

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS - UNESP

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE

**SINAL ELETROMIOGRÁFICO E A IDENTIFICAÇÃO DA FADIGA
MUSCULAR DURANTE CORRIDA EM ESTEIRA: DIFERENTES
PROPOSTAS DE ANÁLISE**

Sandy Gonzaga de Melo

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

RIO CLARO - SP

2011

SANDY GONZAGA DE MELO

**SINAL ELETROMIOGRÁFICO E A IDENTIFICAÇÃO DA FADIGA
MUSCULAR DURANTE CORRIDA EM ESTEIRA: DIFERENTES
PROPOSTAS DE ANÁLISE**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Motricidade, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências da Motricidade, área de concentração em Biodinâmica da Motricidade Humana.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

RIO CLARO – SP

2011

796.022 Melo, Sandy Gonzaga
M528s Sinal eletromiográfico e a identificação da fadiga
muscular durante corrida em esteira: diferentes propostas de
análise / Sandy Gonzaga Melo. - Rio Claro : [s.n.], 2011
61 f. : il., figs., gráfs., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista,
Instituto de Biociências de Rio Claro
Orientador: Mauro Gonçalves

1. Cinesiologia. 2. Eletromiografia. I. Título.

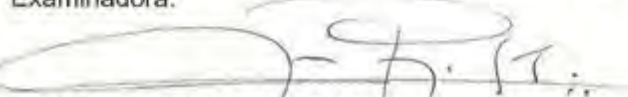
unesp**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA****CAMPUS DE RIO CLARO****INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE RIO CLARO****CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

TÍTULO: Sinal eletromiográfico e a identificação da fadiga muscular durante corrida em esteira: diferentes propostas de análise

AUTOR: SANDY GONZAGA DE MELO

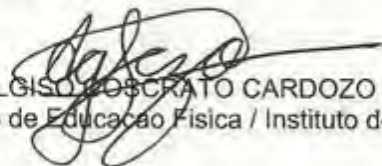
ORIENTADOR: Prof. Dr. MAURO GONÇALVES

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de DOUTOR EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE, Área: BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA, pela Comissão Examinadora:



Prof. Dr. MAURO GONÇALVES

Departamento de Educação Física / Instituto de Biociências de Rio Claro - Rio Claro/SP



Prof. Dr. ADALGISO ROSCRATO CARDOZO

Departamento de Educação Física / Instituto de Biociências de Rio Claro - Rio Claro/SP



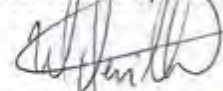
Prof. Dr. LUIS MOCHIZUKI

Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo - São Paulo / SP



Prof. Dr. RUBENS CORRÊA ARAÚJO

Departamento de Fisioterapia da Universidade São Judas Tadeu - São Paulo / SP



Prof. Dr. ULYSSES FERNANDES ERVILHA

Departamento de Fisioterapia da Universidade de Taubaté - Taubaté/SP

Data da realização: 15 de setembro de 2011.

“Para conhecermos os amigos é necessário passar pelo sucesso e pela desgraça. No sucesso, verificamos a quantidade e, na desgraça, a qualidade.”

Confúcio.

AGRADECIMENTOS

Meus sinceros agradecimentos:

Ao Professor Doutor Mauro Gonçalves pela oportunidade proporcionada, pela orientação serena e sábia, pelos ensinamentos recebidos e pela paciência e amizade a mim dispensadas;

À Professora Doutora Sarah Regina Dias da Silva pela colaboração e ensinamentos transmitidos no decorrer do desenvolvimento desta tese;

Ao Professor Doutor Adalgiso Coscrato Cardozo pela colaboração direta e imprescindível durante a coleta e tratamento dos dados da eletromiografia e desenvolvimento deste trabalho;

Aos colegas estudantes do Laboratório de Biomecânica - UNESP, particularmente Luciano Fernandes Crozara e Alex Castro, pela ajuda durante o processo de realização dos testes, coleta e tratamento dos dados e desenvolvimento desta tese;

À minha esposa e amiga, Jozilma de Medeiros Gonzaga, pelo amparo acadêmico e afetivo que a mim nunca negou mesmo nos momentos de maiores dificuldades enfrentadas, inclusive em detrimento da resolução dos seus próprios problemas;

Ao meu filho, Alisson de Almeida Melo, pelo apoio técnico-científico sempre competente e solícito;

À Universidade Estadual Paulista (UNESP), Campus de Rio Claro, ao Instituto de Biociências (IB) e ao Laboratório de Biomecânica (LABIOMEC) pela oportunidade de desenvolver meus estudos, que culminaram neste trabalho.

A todos, muito obrigado.

RESUMO

A fadiga muscular é definida como a incapacidade que o músculo esquelético tem de gerar ou manter elevados níveis de força e potência muscular durante determinado tempo. Ela pode estar associada a exercícios submáximos e/ou máximos, respondendo com diminuição da velocidade de contração das fibras musculares e aumento do tempo de relaxamento da musculatura trabalhada. Muitos estudos têm utilizado a eletromiografia de superfície (EMGs) para caracterizar a fadiga pelo aumento induzido da amplitude do sinal EMG, assim como investigar os mecanismos fisiológicos e biomecânicos associados ao processo de instalação da fadiga neuromuscular. O objetivo desse estudo foi analisar metodologias empregadas na determinação do limiar eletromiográfico na fadiga muscular (LF_{EMG}), visando a comparação entre os métodos quanto a capacidade de determinar um índice de limiar anaeróbio eletromiográfico fidedigno. Participaram da pesquisa 10 jogadores amadores de futsal com médias de idade 20,8 anos, massa corpórea de 67,3kg e estatura de 1,75m. Executaram um protocolo incremental de corrida em esteira para análise do LF_{EMG} . Foi utilizada a eletromiografia de superfície para músculos do membro inferior e coletados dados como amplitude do sinal e frequência mediana. Posteriormente os dados relativos à eletromiografia foram verificados quanto à normalidade (Shapiro-Wilk) e analisados (ANOVA) através do software SPSS. Os resultados confirmam a proposta de que o limiar de fadiga neuromuscular pode ser identificado por meio da análise do comportamento do sinal eletromiográfico durante o protocolo incremental de corrida, como observado em estudos anteriores, e que os métodos pesquisados não apresentam diferenças estatisticamente significativas entre eles, contudo necessitam-se padrões metodológicos mais confiáveis e reprodutíveis para determinação de índices de fadiga neuromuscular através da análise do sinal EMG.

Palavras-chave: Fadiga Muscular. Eletromiografia. Corrida.

ABSTRACT

Muscle fatigue is defined as the inability the skeletal muscle has to generate or maintain high levels of muscle strength and power during a given time. It can submaximal exercise be associated with and / or maximum response with a decrease in speed of contraction of muscle fibers and increased time of relaxation of the muscles worked. Many studies have used surface electromyography (EMG) to characterize the fatigue induced by the increase of the amplitude of the EMG signal as well as investigate the physiological and biomechanical mechanisms associated with the installation process of neuromuscular fatigue. The aim of this study was to analyze the methodologies used in determining the electromyographic fatigue threshold (FT_{EMG}) in order to compare the methods for their ability to determine an reliable index of anaerobic threshold electromyographic. 10 players of amateur soccer participated in the research with average age 20.8 years, body mass index of 67.3 kg and height 1.75 m. They performed an incremental protocol of treadmill running for FT_{EMG} analysis. We used surface electromyography to lower limb muscles and collected as signal amplitude and median frequency. Subsequently, data were normalized relative to the electromyography (Shapiro-Wilk) analyzed (ANOVA) by SPSS software. The results confirm the proposal that the neuromuscular fatigue threshold can be identified by analyzing the behavior of electromyographic signals during incremental running protocol, as observed in previous studies, and that the methods surveyed have no statistically significant differences between them, however, more reliable and methodological standards for reproducible determination of indices of neuromuscular fatigue by EMG signal analysis are required.

Keywords: Muscle Fatigue. Electromyography. Race

LISTA DE FIGURAS, TABELA E GRÁFICOS

Figura 1 – Amostra de 5s do sinal eletromiográfico bruto dos músculos RF: reto femoral, VL: vasto lateral, BF: bíceps femoral, GL: gastrocnêmio lateral de um voluntário do estudo.	30
Figura 2 – Coeficientes de inclinação plotados em relação as suas respectivas velocidades de corrida para estimar o LF_{EMG} (valor correspondente ao y-intercepto). Valores obtidos de sujeito da amostra, para o músculo VL.	31
Figura 3 – Comportamento do EMG em função do tempo durante todo o protocolo incremental até a exaustão. A intersecção entre as duas retas indica o ponto de quebra do EMG. Dados do músculo BF de um sujeito da amostra.	32
Tabela 1 – Valores de cada voluntário e média ($\pm DP$) dos LF_{EMG} 1 e 2, $FC_{máx}$, número de estágios, duração do teste e $V_{máx}$ atingidos no protocolo incremental de corrida em esteira.	33
Gráfico 1 – Valores médios do LF_{EMG} de cada músculo pelos métodos de DeVries <i>et al.</i> (1982) e Candotti <i>et al.</i> (2008).	34
Gráfico 2 – Percentagem da $V_{máx}$ em que foi detectado o LF_{EMG} no músculo VL para cada sujeito – DeVries <i>et al.</i> (1982) e Candotti <i>et al.</i> (2008).	34
Gráfico 3 – Média das percentagens da $V_{máx}$ em que foi detectado o LF_{EMG} - DeVries <i>et al.</i> (1982) e Candotti <i>et al.</i> (2008).	35

LISTA DE ABREVIações E SIGLAS USADAS

VO₂máx	Volume máximo de Oxigênio
EMG	Eletromiografia / Eletromiograma
LF_{EMG}	Limiar de Fadiga Eletromiográfico
SNC	Sistema Nervoso Central
Ca²⁺	Íons de cálcio
FBF	Fadiga de Baixa Frequência
FAF	Fadiga de Alta Frequência
Hz	Hertz (ciclos por segundo)
Na⁺	Íons de sódio
K⁺	Íons de potássio
[Ca²⁺]_i	Concentração intracelular de íons de cálcio
RS	Retículo Sarcoplasmático
pH	Concentração de hidrogênio
H⁺	Íons de hidrogênio
EMGs	Eletromiografia de superfície
SENIAM	Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles
RMS	Root Mean Square
FFT	Transformada rápida de Fourier
UMs	Unidades Motoras
LV	Limiar Ventilatório
PC	Potência Crítica
LA_n	Limiar Anaeróbio
r	Coeficiente de correlação linear
l/min	Litros por minutos
W	Watt (unidade de potência)
iEMG	Eletromiograma integrado
kg	Kilograma
BF	Bíceps Femoral
RF	Reto Femoral
VL	Vasto Lateral
GL	Gastrocnêmio (porção Lateral)

