

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS - CAMPUS DE RIO CLARO

CARINA HELENA WASEM FRAGA

**PROTOCOLO INCREMENTAL DE CORRIDA: COMPORTAMENTO DE
VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS, CINEMÁTICAS E METABÓLICAS**

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Doutor em Ciências da Motricidade – Área Biodinâmica da Motricidade Humana.

Rio Claro
Estado de São Paulo – Brasil
Maio/2010

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS - CAMPUS DE RIO CLARO

CARINA HELENA WASEM FRAGA

**PROTOCOLO INCREMENTAL DE CORRIDA: COMPORTAMENTO DE
VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS, CINEMÁTICAS E METABÓLICAS**

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Doutor em Ciências da Motricidade – Área Biodinâmica da Motricidade Humana.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Rio Claro
Estado de São Paulo – Brasil
Maio/2010

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS - CAMPUS DE RIO CLARO

CARINA HELENA WASEM FRAGA

**PROTOCOLO INCREMENTAL DE CORRIDA: COMPORTAMENTO DE
VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS, CINEMÁTICAS E METABÓLICAS**

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Doutor em Ciências da Motricidade – Área Biodinâmica da Motricidade Humana.

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão

Prof. Dr. Luis Mochizuki

Prof. Dr. Adalgiso Coscrato Cardozo

Profa. Dra. Camila Coelho Greco

Rio Claro, 10 de maio de 2010.

AGRADECIMENTOS

Após a conclusão dessa etapa, muitas são as reflexões acerca de toda a trajetória que me conduziu até aqui. Recordações do ensino fundamental, médio, da época de graduação, do mestrado (com todas as dificuldades enfrentadas naquela ocasião) e, finalmente, a tão sonhada realização do doutorado. Nesse momento, gostaria de expressar minha imensa gratidão a tantas pessoas que tornaram esse sonho possível – muitas das quais, tenho certeza, sonharam o tempo todo comigo.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer a Deus, por ter me dado a vida, e nela, a oportunidade de sonhar e sempre lutar por esses sonhos. Por cada oportunidade de aprendizado e de crescimento com as dificuldades, e pelas alegrias das conquistas tantas vezes alcançadas.

Aos meus queridos pais, Nelson e Serlei, e a minha linda avó materna, Anilda, que tanto se empenharam para que eu tivesse uma educação de qualidade. Essa conquista é dedicada a vocês, que eu amo tanto.

Ao meu amor Roberto, que não encontro nem palavras para expressar toda a minha gratidão. Eu te amo muito, e lhe agradeço por você me fazer mais feliz a cada dia! Muito obrigada pelo carinho, pela paciência e por todo apoio que você me deu durante a realização desse trabalho. Certamente, minha atuação profissional será muito influenciada pelo seu excelente exemplo. Eu te amo e te admiro muito! Para sempre!

Ao meu irmão Gerson e a minha cunhada Vander. Muito obrigada por todo o apoio. Gerson: você sempre foi e sempre será um exemplo para mim em todas as etapas da minha formação. Eu te admiro demais.

A minha irmã Elaine, ao meu cunhado Jackson e aos meus lindos sobrinhos Léo e Lucas.

A sociedade brasileira que, com seus impostos, financiou 100% dos meus estudos. Tenho muito orgulho em dizer que sempre estudei em Escolas Públicas. Espero, com meu trabalho, poder retribuir à sociedade pela educação de qualidade que me foi fornecida.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Mauro Gonçalves, agradeço de forma muito especial por toda confiança, por tantas oportunidades que me foram dadas, pelo carinho de sempre e por todo aprendizado em tantos momentos de orientações. Obrigada por todo crescimento profissional advindo de sua orientação e pela oportunidade de intenso aprendizado no Laboratório de Biomecânica, pelo senhor

coordenado. Espero que nossa amizade e nossos trabalhos só cresçam daqui para frente.

A Profa. Sarah Regina Dias da Silva por todas as imensas contribuições nesse trabalho, na minha formação e pela amizade. Obrigada, de coração.

A todos os membros do Laboratório de Biomecânica, novos e antigos, pois todos contribuíram de alguma forma para realização desse trabalho. Obrigada a todos aqueles que auxiliaram nas coletas, nas análises ou mesmo discutindo aspectos relacionados a essa tese. Certamente, um trabalho dessa dimensão e complexidade não se faz sozinho, e agradeço pelo apoio de cada um de vocês. Agradecimento especial aos amigos Veruska, Nise, Camilla, Fernanda (que tanto me ajudou nas análises) e Alex.

Ao Prof. Dr. Benedito Sérgio Denadai e a Profa. Dra. Camila Coelho Greco, pelas inúmeras contribuições relacionadas à coleta e análise dos dados metabólicos. Obrigada pela oportunidade de freqüentar o Laboratório de Avaliação da Performance Humana da UNESP de Rio Claro. Agradeço, também, aos demais membros desse Laboratório que tanto me auxiliaram.

Aos amigos de Porto Alegre, Ieda, Felipe, Mari, Marcelo e tantos outros que estiveram sempre ao meu lado, me dando apoio em todos os momentos. Aos todos os meus novos amigos de Rio Claro, em especial, a Camila e ao Odair. Vocês estarão sempre no meu coração.

Ao grande amigo André, que esteve ao meu lado em etapas importantes desse trabalho, e muito me auxiliou para que eu chegasse até aqui. Muito obrigada, querido!

Aos professores membros da banca examinadora, Prof. Dr. Mauro Gonçalves, Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão, Prof. Dr. Luis Mochizuki, Prof. Dr. Adalgiso Coscrato Cardozo, Profa. Dra. Camila Coelho Greco, pela imensa contribuição para realização desse trabalho. Agradeço muito pela grande oportunidade de aprendizado.

Ao apoio financeiro concedido pela CAPES e pela FAPESP (processos 2007/58339-2 e 2005/02535-2), essencial para realização desse trabalho.

E, por fim, gostaria de deixar registrada minha eterna gratidão ao mestre Prof. Dr. Antônio Carlos Stringhini Guimarães, grande responsável pela minha inserção na área da Biomecânica e Cinesiologia. Seus maravilhosos ensinamentos serão fonte de inspiração para toda minha trajetória como professora e pesquisadora.

RESUMO

O presente estudo teve como objetivos: (1) determinar e comparar os Limiares de Fadiga Eletromiográficos (EMG_{LF}) de diferentes músculos com limiares metabólicos, durante protocolo de corrida incremental; (2) comparar o sinal eletromiográfico (EMG), a frequência de passada (FP) e amplitude de passada (AP) entre três intensidades de exercício, correspondentes a 60%, 80% e 100% da velocidade máxima ($V_{m\acute{a}x}$); (3) analisar o efeito de um protocolo incremental de corrida sobre o comportamento do sinal EMG obtido a partir de contrações isométricas e dinâmicas. Para cada objetivo proposto, será apresentado um artigo, nos quais foram avaliados indivíduos com diferentes experiências na modalidade: corredores recreacionais (CR), sem treinamento específico em corrida; e, corredores (CO) que treinavam para competições específicas da modalidade. Os protocolos de corrida foram realizados com velocidades iniciais de $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ para CR e de $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ para CO, com incrementos de $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a cada três minutos até a exaustão. Esses protocolos diferiram de acordo com o intervalo entre cada estágio incremental: 30 segundos (protocolo A) e 120 segundos (protocolo B). Nos dois protocolos, foram coletados, nos intervalos, amostras de $25 \mu\text{l}$ de sangue para determinação dos limiares metabólicos. Apenas no protocolo B, foram coletados sinais EMG de contrações isométricas submáximas nos intervalos entre os estágios incrementais. Sinais eletromiográficos (EMG) foram registrados por meio de eletrodos de superfície bipolares posicionados sobre os músculos iliocostal lombar (IC), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (porção longa) (BF), tibial anterior (TA), e gastrocnêmio (porção lateral) (GL). Os principais resultados encontrados apontam que (1) o EMG_{LF} mostrou-se similar entre os diferentes músculos analisados e entre a velocidade correspondente ao limiar anaeróbio, sendo que o EMG_{LF} possibilitou estimar a transição do metabolismo aeróbio-anaeróbio de forma não-invasiva nos protocolos propostos; (2) o sinal EMG, a AP e a FP aumentaram concomitantemente ao incremento de velocidade, embora não haja um comportamento característico para os diferentes músculos analisados; (3) o incremento de velocidade de corrida tende a provocar aumento nos sinais EMG de contrações dinâmicas, mas não modifica os sinais EMG de contrações isométricas, o que indica que o aumento observado na amplitude do sinal pode ser mais especificamente determinado pelo incremento da intensidade de exercício do que pela instalação de um processo de fadiga; (4) os grupos avaliados apresentaram

diferentes limiares de fadiga neuromusculares e metabólicos, mas os valores RMS não diferiram entre os grupos quando comparadas as mesmas intensidades relativas à $V_{m\acute{a}x}$; nessas intensidades a AP foi maior para CO quando comparado a CR; (5) os protocolos analisados não influenciaram a determinação dos EMG_{LF} e dos limiares metabólicos, bem como o comportamento do valor RMS para maioria dos músculos analisados. Embora os sinais EMG não apresentem um comportamento característico como resposta ao incremento de velocidade de corrida, as intensidades correspondentes ao EMG_{LF} não diferiram entre os músculos avaliados, sendo similares à velocidade do limiar anaeróbio. Portanto, sugere-se que o EMG_{LF} pode representar um método não invasivo para estimar a transição do metabolismo aeróbio-anaeróbio, com maior aplicabilidade para avaliação do desempenho de atletas e prescrição de treinamentos individualizados.

Palavras-chave: fadiga muscular, limiar de fadiga eletromiográfico, corrida.

ABSTRACT

This study aimed to: (1) determine and compare the electromyographic fatigue threshold (EMG_{FT}) of different muscles with metabolic thresholds during incremental running protocol, (2) compare the electromyographic signal (EMG), the stride frequency (SF) and the stride length (SL) in three exercise intensities corresponding to 60%, 80% and 100% of maximum velocity (V_{max}), (3) analyze the influence of an incremental running protocol on the behavior of the EMG signal obtained from isometric and dynamic contractions. An article will be presented for each proposed aim. The subjects were divided according to their experiences in the sport in: Recreational Runners (RR), with no specific training in running, and Runners (RU) who trained specifically for running competitions. The running protocols were performed with initial speeds of $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ for RR and $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ for RU. The increments were of $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ in every three minutes until exhaustion. The two protocols used differed in their interval between each increments in: 30 seconds (protocol A) and 120 seconds (protocol B). In both protocols, blood samples of $25 \mu\text{l}$ were collected at the intervals between increments to determination the metabolic thresholds. Only in the protocol B, EMG signals were collected from submaximal isometric contractions in the intervals between incremental stages. Electromyographic signals (EMG) were recorded by bipolar surface electrodes placed over the lumbar iliocostal (IC), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), biceps femoris (long portion) (BF), tibialis anterior (TA) and gastrocnemius (lateral portion) (GL). The main findings indicate that (1) EMG_{FT} proved to be similar among the different muscles and between the speed at which the anaerobic threshold occurred. Therefore, the EMG_{FT} allowed the estimation of the transition from aerobic to anaerobic metabolism noninvasively in the two protocols, (2) the EMG signal, the SL and the SF enhanced with the increasing speed and there was no characteristic behavior for the different muscles, (3) the increase in running velocity tended to cause an increase in EMG signals for the dynamic contractions but did not alter the EMG signals of isometric contractions. This indicates that the observed increase in EMG signal amplitude can be more specifically determined by the increment of exercise intensity than by the establishment of a fatigue process, (4) both groups showed different thresholds for metabolic and neuromuscular fatigue, but the RMS values did not differ between groups when compared to the same relative intensities, in these intensities SL was larger for RU when compared to RR

and (5) the protocols did not influence the determination of EMG_{FT} , metabolic thresholds and the behavior of the RMS value for most of the analyzed muscles. Although the EMG signals did not show a characteristic behavior in response to the increase in running speed, the intensities corresponding to EMG_{FT} did not differ between the muscles evaluated and were similar to the velocity of the anaerobic threshold. Therefore, it is suggested that the EMG_{FT} may represent a noninvasive method, with great applicability for assessing the performance of athletes and individualized training prescription.

