema de registro de eletrocardiograma (ECG) e eletromiograma (EMG) superficial. Na quarta etapa serão definidas as habilidades psicológicas do atleta, quantificando os níveis de confiança, motivação e foco, trabalho sob pressão, através de *benchmarks* como *Athletic Coping Skills Inventory* (ACSI-28), *Task and Ego Orientation in*

Sport Questionnaire (TEOSQ) e *Sport Competition Anxiety Test* (SCAT), e quantificando a estabilidade psicológica do atleta [4]. Finalmente, na quinta e última etapa, com a informação adquirida nas etapas descritas anteriormente, procede-se a realimentação ao esportista e seu preparador sobre os pontos a melhorar e os que precisa manter.

Materiais e métodos

Na Figura 1 é apresentado o diagrama em blocos geral da metodologia proposta.

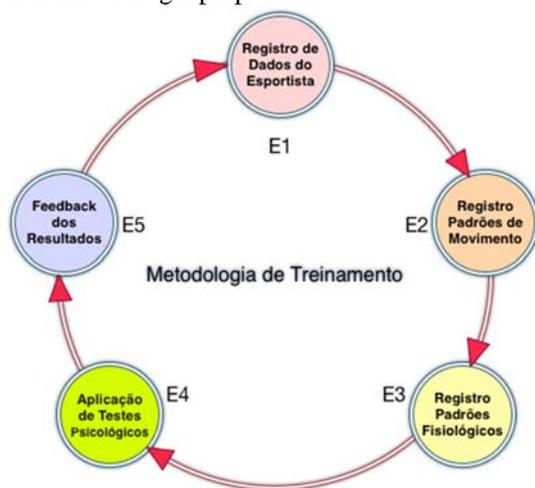


Figura 1: Diagrama da Metodologia de Treinamento proposta.

Para executar as etapas da metodologia descrita, está sendo desenvolvido um sistema de hardware e software para o registro e processamento de sinais fisiológicos e de movimento. Foi planejada uma arquitetura modular para o sistema geral dividida em blocos (ver Figura 2). O bloco base está dividido em dois, que são o desenvolvimento do hardware necessário para aplicar a metodologia de treinamento (ver Figura 1), e o software necessário para adquirir e tratar os sinais digitalmente. O bloco seguinte recebe os sinais que já foram digitalizados no bloco base, e faz o processamento dos sinais. O terceiro bloco consiste da interface que apresenta informações relevantes para o usuário.

A arquitetura em blocos funcionais tem como vantagem o desenvolvimento modular, onde cada bloco pode ser desenvolvido independentemente. O bloco base tem dois módulos, hardware externo que interage com o esportista e software de aquisição que registra as informações (sinais) fisiológicas e de movimento do esportista. O hardware externo é composto pelos três módulos seguintes de registro de sinais: EMG (eletromiograma), ECG (eletrocardiograma) e MOCAP (*motion capture system*), e serão descritos a seguir.

O módulo de captura de EMG superficial de dois canais tem a função de captar a ativação dos músculos MED e MDF. Os eletrodos superficiais são colocados nos músculos mencionados previamente e a referência no cotovelo, enquanto que os eletrodos são conectadas

num amplificador de instrumentação com CMRR de 120 dB. O sinal obtido do amplificador de instrumentação é filtrado na faixa de 20-500 Hz, e é aplicado um filtro notch-60 Hz. Após a filtragem, o sinal é retificado, integrado e invertido para obter o envelope do sinal de EMG como resultado.

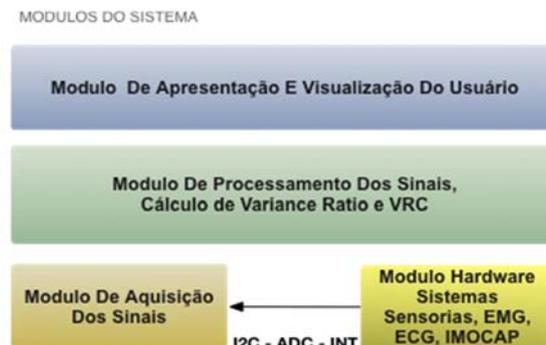


Figura 2: Diagrama da arquitetura do sistema, dividido em módulos de: Hardware, aquisição, processamento e visualização.