μV	Microvolts
FC	Frequência Cardíaca
Ag/AgCl	Prata / Cloreto de Prata
FM	Frequência Mediana
ANOVA	Análise de Variância
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
DP	Desvio Padrão
FC_{máx}	Frequência Cardíaca máxima
V_{máx}	Velocidade máxima
S/L	Sem ocorrência de limiar
Vol	Voluntários
rpm	Rotações por minutos
TA	Tibial Anterior
VE/VO₂	Volume Expiratório / Volume de Oxigênio
VE/VCO₂	Volume Expiratório / Volume de gás Carbônico
VE	Volume Expiratório
PSE	Percepção Subjetiva de Esforço
VM	Vasto Medial
SM	Semimembranoso
GM	Gastrocnêmio Medial
ST	Semitendinoso
TI_{máx}	Teste Incremental máximo
W_{PEAK}	Potência máxima

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO.	12
2 - REFERENCIAL TEÓRICO.	15
2.1 - Fadiga Muscular.	15
2.2 - Fadiga Central e Periférica.	16
2.2.1 - Fadiga Central.	16
2.2.2 - Fadiga Periférica.	16
2.2.3 - Depleção Energética.	17
2.2.4 - Cálcio.	18
2.2.5 - pH, Fosfato, Lactato.	18
2.3 - Eletromiografia e Fadiga Muscular.	19
2.3.1 - Eletromiografia.	19
2.3.2 - Limiar de Fadiga Eletromiográfico.	21
3 - OBJETIVOS.	26
3.1 - Objetivos Gerais.	26
3.2 - Objetivos Específicos.	26
4 - PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS.	27
4.1 - Amostragem.	27
4.1 - Instrumento de Coleta de Dados.	27
4.3 - Antropometria.	27
4.4 - Protocolo de teste incremental de corrida na esteira.	27
4.5 - Eletromiografia.	28
4.6 - Análise dos Dados.	28
4.7 - Análise Estatística.	32
5 - RESULTADOS E DISCUSSÃO.	33
5.1 - Resultados.	33
5.2 - Discussão.	36
6 - CONCLUSÕES.	47
7 - REFERÊNCIAS.	49
8 – ANEXOS.	58

INTRODUÇÃO

O processo de instalação da fadiga neuromuscular indica a perda progressiva da capacidade das propriedades contráteis 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 é 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). Como em outros esportes coletivos, no futsal, a corrida é um dos movimentos fundamentais sendo frequentemente utilizada para análise do desempenho uma vez que é caracterizada como exercício dinâmico e forma natural de locomoção dos seres humanos (RAMPININI *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, tem sido sugerido que as limitações no desempenho, particularmente aquelas relacionadas à fadiga neuromuscular, podem ser refletidas por índices musculares por meio da EMG de superfície (GASSI; BANKOFF, 2010; FRAGA; SILVA; GONÇALVES, 2009).

Muitos estudos têm utilizado a eletromiografia de superfície (EMG) para caracterizar a fadiga pelo aumento induzido da amplitude do sinal EMG (HANON;

THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; HUG *et al.*, 2006; FRAGA; SILVA; GONÇALVES, 2009), demarcar diferentes intensidades de exercício (HUE *et al.*, 2000), avaliar o 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).

Como um método alternativo e não invasivo, 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; AIRAKSINEN *et al.*, 1992; 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).

O LF_{EMG} 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.

A mensuração da atividade muscular dos membros inferiores têm se mostrado extremamente 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 metodologias possibilitam uma predição mais fidedigna de índices de fadiga neuromuscular (DeVRIES *et al.*, 1982; CANDOTTI *et al.*, 2008). Neste sentido, verifica-se que há necessidade de estudos que comparem diferentes metodologias de análise para se determinar os índices eletromiográficos da fadiga muscular, sendo esse o objetivo do presente estudo.

REFERENCIAL TEÓRICO

Fadiga Muscular

A fadiga muscular pode ser definida como um conjunto de alterações decorrentes do trabalho ou exercício prolongado, gerando incapacidade funcional na manutenção de um nível esperado de força (ROSSI; TIRAPEGUI, 2000; DIMITROVA; DIMITROV, 2003). Dessa forma, a fadiga muscular está associada a mecanismos e fatores metabólicos, que podem afetar os músculos (fadiga periférica) e o sistema nervoso central - SNC (fadiga central) durante a realização de exercício intenso em atletas (NOAKES, 2000; LEES *et al.*, 2001).

Enoka e Stuart (1992) relatam que a fadiga não ocorre por um mecanismo isolado. Lees *et al.* (2001) consideram a fadiga como dependente da tarefa, isto é, o mecanismo causador pode ser diferente dependendo do tipo de tarefa solicitada e, conseqüentemente, dos fatores envolvidos na atividade. Strojnik e Komi (2000) concluíram que após exercícios cíclicos de extensão-encurtamento realizados em baixa frequência, ocorre a fadiga que pode ser resultante de uma baixa liberação Ca^{2+} por simples potencial de ação.

Há evidências a favor e contra o fato de o SNC constituir um sítio de fadiga. Todavia, alguns estudos apontam a periferia (ou o músculo esquelético, mais especificamente) como o principal sítio da fadiga, pois fatores metabólicos que impedem a produção de força muscular têm sido observados (FITTS, 1994; NOAKES; ST CLAIR GIBSON, 2004).

Além das alterações metabólicas, a fadiga periférica pode também ser dependente de fatores centrais, sendo associada, por exemplo, a falhas na transmissão do estímulo na junção neuromuscular, falhas na ativação do sarcolema,

falha na condução do potencial de ação nos túbulos transversos ou falha na liberação de cálcio pelo retículo sarcoplasmático (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1978).

Fadiga Central e Periférica

Fadiga Central

A fadiga de origem central traduz-se numa falha voluntária ou involuntária na condução do impulso com consequente redução do número de unidades motoras ativadas e uma diminuição da frequência de disparo dos motoneurônios (STACKHOUSE *et al.*, 2000; SUNNERHAGEN *et al.*, 2000).

O possível papel do sistema nervoso central (SNC) na origem da fadiga é, habitualmente, estudado com recurso a técnicas designadas por contrações interpoladas, ou seja, usando-se comparação de contrações musculares voluntariamente geradas com contrações supramaximais induzidas por estimulação elétrica do nervo ou do próprio músculo (ALLEN *et al.*, 1995; STACKHOUSE *et al.*, 2000; DAVIS; FITTS, 2001).

Fadiga Periférica

Embora não haja consenso entre os autores quanto à terminologia relativa a alguns tipos de fadiga periférica, há entre a fadiga de baixa frequência (FBF) e a fadiga de alta frequência (FAF) um conjunto de particularidades que as diferencia (SEGERSTED; SJØGAARD, 2000). Por conseguinte, a FBF caracteriza-se: por uma acentuada diminuição da força relativa gerada pelas fibras, quando estimuladas a baixa frequência (10-30 Hz), comparativamente com frequências de estimulação elevadas (100 Hz); por uma recuperação lenta da força e pela persistência de sinais

de fadiga (expressa na diminuição de cerca de 15 a 20% da tensão máxima gerada pela fibra a partir da primeira hora de recuperação) mesmo sem a presença de distúrbios elétricos ou metabólicos significativos (BINDER-MacLEOD ; RUSS, 1999; CHIN; BALNAVE; ALLEN, 1997; FAVERO, 1999; SEGERSTED; SJØGAARD, 2000).

No entanto, é importante citar que este tipo de fadiga não é causado apenas pela realização de exercícios com baixas frequências de estimulação (BINDER-MacLEOD; RUSS, 1999).

A recuperação da FBF está, provavelmente, relacionada com a taxa de *turnover* protéico necessário para a regeneração e reparação das estruturas musculares lesadas durante e após a realização do exercício (CHIN; BALNAVE; ALLEN, 1997).

Em contrapartida, a FAF é caracterizada por diminuição da força durante períodos de estimulação de alta frequência (50-100 Hz), reversível quando a frequência de estimulação diminui; pela diminuição da força, acompanhada de alterações da amplitude e duração do potencial de ação, que estão diminuídos; e pelo agravamento da diminuição da força, pelo aumento das concentrações de Na⁺ intracelulares e K⁺ extracelulares e a recuperação muscular dependente do rápido restabelecimento da homeostasia iônica (JONES, 1996; SEGERSTED; SJØGAARD, 2000).

Dentre as principais causas da fadiga muscular de origem periférica destacam-se:

Depleção Energética

A diminuição da disponibilidade de substratos energéticos ao músculo esquelético ativo durante o exercício é a hipótese clássica colocada por alguns

autores para justificar a fadiga (DAVIS; FITTS, 2001; FITTS; METZGER, 1988; SAHLIN, 1992a; SAHLIN, 1992b; SAHLIN, 1996; SAHLIN; TONKONOIGI; SÖDERLUND, 1998).

Cálcio

O mecanismo intracelular responsável pela fadiga que, provavelmente, menos contestação tem sofrido na literatura é, de fato, a diminuição da liberação de Ca^{2+} pelo RS e, conseqüentemente, o decréscimo da concentração intracelular ou mioplasmática de Ca^{2+} ($[\text{Ca}^{2+}]_i$). Efetivamente, tem sido demonstrado que, durante o exercício intenso e de curta duração, reduções na liberação de Ca^{2+} pelo RS comprometem a tensão desenvolvida pelas fibras musculares (ALLEN; LÄNNERGRENN; WESTERBLAD, 1995; FEBBRAIO; DANCEY, 1999; ØRTENBLAD; SJØGAARD; MADSEN, 2000; WILLIAMS; KLUG, 1995).

pH, Fosfato, Lactato

Outro dos fatores habitualmente discutidos como possível agente de fadiga é a acidose metabólica induzida pelo exercício, com especial destaque para a resultante do exercício de curta duração e de alta intensidade. A maioria dos efeitos do ácido láctico no desenvolvimento da fadiga muscular resulta do aumento da concentração de íons H^+ e conseqüente diminuição do pH, decorrente da rápida dissociação do ácido láctico. Contudo, apesar da fadiga ser muitas vezes associada ao decréscimo do pH, a literatura é controversa relativamente à existência de uma relação direta entre a diminuição do pH intracelular e a diminuição da força muscular, assim como da influência dos íons lactato e H^+ *per se* na fadiga muscular (ROBERTS; SMITH, 1989; SAHLIN, 1992a).