Keywords: Muscle fatigue. Electromyographic fatigue threshold. Running.

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO.....	11
2. OBJETIVOS.....	14
3. ARTIGOS.....	15
3.1. Artigo 1.....	16
3.2. Artigo 2.....	43
3.3. Artigo 3.....	71
4. CONCLUSÕES GERAIS.....	90
5. LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	92
6. REFERÊNCIAS.....	94
7. ANEXOS.....	103
7.1. Anexo 1: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa Local.....	103
7.2. Anexo 2: Termo De Consentimento Livre E Esclarecido.....	104
7.3. Anexo 3: Questionário Aplicado Aos Voluntários.....	108

1. INTRODUÇÃO

A fadiga muscular representa um fenômeno complexo que engloba várias causas, mecanismos e formas de manifestações. Ela se desenvolve como resultado de uma série de alterações metabólicas, estruturais e energéticas no músculo devido à insuficiência de oxigênio e de fornecimento de nutrientes para a circulação sanguínea, bem como um resultado de mudanças na eficiência do sistema nervoso (CIFREK et al., 2009).

O desenvolvimento da fadiga pode ser um processo rápido ou lento, dependendo do esforço realizado, e pode levar, de forma rápida ou tardia, a mudanças nos aspectos do desempenho de uma tarefa (HUG; NORDEZ; GUÉVEL, 2009), como alterações no tempo de reação, na coordenação e na precisão de movimento, e na capacidade de produção de força (KELLIS e LIASSOU, 2009).

Assim, o processo de fadiga muscular caracteriza-se por uma gradual redução na capacidade de produção de força (VOLLESTAD et al., 1988), que pode estar associada à alteração na atividade eletromiográfica ou à exaustão da função contrátil (ENOKA e DUCHATEAU, 2008).

A fadiga muscular pode ser estimada por meio da determinação da concentração de lactato, com base em amostras de sangue coletadas em intervalos pré-definidos durante a realização de um determinado esforço. Devido às etapas necessárias para aquisição e análise das amostras sanguíneas, não é possível controlar o estado de fadiga em tempo real a partir da concentração de lactato. Além disso, esse tipo de análise fornece uma estimativa de fadiga global do organismo, ou seja, do total dos músculos que estão em atividade (CIFREK et al., 2009).

O monitoramento contínuo da fadiga muscular local durante o desempenho de determinadas tarefas torna-se possível por meio da aquisição e análise do sinal eletromiográfico (EMG) (CIFREK et al., 2009).

Apesar de algumas dificuldades de aquisição do sinal, como a presença de ruídos ou *crosstalk*, as principais vantagens da utilização do sinal EMG para análise da fadiga muscular são: emprego de método não invasivo, avaliação local, monitoramento em tempo real durante a execução da atividade, capacidade de monitorar a fadiga de músculos individuais, existência de correlação com as mudanças fisiológicas durante a fadiga (FARINA et al., 2002).

A fadiga é comum em atividades repetitivas realizadas por um longo período de tempo, características de algumas modalidades esportivas, como a corrida (GATES e DINGWELL, 2009; FRAGA; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2009).

Diversos estudos têm procurado validar a utilização de um limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) como ferramenta atrativa para predição de forma não-invasiva do início da fadiga muscular (OLIVEIRA; GONÇALVES, 2009; GRAEF et al. 2008; CARDOZO; GONÇALVES, 2008; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2006). Para tanto, o EMG_{LF} tem sido comparado a limiares metabólicos já validados na literatura em protocolos de corrida incrementais (FRAGA; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2009; GONÇALVES et al., 2008).

Protocolos de corrida incrementais têm sido utilizados para a avaliação de desempenho e prescrição de treinamentos, com a identificação de EMG_{LF} para diferentes músculos e a sua subsequente comparação com limiares metabólicos. A utilização desse limiar pode representar uma alternativa de análise do processo de instalação de fadiga muscular localizado e, também, ser utilizado para o acompanhamento de treinamentos mais individualizados.

Corridas prolongadas ou de alta intensidade podem modificar a amplitude do sinal EMG, além de alterar os parâmetros cinemáticos (amplitude e frequência de passada) decorrentes de um processo de fadiga (DIAS DA SILVA; FRAGA; GONÇALVES, 2007).

Embora exista uma tendência de aumento da amplitude do sinal EMG em resposta ao incremento da velocidade de corrida, possivelmente relacionado ao recrutamento adicional de novas unidades motoras (BASMAJIAN; DELUCA, 1985), estudos têm mostrado que o sinal EMG não apresenta um comportamento característico a partir da realização de um protocolo incremental de corrida (GAZENDAM; HOF, 2007; KARAMANIDIS et al., 2004; AVOGADRO; DOLENEC; BELLI; 2003).

As alterações na amplitude do sinal EMG a partir de um teste incremental de corrida podem estar associadas tanto ao incremento da intensidade do exercício quanto ao início da fadiga neuromuscular (HANON et al., 1998). No intuito de identificar as possíveis causas dessas modificações na amplitude do sinal EMG, um esforço isométrico de mesma intensidade pode ser aplicado entre cada estágio do protocolo incremental de corrida (FRAGA et al., 2010; HANON et al., 1998).

A análise do comportamento da amplitude do sinal EMG, em contrações dinâmicas e isométricas, a partir do incremento de velocidade de corrida, torna-se uma importante ferramenta para identificar as características de instalação de um processo de fadiga nos músculos individuais de acordo com sua função específica.

Com relação aos parâmetros cinemáticos, sabe-se que, o processo de fadiga muscular, resultante de corridas de alta intensidade, pode acarretar em modificações no comportamento da passada, (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; AVOGRADO; DOLENEC; BELLI, 2003; NUMMELA; RUSKO; MERO, 1994), ou seja, alterações nas variáveis frequência e amplitude de passada, as quais determinam diretamente a velocidade de locomoção (MARTIN; SANDERSON, 2000; CAVANAGH; KRAM, 1989).

As variáveis eletromiográficas, cinemáticas e metabólicas podem ser influenciadas por características específicas dos testes de corrida incrementais, como alterações na duração de cada estágio incremental (KUIPERS et al., 2003; FOXDAL; SJÖDIN; SJÖDIN, 1995), diferentes formas de incremento da intensidade de exercício (velocidade ou inclinação), (KANG et al., 2001), e modificações dos intervalos entre cada estágio incremental. Essas variáveis, ainda, podem sofrer influência das experiências distintas em corrida dos sujeitos avaliados.

Diante do exposto, serão apresentados três artigos, os quais foram desenvolvidos a partir dos seguintes objetivos: (1) determinar e comparar os Limiares de Fadiga Eletromiográficos (EMG_{LF}) de diferentes músculos com limiares metabólicos, durante protocolo de corrida incremental; (2) comparar o sinal eletromiográfico (EMG), a frequência de passada (FP) e amplitude de passada (AP) entre três intensidades de exercício, correspondentes a 60%, 80% e 100% da velocidade máxima; (3) analisar o efeito de um protocolo incremental de corrida sobre o comportamento da amplitude do sinal EMG obtido a partir de contrações isométricas e dinâmicas.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo Geral:

Analisar a fadiga muscular por meio de variáveis eletromiográficas, cinemáticas e metabólicas a partir de um protocolo de corrida incremental, buscando entender a influência do incremento da velocidade sobre essas variáveis.

2.2. Objetivos Específicos:

2.2.1. Determinar e comparar os Limiares de Fadiga Eletromiográficos de diferentes músculos com limiares metabólicos, durante protocolo de corrida incremental.

2.2.2. Comparar o sinal eletromiográfico, a frequência de passada e amplitude de passada entre três intensidades de exercício, correspondentes a 60%, 80% e 100% da velocidade máxima.

2.2.3. Analisar o efeito de um protocolo incremental de corrida sobre o comportamento do sinal eletromiográfico obtido a partir de contrações isométricas e dinâmicas.

3. ARTIGOS

Nesse capítulo serão apresentados os artigos que compõe esta tese, intitulados:

3.1. Comparação entre limiares de fadiga eletromiográfico com limiares metabólicos obtidos em diferentes sujeitos e protocolos.

3.2. Efeito do incremento de velocidade de corrida na amplitude do sinal EMG e nas variáveis cinemáticas para sujeitos com diferentes níveis de desempenho.

3.3. Análise da fadiga muscular em corredores com diferentes níveis de desempenho por meio da comparação do sinal EMG obtido em contrações dinâmicas e isométricas.

3.1. Comparação entre limiares de fadiga eletromiográfico com limiares metabólicos obtidos em diferentes sujeitos e protocolos.

Resumo

Esse estudo teve por objetivos: (1) determinar os limiares de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) para diferentes músculos durante protocolo incremental de corrida em esteira; (2) compará-los com limiares metabólicos (limiar de lactato [LL] e limiar anaeróbio [LAn]) obtidos durante protocolo de corrida incremental; (3) comparar diferentes protocolos de corrida incremental para determinação de EMG_{LF} , LAn e LL; (4) comparar os limiares determinados entre corredores com diferentes experiências na modalidade. Participaram deste estudo 23 corredores do sexo masculino: 12 corredores recreacionais (CR) que treinavam para diferentes modalidades e utilizavam a corrida como forma de treinamento aeróbio; 11 corredores (CO), que treinavam para competições específicas na modalidade. Os protocolos de corrida foram realizados com velocidades iniciais de 8 km.h^{-1} para CR e de 10 km.h^{-1} para CO, com incrementos de 1 km.h^{-1} a cada três minutos até a exaustão. Esses protocolos diferiram de acordo com o intervalo entre cada estágio incremental: 30 segundos (protocolo A) e 120 segundos (protocolo B). Nesses intervalos foram coletadas amostras de $25 \mu\text{l}$ de sangue para determinação do LAn e LL. O EMG_{LF} foi determinado para os músculos iliocostal lombar (IC), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (porção longa) (BF), tibial anterior (TA), e gastrocnêmio (porção lateral) (GL), a partir dos valores RMS (*Root Mean Square*), considerando os dois minutos finais de cada estágio de velocidade. Para cada um dos músculos, os valores RMS foram analisados em função do tempo para cálculo do coeficiente de inclinação. Foi realizada regressão linear desses coeficientes com suas respectivas velocidades para determinação do EMG_{LF} , definido como y-intercepto (coeficiente de inclinação zero). Não foram verificadas diferenças significativas no EMG_{LF} entre músculos analisados, e essas intensidades também não foram diferentes da velocidade correspondente ao LAn. Os valores de LL foram significativamente menores do que o LAn, uma vez que esses índices demarcam intensidades diferentes de exercício. Apenas alguns músculos apresentaram valores de EMG_{LF} maiores que os LL (VL e VM para CR no protocolo A; GL para CR no protocolo B; VL e BF para CO no protocolo A). Os limiares determinados não foram influenciados pelo tempo de intervalo entre os estágios de corrida incremental. Os grupos foram significativamente diferentes entre si, sendo que todos os limiares analisados foram maiores para CO quando comparados a CR. Portanto, como os valores de EMG_{LF} não diferiram do LAn, isso sugere que o EMG_{LF} representa um método não invasivo que pode ser utilizado como indicador de intensidade do metabolismo aeróbio durante teste de corrida incremental em esteira. Como não foram observadas diferenças consistentes entre os músculos analisados, qualquer um deles poderia ser utilizado para a análise dessa transição metabólica.

Introdução

Limiaries metabólicos (como o limiar de lactato [LL] e limiar anaeróbio [LAn]) e o limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) têm sido utilizados para demarcar diferentes intensidades submáximas de exercício (HUE et al., 2000), prescrever intensidades adequadas de treinamento (FRAGA; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2009; BILLAT, 1996), avaliar o desempenho de atletas e eficiência de programas de treinamento (CARTER; JONES; DOUST, 2000; NUMMELA; RUSKO; MERO, 1994), bem como investigar os mecanismos fisiológicos e biomecânicos associados com o início da fadiga muscular (CARDOZO; GONÇALVES, 2008; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2006).

A fadiga muscular, caracterizada por gradual redução na capacidade de produção de força, pode ser quantificada, entre outras formas, por meio da diminuição na força muscular, bem como por alterações no sinal eletromiográfico (EMG), (ENOKA; DUCHATEAU, 2008).

