XVII CONBRACE
IV CONICE 2011
11 A 16 SET | PORTO ALEGRE
CIÊNCIA & COMPROMISSO SOCIAL
IMPLICAÇÕES NA/DA EDUCAÇÃO FÍSICA E CIÊNCIAS DO ESPORTE

IDENTIFICAÇÃO DE ÍNDICES DE FADIGA MUSCULAR PELA ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DURANTE CORRIDA EM ESTEIRA

Luciano Fernandes Crozara
Alex Castro
Adalgiso Coscrato Cardozo
Antônio Fco. de Almeida Neto
Mauro Gonçalves

Laboratório de Biomecânica, Depto. Ed. Física. Universidade Estadual Paulista - Rio Claro/SP – Brasil

RESUMO

Participaram deste estudo 10 atletas de futsal masculino. Foi coletado o sinal eletromiográfico de superfície dos músculos: bíceps femoral, reto femoral, vasto lateral e gastrocnêmio lateral durante protocolo incremental de corrida em esteira. O limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}) foi determinado por dois métodos distintos ($LF_{EMG}1$ e $LF_{EMG}2$). Não foram encontradas diferenças significativas entre os $LF_{EMG}1$ e $LF_{EMG}2$ e entre os músculos analisados. No entanto, o $LF_{EMG}1$ apresentou uma maior capacidade de detecção do LF_{EMG} quando comparado ao $LF_{EMG}2$. Os diferentes músculos analisados apresentaram comportamento semelhante, o que sugere que os músculos mais envolvidos na corrida poderiam estimular respostas aferentes e desempenhar papel na alteração da regulação central para todos os outros músculos de forma que aqueles músculos menos solicitados apresentariam intensidades semelhantes para os $LF_{EMG}1$ e $LF_{EMG}2$.

Palavras-chave: *Eletromiografia. Fadiga Muscular. Desempenho Atlético.*

ABSTRACT

Took part in the current study 10 male indoor soccer players. The surface electromyography was collected from muscles: biceps femoris, rectus femoris, vastus lateralis and gastrocnemius lateralis during the entire incremental protocol of treadmill running. The electromyographic fatigue threshold (EMG_{FT}) was determined by two different methods ($EMG_{FT}1$ and $EMG_{FT}2$). There were no significant differences between the $EMG_{FT}1$ and $EMG_{FT}2$ and among the muscles analyzed. However, the $EMG_{FT}1$ showed a higher detection capability when compared to $EMG_{FT}2$. The different muscles analyzed were similar, suggesting that the muscles most involved in the running could stimulate afferent responses and play a role in altering the central regulation for all other muscles so those muscles less required would show similar intensity for the $EMG_{FT}1$ and $EMG_{FT}2$.

Keywords: *Electromyography. Muscle Fatigue. Athletic Performance.*

XVII CONBRACE
IV CONICE 2011
11 A 16 SET | PORTO ALEGRE
CIÊNCIA & COMPROMISSO SOCIAL
IMPLICAÇÕES NA/DA EDUCAÇÃO FÍSICA E CIÊNCIAS DO ESPORTE

RESUMEN

El estudio incluyó a 10 jugadores de fútbol de salón masculino. La señal electromiografía de superficie fue recogida de los músculos: bíceps femoral, recto femoral, vasto lateral y gastrocnemio lateral durante todo el protocolo de carrera incremental en cinta rodante. El umbral de la fatiga electromiográfica (LF_{EMG}) fue determinada por dos métodos diferentes ($LF_{EMG}1$ y $LF_{EMG}2$). No hubo diferencias significativas entre los $LF_{EMG}1$ y $LF_{EMG}2$ y entre los músculos analizados. Sin embargo, el $LF_{EMG}1$ mostró una mayor capacidad de detección del LF_{EMG} en comparación con $LF_{EMG}2$. Los músculos analizados fueron similares, lo que sugiere que los músculos más implicados en la carrera podrían estimular respuestas aferentes y desempeñar un papel en la alteración de la regulación central de todos los músculos de modo que los músculos menos implicados demuestren intensidades similares para los $LF_{EMG}1$ y $LF_{EMG}2$.

Palavras-clave: *Electromiografía. Fatiga Muscular. Rendimiento Atlético.*

INTRODUÇÃO

O processo de instalação da fadiga neuromuscular indica a perda progressiva da capacidade das propriedades contrácteis do músculo em manter a tensão adequada frente a uma determinada demanda de exercício (ENOKA; DUCHATEAU, 2008).