Eletromiografia e Fadiga Muscular

Eletromiografia

O desenvolvimento da tecnologia de registro eletromiográfico na detecção dos potenciais elétricos produzidos durante a atividade muscular dinâmica e estática, assim como os procedimentos de armazenamento, processamento e quantificação do sinal têm permitido o uso, cada vez mais massificado, da EMG em diferentes áreas, das quais se destacam a neurologia, a neurofisiologia, a neurocirurgia, a ortopedia, a reabilitação, a ergonomia, a biomecânica e a medicina desportiva (CLARYS; CABRI, 1993).

A análise do sinal eletromiográfico captado durante o exercício possibilita o estudo *in vivo* da manifestação da fadiga de um determinado músculo. Entretanto, o uso da EMG como instrumento de estudo da fadiga muscular, deve ser encarado com o conhecimento das limitações impostas pelo equipamento e pela sua utilização. É verdade que as técnicas de eletromiografia de superfície - EMGs podem ser bastante úteis se implementadas com o conhecimento dos mecanismos fisiológicos e biomecânicos envolvidos na geração e propagação do sinal elétrico no músculo (MERLETTI; RAINOLDI; FARINA, 2001). Estes autores destacam dois tipos distintos de fatores associados a uma possível aquisição e interpretação defeituosa do sinal EMGs: 1) Geométricos e Anatômicos: forma, tamanho e distância entre os eletrodos; localização dos eletrodos em relação à inervação muscular e à junção musculotendinosa; espessura da pele e da gordura subcutânea; alinhamento incorreto entre os eletrodos de captação e as fibras musculares; e 2) de Natureza Fisiológica: velocidade média de condução das fibras musculares; distribuição das fibras musculares; densidade, tamanho e características histológicas de cada

unidade motora; fluxo sanguíneo, temperatura, taxa metabólica e pH intramuscular, cinética bioquímica em torno da membrana celular; e níveis e tipo de contração muscular exercida (voluntária, induzida por eletroestimulação, concêntrica e excêntrica).

A maioria das recomendações para a aplicação de eletrodos (por exemplo, SENIAM) trabalha com um sistema de referências anatômicas, baseado em áreas de proeminências ósseas e/ou outras estruturas que possam ser facilmente palpadas e usam estes pontos para localizar a posição de colocação de um determinado eletrodo (KONRAD, 2005).

Devido à instabilidade do sinal, alguns pesquisadores não recomendam colocar eletrodos em regiões de ponto motor (Área com alta densidade de placas motoras) do músculo. Entretanto, ao se usar eletrodos de grandes tamanho, em muitos casos não se pode evitar a colocação de um eletrodo nas proximidades de uma região de ponto motor. Pontos motores podem ser detectados pela estimulação elétrica de baixa frequência, produzida por estimuladores elétricos (KONRAD, 2005).

Pelo menos um eletrodo de referência neutro por região anatômica deve ser posicionado. Normalmente, o sítio de colocação desse eletrodo deve ser um acidente anatômico, distante da região eletricamente ativa, tais como articulações, áreas ósseas, processos espinhosos, crista ilíaca, etc.. As mais recentes tecnologias de amplificação (sistemas ativos) não necessitam de área especial para colocação do eletrodo neutro, mas apenas um local nas proximidades dos eletrodos de captação do sinal (KONRAD, 2005).

Limiar de Fadiga Eletromiográfico

A análise de fadiga muscular tem sido proposta por meio do estudo da variação da amplitude do sinal eletromiográfico (geralmente medida pelo valor RMS - *root mean square*) em função do tempo. À proporção que ocorre aumento no número e no tamanho das unidades motoras recrutadas para a manutenção do nível de força desejado, há aumento do valor RMS (MORITANI; MURO; NAGATA, 1986; CANDOTTI *et al.*, 2004).

Outra forma de avaliação do processo de fadiga pode ser realizada por meio da análise do sinal EMG através da transformada rápida de Fourier (FFT). A identificação de parâmetros do sinal EMG a partir da utilização da FFT, como a frequência mediana do espectro de potência, pode evidenciar a relação entre altas e baixas frequências no decorrer da atividade muscular (VØLLESTAD, 1997). Em contrações isométricas, ocorre um deslocamento para esquerda do espectro de potência, em direção às menores frequências, com a fadiga (HERZOG *et al.*, 1994).

Moritani, Takaishi e Matsumoto (1993) determinaram a potência máxima no limiar de fadiga neuromuscular a partir da eletromiografia de músculos representativos do movimento da pedalada. O protocolo proposto utilizou, além da eletromiografia de superfície, a eletromiografia de profundidade para a análise do pico de ativação de unidades motoras (UMs) e análise de gases para determinação do limiar ventilatório (LV), obtendo grande similaridade entre os métodos.

O limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}) (DeVRIES *et al.*, 1982; MATSUMOTO; ITO; MORITANI, 1991) 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), então, teoricamente, deve ser

possível manter o exercício nesta intensidade por um período de tempo sem exaustão.

Para a determinação do LF_{EMG} , inicialmente DeVries *et al.* (1982) propuseram uma metodologia aonde os indivíduos pedalavam no cicloergômetro em quatro cargas determinadas até a exaustão, e os sinais EMG coletados durante o exercício foram correlacionados com o tempo de exaustão em cada carga, em seguida as cargas utilizadas foram correlacionadas com seus respectivos coeficientes de inclinação, os quais eram maiores quanto maior a carga, e obteve-se uma reta de regressão, aonde a inclinação zero foi estimada a partir do valor do intercepto no eixo relacionado à intensidade de carga.

Neste estudo os autores compararam o LF_{EMG} com o limiar anaeróbio (LAn) determinado através de parâmetros ventilatórios e com a potência crítica (PC). Não houve diferença significativa entre os valores do EMG_{LF} (190W) e do LAn (187W), com elevado nível de correlação entre os dois índices ($r = 0,90$); sendo que o LF_{EMG} (190W) foi maior do que a PC (169 W), mesmo tendo existido um elevado nível de correlação entre eles ($r = 0,96$).

Matsumoto, Ito e Moritani (1991) determinaram o LF_{EMG} do músculo vasto lateral de 20 mulheres no cicloergômetro em quatro cargas durante o período de no máximo 1 minuto, sendo que entre cada carga houve um período de descanso de no mínimo 15 minutos. O método de determinação do LF_{EMG} foi o mesmo descrito por DeVries *et al.* (1982); sendo o valor médio do LF_{EMG} de 164W, verificando-se elevada correlação ($r = 0,823$, $p < 0,01$) entre o consumo máximo de oxigênio ($VO_{2máx}$) tanto no LF_{EMG} (1,33 l/min) como no LAn (1,39 l/min), não havendo diferença significativa entre eles.

DeVries *et al.* (1982) e Matsumoto, Ito e Moritani (1991) concluem que a estimaco da fadiga neuromuscular através do LF_{EMG} pode fornecer uma alternativa atrativa para medir a mais alta intensidade de exercício que pode ser sustentada sem fadiga; assim como que períodos curtos de exercício sejam testados para que mais cargas possam ser utilizadas melhorando assim a predico do LF_{EMG} .

A correlaco entre o LF_{EMG} e o limiar de lactato foi analisada por Kruk *et al.* (2000), obtendo-se valores de $r = 0,80$ após teste incremental até a exaustão em bicicleta ergométrica, com variação da temperatura ambiente, com e sem a ingestão de cafeina.

Quanto  reproduzibilidade, Taylor e Bronks (1995) determinaram que durante exercício incremental, a relação da amplitude do sinal EMG do quadriceps e a intensidade do exercício foi linear e reproduzível em diferentes ocasiões de teste; enquanto Pavlat *et al.* (1993) verificaram um ndice de correlaco de 0,65 entre o teste e o re-teste para determinação do LF_{EMG} , não havendo diferença significativa entre os valores obtidos (260 W e 262 W, respectivamente).

Outra possibilidade para determinar o limiar anaeróbio pela eletromiografia  utilizar o valor do RMS (*Root Mean Square*) como metodologia que contempla a variação da atividade muscular, tanto na freqüência de disparo como na amplitude. Este procedimento foi utilizado por Hnninen *et al.* (1989) que monitoraram o RMS do sinal eletromiográfico de superfície para determinar o limiar anaeróbio durante um teste no cicloergômetro, que foi avaliado e comparado com os parâmetros sangüíneo e ventilatório em jogadores de hockey no gelo. A não linearidade do aumento no nível dos parâmetros de lactato sangüíneo, ventilatório e da atividade mioelétrica foi observada em exercício com carga de 300 W, e nenhuma mudança foi observada nas propriedades espectrais dos sinais eletromiográficos,

demonstrando assim que o RMS apresenta-se como uma forma não invasiva para determinação do limiar anaeróbio.

Para análise da fadiga muscular durante protocolo incremental também tem sido analisado o ponto de quebra da amplitude do sinal eletromiográfico (RMS, e eletromiograma integrado - iEMG) em função das intensidades do exercício (HUG *et al.*, 2006; NAGATA *et al.*, 1981, TAKAISHI; ONO; YASUDA, 1992; TAYLOR; BRONKS, 1994) ou pela verificação do aumento significativo da amplitude do sinal EMG entre o início e o fim de cada estágio do protocolo incremental (HANON *et al.*, 1998).

Hug *et al.* (2006) determinaram o índice denominado limiar eletromiográfico no cicloergômetro por meio da análise do ponto de quebra do sinal eletromiográfico, e verificaram que este correspondeu a 75%-80% da potência máxima, estando próximo do segundo limiar ventilatório.

Por meio da análise dos parâmetros eletromiográficos, a identificação da fadiga muscular tem sido relatada em protocolos que utilizam contrações isométricas (KAY *et al.*, 2000; SILVA *et al.*, 2005) e contrações dinâmicas (OLIVEIRA *et al.*, 2005) nos quais se evidencia este fenômeno pela diminuição da frequência mediana e aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (MASUDA *et al.*, 1999; OLIVEIRA *et al.*, 2005).

Considerando o ponto de quebra do sinal EMG, é difícil saber discriminar o papel desempenhado por um aumento na intensidade do exercício daquele desempenhado pela fadiga (VIITASALO; KOMI, 1978). A detecção de um ponto de quebra do EMG tem sido muitas vezes interpretada como um sinal do recrutamento de fibras do tipo II durante um teste incremental (HÉLAL *et al.* 1987; MATEIKA; DUFFIN, 1994a; NAGATA *et al.* , 1981).

No entanto, este ponto de quebra pode aparecer:

1 - Sem estado de fadiga: os potenciais de ação de fibras do tipo II são mais importantes, contribuindo para o aumento relativo do sinal EMG (TANJI; KATO, 1973).