Limiaries obtidos em testes incrementais são freqüentemente utilizados para avaliar a resposta do lactato sanguíneo em função da modificação da intensidade de exercício (KUIPERS et al., 2003). Por meio da determinação destes limiaries são demarcados índices em intensidades que ocorrem mudanças em vários sistemas fisiológicos (KOHRT; O'CONNOR; SKINNER, 1989).

Entretanto, por tratar-se de uma técnica direta, o LAn e o LL podem ser determinados somente por meio de mensurações obtidas em amostras de sangue coletadas durante testes incrementais.

Essa técnica é, freqüentemente, utilizada por corredores de alto desempenho, enquanto que corredores recreacionais geralmente ignoram a utilização desses índices como intensidade de referência, realizando exercício sem adequada orientação (CANDOTTI et al., 2008).

Diversos estudos têm procurado validar a utilização de um limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) como ferramenta mais simples e atrativa para predição de forma não-invasiva do início da fadiga muscular (OLIVEIRA; GONÇALVES, 2009; GRAEF et al. 2008; CARDOZO; GONÇALVES, 2008; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2006).

Sugere-se que o teste para determinação do EMG_{LF} pode representar uma alternativa atrativa para estimar limiaries metabólicos, uma vez que ambos os

procedimentos podem refletir fatores fisiológicos associados com o início da fadiga (HENDRIX et al. 2009a; GRAEF et al. 2008).

DeVRIES et al. (1982) propuseram um teste em cicloergômetro para determinar o EMG_{LF} que é definido como a mais alta potência que pode ser sustentada sem um aumento no sinal EMG ao longo do tempo (i.e., coeficiente de inclinação igual a zero). Essa intensidade estima a maior potência que pode ser mantida sem evidência de fadiga muscular (MATSUMOTO; ITO; MORITANI, 1991; MORITANI; TAKAISHI; MATSUMOTO, 1993).

Este método possui a vantagem de não exigir que as séries de exercícios submáximos sejam realizadas até a exaustão, o que se torna importante para indivíduos que não sejam capazes de tolerar esforços máximos (HUG; NORDEZ; GUÉVEL, 2009).

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

Entretanto, para nosso conhecimento, estudos que determinem o EMG_{LF} a partir de protocolos incrementais de corrida em esteiras utilizando o protocolo proposto por DeVries et al. (1982) são escassos na literatura (FRAGA; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2009; GONÇALVES et al., 2008), e, ainda, o comportamento de algumas variáveis deve ser melhor estudado em função do tipo de protocolo, da forma de movimento e dos músculos envolvidos.

Isso se torna importante, pois, embora a corrida seja um dos mais comuns tipos de locomoção humana, se caracteriza como atividade de entendimento bastante complexo.

Dois estudos determinaram o limiar de fadiga eletromiográfico durante a corrida (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; HANON et al., 1998). No entanto, esses estudos utilizaram metodologia distinta para determinação do

limiar de fadiga eletromiográfico daquela empregada pelos estudos mencionados anteriormente.

A utilização de testes de corrida incremental para determinação de limiares apresenta uma importante vantagem em relação aos testes realizados em cicloergômetro, pois utiliza uma forma de locomoção natural do ser humano, o que aumentaria a especificidade de teste. Embora a maioria dos estudos que determinaram o EMG_{LF} utilize protocolos em cicloergômetros (GRAEF et al., 2008; MORITANI; TAKAISHI; MATSUMOTO, 1993; PAVLAT et al., 1993; MATSUMOTO; ITO; MORITANI, 1991), essa forma de avaliação pode não ser a mais indicada para indivíduos que não sejam familiarizados com o gesto de pedalar.

Características específicas nos testes incrementais, como alterações na duração de cada estágio incremental, diferentes formas de incremento da intensidade de exercício (velocidade ou inclinação) e modificações dos intervalos entre cada estágio incremental, podem influenciar os valores obtidos para cada limiar determinado.

Na literatura verificam-se estudos que compararam protocolos com diferentes durações dos estágios de corrida incremental (KUIPERS et al., 2003; FOXDAL; SJÖDIN; SJÖDIN, 1995), enquanto outros compararam protocolos com incrementos distintos - velocidade e inclinação da esteira (KANG et al., 2001). No entanto, faz-se necessária a realização de estudos que comparem os efeitos de diferentes intervalos entre os estágios de velocidade de protocolos incrementais de corrida na determinação de limiares.

Além disso, a avaliação de corredores com diferentes desempenhos em protocolos de fadiga pode levar a alterações na análise de variáveis biomecânicas, o que pode modificar a determinação de limiares como o EMG_{LF} .

Entretanto, essa dependência do desempenho na determinação da fadiga muscular pode ser influenciada por fatores como a duração e a intensidade de exercício em que os atletas são submetidos (MILLET; LEPERS, 2004), o histórico de treinamento de cada atleta, bem como suas características físicas (VUORIMAA et al., 2006).

Dessa forma, diferentes regimes de treinamento podem modificar os limiares obtidos em cada grupo avaliado, sendo que a resposta dependerá da especificidade e do volume e intensidade de cada programa de treinamento.

Diante do exposto, os objetivos do presente estudo foram: (1) determinar o EMG_{LF} para diferentes músculos durante protocolo incremental de corrida em esteira; (2) compará-los com limiares metabólicos (LAn e LL) obtidos durante protocolo de corrida incremental; (3) comparar diferentes protocolos de corrida incremental para determinação de EMG_{LF} , LAn e LL; (4) comparar os limiares determinados entre corredores com diferentes experiências na modalidade.

Métodos

Amostra

Participaram deste estudo 23 corredores do sexo masculino, divididos em dois grupos com diferentes experiências na modalidade: 12 corredores recreacionais (CR), (média \pm DP: 20.3 \pm 1.8 anos, 67.0 \pm 7.8 kg, 1,74 \pm 0,03 m), estudantes de educação física, sem treinamento específico em corrida e praticantes de diferentes modalidades (basquete [1], vôlei [1], futsal [2], lutas [3], tênis [3], ginástica [2] e musculação [2]); e, 11 corredores (CO), (média \pm DP: 24.2 \pm 6.1 anos, 70.3 \pm 11.7 kg, 1,78 \pm 0,05 m), que treinavam para competições específicas de corrida, com frequência de treino de, no mínimo, três vezes por semana, experiência na modalidade superior a seis meses e desempenho em provas com distância de 10 km em tempo inferior a 45 minutos.

Os voluntários não possuíam antecedentes de lesões osteomioarticulares nos membros inferiores e na coluna vertebral.

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

O desenho experimental do estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa local (Protocolo 2771/2004), conforme Anexo 1.

Protocolo de teste

Os voluntários foram familiarizados na corrida em esteira com, pelo menos, 48 horas de antecedência ao protocolo de avaliação, durante nove minutos (LAVCANSKA; TAYLOR; SCHACHE, 2005), divididos em estágios de três minutos nas velocidades de 8, 9 e 10 $km \cdot h^{-1}$ para CR e 10, 11 e 12 $km \cdot h^{-1}$ para CO,

respectivamente. Previamente à familiarização, foram realizadas as medidas antropométricas dos sujeitos avaliados.

Os protocolos de corrida foram realizados com velocidade inicial de 8 km.h⁻¹ para CR e 10 km.h⁻¹ para CO, com incrementos de 1 km.h⁻¹ a cada três minutos até a exaustão voluntária. Para alcançar essa condição, foi fornecido estímulo verbal ao voluntário, sempre pelo mesmo avaliador.

Os voluntários estiveram no laboratório em dois dias para realização dos protocolos de corrida, com um intervalo mínimo de 48 horas entre eles, havendo diferença entre os protocolos somente no intervalo entre cada estágio de velocidade: intervalo de 30 segundos (protocolo A); intervalo de 120 segundos (protocolo B). A ordem de realização dos protocolos foi randomizada.

Os protocolos de corrida foram realizados em uma esteira ergométrica motorizada (INBRAMED SUPER ATL – Brasil), com dimensões de 2 m de comprimento e 63 cm de largura.

A inclinação da esteira foi mantida fixa em 1%, uma vez que tem esta condição reflete mais precisamente o custo energético da corrida em ambientes abertos (JONES; DOUST, 1996).

No final de cada estágio de velocidade de corrida foram coletadas amostras de 25 l de sangue do lóbulo da orelha e a frequência cardíaca (FC) foi mensurada diretamente por meio de um freqüencímetro (modelo S120, marca Polar, X-Trainer Plus, Kempele - Finland).

Os sinais eletromiográficos foram coletados durante todo o teste incremental.

Aquisição e análise dos dados eletromiográficos

Os sinais eletromiográficos foram registrados por meio de eletrodos de superfície bipolares descartáveis de Ag/AgCl (MediTrace[®]), com área de captação de 1 cm de diâmetro. Os eletrodos foram posicionados no lado direito do corpo, sobre os músculos iliocostal lombar (IC) no nível vertebral L2-L3 de acordo com Tsuboi et al., (1994), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (porção longa) (BF), tibial anterior (TA), e gastrocnêmio (porção lateral) (GL), de acordo com SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles), (Hermens et al., 2002), (figura 1 A e B). A distância entre

as regiões centrais dos eletrodos foi de 2 cm. O eletrodo de referência foi posicionado sobre a região anterior da tíbia.

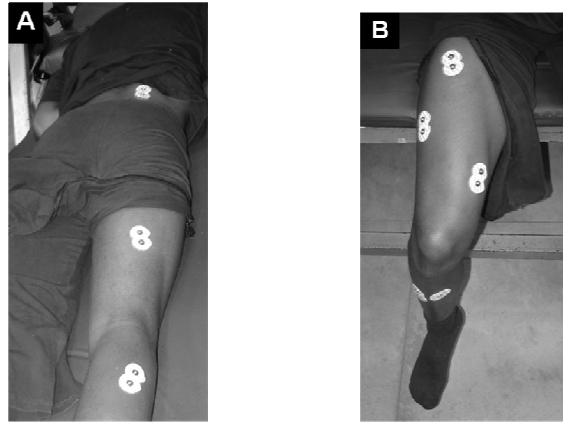


Figura 1. Posicionamento dos eletrodos nos músculos IC, BF e GL (A), nos músculos RF, VL, VM, TA e eletrodo de referência (B).

Previamente à colocação dos eletrodos, foram realizados os procedimentos de tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool.

Para melhor condição de aquisição do sinal EMG foram utilizados: coletes projetados especificamente para armazenar e estabilizar os transmissores do sistema de telemetria e seus cabos (figura 2A); calça com aberturas laterais para adequado posicionamento dos cabos e estabilização destes no momento da coleta de dados (figura 2B [a]); fitas adesivas para reduzir a movimentação dos cabos durante a corrida (figura 2B [b]); compressas de gaze estéril fixadas sobre a região dos eletrodos para absorção do suor (figura 2B [c]).

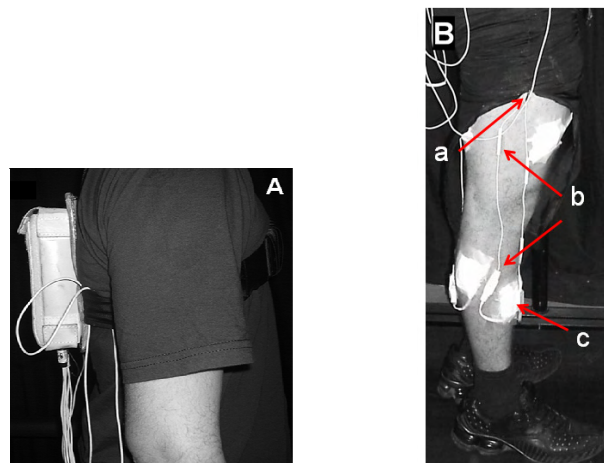


Figura 2. (A) Visão lateral de um dispositivo estabilizador do transmissor dos sinais EMG. (B) Visão lateral do membro inferior direito mostrando: (a) calça com zíperes laterais; (b) fitas adesivas para redução na movimentação dos cabos do sistema; (c) cobertura dos eletrodos com compressa de gaze estéril para absorção do suor.

Para aquisição dos sinais EMG foi utilizado o sistema Telemyo 900 (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ) e *software* Myoresearch (Version XP 1.6; Noraxon USA), com frequência de amostragem de 1000Hz e com ganho de 2000 vezes (20 vezes no pré-amplificador e 100 vezes no condicionador de sinais). Foi utilizado um conversor analógico-digital (A/D) com resolução de 16 bits.