A fadiga neuromuscular é uma experiência comum a jogadores de futsal. No entanto, este fenômeno ainda não está totalmente compreendido (HANON et al., 2005) devido a vários fatores como os diferentes métodos e protocolos de análise assim como os tipos de exercícios utilizados nas pesquisas, o que torna difícil tanto extrapolar como aplicar os resultados apresentados. O futsal é um esporte em ascensão com grande popularidade entre os brasileiros e o número de praticantes cresce em todo mundo (RIBEIRO; COSTA, 2006; SANTANA; FRANÇA; REIS, 2007). Tanto no futsal quanto em outros esportes coletivos a corrida é um dos movimentos fundamentais, sendo freqüentemente utilizada para análise do desempenho, uma vez que é caracterizada como exercício dinâmico e forma natural de locomoção humana (RAMPININI et al., 2008).

A mensuração da atividade muscular dos membros inferiores têm se mostrado importante para a descrição dos padrões de movimento da corrida, particularmente aqueles relacionados às limitações promovidas pela fadiga neuromuscular. No entanto, não há consenso na literatura sobre quais métodos possibilitam uma predição mais fidedigna de índices de fadiga neuromuscular (DeVRIES et al., 1982; CANDOTTI et al., 2008).

Diferentes parâmetros têm sido utilizados para determinar o desempenho atlético, principalmente, aqueles envolvendo análise de variáveis metabólicas tais como VO_2máx, limiar de lactato e limiar anaeróbio. No entanto, sugere-se que as limitações no desempenho, particularmente aquelas relacionadas à fadiga neuromuscular, podem ser refletidas por índices musculares ao se analisar o sinal eletromiográfico de superfície (EMG) (GASSI; BANKOFF, 2010; FRAGA; SILVA; GONÇALVES, 2009).

Muitos estudos têm utilizado o EMG para caracterizar a fadiga pelo aumento induzido da amplitude do EMG (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; HUG et al., 2006; FRAGA; SILVA; GONÇALVES, 2009), demarcar diferentes intensidades de exercício (HUE et al., 2000), avaliar a desempenho atlético (CARTER; JONES; DOUST, 2000; NUMMELA; RUSKO; MERO, 1994), assim como investigar os mecanismos fisiológicos e biomecânicos associados ao processo de instalação da fadiga neuromuscular (CARDOZO; GONÇALVES, 2008; SILVA; GONÇALVES, 2006).

O limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}) tem demonstrado ser uma ferramenta confiável para avaliação direta da fadiga neuromuscular (HUG et al., 2006; HANON et al., 1998; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; CANDOTTI et al., 2008; DeVRIES et al., 1982; NAGATA et al., 1981). 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 (MATSUMOTO; ITO; MORITANI, 1991).

Este parâmetro tem sido utilizado em diferentes condições de avaliação: cicloergômetros (DeVRIES et al., 1982; JÜRIMÄE et al., 2007; CANDOTTI et al. 2008), remoergômetros (MÄESTU et al., 2006); contrações isométricas de músculos dos membros inferiores (SILVA; GONÇALVES, 2006; HENDRIX et al., 2009) e do tronco (CARDOZO; GONÇALVES, 2008); contrações dinâmicas (OLIVEIRA; GONÇALVES, 2009) e testes incrementais de corrida em esteira (FRAGA; SILVA; GONÇALVES, 2009; HANON et al., 1998; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005) como proposto no presente estudo.

Diante do exposto, o objetivo do presente estudo foi determinar o LF_{EMG}, a partir de protocolo incremental de corrida em esteira, por meio de dois métodos usualmente aplicados em testes conduzidos em cicloergômetro.

MATERIAIS E MÉTODOS

Amostra

Participaram deste estudo 10 atletas de futsal amador, do gênero masculino, saudáveis, expressos por valores médios (±DP) de idade 20,8 ± 2,1 anos, estatura 1,76 ± 0,05 cm, massa 66,74 ± 7,02 kg, IMC 21,52 ± 1,72 kg/m^2 e % de gordura 12,36 ± 2,49, sem histórico de lesão grave nos membros inferiores nos últimos seis meses antecedentes ao início do experimento.

Todos os voluntários assinaram termo de consentimento livre esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local (Protocolo 002/2011) e foram orientados sobre todas as etapas do teste.

Protocolo incremental de corrida em esteira

Após familiarização foram iniciados os testes até a exaustão no protocolo incremental de corrida em esteira rolante (IMBRAMED SUPER ATL - Brasil).

O protocolo incremental de corrida foi composto de aquecimento de 5 minutos na velocidade de 5 km.h^{-1}, em seguida foram iniciadas as coletas a uma velocidade de 8 km.h^{-1} com incremento de 1 km.h^{-1} a cada 3 minutos até a exaustão voluntária, definida como o momento no qual o voluntário não foi capaz de sustentar a velocidade determinada. Todos os voluntários foram encorajados verbalmente durante o teste

incremental. 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).

Para reduzir possíveis alterações na impedância da pele causadas pelo ambiente, a temperatura e umidade da sala de coleta foram mantidas entre 25°-27°C e 50%-60%, respectivamente.