2 - Em um estado de fadiga: as fibras recém-recrutadas para fases que exigem uma grande quantidade de energia se desgastam rapidamente (fibras glicolíticas rápidas). Esta grande fatigabilidade pode causar o recrutamento de novas unidades motoras, a fim de manter a potência necessária na mesma fase.

OBJETIVOS

Objetivo geral

O presente estudo tem por objetivo comparar metodologias de análise do sinal eletromiográfico durante protocolo incremental de corrida em esteira para determinação de índice eletromiográfico da fadiga muscular e compará-los entre si.

Objetivos específicos

Os objetivos específicos do presente estudo serão:

- Determinar o índice limiar de fadiga eletromiográfica segundo proposta de DeVries *et al.* (1982) e Matsumoto *et al.* (1991);
- Determinar o índice eletromiográfico de fadiga muscular por meio da identificação do ponto de quebra do sinal eletromiográfico em função do tempo de exaustão da corrida segundo proposta de Candotti *et al.* (2008);
- Comparar os dois índices identificados quanto à sua capacidade de detectar um LF_{EMG} .

PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Amostragem

Participaram deste estudo 10 jogadores amadores de futsal, do gênero masculino, expressos por valores médios de idade 20.8 ± 2.1 anos, estatura 1.75 ± 0.05 m, massa 67.36 ± 7.23 kg e % de gordura 12.36 ± 2.27 , 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 e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local (Protocolo 002/2011) e foram orientados sobre todas as etapas dos testes a serem realizados.

Instrumento de Coleta de Dados

Antropometria

Os dados de pregas cutâneas foram coletados do lado direito do corpo por um avaliador experiente com a utilização de plicômetro (Cescorf Premier – Brasil). O cálculo da densidade corporal foi realizado segundo as equações propostas por Jackson e Pollock (1978), seguindo do ajuste para percentual de gordura proposto por Lohman (1986).

Protocolo de teste incremental de corrida na esteira

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

O protocolo incremental de corrida foi composto de um 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 se manter na velocidade determinada. 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).

A frequência cardíaca (FC) foi aferida em repouso e no final de cada estágio, com o uso de frequencímetro (S810iTM - Polar[®]), devido à sua relação com o aumento da intensidade do exercício e com as mudanças metabólicas decorrentes do mesmo.

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 à colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia, abrasão e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (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 frequência 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 60Hz 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). O eletrodo de referência foi posicionado no maléolo lateral direito.

Análise dos Dados

Os sinais eletromiográficos registrados durante todo o teste foram processados e analisados por meio de rotinas específicas (Matlab), obtendo-se os valores de amplitude do sinal eletromiográfico, expresso pelo valor RMS em microvolts (μV). Para cálculo do valor RMS os dados foram previamente retificados, logo após a filtragem dos dados. No método 1 ($\text{LF}_{\text{EMG}1}$) e 2 ($\text{LF}_{\text{EMG}2}$) o sinal eletromiográfico foi analisado durante todo o estágio, sendo calculado o valor RMS em janelas de cinco segundos sem sobreposição (36 valores de RMS para cada estágio), como representado na figura 1. Esse procedimento foi realizado em todas as velocidades e para todos os músculos analisados.



Figura 1. Amostra de 5s do sinal eletromiográfico bruto dos músculos RF: reto femoral, VL: vasto lateral, BF: bíceps femoral, GL: gastocnêmio lateral de um voluntário do estudo.

Para a determinação do LF_{EMG} adaptado do método proposto por DeVries *et al.* (1982) (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 2).

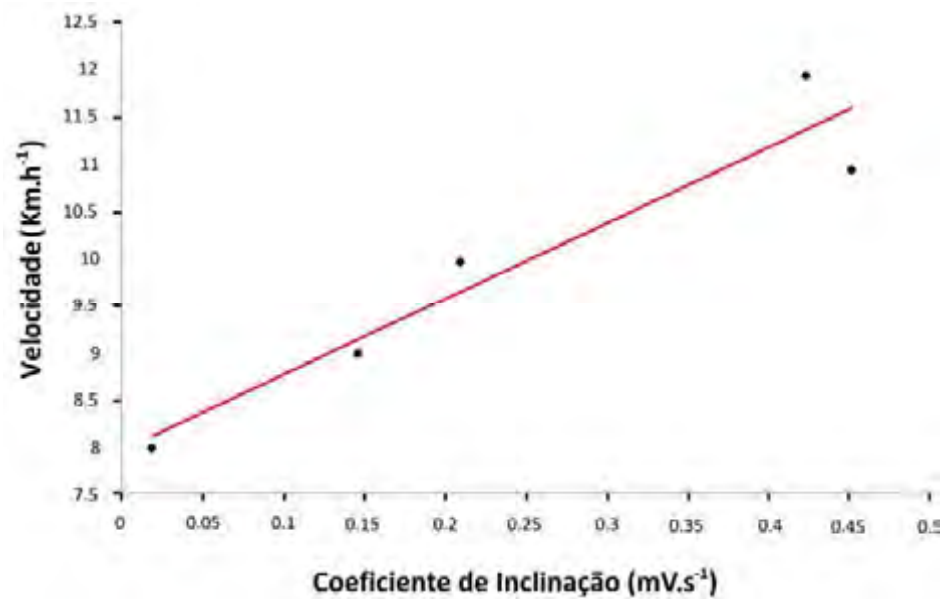


Figura 2. Coeficientes de inclinação plotados em relação a sua respectiva velocidade de corrida para estimar o LF_{EMG} (valor correspondente ao y-intercepto). A linha sólida representa o ajuste entre os pontos. Valores obtidos do músculo BF de um sujeito da amostra.

Para a determinação do LF_{EMG} adaptado do método apresentado por Candotti *et al.* (2008), 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. O produto de dois R^2 que resultou no maior índice de linearidade entre as duas regiões representou o LF_{EMG2} (Figura 3).

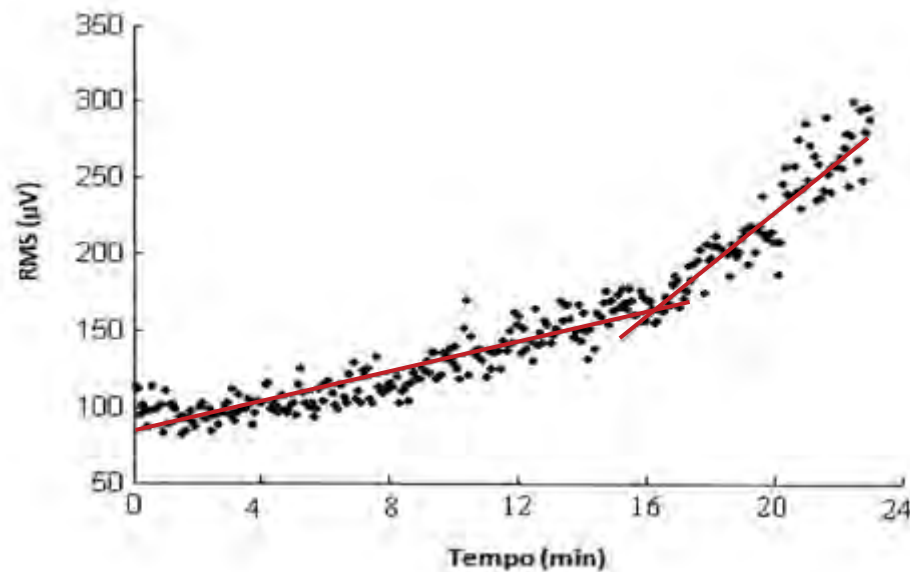


Figura 3. Comportamento do EMG em função do tempo durante todo o protocolo incremental até a exaustão. A intersecção entre as duas retas identifica o ponto de quebra do EMG. Dados do músculo BF de um sujeito da amostra.

Análise Estatística

Após a verificação da normalidade da distribuição dos dados (Shapiro-Wilk) foi utilizado o teste ANOVA – *two way* e teste pos hoc Tukey para comparação dos valores de LF_{EMG} entre os músculos analisados por uma mesma metodologia 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 E DISCUSSÃO

Resultados

As médias e desvios padrão (DP) dos LF_{EMG} 1 e 2, $FC_{máx}$, números de estágios, duração do teste e velocidade máxima atingida no protocolo estão representadas na tabela 1.

A ocorrência do LF_{EMG} nos músculos RF, VL, BF e GL foram respectivamente 80%, 100%, 100% e 100% para o LF_{EMG} 1 e 60%, 90%, 60% e 50% para o LF_{EMG} 2.

As velocidades do LF_{EMG} 1 dos músculos RF, VL, BF e GL foram respectivamente, em média relativas a $77\pm10\%$, $78\pm6\%$, $71\pm7\%$ e $80\pm7\%$ da velocidade máxima, enquanto que as do LF_{EMG} 2 foram a $74\pm14\%$, $79\pm15\%$, $88\pm9\%$ e $76\pm12\%$ (Figura 6).

Tabela 1 – Valores de cada voluntário e média ($\pm DP$) dos LF_{EMG} 1 e 2, $FC_{máx}$, número de estágios, duração do teste e $V_{máx}$ atingidos no protocolo incremental de corrida em esteira.

Vol.	LF_{EMG} 1 ($km.h^{-1}$)				LF_{EMG} 2 ($km.h^{-1}$)				Duração (min)	$V_{máx}$ ($km.h^{-1}$)	$FC_{máx}$ (bpm)	Estágios
	RF1	VL1	BF1	GL1	RF2	VL2	BF2	GL2				
1	10.47	11.47	9.56	10.94	8.03	9.89	14.47	8.03	22	15	190	8
2	10.33	9.91	7.19	10.35	8.03	9.64	8.03	8.03	12	11	210	4
3	S/L	11.98	11.91	12.12	S/L	9.58	8.03	8.03	22.5	13	186	6
4	12.71	12.59	10.46	12.47	9.53	14	14.03	13.03	24	15	200	8
5	9.82	11.01	10	11.97	12.97	14.47	13.69	9.36	24	15	189	8
6	S/L	8.94	7.96	9.83	S/L	8.58	10.67	8.03	17	13	176	6
7	11.45	13.07	11.76	10.99	9.17	9.64	8.03	8.03	27	16	184	9
8	11.49	11.87	11.23	12.57	11.56	13.89	8.03	10.81	26	16	204	9
9	12.42	9.79	11.42	11.29	9.39	12.47	10.39	9.42	21	14	191	7
10	10.64	11.43	10.48	12.59	14.14	S/L	13.97	13.61	24	15	190	8
Média	11.17	11.20	10.20	11.51	10.35	11.80	10.93	9.64	21.89	14.3	192	7.3
DP	1.03	1.31	1.58	0.98	2.28	2.61	2.85	2.15	4.73	1.57	10.03	1.57

LF_{EMG} 1: Limiar de Fadiga Eletromiográfico proposta DeVries (1982); LF_{EMG} 2: Limiar de Fadiga Eletromiográfico proposta Candotti (2008); RF: Reto Femoral; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; GL: Gastrocnêmio Lateral; $V_{máx}$: Velocidade Máxima; $FC_{máx}$: Frequência Cardíaca Máxima; S/L: Sem ocorrência de Limiar; Vol: Voluntários.