Para análise dos dados eletromiográficos, foi utilizada uma rotina desenvolvida em ambiente MatLab (versão 6,5). Os dados brutos foram filtrados com filtro *notch* 60Hz, passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz. O cálculo da amplitude do sinal EMG foi expresso pelo valor RMS (*Root Mean Square*).

Determinação dos limiares eletromiográficos (EMG_{LF})

Para determinação do EMG_{LF} foram analisados os sinais EMG nos 120 segundos finais de cada estágio de velocidade, sendo calculado o valor RMS a cada cinco segundos (24 valores de RMS para cada velocidade). Esse procedimento foi realizado em todas as velocidades e para todos os músculos analisados. O comportamento dos valores de RMS foi correlacionado em função do tempo de cada velocidade de corrida e, com base nesses dados, foi realizada regressão linear para determinação dos coeficientes de inclinação de cada velocidade.

A figura 3 ilustra a determinação dos coeficientes de inclinação, conforme a metodologia proposta, nas cinco últimas velocidades do teste incremental, considerando a análise do músculo VL para um sujeito da amostra.

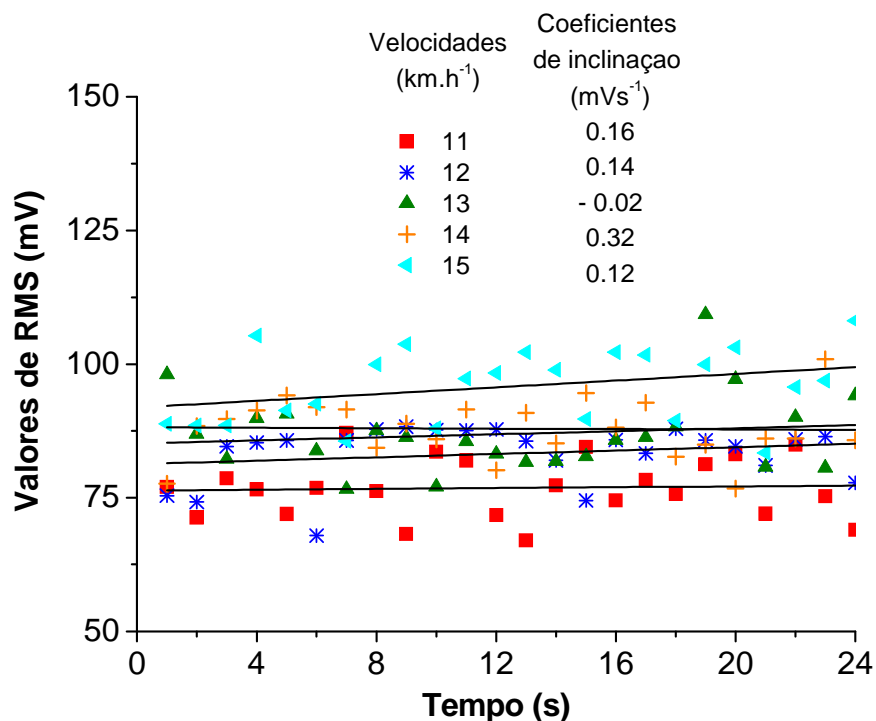


Figura 3. Coeficientes de inclinação do comportamento do valor de RMS em função do tempo, para um sujeito da amostra considerando a análise do músculo VL.

Em seguida foi realizada nova regressão linear entre as velocidades (eixo y) e seus respectivos coeficientes de inclinação (eixo x) para a determinação do intercepto - valor equivalente a uma velocidade de corrida em que o coeficiente de inclinação foi zero (Figura 4). Assim, o EMG_{LF} de cada músculo foi determinado pelo valor do intercepto no eixo da velocidade (OLIVEIRA; GONÇALVES, 2009; CARDOZO; GONÇALVES, 2008; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2006).

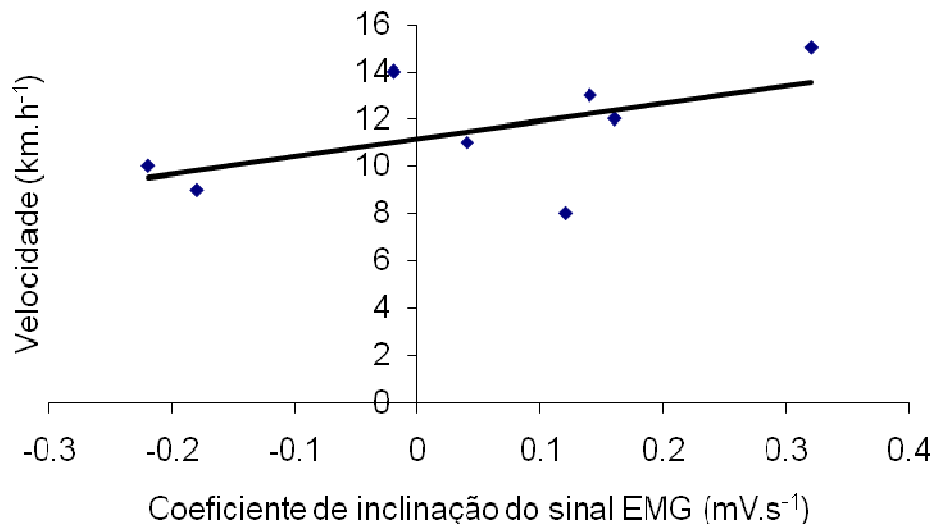


Figura 4. Coeficientes de inclinação plotados em relação as suas respectivas velocidades de corrida para estimar o EMG_{LF} (valor correspondente ao y-intercepto). Valores obtidos para um sujeito que compõe a amostra, para o músculo VL. EMG_{LF} no exemplo corresponde a $11,2 \text{ km.h}^{-1}$.

Aquisição e análise das amostras sanguíneas

Previamente à coleta de sangue, foi realizada assepsia local com álcool e algodão e a punção do lóbulo da orelha com uma lanceta descartável. A primeira gota de sangue foi descartada para evitar a contaminação da gota de sangue pelo suor produzido.

Foram coletados $25 \mu\text{l}$ de sangue arterializado do lóbulo da orelha com capilares de vidro heparinizados e calibrados.

Após cada coleta, o sangue foi imediatamente depositado em tubos tipo eppendorf de $1,5 \text{ ml}$ contendo $50 \mu\text{l}$ de fluoreto de sódio a 1%.

O lactato sanguíneo foi determinado por um método eletroquímico (YSL 2300 STAT, Yelow Springs, Ohio, USA).

O LL foi calculado por meio do ponto de inflexão na curva lactato-intensidade (determinado por três pesquisadores experientes), e o LAn foi determinado por meio de interpolação linear, considerando a concentração fixa de $3,5 \text{ mM}$ (HECK et al., 1985).

Análise estatística

Os limiares determinados foram expressos em médias e desvios padrão de cada grupo de sujeitos avaliados, sendo verificada a normalidade da distribuição dos dados utilizando o teste de Shapiro-Wilk.

Foi utilizado o teste ANOVA - *one way* para medidas repetidas para comparação entre os valores de EMG_{LF} , LL e LAn, nos diferentes grupos e protocolos. Foi utilizado *post hoc* de Bonferroni.

Para comparação dos diferentes limiares entre os dois protocolos de teste foi aplicado um teste *t* de *Student* para dados pareados. Já, para comparação entre CR e CO, foi aplicado um teste *t* para amostras independentes.

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

Resultados

As tabelas de 1 a 4 mostram a comparação entre os valores correspondentes ao EMG_{LF} , LL e ao LAn, bem como os valores correspondentes à velocidade máxima ($V_{m\acute{a}x}$) e à frequência cardíaca máxima ($FC_{m\acute{a}x}$), para CR e CO.

Tabela 1. Valores individuais das velocidades ($km.h^{-1}$) correspondentes ao EMG_{LF} dos músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL, ao LL e ao LAn, da velocidade máxima ($V_{m\acute{a}x}$) e da frequência cardíaca máxima ($FC_{m\acute{a}x}$) (batimentos por minuto [bpm]), para o grupo de corredores recreacionais (CR), no protocolo com intervalo de 30s entre os estágios incrementais (Protocolo A).

Vol.	EMG_{LF}							LAn	LL	$V_{m\acute{a}x}$	$FC_{m\acute{a}x}$
	IC	RF	VL	VM	BF	TA	GL				
1	11.4	11.9	11.3	12.2	12.2	12.2	11.9	14.2	12.0	16	193
2	10.6	11.8	11.6	10.9	10.6	10.6	10.0	10.6	10.0	14	192
3	11.0	11.0	11.0	10.9	11.0	10.1	10.3	12.2	10.7	16	201
4	10.9	12.0	11.1	11.9	10.5	10.8	10.5	10.9	9.7	14	195
5	11.4	11.3	11.7	11.4	11.3	11.3	11.6	12.3	10.0	15	207
6	11.7	10.4	11.4	11.1	10.3	11.2	11.7	14.0	11.0	17	204
7	10.8	10.9	11.0	11.1	12.7	9.0	11.1	13.0	9.7	14	200
8	10.9	10.9	10.8	11.0	10.6	11.8	11.1	10.1	10.3	14	198
9	9.8	11.2	11.2	11.7	11.5	11.5	10.9	12.2	10.0	15	190
10	11.3	10.9	10.4	11.2	7.6	11.5	11.2	10.1	9.0	14	184
11	11.9	11.7	12.1	11.8	12.5	12.0	11.9	12.0	11.0	16	200
12	11.0	12.0	12.2	11.5	12.4	11.6	11.5	11.5	9.7	15	187
Média	11.1	11.3	11.3	11.4	11.1	11.1	11.1	11.9	10.3	15.0	195.9
DP	0.5	0.5	0.5	0.4	1.3	0.9	0.6	1.3	0.8	1.0	7.0
			*	*				*			

* diferença significativa comparado a LL ($p < 0,05$).

Tabela 2. Valores individuais das velocidades (km.h^{-1}) correspondentes ao EMG_{LF} dos músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL, ao LL e ao LAn, da velocidade máxima ($V_{\text{máx}}$) e da frequência cardíaca máxima ($\text{FC}_{\text{máx}}$) (batimentos por minuto [bpm]), para o grupo de corredores recreacionais (CR), no protocolo com intervalo de 120s entre os estágios incrementais (Protocolo B).

Vol.	EMG_{LF}							LAn	LL	$V_{\text{máx}}$	$\text{FC}_{\text{máx}}$
	IC	RF	VL	VM	BF	TA	GL				
1	12.7	12.6	13.3	12.8	11.3	13.4	13.5	13.8	13.0	18	203
2	10.9	11.6	10.6	12.5	12.4	9.2	11.5	9.9	10.5	15	189
3	11.4	11.2	11.0	10.2	10.8	11.7	11.7	12.1	10.7	15	200
4	11.3	11.5	11.5	12.2	11.0	11.5	10.9	11.6	11.0	15	195
5	11.3	11.2	11.8	10.8	11.9	11.1	12.3	12.3	11.0	15	208
6	12.3	12.9	13.0	13.0	12.1	10.4	14.4	14.1	12.0	18	213
7	13.2	12.0	11.5	13.3	12.3	9.6	11.5	12.1	10.7	15	199
8	10.0	11.0	11.0	8.9	10.6	10.7	10.9	10.8	10.7	14	190
9	11.2	12.3	12.0	11.9	12.0	11.5	11.8	10.9	9.0	16	204
10	10.9	10.3	10.7	10.9	11.8	11.2	11.1	9.8	8.0	14	183
11	12.9	11.9	13.2	12.0	15.1	11.8	12.1	11.3	9.7	17	210
12	11.2	11.5	12.2	12.0	12.6	12.5	11.3	11.9	9.0	15	184
Média	11.6	11.7	11.8	11.7	12.0	11.2	11.9	11.7	10.4	15.6	198.2
DP	0.9	0.7	0.9	1.2	1.1	1.1	1.0	1.3	1.3	1.4	10.0
							*	*			

* diferença significativa comparado a LL ($p < 0,05$).

Tabela 3. Valores individuais das velocidades (km.h^{-1}) correspondentes ao EMG_{LF} dos músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL, ao LL e ao LAn, da velocidade máxima ($V_{\text{máx}}$) e da frequência cardíaca máxima ($\text{FC}_{\text{máx}}$) (batimentos por minuto [bpm]), para o grupo de corredores (CO), no protocolo com intervalo de 30s entre os estágios incrementais (Protocolo A).