A freqüência cardíaca (FC) foi aferida em repouso e no final de cada estágio, com o uso de frequencímetro (S810i™ - Polar®), devido sua relação com o aumento da intensidade do exercício e com as mudanças metabólicas decorrentes do mesmo. Para maior segurança dos participantes foi calculada a FC máxima de cada voluntário (FCmáx = 220 - idade). Caso este parâmetro de segurança fosse excedido o teste seria interrompido imediatamente.

Eletromiografia

Para a coleta dos dados eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Meditrace®), em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos de 2cm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia, seguida da abrasão da pele com compressa de gaze e limpeza com álcool, como forma de reduzir a impedância (GONÇALVES; BARBOSA, 2005).

Para a captação dos sinais eletromiográficos durante o teste, foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria Myoresearch (Noraxon®) de 8 canais, software da Myoresearch (Noraxon®), calibrado com freqüência de amostragem de 1000 Hz, com ganho total de 2000 vezes (20 vezes no pré amplificador e 100 vezes no condicionador de sinais). Foi utilizado conversor analógico-digital (A/D) com resolução de 16 bits. Os dados brutos foram filtrados com filtro passa alta de 20 Hz, filtro passa baixa de 500 Hz e filtro notch de 60 Hz com harmônicas.

Durante todo o teste foi coletado o sinal eletromiográfico dos músculos: Bíceps Femoral (BF), Reto Femoral (RF), Vasto lateral (VL) e Gastrocnêmio lateral (GL). Os eletrodos foram posicionados unilateralmente no membro inferior direito nos músculos RF, VL, BF e GL segundo as normas SENIAM (HERMENS et al., 2002) e eletrodo de referência foi posicionado no maléolo lateral direito.

Análise de dados

Os sinais eletromiográficos registrados durante todo o teste foram processados e analisados por meio de rotinas específicas Matlab (versão 7.4, Mathworks 2007), obtendo-se os valores de amplitude do sinal eletromiográfico, expresso pelo valor RMS (Root Mean Square) em milivolts (mV). No método 1 ($LF_{EMG}1$) e 2 ($LF_{EMG}2$) o EMG foi analisado durante todo o estágio, sendo calculado o valor RMS em janelas fixas de cinco segundos sem sobreposição (36 valores de RMS para cada estágio). Esse procedimento foi realizado em todas as velocidades e para todos os músculos analisados.

Para a determinação do LF_{EMG} pelo $LF_{EMG}1$, os valores de RMS obtidos em cada estágio foram correlacionados em função do tempo, e com base nesses dados, foi realizada regressão linear para determinação dos coeficientes de inclinação de cada estágio. Em seguida esses coeficientes foram plotados em um gráfico em função da intensidade (velocidade) de cada estágio. A intersecção do novo ajuste de retas com o eixo y foi considerada como sendo o LF_{EMG} (figura 1).

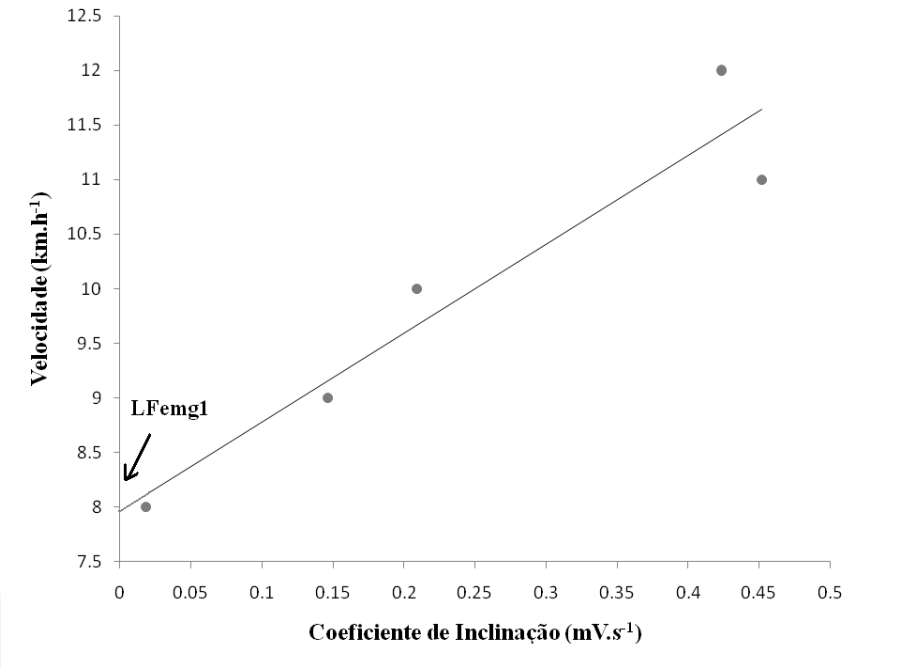

Figura 1. Coeficientes de inclinação plotados em relação a sua respectiva velocidade de corrida para estimar o LF_{EMG} (valor correspondente ao y-intercepto). A linha sólida representa o ajuste entre os pontos. Valores obtidos do músculo BF de um sujeito da amostra.