* Diferença significativa ($P < 0.05$).

Não foram encontradas diferenças entre os LF_{EMG} dos músculos e entre as metodologias de determinação do LF_{EMG} (LF_{EMG1} e LF_{EMG2}) (Figura 4). Um dos voluntários do estudo apresentou problemas técnicos durante a aquisição do EMG do músculo RF, impossibilitando a determinação do LF_{EMG} .

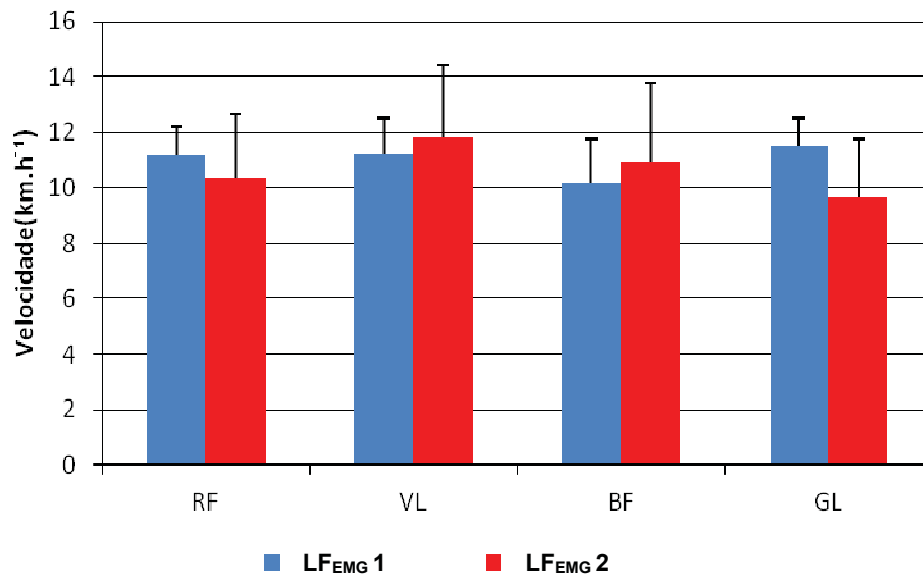


Gráfico 1. Valores médios do LF_{EMG} de cada músculo pelos métodos de DeVries *et al.* (1982) e Candotti *et al.* (2008).

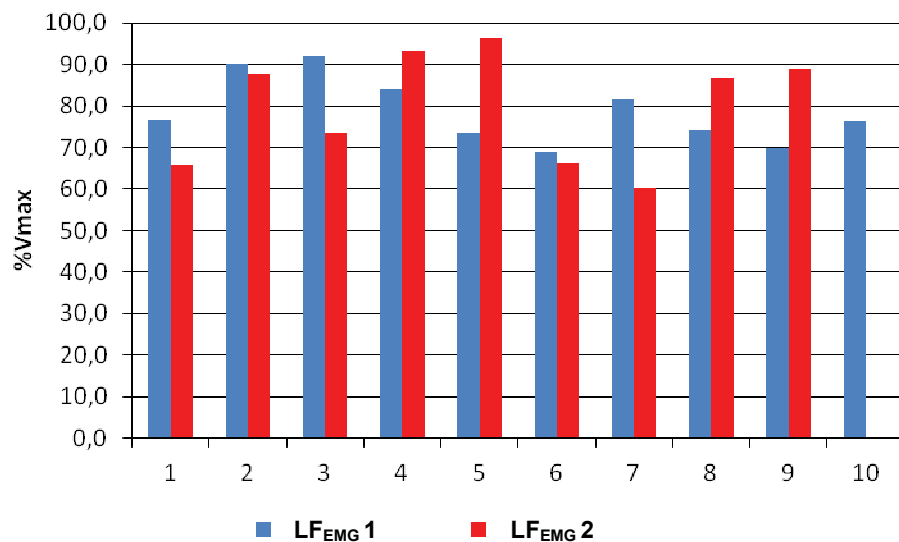


Gráfico 2. Percentagem da $V_{\text{máx}}$ em que foi detectado o LF_{EMG} do músculo VL para cada sujeito - DeVries *et al.* (1982) e Candotti *et al.* (2008).

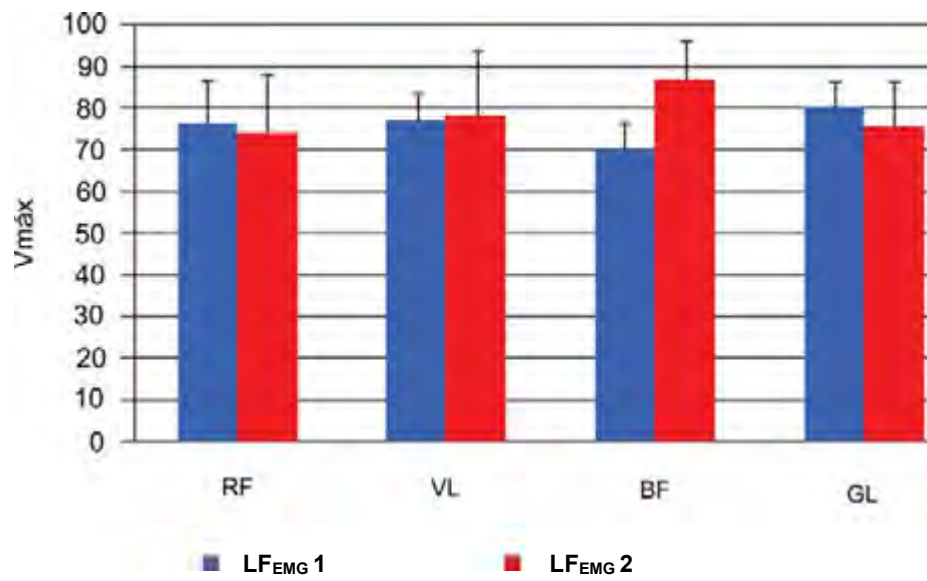


Gráfico 3. Média das percentagens da $V_{\max}$ em que foi detectado o LF_{EMG} - DeVries *et al.* (1982) e Candotti *et al.* (2008).

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-MATHIE(J; 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 advindos 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 consequência 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_{EMG1} para os músculos VL, BF e GL foi 100% e para o RF foi 90%, enquanto que do LF_{EMG2} 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 captação 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_{EMG2} 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} . No estudo de Taylor e Bronks (1994), conduzido em esteira ergométrica, 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 frequência em estudos anteriores (HOUSH et al., 1996; LUCIA 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 (LUCIA et al., 1999) ou simplesmente por uma inadequação 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_{EMG1} e LF_{EMG2} 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, consideradas altas.

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 seria que somente sujeitos altamente treinados, como visto no estudo de Lucia et al. (1999), estariam 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.

Muito se sabe sobre os danos fisiológicos que podem causar a fadiga muscular. Sabe-se que a fadiga pode ser causada por diversos mecanismos, que vão desde o acúmulo de metabólitos nas fibras musculares até a geração de um comando motor inadequado no córtex motor e que não existe um mecanismo global responsável pela fadiga muscular. Em vez disso, os mecanismos que causam fadiga são específicos para a tarefa a ser executada (ASMUSSEN, 1979; ENOKA; STUART, 1992; BIGLAND-RITCHIE et al., 1995). O desenvolvimento da fadiga muscular é normalmente quantificado como um declínio na força máxima ou capacidade de desenvolver potência no músculo (TAYLOR et al., 1996; GRIFFIN et al., 2001.; HUNTER et al., 2004a; LÉVÉNEZ et al., 2005, McNEIL et al., 2006), o que significa que as contrações submáximas podem ser sustentadas após o início da fadiga muscular. Há mesmo indícios de que a duração de algumas tarefas sustentadas por um longo tempo não é limitada por fadiga da musculatura principal envolvida. Fato que poderia explicar a ocorrência de um LF_{EMG} , em alguns músculos pesquisados no presente estudo, muito precocemente (no início dos testes), outros muito tardiamente (perto do final dos testes) e outros, ainda, sem ocorrência de limiar.

Em contraste com a fadiga encontradas em ambientes clínicos (BAILEY et al., 2007.; FRIEDMAN et al., 2007; HACKER; FERRANS, 2007), o termo fadiga muscular é utilizado para designar uma diminuição transitória na capacidade de realizar ações físicas.

Uma característica essencial desta definição é a distinção entre a fadiga muscular e a capacidade de continuar a tarefa. Assim, a fadiga muscular não é o ponto de falha da tarefa ou do momento em que os músculos se tornam esgotados.

Pelo contrário, a fadiga muscular é uma diminuição na força máxima ou potência que os músculos envolvidos podem produzir e que se desenvolve gradualmente logo após o início sustentado da atividade física. Um protocolo comum utilizado para quantificar o desenvolvimento da fadiga muscular é interromper o exercício cansativo e executar uma breve contração máxima (voluntária ou evocada eletricamente) para estimar a diminuição da capacidade de força máxima (MERTON, 1954; BIGLAND-RITCHIE et al., 1986b; HUNTER et al., 2004b; SØGAARD et al., 2006). Da mesma forma, a fadiga causada num determinado músculo através de uma atividade estafante, pode ser quantificada pelo declínio na força máxima ou potência, medida imediatamente após a instalação da fadiga (TAYLOR et al., 1996; GRIFFIN et al., 2001; HUNTER et al., 2004b, LÉVÉNEZ et al., 2005; McNEIL et al., 2006).

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). Rahnema 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, como de forma semelhante

ocorreu também no presente estudo, com exceção do tibial anterior que não foi pesquisado.

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.

Além disso, parece haver diferenças em relação ao LF_{EMG} determinado para diferentes músculos do membro inferior, como ocorreu no presente estudo. Esse comportamento também 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, como ocorreu de forma muito similar no presente estudo em relação ao vasto lateral e ao reto femoral.