Vol.	EMG_{LF}							LAn	LL	$V_{\text{máx}}$	$\text{FC}_{\text{máx}}$
	IC	RF	VL	VM	BF	TA	GL				
1	13.8	14.9	14.1	14.0	13.7	14.0	13.5	16.5	13.7	18	192
2	14.2	14.2	15.7	15.2	15.0	15.4	15.6	16.8	14.3	18	182
3	12.3	12.2	12.9	14.6	13.0	11.5	11.8	13.5	12.0	15	198
4	14.2	12.5	12.2	11.3	12.5	13.1	13.3	12.3	12.0	15	194
5	14.2	13.5	14.0	14.0	14.1	14.5	14.0	16.1	13.7	18	182
6	14.1	13.6	14.0	14.1	14.0	14.0	14.1	15.6	13.0	18	217
7	13.2	12.1	13.5	13.6	14.0	14.1	13.8	14.0	12.0	17	182
8	14.3	14.7	14.2	13.5	14.1	14.0	13.9	16.2	13.0	17	189
9	14.0	14.0	14.0	14.5	15.4	14.6	13.5	15.9	13.7	18	202
10	14.1	13.8	14.3	14.5	13.5	15.2	14.1	14.8	12.3	18	202
11	12.9	13.1	13.0	12.5	13.6	12.8	13.6	12.0	11.0	15	190
Média	13.8	13.5	13.8	13.8	13.9	13.9	13.7	14.9	12.8	17.0	193.6
DP	0.7	0.9	0.9	1.1	0.8	1.1	0.9	1.7	1.0	1.3	10.7
			*		*			*			

* diferença significativa comparado a LL ($p < 0,05$).

Tabela 4. Valores individuais das velocidades (km.h^{-1}) correspondentes ao EMG_{LF} dos músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL, ao LL e ao LAn, da velocidade máxima ($V_{\text{máx}}$) e da frequência cardíaca máxima ($\text{FC}_{\text{máx}}$) (batimentos por minuto [bpm]), para o grupo de corredores (CO), no protocolo com intervalo de 120s entre os estágios incrementais (Protocolo B).

Vol.	EMG_{LF}							LAn	LL	$V_{\text{máx}}$	$\text{FC}_{\text{máx}}$
	IC	RF	VL	VM	BF	TA	GL				
1	14.3	14.4	14.3	13.9	14.0	14.2	13.9	15.8	14.0	19	194
2	14.8	14.6	15.4	15.4	14.0	12.7	14.8	16.4	14.7	19	188
3	13.5	13.2	13.4	14.1	13.3	12.6	13.5	13.4	12.7	17	198
4	13.0	12.4	13.1	12.3	13.1	11.8	13.4	11.4	12.0	16	196
5	13.9	13.1	14.0	16.1	12.3	13.6	14.4	15.7	14.0	20	190
6	11.1	11.1	11.1	10.5	12.0	11.0	11.0	15.5	13.7	19	221
7	13.8	13.2	13.7	12.5	12.9	13.7	14.6	13.4	12.0	17	186
8	13.5	13.2	13.5	14.2	14.7	14.0	14.0	16.3	12.3	18	198
9	14.0	13.3	14.0	14.3	14.4	13.7	13.9	15.3	14.0	19	205
10	13.7	13.9	13.3	13.9	14.5	14.5	16.6	14.0	12.3	18	196
11	13.5	13.2	14.2	14.0	15.5	14.5	13.3	12.9	11.0	16	184
Média	13.5	13.2	13.6	13.7	13.7	13.3	14.0	14.6	13.0	18.0	196.0
DP	0.9	0.9	1.1	1.5	1.1	1.1	1.3	1.6	1.1	1.3	10.3

* diferença significativa comparado a LL ($p < 0,05$).

Foi possível observar que, independente do grupo avaliado e do protocolo utilizado, os valores correspondentes ao LL foram significativamente menores que LAn, uma vez que esses limiares demarcam intensidades de exercício distintas.

Em todas as condições testadas, os valores de EMG_{LF} foram similares entre os músculos analisados, os quais também não diferiram da intensidade correspondente ao LAn.

Entretanto, a intensidade correspondente ao LL foi significativamente menor do que: VL e VM EMG_{LF} para CR, protocolo A ($p = 0,036$ e $p = 0,011$, respectivamente); GL EMG_{LF} para CR, protocolo B ($p = 0,022$); VL e BF EMG_{LF} para CO, protocolo A ($p = 0,017$ e $p = 0,023$, respectivamente).

As figuras 5 e 6 mostram a comparação entre os protocolos A e B e entre os grupos CR e CO, para o EMG_{LF} determinado para os diferentes músculos e para LAn e LL, respectivamente.

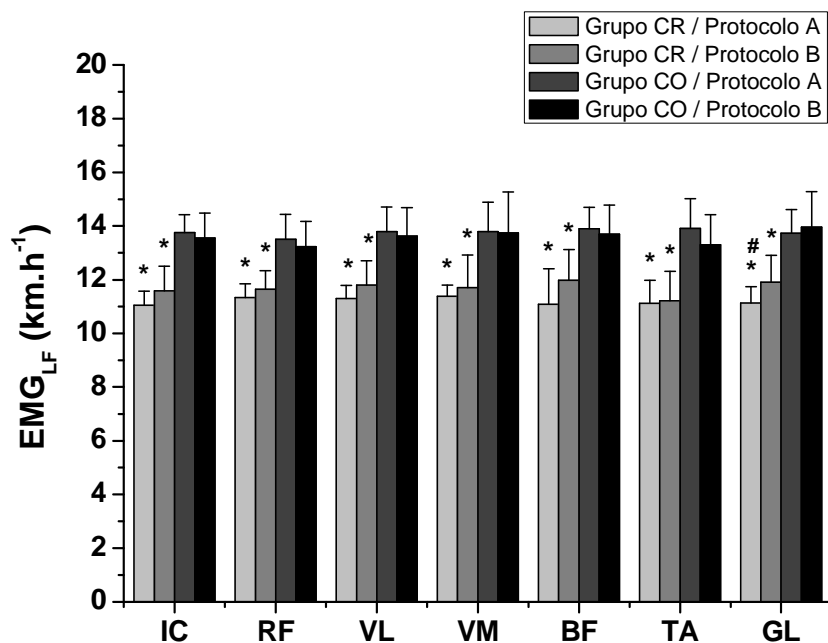


Figura 5. Velocidades correspondentes ao EMG_{LF} determinado para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL, para os grupos CR e CO, nos protocolos A e B. * diferença significativa comparado ao Grupo CO ($p < 0,05$); # diferença significativa comparado ao Protocolo B ($p < 0,05$).

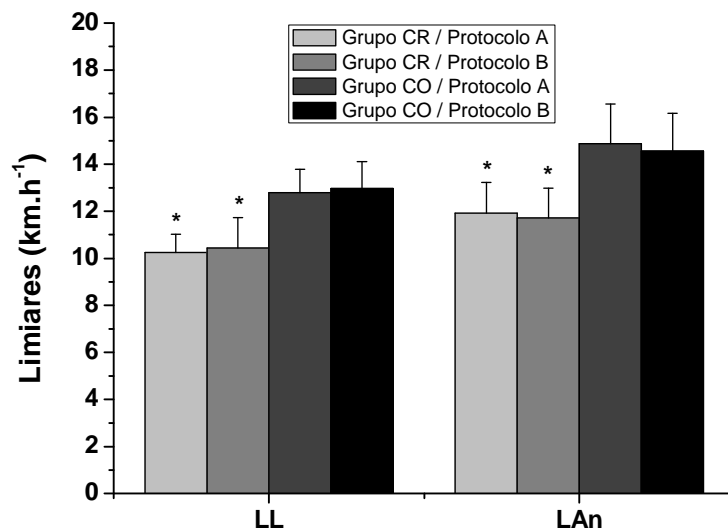


Figura 6. Velocidades correspondentes ao LAn e LL, para os grupos CR e CO, nos protocolos A e B. * diferença significativa comparado ao Grupo CO ($p < 0,05$).

Na comparação entre os protocolos, apenas o GL EMG_{LF} determinado para CR apresentou-se significativamente maior no protocolo B em relação ao protocolo A

($p = 0,011$). O EMG_{LF} determinado para os demais músculos não mostrou diferenças significativas entre os protocolos utilizados, sendo que resultado semelhante foi verificado para LL e LAn (figuras 5 e 6).

Entretanto, foi possível observar que os grupos foram significativamente diferentes entre si, sendo que todos os limiares analisados foram maiores para CO quando comparados a CR.

As velocidades máximas obtidas a partir dos protocolos incrementais de corrida em esteira foram significativamente diferentes quando comparados CR e CO ($p < 0,05$). Essa diferença existente entre as intensidades máximas confirma que os grupos apresentaram níveis de desempenho distintos. Pode-se inferir que as diferenças encontradas entre grupos para os limiares analisados foram sensíveis a essas diferenças na intensidade máxima.

Discussão

O EMG_{LF} , que tem sido utilizado em diferentes condições de avaliação (HENDRIX et al., 2009a; OLIVEIRA; GONÇALVES, 2009; MAESTU et al., 2006; CARDOZO; GONÇALVES, 2003), foi utilizado, no presente estudo, para determinação de um índice de fadiga eletromiográfico obtido a partir de teste incremental de corrida em esteira.

Os limiares metabólicos são importantes índices utilizados na predição de desempenho, na avaliação da eficiência de um programa de treinamento e na prescrição de intensidade de treinamento (CARTER; JONES; DOUST, 2000). Nesse sentido, um menor acúmulo de lactato representa um indicativo de melhor desempenho para atletas, pois permite que esses iniciem a competição em maiores velocidades e mantenham essa mesma velocidade no decorrer da prova, sem alterar do estado de equilíbrio, o que poderia levar a fadiga antes do final do evento (LIMA-SILVA et al., 2009).

O processo de fadiga pode ser estimado por meio da determinação da concentração de lactato, que fornece uma estimativa de fadiga global do organismo, ou por meio da análise do sinal EMG, que permite o monitoramento da fadiga muscular local (CIFREK et al., 2009).

Embora a maioria dos estudos que determinaram o EMG_{LF} como índice de fadiga neuromuscular, a partir de testes realizados em cicloergômetro ou a partir de

testes isométricos, utilizassem três ou quatro estágios de intensidade incrementais (HENDRIX et al., 2009a; MATSUMOTO; ITO; MORITANI, 1991) indicam que, para melhoria da predição do EMG_{LF} deve ser utilizado, além de curtos períodos de exercício, o maior número de estágios com diferentes intensidades de exercício. O presente estudo utilizou, em média, oito estágios incrementais, uma vez que a velocidade inicial de teste foi de 8 km.h^{-1} para CR e 10 km.h^{-1} para CO. A determinação dessas velocidades iniciais permitiu que houvesse um número adequado de estágios para determinação dos limiares metabólicos, conforme confirmado em um estudo piloto.

Os valores semelhantes de EMG_{LF} encontrados a partir da comparação entre os diferentes músculos analisados, corroboram com os resultados de outros estudos que compararam o EMG_{LF} determinado para músculos superficiais do grupo quadríceps femoral em testes isométricos (HENDRIX et al., 2009b), testes realizados em cicloergômetros (CANDOTTI et al., 2008), e em testes incrementais de corrida em esteira (DIAS DA SILVA, 2006).

Esse resultado indica que, na corrida, o EMG_{LF} , utilizado como índice de fadiga neuromuscular, pode ser determinado para qualquer um dos músculos analisados, sendo que a escolha será determinada pelos objetivos específicos de cada estudo e pela praticidade da avaliação.

Entretanto, contrapondo os resultados encontrados no presente estudo, HOUSH et al., (1995) encontraram diferenças significativas entre o EMG_{LF} determinado para os diferentes músculos superficiais do grupo do quadríceps femoral (VL $248 \pm 31W$; VM $223 \pm 43W$; RF $220 \pm 30W$), durante teste realizado em cicloergômetro. Os autores sugerem que essas diferenças nos limiares possam estar relacionadas à forma de distribuição do tipo de fibra. Dessa forma, é possível que o menor EMG_{LF} para o RF encontrado por Housh et al. (1995) seja resultado do maior percentual de fibras rapidamente fadigáveis. Além disso, por ser o RF um músculo biarticular, é provável que a combinação das duas funções que esse músculo desempenha durante o ciclismo possam ter influenciado as respostas obtidas.