O módulo de ECG utiliza eletrodos superficiais que são colocados no peito do esportista. As saídas dos eletrodos são conectadas num amplificador de instrumentação, onde o sinal na saída do mesmo é filtrado numa faixa de 0.5–40 Hz, e é incluído um filtro notch-60 Hz. Com o sinal de ECG filtrado, é aplicado um filtro passa faixa centrado em 17 Hz para isolar o pico R de cada complexo QRS. Para a detecção do pico R se aplica um detector de pico auto ajustável para otimizar a detecção de todos os picos R. A saída do filtro passa faixa e a saída do detector de picos são comparadas com um comparador de tensão, que gera um pulso cada vez que é detectado um pico R (o nível de comparação é ajustável).

O módulo de captura de movimento ou MOCAP é composto por sensores inerciais (giroscópio e acelerômetro). Os sensores utilizados MPU6050 dispõem de um processador interno que tem a função de gerar os ângulos de Euler, os quais representam a rotação angular dos sensores nos eixos XYZ. Os sensores são colocados nas mãos, cotovelos, ombros e cintura, e é realizado o mapeamento dos ângulos obtidos dos sensores num modelo do corpo humano. As posições e movimentos padrões do tiro com arco são expostas em [5].

O software de aquisição e processamento de sinais está sendo desenvolvido numa placa BeagleBone Black (BBB) com sistema operacional Linux embarcado. A BBB tem portas de uso geral, como ADC, SPI, I2C, IO e PWM, sendo uma ferramenta versátil para desenvolvimentos de hardware e software. Os sinais obtidos dos módulos de hardware externo são o pulso de pico R, envelope do EMG (EMG-e), pulso de ativação e desativação muscular e os ângulos dos sensores inerciais (ver Figura 3). Todos os sinais serão adquiridos

quando o arqueiro estiver pronto para começar a execução da técnica de tiro.

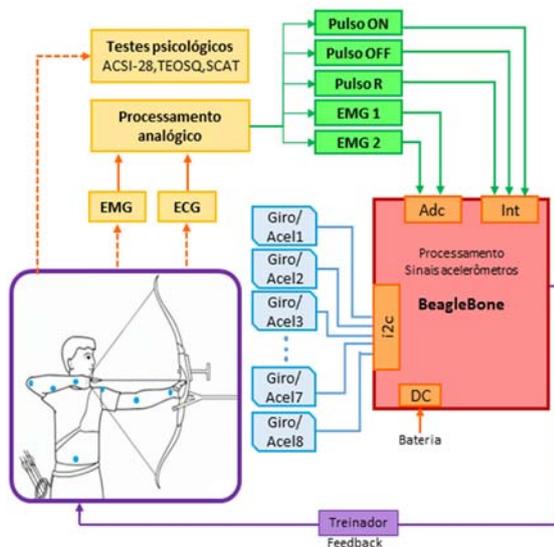


Figura 3: Diagrama geral do sistema que descreve a interação dos sensores com o esportista.

O primeiro passo é verificar que a execução vai começar, então o sistema aguarda até receber o pulso de ativação muscular para depois configurar uma função *Thread* (Hilo) com uma frequência de execução de 300 Hz ou 3,3 ms. Quando a função *Thread* é ligada, faz uma leitura da porta ADC do EMG-e até que seja detectado o pulso de desativação muscular. Se a execução da técnica continua, o processo é repetido, caso contrário o processo de aquisição é finalizado.

A aquisição dos picos R e o cálculo dos intervalos RR são feitos segundo o processo descrito a seguir. O primeiro passo para aquisição será configurar uma função para detecção de interrupções externas, assim, cada vez que seja detectado um pico R, a função é executada. Após verificar que a execução vai começar, o sistema aguarda até o *primeiro* pulso R ocorrer para armazenar o tempo inicial. Então, na função interrupção, o sistema identifica o pulso R seguinte, armazena o tempo transcorrido até o pulso ocorrer e continuamente faz a diferença do tempo inicial e o tempo final, calculando a série temporal de intervalos RR. O processo continua verificando se a execução finalizou ou armazenando os intervalos de RR seguintes.