A despeito da hipótese inicial de estudo realizado por Fraga et al. (2009) de que o LF_{EMG} seria semelhante aos índices metabólicos ter sido somente confirmada para os músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (CL), os resultados obtidos evidencia, como no presente estudo, 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.

Gassi e Bankoff (2010) em um estudo cujo objetivo foi comparar as alterações nos sinais da eletromiografia com o limiar ventilatório (LV), no qual fizeram parte oito homens, ciclistas amadores e triatletas ($25,25 \pm 6,96$ anos), que se exercitaram em um cicloergômetro mecânico, numa cadência de 80 rpm, com aumentos incrementais de intensidade de 25 W / min até a exaustão. O LV foi determinado por um aumento não-linear em VE/VO_2 sem aumento de VE/VCO_2 e comparado com a

intensidade correspondente ao ponto de quebra da amplitude do sinal EMG durante o exercício incremental.

Os resultados daquele estudo não mostraram diferença em nenhuma das variáveis selecionadas para a intensidade do LV1 ($67,03 \pm 6,23$ % do $\dot{V}O_2$ de pico) e do ponto referente a um aumento não linear na amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos vasto lateral ($64,39 \pm 11,77$ % do $\dot{V}O_2$ de pico) e reto femoral ($66,78 \pm 11,13$ % do $\dot{V}O_2$ de pico). Para os demais músculos nenhum ponto de quebra na linearidade do sinal foi verificado, diferentemente dos resultados obtidos no presente estudo, aonde na quase totalidade dos músculos pesquisados, ocorreu um ponto de quebra. O aumento na amplitude do sinal eletromiográfico se deve ao recrutamento de unidades motoras adicionais, provavelmente com características anaeróbias, responsáveis pela coincidência com as alterações nos parâmetros ventilatórios (GASSI; BANKOFF, 2010).

Os parâmetros utilizados na comparação entre os indicadores eletromiográficos e ventilatórios no citado estudo foram a carga, o tempo, o $\dot{V}O_2$ absoluto e relativo à massa corporal, a ventilação (VE), a frequência cardíaca (FC) e a percepção subjetiva do esforço (PSE).

A transição do metabolismo aeróbio para anaeróbio tem sido um assunto com um foco especial nas últimas décadas. Durante um protocolo de exercício incremental as relações entre a intensidade do exercício e a maioria dos parâmetros envolvidos [frequência cardíaca (FC), fluxo expiratório (VE), consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$), lactacidemia] são lineares até um ponto de quebra que foi considerado como um indicador das mudanças metabólicas. Assim, Conconi et al. (1982), Davis et al. (1983) e Wasserman (1984) utilizaram os pontos de quebra da FC, da lactacidemia, do VE e do $\dot{V}O_2$, para determinar essa alteração metabólica.

Durante os últimos anos uma mudança de padrão atividade eletromiográfica (EMG) tem sido associada com a avaliação desse limiar. Experimentos têm analisado a EMG integrado (iEMG) e/ou a frequência mediana (FM) do sinal eletromiográfico. Estes dois parâmetros são indicadores de neuro-fadiga muscular.

Estudos têm demonstrado que o aumento da iEMG reflete um maior recrutamento de unidades motoras para manter o nível de força necessária (ENOKA; STUART, 1992). A mudança na FM para frequências mais baixas tem sido atribuída a uma diminuição na velocidade de condução dos potenciais de ação no músculo (atribuível ao aumento da acidez; HAGG, 1992), entretanto, no presente estudo, embora dados sobre mudanças na FM tenham sido coletados, não foram analisados. O limiar de EMG por vezes tem sido detectado durante a fase de transição aeróbio-anaeróbia em semelhantes intensidades ao do limiar de lactato (VIITASALO et al., 1985; SIHVONEN et al., 1988). Para esses autores, o limiar ventilatório foi identificado nesses mesmos valores de potência de exercício.

Os músculos biarticulares do quadril como Reto Femoral e Bíceps Femoral (RF e BF), que apresentam duas explosões diferentes de ativação durante a execução de um ciclo da corrida, são os músculos que mostram os primeiros sinais de fadiga (HANON et al., 2005), como similarmente ocorreu no presente estudo.

Em estudo conduzido por Hug et al. (2006) envolvendo oito músculos dos membros inferiores (vasto lateral [VLI, vasto medial [VM], reto femoral [RF] semimembranoso [SM], bíceps femoral [BF], gastrocnêmio lateral [GL] e medial [GM], e tibial anterior [TA]) durante exercício incremental, em todos os sujeitos, a atividade EMG do músculo VL mostrou aumento não-linear que ocorreu em cerca de 75-80% da potência máxima obtida nos testes e a resposta foi de confiança em ambos os testes ($246 \pm 33W$ e $254 \pm 33W$), para o teste e reteste, respectivamente;

coeficiente de variação: 9,6%; e erro padrão: 28,9. No entanto, só alguns deles apresentaram um LF_{EMG} em outros músculos, especialmente no RF, SM ou GM.

Quando presentes, os LF_{EMG} ocorreram também em 75-80% da potência máxima obtida durante os testes, guardando evidentes semelhanças com os resultados obtidos no presente estudo.

Os resultados daquele estudo sugerem que a determinação LF_{EMG} pode ser usada como um método confiável para o estudo da fadiga neuromuscular durante exercícios de ciclismo, neste músculo específico, mas não em outros músculos do membro inferior.

Como aquele estudo piloto foi realizado em apenas 6 indivíduos, e não informa as medidas metabólicas obtidas, mais pesquisas são necessárias para elucidar o(s) mecanismo(s) atrás do LF_{EMG} e as razões que explicam a sua ocorrência (ou a falta de ocorrência), em diferentes músculos.

Em um estudo cujo objetivo, também, foi identificar e comparar o LF_{EMG} , determinado no vasto lateral (VL), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST) e tibial anterior (TA) durante teste em bicicleta ergométrica em ciclistas e não ciclistas, 13 ciclistas ($28,4 \pm 6,9$ anos, $70,3 \pm 13$ kg, $176,1 \pm 8,5$ cm) e 11 não-ciclistas ($25,8 \pm 4$ anos, $73 \pm 9,1$ kg, $175 \pm 6,4$ cm), realizaram um teste incremental máximo ($Tl_{m\acute{a}x}$) em bicicleta ergométrica, com a velocidade mantida constante em 90 rpm, para determinar o LF_{EMG} . A Potência Máxima (W_{PEAK}) alcançada pelos ciclistas foi maior do que pelos não-ciclistas (372,6 W e 248,9 W, respectivamente) ($P < 0,01$). Para os cinco músculos analisados em ciclistas, o LF_{EMG} ocorreu em 85,7% dos casos no VL, de 92,9% no RF, 78,6% no BF, 78,6% no ST, e 50% no TA, enquanto que no grupo não-ciclistas, esta ocorrência foi de 100% no

músculo VL, 100% no RF, 92,6% no BF, 78,6% no ST, e 78,6% no TA, resultados muito parecidos com os obtidos no presente estudo.

Analisando o percentual correspondente à potência em que ocorreu o LF_{EMG} em relação ao W_{PEAK} , naquele estudo, não houve diferenças entre os grupos quando observados o resultados do RF, BF e ST, porém no VL e TA, bem como na média de todos os músculos esses valores foram menores para os ciclistas do que para os não-ciclistas ($P < 0,05$).

Os resultados mostraram que LF_{EMG} é mais facilmente identificado no RF e VL para ambos os grupos, e que a eletromiografia pode ser um método interessante para avaliar as respostas adaptativas do metabolismo aeróbio e anaeróbio durante o ciclismo em programas de treinamento (SMIRMAUL et al., 2010), que pode ser usado para a avaliação de outras formas de modalidades esportivas e atléticas ou de exercícios, como no presente estudo.

CONCLUSÕES

A contribuição do presente estudo vai de encontro à necessidade de estabelecer padrões metodológicos mais confiáveis e reprodutíveis para determinação de índices de fadiga neuromuscular por meio da análise do sinal EMG. O LF_{EMG} parece ser um método alternativo e não invasivo de obtenção direta de índices de fadiga neuromuscular. Como um índice cada vez mais explorado e consolidado na literatura o LF_{EMG} pode ter aplicabilidade em programas de treinamento, avaliação da capacidade física de atletas buscando a melhora do desempenho e, além disso, o estudo da fadiga é importante na tentativa de minimizar a ocorrência de lesões nos esportes.

Entretanto, o uso da eletromiografia para a avaliação de mudanças no padrão metabólico que caracterizam o início do processo de fadiga muscular deve ser encarado respeitando-se as particularidades e limitações da técnica.

Durante a análise dos resultados visando à obtenção de um limiar de fadiga eletromiográfico deve-se entender que alguns músculos pesquisados tendem a apresentar sinais de fadiga mais precocemente que outros ou não apresentá-lo, dependendo da especificidade do exercício executado ou de características de acionamento da musculatura utilizada, e que, também, outros métodos de determinação desse índice analisam a contribuição em bloco de toda a musculatura utilizada e não as contribuições de músculos isolados.

Sugere-se, portanto, que os processos de obtenção de um índice de fadiga eletromiográfica devam levar em consideração a média dos índices apresentados em cada um dos músculos estudados, de cada sujeito avaliado, a qual refletiria com mais acuidade o início do processo instalação de fadiga muscular global de toda a

musculatura utilizada no exercício, guardando, por conseguinte, maior similaridade com outros índices metabólicos obtidos por outras técnicas e procedimentos, quando comparados percentualmente com as potências ou com as velocidades máximas alcançadas nos testes.

A capacidade de ambos os métodos utilizados no presente estudo em detectar um LF_{EMG} ficou evidenciada para todos os sujeitos pesquisados, não havendo diferenças estatisticamente significantes durante as diversas comparações entre eles, tanto quando comparados os dados entre sujeitos, como quando comparados entre métodos.

No caso específico do presente estudo, os LF_{EMG} obtidos no VL refletiram com muita similaridade os índices também obtidos pela média dos músculos estudados e com os outros índices de transição metabólica, parecendo que para os testes incrementais de corrida, particularmente, poderiam ser coletados dados de eletromiografia apenas neste músculo, simplificando enormemente o volume e a complexidade dos dados trabalhados.

