

Artigo Original

Efeito da velocidade de corrida em variáveis eletromiográficas e metabólicas

Carina Helena Wasem Fraga¹
Sarah Regina Dias da Silva^{1,2}
Mauro Gonçalves¹

¹ Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física, IB/UNESP Rio Claro, SP, Brasil

² Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto, USP Ribeirão Preto, SP, Brasil

Resumo: O objetivo deste estudo foi analisar o sinal eletromiográfico dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL) de sete voluntários do sexo masculino, entre diferentes velocidades de corrida, e determinar e comparar os índices LF_{EMG} (limiar de fadiga eletromiográfico), LL (limiar de lactato) e LAn (limiar anaeróbio). O protocolo de corrida iniciou em 10 km.h^{-1} , com incrementos de 1 km.h^{-1} a cada três minutos até a exaustão, com 30 segundos de intervalo para coleta de $25 \mu\text{l}$ de sangue. Foi verificado aumento do valor RMS no RF da velocidade de 12 km.h^{-1} para 14 km.h^{-1} . O LF_{EMG} apresentou-se semelhante entre os músculos, e entre os índices houve as seguintes diferenças significativas: $LAn > LL$; $LF_{EMG} \text{ RF e } LF_{EMG} \text{ VL} < LAn$ e $LF_{EMG} \text{ VL e } LF_{EMG} \text{ BF} > LL$. Os dados confirmam a viabilidade da utilização do LF_{EMG} como possível indicador para análise da fadiga muscular.

Palavras-chave: Fadiga. Eletromiografia. Corrida. Protocolo incremental.

Effect of running velocity on electromyographic and metabolic variables

Abstract: The aim of this study was to analyze the electromyographic signal of the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA), and gastrocnemius lateralis (GL) muscles of seven male volunteers, during different running velocities; and determine and compare the EMG_{FT} (electromyographic fatigue threshold), LT (lactate threshold) and AT (anaerobic threshold). The running protocol started with a velocity of 10 km.h^{-1} and each three minutes elapsed occurred an increments of 1 km.h^{-1} until the exhaustion, with a 30 second interval between each velocity increment to collect $25 \mu\text{l}$ of blood. The increase of RMS values was verified in the RF in the velocities of 12 km.h^{-1} to 14 km.h^{-1} . The EMG_{FT} showed similarity between the muscles and in the indexes were found the following significant differences: $AT > LT$; $EMG_{FT} \text{ RF and } EMG_{FT} \text{ VL} < AT$ and $EMG_{FT} \text{ VL and } EMG_{FT} \text{ BF} > LT$. These data confirmed the viability of using the EMG_{FT} as a possible indicator to analyze the muscle fatigue.

Key Words: Fatigue. Electromyography. Running. Incremental protocol.

Introdução

O estudo da fadiga proveniente de exercícios até a exaustão viabiliza uma avaliação do condicionamento físico de atletas para prescrição de treinamentos individualizados e melhora do desempenho ([NUMMELA et al. 1994](#); [NIGG et al 2003](#)).

[Millet; Lepers \(2004\)](#) relatam que a relação entre a fadiga e o desempenho na corrida é influenciada por inúmeros fatores como o tipo de contração envolvida, o grupo muscular testado, a duração e a intensidade do exercício.

Protocolos incrementais de corrida são freqüentemente utilizados como método de avaliação da fadiga, pois a alteração na intensidade de exercício (geralmente realizada até a exaustão) pode evidenciar ajustes cinemáticos, metabólicos e neuromusculares

decorrentes do início de um processo de fadiga ([SILVA et al. 2007a](#); [SILVA et al. 2007b](#)).

Parece não haver consenso na literatura em relação às modificações no comportamento do sinal eletromiográfico (EMG) a partir da realização de protocolos incrementais ([GAZENDAM; HOF, 2007](#)). [Rahnama et al \(2006\)](#), verificaram aumento progressivo do valor RMS para os músculos reto femoral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral associado com o aumento da velocidade de locomoção realizada na esteira de 6 para 21 km.h^{-1} . Para [Karamanidis et al. \(2004\)](#), o comportamento distinto do sinal EMG de diferentes músculos durante a corrida podem ser decorrentes de características específicas desse gesto esportivo ou de adaptações neuromusculares específicas de cada músculo analisado.