Para a determinação do $LF_{EMG}2$ foi identificado o ponto de quebra do EMG em resposta ao exercício. Para tanto foi utilizada uma rotina específica (Matlab) a qual modelou o RMS em função do tempo utilizando regressão linear de múltiplos segmentos. O total de pontos do gráfico foi dividido em dois grupos, o primeiro com 60 pontos e o segundo com o restante dos pontos. Uma reta de regressão linear foi ajustada para cada grupo de pontos e então foi calculado o coeficiente de determinação (R^2). Foi executado o cálculo de retas de regressão para todas as possíveis divisões dos dados em dois grupos adjacentes até que se restaram 60 pontos no segundo grupo. O produto de dois R^2 que resultou no maior índice de linearidade entre as duas regiões representou o $LF_{EMG}2$ (figura 2).

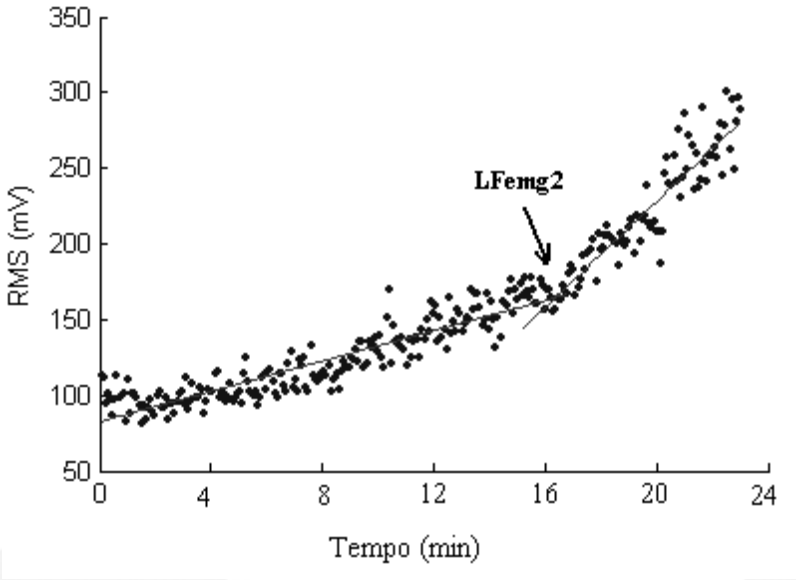

Figura 2. Comportamento do EMG em função do tempo durante todo o protocolo incremental até a exaustão. A intersecção entre as duas retas identifica o ponto de quebra do EMG. Dados do músculo BF de um sujeito da amostra.

Análise estatística

Após a verificação da normalidade da distribuição dos dados (Shapiro-Wilk) foi utilizado o teste ANOVA – *two way* e teste pos hoc de Tukey para comparação dos valores do LF_{EMG} em cada músculo e entre as metodologias utilizadas. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$. Para a realização do tratamento estatístico foi utilizado o aplicativo SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*), (versão 18.0, Chicago, USA).

RESULTADOS

Foram detectados problemas técnicos durante a aquisição do EMG do músculo RF de um voluntário da amostra, impossibilitando a determinação do LF_{EMG}.

As médias e os DP dos valores da FC máxima, número de estágios, duração do teste e velocidade máxima atingida no protocolo estão apresentados na tabela 1.

Tabela 1: Duração, velocidade máxima ($V_{máx}$), freqüência cardíaca máxima ($FC_{máx}$) e número de estágios do protocolo incremental de corrida em esteira.

	Média (±DP)
Duração do teste (min.)	21.75±4.30
$V_{máx}$ (km.h^{-1})	14.4±1.4
$Fc_{máx}$ (bpm)	192±10
Número de estágios	7.4±1.4

A ocorrência do LF_{EMG} nos músculos RF, VL, BF e GL e as médias e os desvios padrão (DP) dos valores dos $LF_{EMG}1$ e $LF_{EMG}2$ estão apresentados na tabela 2.

Tabela 2: $LF_{EMG}1$ e $LF_{EMG}2$ dos músculos: Reto Femoral (RF), Vasto Lateral (VL), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL).

	$LF_{EMG}1$ (km.h^{-1})	**N**	**$LF_{EMG}2$ (km.h^{-1})**	**N**
RF	11.1±1.0	9 (90%)	11.1±2.1	6 (60%)
VL	11.2±1.3	10 (100%)	11.3±2.3	9 (90%)
BF	10.2±1.6	10 (100%)	12.9±1.8	6 (60%)
GL	11.5±1.0	10 (100%)	11.2±2.0	5 (50%)

LF_{EMG} 1: Limiar de Fadiga Eletromiográfico Método 1; LF_{EMG} 2: Limiar de Fadiga Eletromiográfico Método 2, N: número de sujeitos no qual foi detectado o LF_{EMG}.