Essa discordância com os resultados do presente estudo pode estar relacionada ao fato de que o ciclismo envolve contrações predominantemente concêntricas (HAUSSWIRTH; BIGARD; GUEZENNEC, 2000), enquanto a corrida envolve sucessões de ciclos de alongamento-encurtamento (KYRÖLÄINEN; AVELA; KOMI, 2005). Com isso, especula-se que modos específicos de treinamento possam

acarretar nas diferenças observadas nos valores de EMG_{LF} , o qual pode ser influenciado pelo tipo de contração do exercício e pelo tipo de fibra que compõe o músculo.

Em relação aos resultados do músculo IC, somente foram encontrados estudos sobre a determinação do EMG_{LF} para músculos eretores da espinha a partir de contrações isométricas submáximas (CARDOZO; GONÇALVES, 2008; CARDOZO; GONÇALVES, 2003), os quais não avaliaram o comportamento do EMG_{LF} especificamente para o músculo IC, como neste estudo.

Não há consenso sobre atividade específica desses músculos devido a fatores como falta de padronização nos procedimentos de coleta e análise de dados (WHITE; McNAIR, 2002). Além disso, não foram encontrados na literatura estudos que determinassem o EMG_{LF} para músculos da coluna vertebral durante protocolos incrementais de corrida.

A maioria dos estudos que determinaram o EMG_{LF} para validá-lo como um índice de fadiga neuromuscular comparando-o com índices metabólicos (como o LAn e o LL), avaliaram apenas um músculo do membro inferior, dificultando a comparação entre diferentes músculos: VL (HANON et al., 1998; PAVLAT et al., 1993; MATSUMOTO; ITO; MORITANI, 1991), RF (SODOYAMA; MIYANO, 1981), sóleo (MORITANI; NAGATA; MURO, 1982).

No presente estudo, foram comparados o EMG_{LF} determinado para sete músculos com as intensidades referentes ao LAn e ao LL.

Essa comparação não evidenciou diferenças significativas entre o EMG_{LF} determinado para os diferentes músculos e a intensidade correspondente ao LAn. Dessa forma, o EMG_{LF} representa uma metodologia não-invasiva que pode ser utilizada como indicador de intensidade do metabolismo aeróbio de músculos específicos, enquanto que, os limiares metabólicos, obtidos a partir de amostras sanguíneas, fornecem índices relacionados a resposta geral do organismo.

Esse resultado está de acordo com diversos estudos que determinaram o EMG_{LF} em testes realizados em cicloergômetros, os quais encontraram alta correlação entre o EMG_{LF} e o LAn (MATSUMOTO; ITO; MORITANI, 1991; MIYASHITA; KANEHISA; NEMOTO, 1981).

Matsumoto; Ito; Moritani (1991) verificaram alta correlação entre os índices LAn e EMG_{LF} ($r=0,823$) por meio da avaliação 20 mulheres com diferentes níveis de desempenho (desde sedentárias até mulheres altamente treinadas). A partir dessa

correlação entre os índices, os autores sugerem que o EMG_{LF} pode ser uma alternativa atrativa para mensurar a maior intensidade de exercício que pode ser sustentada sem a presença fadiga neuromuscular.

Segundo Moritani; Takaishi; Matsumoto (1993) existe uma importante relação fisiológica entre as alterações no sinal EMG, o início da fadiga e o LAn, sendo que o EMG_{LF} e o LAn apresentam-se altamente correlacionados ($r = 0,923$). Dessa forma, o EMG_{LF} tem sido apontado como um importante indicador de intensidade durante outras formas de exercício (MÄESTU et al., 2006, LUCÍA et al., 1999).

Taylor e Bronks (1994) verificaram que o aumento não linear dos valores da integral do sinal eletromiográfico tem sido relacionado à ocorrência da transição das fases aeróbias-anaeróbias. Esses resultados podem indicar que o sinal eletromiográfico pode ser utilizado como uma importante ferramenta para determinação não-invasiva de índices metabólicos.

A transição do metabolismo aeróbio-anaeróbio representa uma intensidade em que há um inadequado suprimento de oxigênio para o trabalho muscular, o que resulta em um maior recrutamento de fibras musculares do tipo II, levando mais rapidamente a fadiga muscular. Como resultado, pode haver um aumento na concentração de lactato correspondente à redução do pH do músculo, modificando a resposta dos quimiorreceptores arteriais e a regulação dos mecanismos ventilatórios (GRAEF et al., 2008).

Contraopondo esses resultados, Maestu et al. (2006), compararam o EMG_{LF} com limiares ventilatórios de remadores altamente treinados que realizaram teste incremental em remo ergômetro, e verificaram que o EMG_{LF} para o músculo VL ocorreu em intensidades significativamente maiores do que o segundo limiar ventilatório ($p < 0.05$) – intensidade associada com a transição aeróbio-anaeróbio.

As diferenças encontradas entre os estudos podem estar relacionadas a níveis distintos de desempenho dos indivíduos avaliados, além da natureza diferente dos exercícios utilizados para avaliação (remo e ciclismo), (MAESTU et al. 2006).

O presente estudo evidenciou que apenas alguns músculos apresentaram diferenças significativas em relação ao LL (tabelas 1 a 3), não sendo verificado um comportamento característico para o EMG_{LF} determinado para os diferentes músculos. Alguns estudos têm relatado um comportamento diversificado do sinal EMG em resposta ao incremento da velocidade de corrida (GAZENDAM; HOF, 2007; GUIDETTI; RIVELLINI; FIGURA, 1996).

Gazendam e Hof (2007) revelaram que na corrida o sinal EMG pode aumentar, permanecer constante ou, até mesmo, diminuir com o incremento de velocidade, dependendo do músculo a ser analisado.

Além disso, diferenças encontradas na análise da atividade muscular durante testes de fadiga em corrida podem ser explicadas por diversos fatores como experiência do sujeito na modalidade, duração e distância da corrida, intensidade de teste e protocolo de teste (SALDANHA; EKBLÖM; THORSTENSSON, 2008).

Contrao os resultados verificados no presente estudo para os músculos VL e VM (que foram significativamente maiores do que o LL para CR, no protocolo A), Candotti et al. (2008) verificaram correlação alta e significativa entre o EMG_{LF} para músculos do quadríceps e LL [VL ($r = 0.826$) e RF ($r = 0.872$); $p < 0.01$] para ciclistas recreacionais, o que confirmaria a validade da utilização do sinal EMG para estimar o LL para essa população. Neste estudo, 24 ciclistas realizaram teste em cicloergômetro com cadência constante de 80 rpm e incrementos de 25 W a cada 3 minutos até a exaustão. O EMG_{LF} foi calculado para os músculos VL e RF utilizando retas de regressão do valor RMS, para cálculo do coeficiente de determinação (R^2). O EMG_{LF} foi determinado como pontos de intersecção entre as retas de regressão com maior R^2 .

A discordância desses resultados com o presente estudo pode estar relacionada ao tipo de metodologia utilizada para determinação do EMG_{LF} , ao tipo de população avaliada, ou ainda a especificidade do teste utilizado.

No presente estudo, quando os limiares metabólicos foram comparados entre si, foi verificado que o LL ocorreu em velocidade significativamente menor do que o LAn ($p=0.003$), o que está de acordo com a literatura, uma vez que esses índices demarcam intensidades diferentes de exercício (SVEDAHL; MACINTOSH, 2003; BILLAT, 1996).

O presente estudo também procurou comparar diferentes protocolos de corrida incremental com intervalos distintos entre cada estágio de velocidade: intervalo de 30 segundos (protocolo A); intervalo de 120 segundos (protocolo B).

A falta de padronização em características específicas dos testes incrementais de corrida (tais como duração dos estágios incrementais e duração entre os incrementos) utilizados para determinação de limiares, pode dificultar a comparação entre diferentes estudos.

Nesse sentido, alguns estudos compararam protocolos com durações distintas entre os estágios incrementais (KUIPERS et al., 2003; FOXDAL; SJÖDIN; SJÖDIN, 1995). O presente estudo possibilita verificar o efeito da utilização de protocolos com diferentes intervalos entre os estágios incrementais.

Não foram verificadas diferenças significativas entre os dois protocolos propostos, quando comparados os limiares metabólicos (LAn e LL). Sugere-se que intervalos de até dois minutos não interferem na determinação dos limiares metabólicos avaliados, quando comparados a protocolos incrementais de corrida em esteira que tradicionalmente são utilizados para determinação de limiares metabólicos (com intervalos de 30 segundos).

Com isso, tem-se a possibilidade da realização de testes incrementais de corrida com intervalos maiores do que aqueles que geralmente são utilizados para coleta de amostras sanguíneas (JONES et al., 2008; SILVA et al., 2007), o que permite coleta de dados adicionais (como, por exemplo, dados de sinais EMG), durante esses maiores intervalos entre os estágios incrementais.

As velocidades correspondentes ao EMG_{LF} foram semelhantes quando comparados os protocolos A e B para a maioria dos músculos analisados, exceto para o músculo GL, no grupo CR. Dessa forma, similar ao comportamento observado para os limiares metabólicos, o EMG_{LF} não foi influenciado pelos diferentes intervalos entre os estágios incrementais de corrida, para a maioria dos músculos analisados.

Saldanha; Ekblom; Thorstensson (2008), afirmam que diferenças encontradas na análise da atividade muscular durante testes de fadiga em corrida podem ser explicadas por diversos fatores como protocolo de teste utilizado, bem como a experiência do sujeito na modalidade.

Diante disso, o presente estudo mostrou que os dois grupos avaliados com experiências distintas em corrida foram significativamente diferentes em todos os limiares determinados (figuras 5 e 6).

Apesar da complexidade da regulação do metabolismo do lactato e da metodologia de invasiva para aquisição dos dados, limiares metabólicos (como o LAn e o LL), têm sido freqüentemente utilizados por atletas e treinadores para a avaliação de desempenho, a determinação de intensidade de treinamento (CARTER; JONES; DOUST, 2000; BILLAT, 1996) e a avaliação funcional de populações de atletas ou sedentários (SVEDAH; MACINTOSH, 2003).

A partir dos resultados obtidos no presente estudo, pode-se inferir que o EMG_{LF} , similar aos limiares metabólicos, se constitui importante ferramenta para avaliação de desempenho de atletas, pois se mostrou capaz de evidenciar diferenças entre os dois grupos avaliados. Esses grupos mostraram diferenças significativas na velocidade máxima atingida, além de apresentarem regimes de treinamento distintos.

Conclusão

O EMG_{LF} mostrou-se similar entre os diferentes músculos analisados e entre a velocidade correspondente ao LAn. Portanto, o EMG_{LF} pode ser utilizado como indicador de intensidade do metabolismo aeróbio durante um teste de corrida incremental em esteira.

Os resultados do presente estudo não foram influenciados pelo tempo de intervalo entre os estágios de corrida incremental para o EMG_{LF} e para LL e LAn. Dessa forma, intervalos maiores do que aqueles que tradicionalmente são utilizados para determinação dos limiares metabólicos (com duração de 30 s), não influenciaram os índices de fadiga eletromiográfico.

Além disso, quando avaliados grupos com diferentes experiências em corrida, os desempenhos diferentes apresentados foram evidenciados por todos os limiares determinados no presente estudo (metabólicos e neuromusculares).

Referências

BILLAT, L.V. Use of blood lactate measurement for prediction of exercise performance and for control of training. **Sports Medicine**, Auckland, v. 22, p. 157-175, 1996.

CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F.; MELO, M.O.; LA TORRE, M.; PASINI, M.; DUTRA, L.A.; OLIVEIRA, J.L.N.; OLIVEIRA, L.P. Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during incremental pedaling exercise. **Canadian Journal of Physiology and Pharmacology**, Ottawa, v. 86, 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**, Brasília, v. 16, p. 7-13, 2008.

CARDOZO, A. C.; GONÇALVES, M. Electromyographic fatigue threshold of erector spine muscle induced by a muscular endurance test in health men. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Belgium, v. 43, p. 377-380, 2003.