Protocolos incrementais de corrida em esteira permitem a análise da fadiga muscular por meio de indicadores biomecânicos que estejam relacionados a índices metabólicos já validados na literatura – como o Limiar de lactato (LL) e o Limiar Anaeróbio (LAn) (SILVA, 2007a, HANON et al., 2005). Esses indicadores representam uma ferramenta para avaliação de atividades dinâmicas, como a corrida.

Na busca de um índice biomecânico para identificação da fadiga muscular, verifica-se na literatura protocolos para identificação do limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}) (OLIVEIRA et al., 2005, CARDOZO; GONÇALVES, 2003; SILVA; GONÇALVES, 2003). O LF_{EMG} é definido como a mais alta intensidade do exercício sustentável sem evidência de fadiga neuromuscular, isto é, nesta intensidade a atividade eletromiográfica não se altera com o passar do tempo (inclinação zero para a relação RMS x tempo) (MATSUMOTO et al., 1991).

Alguns estudos têm procurado correlacionar os valores de LF_{EMG} com índices metabólicos já validados na literatura (como o LAn). DeVries et al. (1982) determinaram o LF_{EMG} em um protocolo incremental até a exaustão realizado em um cicloergômetro e compararam esse limiar com LAn determinado por meio de parâmetros ventilatórios e da potência crítica. Não foram encontradas diferenças significativas entre os valores do LF_{EMG} (190W) e do LAn (187W), com elevado nível de correlação entre os dois índices ($r = 0,90$).

Além disso, parece haver diferenças em relação ao LF_{EMG} determinado para diferentes músculos do membro inferior. Esse comportamento foi demonstrado no estudo de Housh et al. (1995) que verificaram diferenças entre os valores de LF_{EMG} determinados para os músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral.

Diversos estudos têm utilizado o procedimento de determinação do LF_{EMG} proposto por DeVries et al. (1982) para análise da fadiga muscular em diferentes situações: cicloergômetros (HOUSH et al. 1995; PAVLAT et al. 1993), remo ergômetros (MAESTU et al. 2006), contrações isométricas de músculos dos membros inferiores (HENDRIX et al. 2009a; SILVA; GONÇALVES, 2006), membros superiores (HUG et al. 2009; HENDRIX et al. 2009b) e coluna vertebral (CARDOZO; GONÇALVES 2008; CARDOZO; GONÇALVES, 2003); contrações dinâmicas (OLIVEIRA; GONÇALVES 2009; OLIVEIRA et al. 2005).

Entretanto, para nosso conhecimento, são escassos na literatura estudos que determinem o LF_{EMG} a partir de testes realizados em esteiras utilizando o protocolo proposto por DeVries et al. (1982).

Diante do exposto, os objetivos do presente estudo foram: (1) analisar o sinal EMG de músculos do membro inferior entre diferentes velocidades de corrida em protocolo incremental; e, (2) determinar e comparar os índices LF_{EMG} , LL e LAn.

De acordo com os dados reportados na literatura, formularam-se as seguintes hipóteses: (1) diferentes músculos do membro inferior apresentarão respostas distintas ao incremento de velocidade; e (2) o LF_{EMG} será diferente entre os músculos analisados e não irá diferir dos limiares metabólicos determinados (LAn e LL), uma vez que apresenta-se como um índice aeróbio.

Métodos

Amostra

Participaram deste estudo sete voluntários saudáveis do sexo masculino, com idade entre 18 e 35 anos, sem antecedentes de lesões osteomioarticulares nos membros inferiores e na coluna vertebral nos últimos seis meses, e com antropometria semelhante.

Todos os sujeitos avaliados treinavam para competições que exigiam treinamento específico de corrida (provas de corrida e *triathlon*), com uma frequência mínima de treino de três vezes por semana, experiência na modalidade superior a seis meses e tempo inferior a 45 minutos em provas com distância de 10 km.

A tabela 1 apresenta características físicas e antropométricas dos sujeitos avaliados neste estudo.

Tabela 1. Médias e desvios-padrão correspondentes às características físicas e antropométricas do grupo avaliado.

Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)	% de gordura
25	71,78	1,77	10
± 4,17	± 12,31	± 0,05	± 2,28

Todos os voluntários assinaram termo de consentimento livre e esclarecido e foram cuidadosamente orientados sobre as atividades que foram realizadas durante o experimento.

O presente estudo foi antecipadamente submetido e aceito pelo Comitê de Ética em pesquisa local, conforme Protocolo 2771/2004.

Procedimentos Experimentais

Os voluntários foram familiarizados ao ambiente de coleta com pelo menos 48 horas de antecedência ao protocolo de corrida. A sessão de familiarização foi realizada por um período total de nove minutos (LAVCANSKA et al. 2005), divididos em três estágios de três minutos nas velocidades de 10, 11 e 12 km.h⁻¹, respectivamente. As medidas antropométricas foram mensuradas nesta sessão, antes da corrida na esteira.

O protocolo foi composto por uma corrida de cinco minutos a 9 km.h⁻¹ e, em seguida, foi realizado o teste com velocidade inicial de 10 km.h⁻¹, com incrementos de 1 km.h⁻¹ a cada três minutos até a exaustão voluntária, definida como o momento quando o voluntário não foi capaz de manter a velocidade determinada. Entre cada estágio de velocidade houve um intervalo de 30 segundos para a coleta de amostra sanguínea (25µl) do lóbulo da orelha.

A inclinação da esteira foi mantida fixa em 1%, já que esta condição reflete mais precisamente o custo energético da corrida em ambientes abertos (JONES; DOUST, 1996). Os sinais eletromiográficos e os dados cinemáticos foram coletados durante todo o teste incremental.

Equipamentos de coleta

O protocolo incremental de corrida foi realizado em uma esteira ergométrica (INBRAMED SUPER ATL – Brasil), com comprimento de 2 m e largura de 63 cm.

O sinal eletromiográfico foi captado e sincronizado com os dados cinemáticos por meio do sistema Telemetry 900 (Noraxon) e *software* Myoresearch (Noraxon).

Para aquisição dos dados cinemáticos foi utilizada uma filmadora digital (modelo NV-GS320, marca PANASONIC), e para análise, o sistema *ViconPeak*, o qual permitiu a digitalização automática das coordenadas espaciais.

Aquisição dos dados eletromiográficos

Os sinais eletromiográficos foram registrados por meio de eletrodos de superfície bipolares descartáveis de Ag/AgCl (MediTrace[®]), com área de captação de 1 cm de diâmetro. Os eletrodos foram posicionados no lado direito do corpo, sobre os músculos reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral (porção longa), tibial anterior, e

gastrocnêmio (porção lateral), de acordo com SENIAM (HERMENS et al. 1999). A distância entre as regiões centrais dos eletrodos foi de 2 cm.

Foram realizados os procedimentos de tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool nos locais determinados para colocação dos eletrodos, no intuito de diminuir possíveis interferências na aquisição do sinal EMG.

Um eletrodo de referência foi posicionado sobre a face anterior da tibia direita.

Para a aquisição dos registros eletromiográficos foi utilizada frequência de amostragem de 1000Hz, ganho de 2000 vezes (20 vezes no pré-amplificador e 100 vezes no condicionador de sinais). Para análise dos dados eletromiográficos, foi utilizada uma rotina desenvolvida em ambiente MatLab (versão 6,5).

Aquisição dos dados cinemáticos

Dados cinemáticos foram coletados para determinação de cada ciclo de passada. Para tanto, foi realizada uma análise bidimensional no plano sagital de movimento (cinemetria 2D). A câmera foi posicionada sobre um tripé a uma distância de 4,20 m da esteira, com uma altura de 90 cm.

Para captação das imagens foi utilizada uma filmadora digital, com aquisição de dados em uma frequência de amostragem de 30 Hz, e lâmpada refletora de 300W. Para posterior análise, foi utilizado um sistema de duplicação de quadros (*software* Myoresearch - Noraxon), o que possibilitou a análise em uma frequência de amostragem de 60 Hz.