O processo de aquisição de dados dos sensores inerciais começa com a inicialização de cada um deles usando um multiplexador i2c. Após a detecção que a técnica de tiro vai ser executada, é feita a primeira leitura e a calibração dos sensores. Posteriormente, é configurada uma função *Thread* com uma frequência de execução de 100 Hz, onde é feita a leitura dos ângulos de Euler de cada sensor pela porta i2c. Este processo se repete continuamente até que a execução do tiro seja finalizada.

O segundo módulo tem como objetivo o processamento dos sinais obtidos. Os dados adquiridos dos sensores inerciais serão aplicados num modelo do corpo humano e o resultado será comparado com o modelo da biomecânica do tiro com arco [5]. A variabilidade de ritmo cardíaco é calculada utilizando os intervalos RR registrados no módulo aquisição de sinais. Serão calculados os itens das Tabelas 1 e 2, que são os padrões em estudos de VFC propostos pelo *Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology*.

Finalmente, para quantificar a repetitividade da forma de onda obtida da ativação muscular, foi implementado o método *Variance Ratio* (VR), que tem sido testada com sucesso para medição de padrões de marcha [7] e para quantificar a performance de esportistas de tiro com arco [2].

Tabela 1: Índices da VFC no Domínio da Frequência.

| Variáveis | Conceito |
|-----------|---|
| Potência | Potências das bandas Low Frequency (LF) e High Frequency (HF) em unidades normalizadas. |
| LF/HF | Relação entre as bandas LF e HF. |

Tabela 2: Índices da VFC no Domínio do Tempo.

| Variáveis | Conceito |
|------------|---|
| RR [ms] | Medidas dos intervalos RR |
| SDNN [ms] | Desvio-padrão da média dos intervalos RR. |
| rMSSD [ms] | Raiz quadrada da média dos quadrados das diferenças entre intervalos. |
| NN50 | Número de intervalos RR adjacentes com diferenças de duração que excedem 50ms |
| pNN50 [%] | Porcentagem de intervalos RR adjacentes com diferenças de duração que excedem 50ms. |

O VR já foi descrito detalhadamente em [7], [8], [2]. Em resumo, o VR calcula a variação dos sinais adquiridos numa sessão de treinamento repetitivo. Um VR igual a 0 indica que as formas de ondas analisadas são idênticas, enquanto que VR igual a 1 indica que as formas analisadas são totalmente aleatórias. A Equação (1) é utilizada para calcular o VR.

$$VR = \frac{\sum_i \sum_j (E_{ij} - \bar{E}_i)^2 / m(n-1)}{\sum_i \sum_j (E_{ij} - \bar{E})^2 / (mn-1)} \quad (1)$$

onde, $i = 1 \dots m$ é a iteração temporal em cada sinal de EMG-e, $j = 1 \dots n$ é o número de execuções ou ensaios, E_{ij} é o valor EMG-e de número de ensaio j na iteração i , \bar{E}_i é o valor médio da EMG-e em cada iteração i em todos os ensaios e $\bar{E} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \bar{E}_i$.

Por último, o módulo superior apresenta a informação relevante para os usuários (ver Figura 2).

Resultados

Dois ensaios (a), (b) são apresentados na Figura 4, para validar a repetitividade dos sinais EMG-e. Os resultados do VR, em cada um dos ensaios são correspondentes com os resultados dos sinais registrados. Quando os ensaios são sincronizados no tempo como em (b) o VR tem tendência a 0, e quando são dessincronizados a tendência do VR se afasta de 0 significativamente como acontece no ensaio (a).

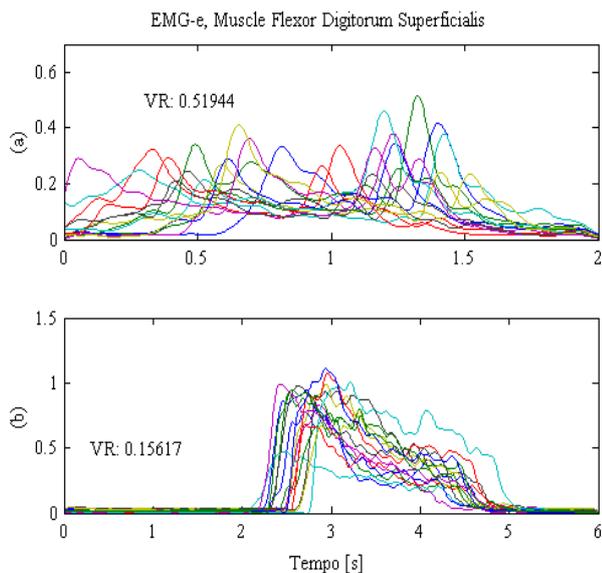


Figura 4: EMG Envelope (EMG-e) vs Tempo. (a) sem sincronização, (b) sincronizado. O VR é apresentado na lateral esquerda de cada ensaio.