REFERÊNCIAS

- AIRAKSINEN, O.; REMES, A.; KOLARI, P. J.; SIHVONEN, T.; HÄNNINEN, O.; PENTTILÄ, I. Real-time evaluation of anaerobic threshold with rms-EMG of working and nonworking muscles during incremental bicycle ergometer test. **Acupunct Electrother Research**, v. 17, n. 4, p. 259-71, 1992.
- ALLEN, D.; LÄNNERGREN, J.; WESTERBLAD, H. Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. **Experimental Physiology**, v. 80, p. 497-527, 1995.
- ASMUSSEN, E. Muscle fatigue. **Medicine and Sciences in Sports**, v. 11, p. 313-321, 1979.
- AVOGADO, P.; DOLENEC, A.; BELLI, A. Changes in mechanical work during severe exhausting running. **European Journal of Applied Physiology**, v. 90, p. 73-80, 2007.
- BAILEY, A.; CHANNON, S.; BEAUMONT, J. G. The relationship between subjective and cognitive fatigue in advanced multiple sclerosis. **Multiple Sclerosis Journal**, v. 13, p. 73-80, 2007.
- BIGLAND-RITCHIE, B.; FURBUSH, F.; WOODS, J. J. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. **Journal Applied Physiology**, v. 61, p. 421-429, 1986.
- BIGLAND-RITCHIE, B.; JONES, D. A.; HOSKING, G. P.; EDWARDS, R. H. T. Central and peripheral fatigue in sustained maximum contractions of human quadriceps muscle. **Clinical Science & Molecular Medicine**, v. 54, p. 609-14, 1978.
- BIGLAND-RITCHIE, B.; RICE, C. L.; GARLAND, S. J.; WALSH, M. L. Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. In GANDEVIA, S.C.; ENOKA, R.M.; STUART, D.G.; THOMAS, C.K. **Fatigue: neural e muscular mechanisms**. New York: Plenum Press, 1995. p. 361-380.
- BINDER-MacLEOD, S. A.; RUSS, D. Effects of activation frequency and force on low-frequency fatigue in human skeletal muscle. **Journal Applied Physiology**, v. 86, n. 4, p. 1337-1346, 1999.
- CANDOTTI, C. T.; CASTRO, F. A. S.; SCHEEREN, E. M.; PRESSI, A. M. S.; LOSS, J. F.; VAZ, M. A. EMG signal behavior in human vastus lateralis, tibialis anterior and soleus muscles during fatigue. **Brazilian Journal of Biomechanics**, v. 9, p. 15-9, 2004.
- CANDOTTI, C. T.; LOSS, J. F.; MELO, M. D. E. O.; LA TORRE, M.; 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. 272-278, 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**, v. 16, 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**, v. 18, p. 213-225, 2000.

CHIN, E.; BALNAVE, C.; ALLEN, D. Role of intracellular calcium and metabolites in low-frequency fatigue of mouse skeletal muscle. **American Journal of Physiology Cell Physiol**, v. 272, n. 2, p. 550-559, 1997.

CLARYS, J.; CABRI, J. Electromyography and the study of sports movements: A review. **Journal of Sports Science**, v. 11, p. 379-448, 1993.

CONCONI, F.; FERRARI, M.; ZIGLIO, P.; CODECA, L. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. **Journal Applied Physiology**, v. 52, p. 869-873, 1982.

DAVIS, H. A.; BASSET, J.; HUGHES, P.; GASS, G. C. Anaerobic threshold and lactate turnpoint. **European Journal Applied Physiology**, v. 50, p. 383-392, 1983.

DAVIS, M.; FITTS, R. Mechanisms of muscular fatigue. In DARCEY, P. **ACSM'S resource manual - guidelines for exercise testing and prescription**. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001, p. 184-190.

DeVRIES, H. A.; MORITANI, T.; NAGATA, A.; MAGNUSSEN, K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. **Ergonomics**, v. 25, n. 9, p. 783-791, 1982.

DIMITROVA, N. A.; DIMITROV, G. V. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. **Journal of electromyography and kinesiology**, v.13, p. 13-36, 2003.

ENOKA, R.; DUCHATEAU, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. **Journal of Physiology**, v.11, p. 11-23, 2008.

ENOKA, R.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal Applied Physiology**, v. 72, p. 1631-1648, 1992.

FAVERO, T. G. Sarcoplasmic reticulum Ca(2+) release and muscle fatigue. **Journal Applied Physiology**, v. 87, v. 2, p. 471-483, 1999.

FEBBRAIO, M.; DANCEY, J. Skeletal muscle energy metabolism during prolonged, fatiguing exercise. **Journal Applied Physiology**, v. 87, n. 6, p. 2341-2347, 1999.

FITTS, H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. **Physiological Review**, v. 74, p. 49-94, 1994.

FITTS, R.; METZGER, J. Mechanisms of muscular fatigue. In: POORTMANS, J. **Principals of exercise biochemistry**. Basel: Krager, 1988. p. 212-229.

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

FRIEDMAN, J. H.; BROWN, R. G.; COMELLA, C.; GARBER, C. E.; KRUPP, L. B.; LOU, J. S.; MARSH, L.; NAIL, L.; SHULMAN, L.; TAYLOR, C. B. Fatigue in Parkinson's disease: a review. **Movement Disorders**, v. 22, p. 297-308, 2007.

GASSI, E. R.; BANKOFF, A. D. P. Anaerobic threshold determination through ventilatory and electromyographics parameters. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 50, p. 131-135, 2010.

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.

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**, v. 11, n. 2, p. 102-114, 2005.

GRIFFIN, L.; GARLAND, S. J.; IVANOVA, T.; GOSSEN, E. R. Muscle vibration sustains motor unit firing rates during submaximal isometric fatigue in humans. **Journal Physiology**, v. 535, p. 929-936, 2001.

HACKER, E. D.; FERRANS, C. E. Ecological momentary assessment of fatigue in patients receiving intensive cancer therapy. **Journal of Pain and Symptom Management**, v. 33, p. 267-275, 2007.

HÄGG, G. M. Interpretation of EMG spectral alterations and alterations indexes at sustained contraction. **Journal Applied Physiology**, v. 73, p. 1211-1217, 1992

HÄNNINEN, O.; AIRAKSINEN, O.; KARIPOHJA, M.; MANNINEN, K.; SIHVONEN, T.; PEKKARINEN, H. On-line determination of anaerobic threshold with rms-EMG. **Biomedica Biochimica Acta**, v. 48, n. 5-6, p. 493-503, 1989.

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**, v. 78, n. 4, p. 315-323, 1998.

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

HÉLAL, J. N.; GUEZENNEC, C. Y.; GOUBEL, F. The aerobic-anaerobic transition: re-examination of the threshold concept including an electromyographic approach. **European Journal Applied Physiology**, v. 5, p. 643-649, 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**, v. 41, 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].

HERZOG, W.; ZHANG, Y.; VAZ, M. A.; GUIMARÃES, A. C. S.; JANSSEN, C. Assessment of muscular fatigue using vibromyography. **Muscle & Nerve**, v.17, p. 1156-61, 1994.

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**, v. 71, n. 2/3, p. 131-136, 1995.

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

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**, v. 27, n. 6, p. 456-62, 2006.

HUNTER, S. K.; CRITCHLOW, A.; SHIN, I. S.; ENOKA, R. M. Fatigability of the elbow flexor muscles for a sustained submaximal contraction is similar in men and women matched for strength. **Journal Applied Physiology**, v. 96, p. 195–202, 2004.

HUNTER, S. K.; CRITCHLOW, A.; SHIN, I. S.; ENOKA, R. M. Men are more fatigable than strength-matched women when performing intermittent submaximal contractions. **Journal Applied Physiology**, v. 96, p. 2125–2132, 2004.

JACKSON, A. S.; POLLOCK, M. L. Generalized equations for predicting body density of men. **British Journal of Nutrition**, v. 40, n. 3, p. 497-504, 1978.

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

JONES, D. High- and low-frequency fatigue revisited. **Acta physiologica Scandinavica**, v. 156, p. 265-270, 1996.

JÜRIMÄE, J.; VON DUVILLARD, S. P.; MÄESTU, J.; CICCHELLA, A.; PURGE, P.; RUOSI, S.; JÜRIMÄE, T.; HAMRA, J. Aerobic-anaerobic transition intensity measured via EMG signals in athletes with different physical activity patterns. **European Journal Applied Physiology**, v. 101, n. 3, p. 341-6, 2007.

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.

KAY, D.; St CLAIR GIBSON, A.; MITCHELL, M. J.; LAMBERT, M. I.; NOAKES, T. D. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 10, n. 6, p. 425-431, 2000.

KONRAD, P. **The abc of emg: a practical introduction to Kinesiological Electromyography**. Scottsdale: Noraxon INC., 2005. p.18-27.

KRUK, B.; PEKKARINEN, H.; TITOV, E. K.; HÄNNINEN, O. Effect of caffeine ingestion on lactate and EMG thresholds in men during graded exercise at room temperature and cold environment. **Biology of Sport**, v. 17, n. 1, p. 3-11, 2000.

LAVCANSKA, V.; TAYLOR, N. F.; SCHACHE, A. G. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. **Human Movement and Science**, v. 24, n. 4, p. 544-557, 2005.

LEES, S. J.; FRANKS, P. D.; SPANGENBURG, E. E.; WILLIAMS, J. H. Glycogen and glycogen phosphorylase associated with sarcoplasmic reticulum: effects of fatiguing activity. **Journal Applied Physiology**, v. 91, p. 1638-44, 2001.

LÉVÉNEZ, M.; KOTZAMANIDIS, C.; CARPENTIER, A.; DUCHATEAU, J. Spinal reflexes and coactivation of ankle muscles during a submaximal fatiguing contraction. **Journal Applied Physiology**, v. 99, p. 1182–1188, 2005.

LIMA, J. R. P.; KISS, M. A. P. D. M. Limiar de variabilidade da frequência cardíaca. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 4, n. 1, p. 29-38, 1999.

LOHMAN, T. G. Applicability of body composition techniques and constants for children and youth. **Exercise and Sport Science Reviews**, v.14, p. 325-357, 1986.

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**, v. 33, 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**, v. 11, p. 439-49, 2001.

MÄESTU, J.; CICCHELLA, A.; PURGE, P.; RUOSI, S.; JÜRIMÄE, J.; JÜRIMÄE, T. Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n. 4, p. 824-8, 2006.

MASUDA, K.; MASUDA, T.; SADOYAMA, T.; INAKI, M.; KATSUTA, S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 9, n. 1, p. 39-46, 1999.

MATEIKA, J. H.; DUFFIN, J. Coincidental changes in ventilation and electromyographic activity during consecutive incremental exercise tests. **European Journal Applied Physiology**, v. 68, p. 54-61, 1994a.

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

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**, v. 63, n. 1, p. 1-5, 1991.

McNEIL, C. J.; MURRAY, B. J.; RICE, C. L. Differential changes in muscle oxygenation between voluntary and stimulated isometric fatigue of human dorsiflexors. **Journal Applied Physiology**, v. 100, p. 890–895, 2006.