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

CIFREK, M.; MEDVED, V.; TONKOVIC, S.; OSTOJIC, S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. **Clinical Biomechanics**, Bristol, v. 24, p. 327-340, 2009.

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

DIAS DA SILVA, S.R. Fadiga muscular: análise de variáveis biomecânica e metabólica. **Tese de Doutorado** (Ciências da Motricidade). Rio Claro: Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, 2006.

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

ENOKA, R.M.; DUCHATEAU, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 1, p. 11-23, 2008.

FOXDAL, P.; SJÖDIN, A.; SJÖDIN, B. Comparison of blood lactate concentration obtained during incremental and constant intensity exercise. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 17, p. 360-365, 1995.

FRAGA, C.H.W.; DIAS DA SILVA, S.R.; GONÇALVES, M. Effect of running velocity on electromyographic and metabolic variables. **Motriz**, Rio Claro, v. 15, p. 911-918, 2009.

GAZENDAM, M.G.J.; HOF, A.L. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. **Gait & Posture**, Oxford, v. 25, p. 604-614, 2007.

GONÇALVES, M.; DIAS da SILVA, S.R.; FRAGA, C.H.W.; SILVA, P.B. EMG signal analysis during treadmill running at electromyographic fatigue threshold intensity, **ISEK Congress**, Canada; 2008 [CD-ROM].

GRAEF, J.L.; SMITH, A.E.; KENDALL, K.L.; WALTER, A.A.; MOON, J.R.; LOCKWOOD, C.M.; BECK, T.W.; CRAMER, J.T.; STOUT, J.R. The relationships among endurance performance measures as estimated from VO_2 peak, ventilatory threshold, and electromyographic fatigue threshold: a relationship design. **Dynamic Medicine**, London, v. 7, p. 1-5, 2008.

GUIDETTI, L.; RIVELLINI, G.; FIGURA F. EMG Patterns During Running: Intra- and Inter-individual Variability. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 6, p. 37-48, 1996.

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

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

HAUSSWIRTH, C.; BIGARD, A.X.; GUEZENNEC, C.Y. Evolution of electromyographic signal, running economy and perceived exertion during different prolonged exercises. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 21, p. 429-436, 2000.

HECK, H.; MADER, A.; HESS, G.; MUCKE, S.; MULLER, R.; HOLLMANN, W. Justification of the 4mmol/l lactate threshold. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 6, p. 117-130, 1985.

HENDRIX, C.R.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; WEIR, J.P.; BECK, T.W.; MALEK, M.H.; MIELKE, M.; SCHMIDT, R.J. A comparison of critical force and electromyographic fatigue threshold for isometric muscle actions of the forearm flexors. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 105, p. 333-342, 2009a.

HENDRIX, C.R.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; MIELKE, M.; CAMIC, C.L.; ZUNIGA, J.M.; SCHMIDT, R.J. Comparison of critical force to EMG fatigue thresholds during isometric leg extension. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 41, p. 956-964, 2009b.

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

HOUSH, T.J.; DeVRIES, H.A.; JOHNSON, G.O.; HOUSH, D.J.; EVANS, S.A.; STOUT, J.R.; EVETOVICH, T.K.; BRADWAY, R.M. Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 71, 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**, Ontario, v. 25, p. 102-113, 2000.

HUG, F.; NORDEZ, A.; GUÉVEL, A. Can the electromyographic fatigue threshold be determined from superficial elbow flexor muscles during an isometric single-joint task? **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 107, p. 193-201, 2009.

JONES, A.M.; DIMENNA, F.; LOTHIAN, F.; TAYLOR, E.; GARLAND, S.W.; HAYES, P.R.; THOMPSON, K.G. 'Priming' exercise and O₂ uptake kinetics during treadmill running. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, Elsevier, v. 161, p. 182-188, 2008.

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

KANG, J.; CHALOUPKA, E.C.; MASTRANGELO, M.A.; BIREN, G.B.; ROBERTSON, R.J. Physiological comparisons among three maximal treadmill exercises protocols in trained and untrained individuals. **European Journal Applied Physiology**, Berlin, v. 84, p. 291-295, 2001.

KOVRT, W.M.; O'CONNOR, J.S.; SKINNER, J.S. Longitudinal assessment of responses by triathletes to swimming, cycling, and running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 21, p. 569-575, 1989.

KUIPERS, H.; RIETJENS, G.; VERSTAPPEN, F.; SCHOENMARKERS, H.; HOFMAN, G. Effects of stage duration in incremental running tests on physiological variables. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 24, p. 486-491, 2003.

KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P.V. Changes in muscle with increasing running speed. **Journal of Sports Science**, London, v. 23, p. 1101-1109, 2005.

LAVCANSKA, V.; TAYLOR, N.F.; SCHACHE, A.G. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. **Human Movement and Science**, Amsterdam, v. 24, p. 544-57, 2005.

LIMA-SILVA, A.E.; BERTUZZI, R.C.M.; PIRES, F.O.; BARROS, R.V.; GAGLIARDI, J.F.; HAMMOND, J.; KISS, M.A.; BISHOP, D.J. Effect of performance level on pacing strategy during a 10-km running race. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, In press, 2009.

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

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

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

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

MIYASHITA, M.; KANEHISA, H.; NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, Torino, v. 21, p. 209-217, 1981.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 74, p. 1729-1734, 1993.

MORITANI, T.; NAGATA, A.; MURO, M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 14, p. 198-202, 1982.

NUMMELA, A.; RUSKO, H.; MERO, A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 26, p. 605-9, 1994.

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

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

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

SADOYAMA, T., MIYANO, H. Frequency analysis of surface EMG to evaluation of muscle fatigue. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 47, p. 239-246, 1981.

SALDANHA, A.; EKBLÖM, M.M.N.; THORSTENSSON, A. Central fatigue affects plantar flexor strength after prolonged running. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, Copenhagen, v. 18, p. 383-388, 2008.

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**, São Paulo, v. 8, p. 10-15, 2007.

SVEDAHL, K.; MACINTOSH, B.R. Anaerobic threshold: the concept and methods of measurement. **Canadian Journal of Applied Physiology**, Ontario, v. 28, p. 299-323, 2003.

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

TSUBOI, T.; SATOU, T.; EGAWA, K.; IZUMI, Y.; MIYAZAKI, M. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 69, p. 361-366, 1994.

VUORIMAA, T.; VIRLANDER, R.; KURKILAHTI, P.; VASANKARI, T.; HÄKKINEN, K. Acute changes in muscle activation and leg extension performance after different running exercises in elite long distance runners. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 96, p. 282-291, 2006.

WHITE, S.G.; McNAIR, P.J. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. **Clinical Biomechanics**, Bristol, v. 17, p. 177-184, 2002.

3.2. Efeito do incremento de velocidade de corrida na amplitude do sinal EMG e nas variáveis cinemáticas para sujeitos com diferentes níveis de desempenho.

Resumo

Os objetivos do presente estudo foram comparar o sinal eletromiográfico, a frequência e a amplitude de passada entre: (1) três diferentes intensidades de corrida, correspondentes a 60%, 80% e 100% da velocidade máxima ($V_{m\acute{a}x}$) atingida em protocolos incrementais; (2) dois grupos de corredores com diferentes experiências na modalidade; (3) dois protocolos de corrida incremental com distintos intervalos entre os estágios incrementais. Participaram deste estudo 26 corredores do sexo masculino, divididos em dois grupos com diferentes experiências na modalidade: 15 corredores recreacionais (CR), sem treinamento específico em corrida; 11 corredores (CO), que treinavam para competições específicas na modalidade. Os protocolos de corrida foram realizados com velocidades iniciais de $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ para CR e de $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ para CO, com incrementos de $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a cada três minutos até a exaustão. Esses protocolos diferiram de acordo com o intervalo entre cada estágio incremental: 30 segundos (protocolo A) e 120 segundos (protocolo B). Sinais eletromiográficos (EMG) foram registrados por meio de eletrodos de superfície bipolares posicionados sobre os músculos iliocostal lombar (IC), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (porção longa) (BF), tibial anterior (TA), e gastrocnêmio (porção lateral) (GL). Os sinais EMG foram filtrados e retificados, sendo analisados no domínio do tempo considerando a amplitude do sinal, pelo do cálculo do valor RMS (*Root Mean Square*). Foi calculado um valor RMS para cada uma das últimas passadas, e, a partir destes, a média em três diferentes intensidades de corrida, correspondentes a, aproximadamente, 60, 80 e 100% da velocidade máxima ($V_{m\acute{a}x}$). Foi realizada uma análise cinemática no plano sagital de movimento que permitiu análise das coordenadas espaciais do ponto reflexivo localizado no calcâneo. Com bases nesses dados, foram calculadas as variáveis amplitude de passada (AP) e frequência de passada (FP), considerando as dez últimas passadas e, o cálculo subsequente de sua média, no mesmo tempo correspondente à análise do sinal EMG. Foi possível observar que os valores de RMS mostraram aumentos significativos entre as diferentes intensidades (60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$), para quase todos os músculos analisados. Entretanto, não foi verificado um comportamento característico para os músculos analisados nesse estudo. O valor de RMS não foi influenciado pelo tipo de protocolo utilizado para maioria dos músculos investigados, exceto para os músculos bi-articulares RF e BF. Além disso, o comportamento do valor RMS não foi influenciado pelo grupo avaliado, para maioria dos músculos analisados. O aumento da velocidade de corrida ocorreu tanto pelo aumento da frequência de passada, como pelo aumento de sua amplitude, embora essas variáveis tendam a apresentar contribuições percentuais diferenciadas com o incremento de velocidade. Portanto, a atividade muscular foi mais influenciada pelas intensidades diferentes do que pelo nível de condicionamento ou pela aplicação de diferentes protocolos incrementais. Embora diferenças tenham sido observadas no aumento de ativação dos músculos, elas não apresentaram uma tendência de resposta que pudesse caracterizar o comportamento desta atividade.

Introdução

A fadiga, definida por Enoka e Duchateau (2008) como processo que leva à redução da força muscular, alteração na atividade eletromiográfica ou uma exaustão da função contrátil, pode se desenvolver de modo rápido ou lento, dependendo do esforço realizado, sendo que esse processo pode acarretar em mudanças nos aspectos mecânicos do desempenho (HUG; NORDEZ; GUÉVEL, 2009).

O processo de fadiga é comum em atividades repetitivas realizadas por um longo período de tempo ou em alta intensidade, que são características comuns de muitas modalidades esportivas, como a corrida (GATES; DINGWELL, 2009; FRAGA; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2009).

A corrida é um dos mais comuns tipos de locomoção humana e estudos têm adotado a eletromiografia de superfície como técnica não-invasiva capaz avaliar a fadiga no sistema músculo-esquelético durante esse movimento específico (ABE et al., 2007; FRAGA; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2009).

Dessa forma, a análise do sinal eletromiográfico (EMG) durante corridas intensas e prolongadas permite a avaliação da fadiga muscular, a qual pode estar associada à redução do desempenho nessa modalidade (HUG; NORDEZ; GUÉVEL, 2009; SILVA et al., 2007).

O estudo da fadiga proveniente de exercícios realizados até a exaustão torna-se importante, pois viabiliza a avaliação do condicionamento físico de atletas e a prescrição de treinamentos mais individualizada (NUMMELA; RUSKO; MERO, 1994; NIGG et al., 2003).

Quando o sinal EMG é analisado no domínio do tempo, a fadiga é caracterizada por um aumento da amplitude resultante de um recrutamento adicional de unidades motoras, um aumento na taxa de disparo de potenciais de ação ou associação desses dois últimos fatores (BASMAJIAN; DELUCA, 1985).

Parece não haver consenso na literatura em relação às modificações no comportamento do (EMG) ao longo do tempo, a partir da realização de protocolos incrementais (GAZENDAM; HOF, 2007). Rahnama; Lees; Reilly (2006), verificaram aumento progressivo do valor RMS para os músculos reto femoral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral associado com o aumento da velocidade de locomoção realizada na esteira de 6 para 21 km.h⁻¹.

Para Karamanidis et al. (2004), o comportamento distinto do sinal EMG de diferentes músculos durante a corrida podem ser decorrentes de características específicas desse gesto esportivo ou de adaptações neuromusculares específicas de cada músculo analisado.