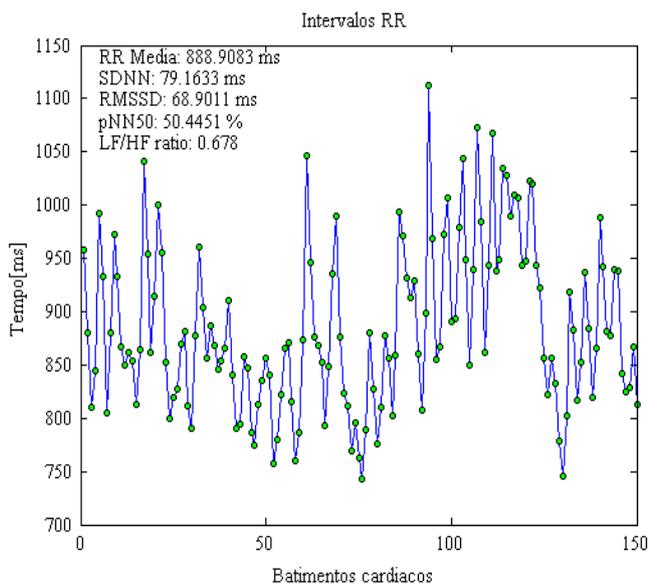


Figura 5: Intervalos RR, Tempo [ms] vs Batimentos.

Na Figura 5 são apresentados os intervalos RR, os índices de VFC no domínio do tempo e a relação entre as bandas LF/HF calculados para validar o módulo correspondente à VFC.

Conclusão

O sistema de aquisição e análise de dados proposto encontra-se em andamento, porém os resultados coletados até o momento mostram-se uma ferramenta promissora. Com ela se pode quantificar e comparar o progresso no treinamento de esportistas amadores ou profissionais de tiro com arco no treinamento. Além disso determina pontos fracos, limitações ou pontos fortes na busca pelo desempenho ótimo.

O trabalho futuro objetiva a aquisição e análise de mais dados para validar o sistema proposto.

Agradecimentos

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior CAPES.

Referências

- [1] D. A. James, N. Davey, and T. Rice, "An accelerometer based sensor platform for insitu elite athlete performance analysis," *Proc. IEEE Sensors, 2004.*, pp. 1373–1376, 2004.
- [2] A. R. Soylu, H. Ertan, and F. Korkusuz, "Archery performance level and repeatability of event-related EMG.," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 25, no. 6, pp. 767–74, Dec. 2006.
- [3] N. Ganter, K. C. Matyschiok, M. Partie, B. Tesch, and J. Edelmann-Nusser, "Comparing three methods for measuring the movement of the bow in the aiming phase of Olympic archery," *Procedia Eng.*, vol. 2, no. 2, pp. 3089–3094, Jun. 2010.
- [4] T. Hung, W. Tang, and T. Shiang, "A case study of integrated sport sciences for an olympic archer," *J. Med. Biol. Eng.*, pp. 2–9, 2009.
- [5] A. A. I. C. and S. Committee, *Shooting technique biomechanis*, vol. 3. 2007, p. 28.
- [6] U. Rajendra Acharya, K. Paul Joseph, N. Kannathal, C. M. Lim, and S. S. Jasjit, "Heart rate variability: a review," *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2006.
- [7] K. Granata, D. Padua, and M. Abel, "Repeatability of surface EMG during gait in children," *Gait Posture*, vol. 22, no. 4, pp. 346–350, 2005.
- [8] C. Hershler and M. Milner, "An optimality criterion for processing electromyographic (EMG) signals relating to human locomotion.," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 25, no. 5, pp. 413–20, Sep. 1978.