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

MERLETTI, R.; RAINOLDI, A.; FARINA, D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 29, n. 1, p. 20-25, 2001.

MERTON, P. A. Voluntary strength and fatigue. **Journal Physiology**, v. 123, p. 553–564, 1954.

MORITANI, T.; MURO, M.; NAGATA, A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. **Journal Applied Physiology**, v. 60, p. 1179-85, 1986.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **Journal Applied Physiology**, v. 74, p. 1729-34, 1993.

NAGATA, A.; MURO, M.; MORITANI, T.; YOSHIDA, T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. **The Japanese Journal of Physiology**, v. 31, p. 587-597, 1981.

NOAKES, T. D. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 10; p. 123-45, 2000.

NOAKES, A.; St CLAIR GIBSON, A. Logical limitations to the "catastrophe" models of fatigue during exercise in humans. **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, p. 648-9, 2004.

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, p. 605-9, 1994.

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.

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.

ØRTENBLAD, N.; SJØGAARD, G.; MADSEN, K. Impaired sarcoplasmic reticulum Ca²⁺ release rate after fatiguing stimulation in rat skeletal muscle. **Journal Applied Physiology**, v. 89, p. 210-217, 2000.

PAVLAT, D. J.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; SCHMIDT, R. .; ECKERSON, J. M. An examination of the electromyographic fatigue threshold test. **Journal Applied Physiology**, v. 67, n. 4, p. 305-308, 1993.

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

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**, v. 40, n. 5, 2008.

RIBEIRO, R.N.; COSTA, L.O.P. Epidemiologic analysis of injuries occurred during the 15th Brazilian Indoor Soccer (Futsal) Sub20 Team Selection Championship. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 12, n.1, 2006.

ROBERTS, D.; SMITH, D. Biochemical aspects of peripheral muscle fatigue - a review. **Sports Medicine**, v. 7, p. 125-138, 1989.

ROSSI, L.; TIRAPEGUI, J. Aminoácidos: bases atuais para sua suplementação na atividade física. **Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas**, v. 36, p. 37-51, 2000.

SAHLIN, K. Metabolic factors in fatigue. **Sports Medicine**, v. 13, n. 2, p. 99-107, 1992a.

SAHLIN, K. Metabolic aspects of fatigue in human skeletal muscle. In P. Marconnet, P. Komi, B. Saltin, O. Sejested, **Muscle fatigue in exercise and training**. Basel: Karger, 1992b. p. 54-68.

SAHLIN, K. Energy metabolism and muscle fatigue during exercise. In Steinacker, Ward, **The physiology and pathophysiology of exercise tolerance**. New York: Plenum Press, 1996. p. 45-51.

SAHLIN, K.; TONKONOGLI, M.; SÖDERLUND, K. Energy supply and muscle fatigue in humans. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 162, p. 261-266, 1998.

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

SEGERSTED, O.; SJØGAARD, G. Dynamics and consequences of potassium shifts in skeletal muscle and heart during exercise. **Physiological Reviews**, v. 80, n. 4, p. 1411-1481, 2000.

SIHVONEN, T.; AIRAKSINEN, O.; HANNINEN, O. Electrical behaviour (rms-EMG) of frontalis muscle during incremental exercise. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 134 [Suppl 575], p. 140, 1988.

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

SILVA, S. R. D.; GONÇALVES, M.; AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Electromyographic interpretation of vastus medialis and vastus lateralis muscles fatigue in isometric contraction tests. **Revista Brasileira de Biomecânica**, n. 10, p. 35-40, 2005.

SILVA, S. R. D.; 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.

SMIRMAUL, B. 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**, v. 50, p. 149-154, 2010.

SMIRMAUL, B. P. C.; DANTAS, J. L.; FONTES, E. B.; OKANO, A. H.; MORAES, A. C. Training level does not influence the rating of perceived exertion during an incremental test. **Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance**, v. 12, n. 3, 2010.

SØGAARD, K.; GANDEVIA, S. C.; TODD, G.; PETERSEN, N. T.; TAYLOR, J. L. The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. **Journal Physiology**, v. 573, p. 511-523, 2006.

STACKHOUSE, S.; DEAN, J.; LEE, S.; BINDER-MACLOAD, S. Measurement of central activation failure of the quadriceps femoris in healthy adults. **Muscle and Nerve**, v. 23, p. 1706-1712, 2000.

STONE, K. J.; OLIVER, J. L. The effect of 45 minutes of soccer-specific exercise on the performance of soccer skills. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 4, n. 2, p.163-75, 2009.

STROJNIK, V., KOMI, P.V. Fatigue after submaximal intensive stretch-shortening cycle exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, n. 7, p. 1317-19, 2000.

SUNNERHAGEN, K.; CARLSSON, U.; SANDBERG, A.; STÅLBERG, E.; HEDBERG, M.; GRIMBY, G. Electrophysiologic evaluation of muscle fatigue development and recovery in late polio. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, p. 770-776, 2000.

TAKAISHI, T.; ONO, T.; YASUDA, Y. Relationship between muscle fatigue and oxygen uptake during cycle ergometer exercise with different ramp slope increments. **European Journal Applied Physiology**, v. 65, p. 335-339, 1992.

TANJI, J.; KATO, M. Recruitment of motor units in voluntary contraction of a finger in man. **Experimental Neurology**, v. 40, p. 759-770, 1973.

TAYLOR, A. D.; BRONKS, R. Reproducibility and validity of the quadriceps muscle integrated electromyogram threshold during incremental cycle ergometry. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 70, n. 3, p. 252-257, 1995.

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**, v. 69, n. 6, p. 508-515, 1995.

TAYLOR, J. L.; BUTLER, J. E.; ALLEN, G. M.; GANDEVIA, S. C. Changes in motor cortical excitability during human muscle fatigue. **Journal of Physiology**, v. 490, p. 519-528, 1996.

VIITASALO, J. T.; KOMI, P. V. Interrelationships of EMG signal characteristics at different levels of muscle tension and during fatigue. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 18, p. 167-178, 1978.

VIITASALO, J. T.; LUHTANEN, P.; RAHKILA, P.; RUSKO, H. Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 124, p. 287-293, 1985.

VØLLESTAD, N. K. Measurement of human muscle fatigue. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 74, p. 219-27, 1997.

WASSERMAN, K. The anaerobic threshold measurement to evaluate exercise performance. **The American Review of Respiratory Disease**, v. 129 [Suppl], p. 35-40, 1984.

WILLIAMS, J.; KLUG, G. Calcium exchange hypothesis of skeletal muscle fatigue: a brief review. **Muscle and Nerve**, v. 18, p. 421-434, 1995.

ANEXO 1: TERMO DE CONCENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar de um estudo intitulado "SINAL ELETROMIOGRÁFICO E A IDENTIFICAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR DURANTE CORRIDA EM ESTEIRA: DIFERENTES PROPOSTAS DE ANÁLISE". Para tanto, leia atentamente este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir com a sua assinatura e participação neste estudo.

Objetivos do Estudo:

Analisar variáveis eletromiográficas para a identificação da fadiga muscular durante teste incremental de corrida em esteira.

Procedimentos:

➤ No dia da visita ao laboratório, serão realizados os seguintes procedimentos: (1) medidas antropométricas e (2) familiarização com a corrida na esteira com inclinação de 1%. Após será realizado (3) o protocolo incremental composto por um aquecimento prévio de 5 minutos à velocidade de 8 km.h⁻¹ seguido pela velocidade inicial de 10 km.h⁻¹ com incremento de 1 km.h⁻¹ a cada 3 minutos até a exaustão voluntária. A inclinação da esteira será mantida fixa em 1%.

Riscos e Benefícios do Estudo:

Nenhuma das etapas da avaliação oferece nenhum risco grave à sua saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras. Entretanto, você poderá sentir dores musculares localizadas e cansaço físico decorrente do protocolo de corrida até a exaustão, além de eventuais irritações cutâneas pela colocação de eletrodos

que, em geral, são resolvidas rapidamente. Para evitar irritações cutâneas a pele será devidamente higienizada com algodão, álcool, soro e creme. As dores musculares localizadas, se ocorrerem, cessarão naturalmente em um a dois dias após o teste sem causar nenhum prejuízo à saúde. Sua frequência cardíaca será monitorada durante toda a coleta e após o teste, e caso exceda os padrões de segurança (220 — idade) o teste será interrompido imediatamente.

Este estudo almeja corroborar com o entendimento científico dos aspectos biomecânicos da corrida de atletas praticantes de futebol e futsal.

Confidencialidade:

Ficará resguardado ao pesquisador responsável e protegidas de revelação não autorizada o uso das informações recolhidas neste estudo.

Voluntariedade:

A recusa do indivíduo em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do indivíduo participante.

Novas informações:

A qualquer momento os indivíduos poderão requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, por meio de contato com os pesquisadores.

Contatos e Questões:

SINAL ELETROMIOGRÁFICO E A IDENTIFICAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR DURANTE CORRIDA EM ESTEIRA: DIFERENTES PROPOSTAS DE ANÁLISE

Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Pesquisador: Prof. Dr. Adalgiso Coscrato Cardozo

Pesquisador: Prof. Dndo Sandy Gonzaga de Melo

Pesquisador: Mestrando Luciano Fernandes Crozara

Pesquisador: Graduando Alex Castro

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Av. 24-A, nº 1515. Laboratório de Biomecânica. Rio Claro. São Paulo.

Telefone: (19) 35264308. e-mail: maurog@rc.unesp.br

DECLARAÇÃO

Eu _____, portador de RG número _____, tendo lido as informações oferecidas anteriormente, e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo, concordo em participar livremente do presente estudo.

Rio Claro, _____ de _____ de 2009.

Participante

Prof. Dr. Mauro Gonçalves

ANEXO 2: QUESTIONÁRIO APLICADO AOS VOLUNTÁRIOS**QUESTIONÁRIO DE ANAMNESE**

1. Nome: _____
2. Idade: _____
3. Tempo de prática em futebol e/ou futsal: _____
4. Frequência de treinamento por semana (em horas): _____
5. Quantas competições você participou no último ano? Dentre essas, cite as principais e mencione sua melhor colocação.

6. Qual sua especificidade de treinamento? Qual a posição em quadra?

7. Você sente dor após os treinos? () Não () Sim, onde?

8. Você já ficou afastado dos treinos devido alguma lesão? () Não () Sim, onde?
() costas () joelho () coxa () tornozelo () cervical () panturrilha
() outra _____
9. Você é alérgico a algum dos itens que serão utilizados nesse experimento (lâmina, álcool, fita tipo *transpore*)?