Não foram encontradas diferenças entre os LF_{EMG} dos músculos e entre os métodos de determinação do LF_{EMG} ($LF_{EMG}1$ e $LF_{EMG}2$) (tabela 2).

A velocidade média relativa à máxima atingida no teste foi, respectivamente, 77%, 78%, 71% e 80% para os músculos RF, VL, BF e GL do $LF_{EMG}1$ e 74%, 79%, 88% e 76% para os músculos RF, VL, BF e GL do $LF_{EMG}2$ (figura 3).

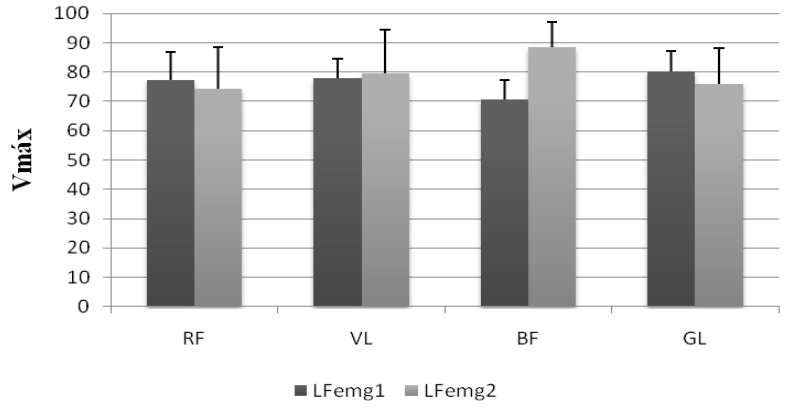

Figura 3. Média das percentagens da $V_{máx}$ em que foi detectado o LF_{EMG} pelos métodos $LF_{EMG}1$ e $LF_{EMG}2$.

DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo determinar indicadores de fadiga neuromuscular (LF_{EMG}) obtidos por meio de dois métodos de análise do EMG, freqüentemente utilizados na literatura, e compará-los entre si.

Os resultados encontrados neste estudo confirmam a proposta de que o limiar de fadiga neuromuscular pode ser identificado por meio da análise do comportamento do EMG registrado durante protocolo incremental de corrida na esteira, como observado em estudos anteriores (HANON et al., 1998; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; SILVA, 2007; FRAGA, SILVA, GONÇALVES, 2009; FRAGA, 2010). No entanto, não existe na literatura um consenso sobre qual método seria o mais adequado para a determinação do LF_{EMG} durante corrida em esteira.

Os métodos de análise do EMG utilizados no presente estudo têm sido tradicionalmente aplicados em testes feitos em cicloergômetros (DeVRIES et al., 1982; LUCIA et al., 1997; HUG et al., 2006; JURIMAE et al., 2007; CAMATA et al., 2008; CANDOTTI et al., 2008; GRAEF et al., 2008; SMITH et al., 2009; CLAYTON et al., 2010; GASSI e BANKOFF, 2010; SMIRMAUL et al., 2010). A tentativa de aplicá-los utilizando protocolo incremental de corrida em esteira deve ser analisada com cautela, uma vez que testes executados em cicloergômetros permitem a utilização de cadência fixa e as contrações musculares são predominantemente concêntricas. Particularmente na corrida, alterações nos parâmetros de passada adivindos de adaptações biomecânicas podem influenciar o comportamento do EMG, assim como a instalação do processo de fadiga neuromuscular (AVOGRADO; DOLENEC; BELLI, 2003; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005).

É bem estabelecido na literatura que a não linearidade no aumento do EMG (RMS) no domínio do tempo reflete o recrutamento adicional de unidades motoras, aumento da taxa de disparo e/ou sincronização dos disparos (BASMAJIAN e DELUCA, 1985; LUCIA et al., 1999), esses eventos neuromusculares vêm sendo apontados como conseqüência do aumento da intensidade de exercício e/ou do processo de instalação de fadiga (HANON et al., 1998; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). Nesse sentido, a busca por métodos adequados para a mensuração de índices de fadiga durante a corrida é indispensável para melhor compreender este fenômeno.

Os resultados do presente estudo demonstraram algumas inabilidades para determinar o LF_{EMG} para os quatro músculos dos dez sujeitos do estudo. A ocorrência do $LF_{EMG}1$ para os músculos VL, BF e GL foi 100% e para o RF foi 90%, enquanto que do $LF_{EMG}2$ para os músculos RF, BF e GL variou de 50% a 60% e para o VL foi 90%, uma vez que houve problemas técnicos na capitação do EMG do RF de um sujeito da amostra. O LF_{EMG} do músculo VL foi identificado na maioria dos casos (19 dos 20). Por se tratar de um músculo monoarticular e desempenhar uma função homogênea durante a corrida o VL apresentou um comportamento mais estável do EMG, contribuindo para a detecção do LF_{EMG}.