Um quadro de calibração de dimensões conhecidas (1m x 1m) foi posicionado no início da filmagem, com intuito de definir a escala linear a ser utilizada. Um marcador reflexivo, com aproximadamente 2 cm² foi posicionado no calcâneo esquerdo.

O *software ViconPeak* foi utilizado para digitalização automática e análise dos dados, o que permitiu o cálculo das coordenadas espaciais do ponto reflexivo do calcâneo, necessário para determinação de um ciclo completo de passada.

Após a digitalização da imagem, os dados foram expostos a um filtro do tipo *Butterworth* de

ordem quatro ([TILLMAN et al. 2005](#)), com frequência de corte de 6Hz.

Para análise cinemática foi utilizada uma rotina específica desenvolvida em ambiente MatLab (versão 6,5).

Coleta das amostras sanguíneas

Para análise do lactato sanguíneo, foram coletados 25 µl de sangue arterializado do lóbulo da orelha, utilizando capilares de vidro heparinizados e calibrados.

Durante a coleta de sangue, foi realizada assepsia local com álcool e algodão e a punção do lóbulo da orelha com uma lanceta descartável. A primeira gota de sangue foi descartada para evitar a contaminação da gota de sangue pelo suor produzido. Após cada coleta, o sangue foi imediatamente depositado em tubos tipo *ependorf* de 1,5 ml contendo 50 µl de fluoreto de sódio a 1%.

Análise das variáveis biomecânicas e metabólicas

Para análise do valor RMS do sinal EMG entre as diferentes velocidades de corrida, foram considerados os 120 segundos finais de cada estágio incremental, sendo analisados os dados referentes a um ciclo de passada completo a cada 10% do tempo do estágio de velocidade de corrida (um ciclo de passada em intervalos de 12 segundos). Os sinais EMG foram expressos pela média dos valores obtidos nos dez ciclos de passada analisados em cada estágio. Essa análise permitiu determinar, em cada estágio incremental, o comportamento do sinal EMG em ciclos completos de passada ao longo de uma mesma velocidade de corrida.

Os sinais EMG dos músculos RF, VL, BF, TA e GL foram analisados no domínio do tempo, por meio do cálculo da amplitude do sinal EMG, expresso pelo valor RMS.

Para cálculo do valor RMS, os dados foram previamente retificados (retificação de onda completa), logo após a filtragem realizada. Os dados brutos foram filtrados com filtro *notch* 60Hz, passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz. Os dados foram normalizados por um valor de referência comum correspondente aquele atingido na primeira das dez passadas analisadas, na velocidade inicial do teste incremental (10 km.h^{-1}), considerando que nesta

velocidade os sinais EMG não sofreram influência de um processo de fadiga.

Para a determinação do LF_{EMG} de cada músculo analisado foram obtidos valores de RMS a cada cinco segundos em todas as velocidades, considerando os 120 segundos finais de cada estágio. O comportamento dos valores de RMS de cada músculo foi correlacionado em função do tempo em cada velocidade de corrida e, com base nesses dados, foi realizada regressão linear para determinação dos coeficientes de inclinação de cada velocidade.

Em seguida foi realizada nova regressão linear entre as velocidades (eixo y) e seus respectivos coeficientes de inclinação (eixo x) para a determinação do intercepto – LF_{EMG} (velocidade de corrida em que o coeficiente de inclinação será zero) ([OLIVEIRA et al. 2005](#), [CARDOZO; GONÇALVES, 2003](#); [DeVRIES et al. 1982](#); [MATSUMOTO et al. 1991](#)).

O lactato sanguíneo foi determinado por um método eletroquímico (YSL 2300 STAT, Yellow Springs, Ohio, U.S.A.). O limiar de lactato (LL) foi calculado por meio do ponto de inflexão na curva lactato-intensidade (determinado por três pesquisadores experientes), e o limiar anaeróbio (LAn) foi determinado por meio de interpolação linear, considerando a concentração fixa de 3,5 mM ([HECK et al. 1985](#)). Esses limiares foram, posteriormente, comparados ao LF_{EMG} .

Análise dos dados

Inicialmente foram calculados as médias e os desvios padrão para todas as variáveis analisadas. A seguir, foi avaliada a normalidade da distribuição dos dados com teste de Shapiro-Wilk.