Em oposição a estudos anteriores conduzidos em cicloergômetro (CANDOTTI et al., 2008; LUCIA et al., 1999; SMIRMAUL et al., 2010), o presente estudo demonstrou baixa detecção do $LF_{EMG}2$ para os músculos RF e BF. Esses estudos utilizaram cadência fixa de pedalada enquanto que no protocolo de corrida em esteira, utilizada no presente estudo, não foi possível e nem mesmo desejável controlar os parâmetros de passada, uma vez que essa condição reflete mais precisamente situações reais de corrida. Segundo Jurimae et al. (2007), as discrepâncias observadas na literatura estão vinculadas a adoção ou não de cadência fixa para a determinação do LF_{EMG}. Em alguns estudos nos quais foi adotada cadência fixa, o LF_{EMG} foi detectado em todos os casos (LUCIA et al., 1997; MELLO et al., 2006), já em outros estudos não foi observado o mesmo (HUG et al., 2006; LUCIA et al., 1999). Essas divergências sugerem que o uso de cadência fixa não encerra os problemas na detecção do $LF_{EMG}2$. No estudo de Taylor e Bronks (1994), conduzido em esteira rolante, os valores do EMG foram caracterizados por um ponto de quebra em 80% dos sujeitos nos músculos VL e GL, em contraste com os resultados do presente estudo nos quais foi detectado o ponto de quebra no EMG em 90% dos sujeitos para o VL e 50% dos sujeitos para o GL. Essas divergências permanecem sem resposta, porém pode-se especular que as diferentes estratégias biomecânicas adotadas pelos sujeitos durante a corrida poderiam alterar o recrutamento de músculos específicos.

A não detecção do LF_{EMG} tem sido observada com freqüência em estudos anteriores (HOUSH et al., 1996; LUCÍA et al., 1999; HUG et al., 2003; HUG et al., 2006; CAMIC et al., 2010; BOUILLARD et al., 2011) e justificada por compensação entre os músculos durante o processo de instalação da fadiga, possível variabilidade espacial no recrutamento muscular (HUG, 2010), incapacidade dos sujeitos em recrutar quantidade suficiente de unidades motoras de contração rápida para produzir o ponto de quebra no EMG (LUCÍA et al., 1999) ou simplesmente por uma limitação do método utilizado à evolução não linear do EMG (BOUILLARD et al., 2011). Em contraste, os resultados de Mello et al. (2006), não confirmam essas hipóteses e sugerem que as divergências observadas na determinação do LF_{EMG} podem ser explicadas pelas diferentes formas de processamento do EMG. Esses autores identificaram o ponto de quebra do EMG em todos os sujeitos (n=13) e demonstraram alta concordância entre os valores individuais de índices metabólicos (LV) e eletromiográficos (LF_{EMG}). Segundo MacIsaac et al. (2001), o grande problema encontrado em análises do EMG em função do tempo está no comportamento não estacionário do EMG durante contrações dinâmicas. Nesse sentido os resultados de Camata et al. (2008) sugerem que a utilização de janelas de 5s para o cálculo do RMS parece ser mais apropriada para a determinação do LF_{EMG}. Diante disso, no presente estudo, o EMG foi analisado continuamente em janelas fixas de 5s na tentativa de minimizar esse comportamento.

Embora os músculos analisados no presente estudo sejam claramente diferentes tanto em termos de distribuição de fibras, quanto na função durante a execução da corrida em esteira, os valores do LF_{EMG} em ambos os métodos não apresentaram diferenças. Os metabólitos acumulados nos músculos mais envolvidos na tarefa poderiam estimular respostas aferentes e desempenhar o papel na alteração da

regulação central para todos os outros músculos de forma que mesmo músculos menos solicitados numa determinada tarefa apresentariam intensidades semelhantes para os índices de fadiga determinados (HUG et al., 2006).

Os valores médios do $LF_{EMG}1$ e $LF_{EMG}2$ relativos à velocidade máxima atingida no teste (figura 3) foram semelhantes com aqueles obtidos por estudos anteriores (HUG et al., 2006; HANON et al., 1998). Esse fato confirma que o LF_{EMG}, geralmente, se encontra entre os domínios de intensidade pesado e severo.