Foi utilizado o teste ANOVA - *one way* para medidas repetidas para comparação entre os valores dos LL, LAn e LF_{EMG} dos músculos analisados e, também, para comparação dos valores de RMS entre as diferentes velocidades.

Foi considerado, para todos os cálculos, $p < 0,05$. Para a realização do tratamento estatístico foi utilizado o aplicativo SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*), versão 13.0.

Resultados

Na tabela 2 são apresentados os dados correspondentes à velocidade máxima atingida no teste incremental para cada sujeito avaliado.

Tabela 2. Valores individuais da velocidade máxima de corrida ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$).

Voluntários	Velocidade ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)
1	18
2	19
3	16
4	15
5	18
6	17
7	18

Na tabela 3 são apresentados os dados da análise do valor RMS entre as diferentes velocidades de corrida, durante o protocolo incremental.

Tabela 3. Valores médios e desvios padrão de RMS (normalizados pela primeira passada a $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) dos músculos analisados obtidos a cada 10% do tempo para diferentes velocidades do protocolo incremental.

Músculos	Velocidades ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)							
	10	11	12	13	14	15	16	17
RF	93.3 ± 15.3	101.3 ± 18.5	111.9 ± 18.4	116.5 ± 21.3	124.6 * ± 14.2	127.9 ± 18.0	-	172.8 ± 44.9
VL	101.1 ± 15.1	107.7 ± 18.0	111.3 ± 30.9	118.4 ± 34.8	121.1 ± 25.0	129.1 ± 45.5	142.6 ± 66.7	147.7 ± 68.6
BF	94.1 ± 6.7	93.4 ± 6.5	97.6 ± 11.4	104.3 ± 14.2	109.4 ± 11.5	115.4 ± 14.4	119.2 ± 20.1	119.8 ± 23.8
TA	101.3 ± 6.7	106.0 ± 8.9	106.0 ± 18.2	120.0 ± 19.3	125.4 ± 32.1	134.8 ± 32.3	115.7 ± 11.2	116.3 ± 18.7
GL	99.4 ± 12.0	103.0 ± 13.6	107.6 ± 19.5	110.4 ± 23.5	118.2 ± 28.0	141.5 ± 64.3	106.9 ± 18.3	109.2 ± 23.3

* $p < 0,05$ comparado à velocidade de $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$

Quando o sinal EMG foi comparado entre diferentes velocidades de corrida, foi verificado aumento significativo para o valor da RMS da velocidade de $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ para $14 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, para o músculo RF.

A figura 1 apresenta a comparação entre os valores das velocidades do LF_{EMG} dos músculos analisados, do LAn e do LL.

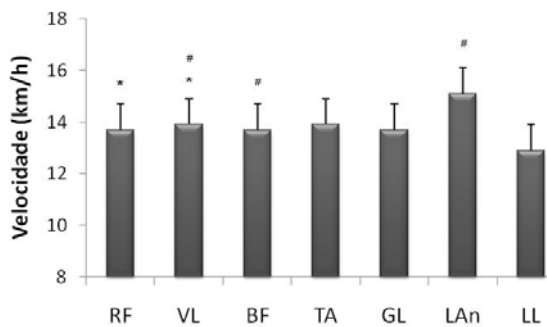


Figura 1. Valores médios e desvios padrão das velocidades ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) correspondentes aos sete sujeitos da amostra para os índices LF_{EMG} , LAn, LL. * $p < 0,05$ comparado ao LAn. # $p < 0,05$ comparado ao LL.

A velocidade correspondente ao LAn foi significativamente maior do que a velocidade do LL. Foram verificados menores valores para as velocidades correspondentes ao LF_{EMG} dos músculos RF e VL quando comparados à velocidade do LAn, enquanto que foram verificados maiores valores para as velocidades correspondentes ao LF_{EMG} dos músculos VL e BF quando comparados à velocidade do LL.

Discussão

O presente estudo objetivou analisar a fadiga durante um protocolo incremental de corrida em esteira por meio da análise do valor RMS entre diferentes velocidades, bem como determinar e comparar diferentes limiares (LL, LAn e LF_{EMG}).

Em relação às mudanças no sinal EMG entre as diferentes velocidades de corrida foi verificado que apenas o valor RMS do músculo RF aumentou significativamente da velocidade de $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ para $14 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Dessa forma, embora exista uma tendência geral de aumento do valor

RMS com o incremento da velocidade para os músculos analisados, apenas o músculo RF apresentou diferença significativa. Essa tendência pode ser explicada pelo recrutamento de unidades motoras que aumentam seu disparo pela maior necessidade de estabilidade articular e, também, em função da instalação de um processo de fadiga ([WAKELING et al. 2001](#); [CARDOZO; GONÇALVES, 2003](#); [SILVA; GONÇALVES, 2003](#)).

Foi observado que, enquanto o músculo monoarticular do grupo quadríceps (VL) não apresentou diferença significativa, houve diferença significativa para o músculo biarticular desse grupo (RF).

A ativação diferenciada dos músculos extensores do joelho tem sido reportada na literatura ao descrever uma atuação distinta de acordo com sua classificação como mono e biarticulares, sendo o músculo VL importante para execução de trabalhos de alta intensidade enquanto o RF seria um potente regulador dos torques produzidos sobre a articulação ([DORRENBOSH et al. 1995](#); [HANON et al. 2005](#)).

Além disso, [Kyröläinen et al. \(2005\)](#) verificaram que o aumento de velocidade requer aumento na atividade de músculos biarticulares, o que corrobora com os resultados encontrados no presente estudo para o músculo RF.

A utilização de limiares metabólicos (LL e LAn) já é bem documentada na literatura ([BILLAT 1996](#); [POLLOCK et al. 1998](#)), apresentando aplicações na prescrição de intensidade adequada de exercício, predição de desempenho, avaliação e acompanhamento longitudinal de um treinamento, uma vez que a demarcação dessa intensidade permite avaliar drásticas mudanças em diversos sistemas fisiológicos ([KOHRT et al. 1989](#); [FRAGA et al. 2003](#)).

Nesse estudo, foi verificado que a velocidade correspondente ao LAn foi significativamente maior do que a velocidade do LL. De acordo com [Pollock et al. \(1998\)](#), o LL corresponde a uma intensidade de exercício moderada (aproximadamente 40 a 60% do VO_2 máx.).

Foi verificada semelhança entre LF_{EMG} determinado para os diferentes músculos analisados. Entretanto, LF_{EMG} determinado para os músculos do quadríceps (RF e VL) ocorreu em uma velocidade mais baixa comparado à velocidade do LAn. O LL foi atingido em

velocidade significativamente menor apenas quando comparado aos músculos VL e BF.

O estudo realizado por [Silva \(2007\)](#) identificou LF_{EMG} para os músculos VL, VM, BF e GL durante teste incremental de corrida na esteira e verificou que os valores obtidos foram semelhantes entre os músculos analisados, com valores próximos da intensidade equivalente ao LL. Esses dados corroboram com os resultados encontrados no presente estudo.

Além disso, o estudo realizado por [Silva \(2007\)](#) analisou o valor RMS ao longo do tempo de corrida na intensidade do LF_{EMG} e na Máxima Fase Estável de Lactato, intensidade mais alta do que a do LF_{EMG} , encontrando resultados sem diferença significativa ao longo do tempo de corrida nas intensidades analisadas.

Em estudos em que LF_{EMG} foi determinado a partir da utilização de diferentes cargas no cicloergômetro, [DeVries et al. \(1982\)](#) e [Matsumoto et al. \(1991\)](#) afirmam que a estimativa da fadiga neuromuscular por meio do LF_{EMG} pode fornecer uma alternativa atrativa para medir a mais alta intensidade de exercício que pode ser sustentada sem a presença de fadiga.

Os dados do presente estudo confirmam parcialmente a viabilidade no uso do LF_{EMG} como possível indicador da capacidade muscular determinado durante um protocolo incremental de corrida em esteira, uma vez que apenas os músculos TA e GL não diferiram dos limiares metabólicos.