Com o aumento da intensidade do exercício é sugerido que o padrão de recrutamento das fibras musculares se altera predominantemente de fibras de contração lenta (tipo I) para fibras de contração rápida (tipo II), dependendo do nível de treinamento do indivíduo, contribuindo com o aumento da amplitude do EMG (HELAL et al. 1987; MATEIKA; DUFFIN 1994; NAGATA et al., 1981). Em paralelo ao presente estudo, Lucia et al. (1999) identificaram dois pontos de quebra no EMG para os músculos VL e RF. Uma possível explicação para a detecção de um segundo ponto de quebra no EMG é que somente sujeitos altamente treinados, como visto no estudo de Lucia et al. (1999), estão aptos a apresentarem mudanças predominantemente de fibras tipo IIa para IIb levando a um novo aumento abrupto na amplitude do EMG. Os atletas do presente estudo não demonstraram essa habilidade, deste modo somente um ponto de quebra no EMG foi identificado.

Conclui-se que os métodos de determinação do LF_{EMG} utilizados no presente estudo oferecem uma alternativa não invasiva de obtenção direta de índices de fadiga neuromuscular durante protocolo incremental de corrida em esteira. Índices de fadiga tal como o LF_{EMG} são importantes ferramentas para, acompanhamento de programas de treinamento, avaliação da capacidade física e demarcação de diferentes intensidades de exercício, uma vez que delimitam o ponto na transição do metabolismo aeróbico-anaeróbico. No entanto sua utilização deve ser feita com cautela, levando em conta os desafios abordados no presente estudo ao se analisar o EMG durante contrações dinâmicas.

REFERÊNCIAS

AVOGRADO, P.; DOLENEC, A.; BELLI, A. Changes in mechanical work during severe exhausting running. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 90, p. 165-170, 2003.

BASMAJIAN, J.V., DELUCA, C.J. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography**. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.

BOUILLARD, K.; GUEVEL, A.; HUG, F. The electromyographic fatigue threshold is not a valid tool to assess muscle function. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 21, n. 2, p. 229-235, 2011.

CAMIC, C.L.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; HENDRIX, C.R, ZUNIGA, J.M.; MIELKE, M.; SCHMIDT, R.J. An EMG frequency-based test for estimating the neuromuscular fatigue threshold during cycle ergometry. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 108, n. 2, p. 337-345, 2010.

CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F.; MELO, M. O.; TORRE, M. L.; PASINI, M.; DUTRA L.A, OLIVEIRA, J.L, OLIVEIRA, L.P. Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during

incremental pedaling exercise. **Canadian Journal of Physiology and Pharmacology**, v. 86, n. 5, p. 272-280, 2008.

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**, Brasília, v. 16, n. 1, p. 7-13, 2008.

CARTER, H.; JONES, A.M.; DOUST, J.M. Changes in blood lactate and pyruvate concentrations and the lactate-to-pyruvate ratio during the lactate minimum speed test. **Journal of Sports Science**, London, v. 18, n. 3, p. 213-225, 2000.

CARTER, H.; PRINGLE, J.S.M.; JONES, A.M.; DOUST, J.M. Oxygen uptake kinetics during treadmill running across exercise intensity domains. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 86, n. 4, p. 347–354, 2002.

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.

ENOKA, R.M.; DUCHATEAU, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. **The Journal of Physiology**, London, v. 586, n. 1, p. 11–23, 2008.

FRAGA, K.H.W.; SILVA, S.R.D.; GONÇALVES, M. Efeito da velocidade de corrida em variáveis eletromiográficas e metabólicas, **Motriz**, Rio Claro, v. 15, n. 4, p. 911-918, 2009.

FRAGA, C. H. W. Protocolo incremental de corrida: comportamento de variáveis eletromiográficas, cinemáticas e metabólicas, **Tese de doutorado** (Ciências da Motricidade). Rio Claro: Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, 2010.

GONÇALVES, M.; BARBOSA, F. Análise de parâmetros de força e resistência dos músculos eretores da espinha lombar durante a realização de exercício isométrico em diferentes níveis de esforço. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 11, n. 2, p. 102-114, 2005.

HANON, C.; THÉPAUT-MATHIEU, C.; HAUSSWIRTH, C.; LE CHEVALIER, J.M. Electromyogram as an indicator of neuromuscular fatigue during incremental exercise. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 78, n. 4, p. 315-323, 1998.

HANON, C.; THÉPAUT-MATHIEU, C.; VANDEWALLE, H. Determination of muscular fatigue in elite runners. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 94, n. 1-2, p. 118-125, 2005.

HELAL, J.N.; GUEZENNEC, C.Y.; GOUBEL, F. The aerobic-anaerobic transition: re-examination of the threshold concept including an electromyographic approach. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v.56, n. 6, p. 643–9, 1987.

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**, Philadelphia, v. 41, n. 4, p. 956-964, 2009.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. The SENIAM project: surface electromyography for non-invasive assessment of muscle, **ISEK Congress** Austria; 2002 [CD-ROM].

HOUSH, T.J.; DEVRIES, H.A.; JOHNSON, G.O.; EVANS, S.A.; HOUSH, D.J.; STOUT, J.R.; BRADWAY, R.M.; EVETOVICH, T.K. Neuromuscular fatigue thresholds of the vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris muscles. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Louvain v. 36, n. 4, p. 247-55, 1996.