Conclusões

Contrariando as hipóteses iniciais deste estudo, os músculos analisados apresentaram respostas semelhantes ao incremento de velocidade, uma vez que foi verificado aumento do valor RMS apenas para o músculo RF, da velocidade de 12 $km \cdot h^{-1}$ para 14 $km \cdot h^{-1}$. Além disso, o LF_{EMG} foi semelhante entre os diferentes músculos analisados.

A hipótese inicial de que o LF_{EMG} seria semelhante aos índices metabólicos foi somente confirmada para os músculos TA e GL, o que evidencia a viabilidade da utilização do LF_{EMG} como uma ferramenta mais simples e atrativa para predição de forma não-invasiva do início da fadiga muscular.

Referências

- BILLAT, L.V. Use of blood lactate measurement for prediction of exercise performance and for control of training. **Sports Medicine**. v. 22, n. 3, p. 157-175, 1996.
- CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Estudo sobre o efeito da combinação de cargas na determinação do limiar de fadiga eletromiográfico dos músculos eretores da espinha. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 16, p. 7-13, 2008.
- CARDOZO, A. C.; GONÇALVES, M. Electromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by a muscular endurance test in health men. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v.43, n.6, p.377 - 380, 2003.
- DeVRIES, H.A.; MORITANI, T.; NAGATA, A.; MAGNUSSEN, K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. **Ergonomics**, London, v. 25, n. 9, p. 783-791, 1982.
- DORRENBOSH, C.A.M; VAN SCHENAU, C.J.I. The role of mono-and-bi-articular muscles during contact control leg task in man. **Human Movement Science**, v. 14, p. 279-300, 1995.
- FRAGA, C.H.W.; CANDOTTI, C.T.; GUIMARÃES, A.C.S. Análise da ativação muscular e da força no pedal desenvolvida na pedalada de um triatleta. **Motriz** v.9, n.1, S123, 2003.
- GAZENDAM, M.G.J.; HOF, A.L. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. **Gait & Posture**. v. 25, p. .604–614, 2007.
- HANON, C.; THÉPAUT-MATHIEU, C.; VANDEWALLE, H. Determination of muscular fatigue in elite runners. **European Journal Applied Physiology**, v. 94, p. 118-125, 2005.
- HECK, H.; MADER, A.; HESS, G.; MUCKE, S.; MULLER, R.; HOLLMANN, W. Justification of the 4mmol/l lactate threshold. **International Journal Sports Medicine**, v. 6, p. 117-130, 1985.
- HENDRIX, C.R.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; MIELKE, M.; CAMIC, C.L.; ZUNIGA, J.M.; SCHMIDT, R.J. Comparison of Critical Force to EMG Fatigue Thresholds during Isometric Leg Extension. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 41, p. 956-964, 2009a.
- HENDRIX, C.R.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; WEIR, J.P.; BECK, T.W.; MALEK, M.H.; MIELKE, M.; SCHMIDT, R.J. A comparison of critical force and electromyographic fatigue threshold for isometric muscle actions of the forearm flexors. **European Journal Applied Physiology**, v. 105, p. 333–342, 2009b.
- HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; HÄGG, G.; STEGEMAN, D.; BLOK, J. et al. editors. **SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography**. ISBN: 90-75452-15-2: Roessingh Research and Development bv, 1999.
- HOUSH, T.J.; DeVRIES, H.A.; JOHNSON, G.O.; HOUSH, D.J.; EVANS, S.A.; STOUT, J.R.; EVETOVICH, T.K.; BRADWAY, R.M. Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 71, n. 2/3, p. 131-136, 1995.
- HUG, F.; NORDEZ, A.; GUÉVEL, A. Can the electromyographic fatigue threshold be determined from superficial elbow flexor muscles during an isometric single-joint task? **European Journal Applied Physiology**, v. 107, p. 193–201, 2009.
- JONES, A.M.; DOUST, J.H. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. **Journal Sport Science**, v.14, p.321-327, 1996.
- KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A.; BRÜGGEMANN, G.P. Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. **Gait and Posture**, v. 19, p. 115–123, 2004.
- KOVRT, W.M.; O'CONNOR, J.S.; SKINNER, J.S. Longitudinal assessment of responses by triathletes to swimming, cycling, and running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 21, n. 5, p. 569-75, 1989.
- KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P.V. Changes in muscle activity with increasing running speed. **Journal of Sports Sciences**, v.23, n.10, pp. 1101-1109, 2005.
- LAVCANSKA, V.; TAYLOR, N.F.; SCHACHE, A.G. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. **Human Movement and Science**, v. 24, p.544-557, 2005.
- MAESTU, J.; CICCHELLA, A.; PURGE, P.; RUOSI, S.; JURIMAE, J.; JÜRIMÄE, T. Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n.4, p. 824-828, 2006.
- MATSUMOTO, T.; ITO, K.; MORITANI, T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college