HUE, O.; LE GALLAIS, D.; CHOLLET, D.; PRÉFAUT, C. Ventilatory threshold and maximal oxygen uptake in present triathletes. **Canadian Journal of Applied Physiology**, Ontario, v. 25, n. 2, p. 102-113, 2000.

HUG, F.; FAUCHER, M.; KIPSON, N.; JAMMES, Y. EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, Oxford, v. 23, n. 4, p. 208-214, 2003.

HUG, F.; LAPLAUD, D.; LUCIA, A.; GRELOT, L. EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: a pilot study. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 27, n. 6, p. 456-462, 2006.

HUG, F. Is the EMG fatigue threshold a valid tool to assess muscle function? **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 42, n. 3, p. 629, author reply, p. 630, 2010.

JONES, A.M.; DOUST, J.H. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. **Journal of Sport Science**, London, v.14, n. 4, p.321-327, 1996.

JURIMAE, J.; VON DUVILLARD, S.P.; MAESTU, J.; CICCHELLA, A.; PURGE, P.; RUOSI, S.; JURIMAE, T.; HAMRA, J. Aerobic-anaerobic transition intensity measured via EMG signals in athletes with different physical activity patterns. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 101, n. 3, p. 341-346, 2007.

LUCIA, A.; SANCHEZ, O.; CARVAJAL, A.; CHICHARRO, J.L. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. **British Journal of Sports Medicine**, Loughborough, v. 33, n. 3, p. 178–185, 1999.

MACISAAC, D.; PARKER, P.A.; SCOTT, R.N. The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 11, n. 6, p. 439-49, 2001.

MAESTU, J.; CICCHELLA, A.; PURGE, P.; RUOSI, S.; JURIMAE, J.; JURIMAE, T. Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Champaign, v. 20, n. 4, p. 824-828, 2006.

MATEIKA, J.H.; DUFFIN, J. The ventilation, lactate and electromyographic thresholds during incremental exercise tests in normoxia, hypoxia and hyperoxia. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 69, n. 2, p. 110–118, 1994.

MATSUMOTO, T.; ITO, K.; MORITANI, T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college women. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 63, n. 1, p. 1-5, 1991.

MELLO, R.G.; OLIVEIRA, L.F.; NADAL, J. Detection of the anaerobic threshold by surface electromyography. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, United States, 2006.

NAGATA, A.; MURO, M.; MORITANI, T.; YOSHIDA, T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. **The Japanese Journal of Physiology**, Tokyo, v. 31, n. 4, p. 585-597, 1981.

NUMMELA, A.; RUSKO, H.; MERO, A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, 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**, Oxford, v. 19, n. 2, p. 295-303, 2009.

RAMPININI, E.; IMPELLIZZERI, F. M.; CASTAGNA, C.; AZZALIN, A.; BRAVO, D. F.; WISLOFF, U. Effect of match-related fatigue on short-passing ability in young soccer players. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 40, n. 5, p. 934-942, 2008.

RIBEIRO, R. N.; COSTA, L. O. P. Análise epidemiológica de lesões no futebol de salão durante o XV Campeonato Brasileiro de Seleções Sub 20. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 12, n. 1, p. 1-5, 2006.

SANTANA, W. C.; FRANÇA, V. S.; REIS, H. H. B. Perfil do processo de iniciação ao futsal de jogadores juvenis Paranaenses. **Motriz**, Rio Claro, v. 13, n. 3, p. 181-187, 2007.

SILVA, P.B.; FRAGA, C.H.W.; SILVA, S.R.D.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES M. Análise de parâmetros EMG e cinemático em diferentes velocidades de corrida. **Brazilian Journal of Biomechanics**, São Paulo, v. 8, n. 14, p. 10-15, 2007.

SILVA, S.R.; GONCALVES, M. Dynamic and isometric protocols of knee extension: effect of fatigue on the EMG signal. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Louvain, v. 46, n. 1, p. 35-42, 2006.

SMIRMAUL, B. D. P. C.; DANTAS, J. L.; FONTES, E. B.; ALTIMARI, L. R.; OKANO, A. H.; MORAES, A. C. Comparison of electromyography fatigue threshold in lower limb muscles in trained cyclists and untrained non-cyclists. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Louvain, v. 50, n. 3-4, p. 149-154, 2010.

TAYLOR, A.D.; BRONKS, R. Electromyographic correlates of the transition from aerobic to anaerobic metabolism in treadmill running. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 69, n. 6, p. 508-515, 1994.

Email: lucianoeduca@gmail.com

Endereço: Avenida 3A, nº 965, Bairro Cidade Nova, Rio Claro/São Paulo – Brasil

Recurso Tecnológico necessário: Data Show para apresentação de slides