women. **European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology**, v. 63, n. 1, p. 1-5, 1991.

MILLET, G.Y.; LEPERS, R. Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. **Sports Medicine**. v. 34, n.2, p. 105-116, 2004.

NIGG, B.M.; STEFANYSHYN, D.; COLE, G.; STERGIOU, P.; MILLER, J. The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. **Journal of Biomechanics**, v. 36, p. 569-575, 2003.

NUMMELA, A.; RUSKO, H.; MERO, A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 26, n. 5, p. 605-609, 1994.

OLIVEIRA, A.S.C.; GONÇALVES, M. EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: Effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 19, p. 295-303, 2009.

OLIVEIRA, A.S.C.; GONÇALVES, M.; CARDOZO, A.C.; BARBOSA, F.S.S. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 45, p. 167-175, 2005.

PAVLAT, D.J.; HOUSH, T.J., JOHNSON, G.O.; SCHMIDT, R.J.; ECKERSON, J.M. An examination of the electromyographic fatigue threshold test. **European Journal Applied Physiology**, v. 67, p. 305-308, 1993.

POLLOCK, M.L.; GAESSER, G.A.; BUTCHER, J.D.; DESPRÉS, J.; DISHMAN, R.K.; FRANKLIN, B.A.; GARBER, C.E. The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 30, n. 6, p. 975-991, 1998.

RAHNAMA, N.; LEES, A.; REILLY, T. Electromyography of selected lower-limb muscle fatigue by exercise at the intensity of soccer match-play. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.16, p. 257-263, 2006.

SILVA, S.R.D. Fadiga muscular: análise de variáveis biomecânica e metabólica. Tese de Doutorado, Instituto de Biociências, **Universidade Estadual Paulista**, 2007.

SILVA, S.R.D.; FRAGA, C.H.W.; GONÇALVES, M. Efeito da fadiga muscular na biomecânica da

corrida: uma revisão. **Motriz**, v.13 n.3, p. 225-235, 2007a.

SILVA PB, FRAGA CHW, SILVA SRD, CARDOSO AC, GONÇALVES M. Análise de parâmetros EMG e cinemático em diferentes velocidades de corrida. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 8, n.14, p.10-15, 2007b.

SILVA, S.R.; GONCALVES, M. Dynamic and isometric protocols of knee extension: effect of fatigue on the EMG signal. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 46, p. 35-42, 2006.

SILVA, S.R.D., GONÇALVES, M. Análise da fadiga muscular pela amplitude do sinal eletromiográfico. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v.11, n.3, p.15 - 20, 2003.

TILLMAN, M.D.; HASS, C.J.; CHOW, J.W.; BRUNT, D. Lower extremity coupling parameters during locomotion and landings. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 21, p. 359-370, 2005.

WAKELING, J.M.; PASCUAL, S.A.; NIGG, B.M.; TSCHARNER, V. Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise. **European Journal of Applied Physiology**, 86, p 40-47, 2001.

Apoio Financeiro:

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP – Processos 2007/58339-2 e 2005/02535-2).

Endereço:

Carina Helena Wasem Fraga
[LABIOMEQ](#) Depto. de Educação Física Unesp
Av. 24-A, 1515 Bela Vista
Rio Claro SP Brasil
13506-900
Telefax: (19) 3526-4308
e-mail: wcarina_helena@hotmail.com

Recebido em: 20 de agosto de 2009.

Aceito em: 28 de outubro de 2009.



Motriz. Revista de Educação Física. UNESP, Rio Claro, SP, Brasil - eISSN: 1980-6574 - está licenciada sob [Licença Creative Commons](#)