Dessa forma, o processo de instalação de fadiga muscular pode diferir de acordo com inúmeros fatores como o tipo de contração envolvida, o grupo muscular testado, a duração e a intensidade do exercício (MILLET; LEPERS, 2004).

Além disso, o processo de fadiga muscular pode acarretar em modificações importantes nas características da passada, em corridas de alta intensidade (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; AVOGRADO; DOLENEC; BELLI, 2003; NUMMELA; RUSKO; MERO, 1994). O gesto motor na corrida é influenciado por fatores como a velocidade utilizada (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005), que está diretamente associada à frequência e amplitude de passada adotadas (MARTIN; SANDERSON, 2000; CAVANAGH; KRAM, 1989).

Nesse sentido, embora a corrida possa ser classificada como uma atividade de deslocamento natural do ser humano, aspectos como a escolha adequada da amplitude e frequência de passada pode influenciar o seu desempenho (FRAGA et al., 2007), principalmente considerando situações de alta intensidade.

Para análise de diferentes intensidades de corrida, estudos sugerem a classificação deste exercício nos domínios moderado, pesado e severo. Essa classificação tem como base as variações em parâmetros metabólicos em testes incrementais, tais como lactato sanguíneo e consumo de oxigênio (CARTER et al., 2002; CAMIC et al., 2009; CARTER; JONES; DOUST, 2000), que podem ser relacionadas a intensidades relativas à velocidade máxima de corrida ($V_{m\acute{a}x}$) correspondentes a, aproximadamente, 60% da $V_{m\acute{a}x}$ (domínio moderado), 80% da $V_{m\acute{a}x}$ (domínio pesado) e 100% da $V_{m\acute{a}x}$ (domínio severo).

O domínio moderado inclui intensidades de exercícios nas quais há um equilíbrio entre a produção e a remoção de lactato e o VO_2 permanece constante. Em exercícios realizados nas intensidades do domínio pesado, o lactato e o VO_2 aumentam gradualmente, sem alcançar valores máximos. O domínio severo corresponde a intensidades de exercício próximas do VO_2 máximo (CAMIC et al., 2009).

Uma vez que essas intensidades marcam importantes diferenças em parâmetros metabólicos, o presente estudo almeja investigar se existe um

comportamento análogo para variáveis biomecânicas – mais especificamente para a análise do sinal EMG e das variáveis cinemáticas amplitude e frequência de passada.

Diante do exposto, os objetivos do presente estudo foram comparar o sinal eletromiográfico, a frequência e a amplitude de passada entre: (1) três diferentes intensidades de exercício, correspondentes a 60%, 80% e 100% da velocidade máxima ($V_{m\acute{a}x}$) – obtida em protocolos incrementais de corrida; (2) dois grupos de corredores com diferentes experiências na modalidade; (3) dois protocolos de corrida com distintos intervalos entre os estágios incrementais.

Métodos

Amostra

Participaram deste estudo 26 corredores do sexo masculino, divididos em dois grupos com diferentes experiências na modalidade: 15 corredores recreacionais (CR), (média \pm DP: 20,7 \pm 2,2 anos; 68,3 \pm 7,4 kg; 1,75 \pm 0,04 m; 13,6 \pm 3,7% de gordura corporal), estudantes de educação física, sem treinamento específico em corrida e praticantes de diferentes modalidades (basquete [1], vôlei [1], futsal [2], lutas [3], tênis [3], ginástica [1] e musculação [4]); e, 11 corredores (CO), (média \pm DP: 24,2 \pm 6,1 anos, 70,3 \pm 11,7 kg, 1,78 \pm 0,05 m; 9,6 \pm 2,5 % de gordura corporal), que treinavam para competições específicas de corrida, com frequência de treino de, no mínimo, três vezes por semana, experiência na modalidade superior a seis meses e desempenho em provas com distância de 10 km em tempo inferior a 45 minutos.

Os participantes não possuíam antecedentes de lesões osteomioarticulares nos membros inferiores e na coluna vertebral.

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

O desenho experimental do estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa local (Protocolo 2771/2004).

Protocolo de teste

Os sujeitos foram familiarizados na corrida em esteira com, pelo menos, 48 horas de antecedência ao protocolo de avaliação, durante nove minutos (LAVCANSKA; TAYLOR; SCHACHE, 2005), divididos em estágios de três minutos nas velocidades de 8, 9 e 10 km.h⁻¹ para CR e 10, 11 e 12 km.h⁻¹ para CO, respectivamente. Previamente à familiarização, foram realizadas as medidas antropométricas dos sujeitos avaliados.

Os protocolos de corrida foram realizados com velocidade inicial de 8 km.h⁻¹ para CR e 10 km.h⁻¹ para CO, com incrementos de 1 km.h⁻¹ a cada três minutos até a exaustão voluntária. Para alcançar essa condição, foi fornecido estímulo verbal ao voluntário, sempre pelo mesmo avaliador.

Os voluntários estiveram no laboratório em dois dias para realização dos protocolos de corrida, com um intervalo mínimo de 48 horas entre eles, havendo diferença entre os protocolos somente no intervalo entre cada estágio de velocidade: intervalo de 30 segundos (protocolo A); intervalo de 120 segundos (protocolo B). A ordem de realização dos protocolos foi randomizada.

Os protocolos de corrida foram realizados em uma esteira ergométrica motorizada (INBRAMED SUPER ATL – Brasil), com dimensões de 2 m de comprimento e 63 cm de largura.

A inclinação da esteira foi mantida fixa em 1%, uma vez que tem esta condição reflete mais precisamente o custo energético da corrida em ambientes abertos (JONES; DOUST, 1996).

Os sinais eletromiográficos e cinemáticos foram coletados durante todo o teste incremental.

No final de cada estágio de velocidade de corrida foram coletadas amostras de 25 l de sangue do lóbulo da orelha, para posterior determinação de limares metabólicos, utilizados para caracterizar o grupo de sujeitos avaliados no presente estudo.

Aquisição e análise dos dados eletromiográficos

Os sinais eletromiográficos foram registrados por meio de eletrodos de superfície bipolares descartáveis de Ag/AgCl (MediTrace[®]), com área de captação de 1 cm de diâmetro. Os eletrodos foram posicionados no lado direito do corpo,

sobre os músculos iliocostal lombar (IC) no nível vertebral L2-L3 de acordo com Tsuboi et al., (1994), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (porção longa) (BF), tibial anterior (TA), e gastrocnêmio (porção lateral) (GL), de acordo com SENIAM (Hermens et al., 2002), (figura 1 A e B). A distância entre as regiões centrais dos eletrodos foi de 2 cm. O eletrodo de referência foi posicionado sobre a região anterior da tíbia.

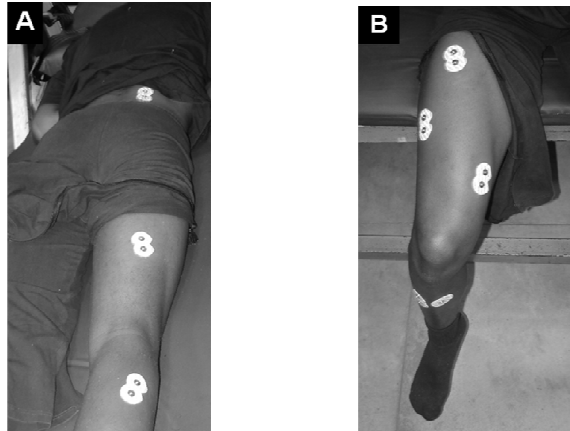


Figura 1. Posicionamento dos eletrodos nos músculos IC, BF e GL (A), nos músculos RF, VL, VM, TA e eletrodo de referência (B).

Previamente à colocação dos eletrodos, foram realizados os procedimentos de tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool.

Para melhor condição de aquisição do sinal EMG foram utilizados: (a) coletes projetados especificamente para armazenar e estabilizar os transmissores do sistema de telemetria e seus cabos (figura 2A); (b) calça com aberturas laterais para adequado posicionamento dos cabos e estabilização destes no momento da coleta de dados (figura 2B); (c) fitas adesivas para reduzir a movimentação dos cabos durante a corrida (figura 2B); (d) compressas de gaze estéril fixadas sobre a região dos eletrodos para absorção do suor (figura 2B).

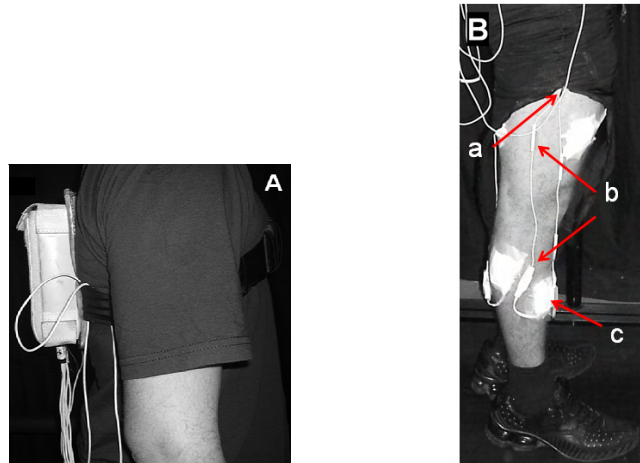


Figura 2. (A) Visão lateral de um dispositivo estabilizador do transmissor dos sinais EMG. (B) Visão lateral do membro inferior direito mostrando: (a) calça com zíperes laterais; (b) fitas adesivas para redução na movimentação dos cabos do sistema; (c) cobertura dos eletrodos com compressa de gaze estéril para absorção do suor.

Para aquisição dos sinais EMG foi utilizado o sistema Telemyo 900 (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ) e *software* Myoresearch (Version XP 1.6; Noraxon USA), com frequência de amostragem de 1000Hz e com ganho de 2000 vezes (20 vezes no pré-amplificador e 100 vezes no condicionador de sinais). Foi utilizado um conversor analógico-digital (A/D) com resolução de 16 bits.

Para análise dos dados eletromiográficos, foi utilizada uma rotina desenvolvida em ambiente MatLab (versão 6,5). Os dados brutos foram filtrados com filtro *notch* 60Hz, passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz (figura 3).

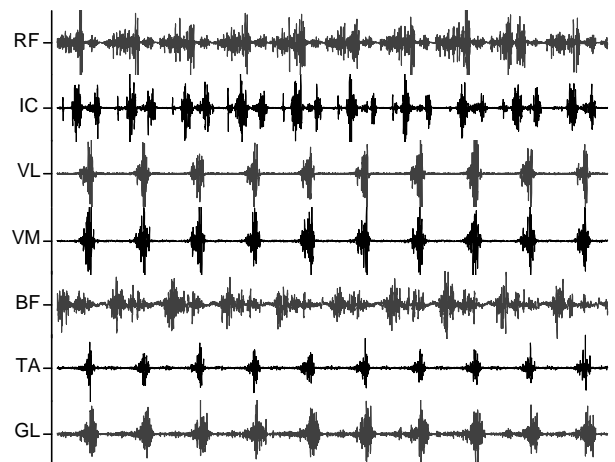


Figura 3. Dados EMG representativos da ativação dos músculos analisados, correspondentes aos dez últimos ciclos de passada para um sujeito do grupo CR a 8 km.h⁻¹.

Os sinais EMG foram retificados e analisados no domínio do tempo considerando a amplitude do sinal, expressa pelo do cálculo do valor RMS (*Root Mean Square*).

Foi calculado um valor RMS para cada uma das últimas passadas, para que, posteriormente, fosse calculada a média desses valores em três diferentes intensidades de corrida, correspondentes a, aproximadamente, 60, 80 e 100% da velocidade máxima ($V_{m\acute{a}x}$).

Previamente ao cálculo da média, os valores de RMS foram normalizados por um valor de referência comum correspondente ao valor de RMS da primeira passada, na velocidade inicial dos testes incrementais ($8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ para CR e $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ para CO).

Aquisição e análise dos dados cinemáticos

Os dados cinemáticos foram coletados simultaneamente aos dados eletromiográficos, utilizando um módulo de sincronismo (sistema Telemyo 900 [Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ] e software Myoresearch [Version XP 1.6; Noraxon USA]).

Para captação das imagens foi utilizada uma filmadora digital (modelo NV-GS320, marca PANASONIC), que permitiu aquisição de dados em uma frequência de amostragem de 30 Hz e lâmpada refletora de 300W.

Posteriormente, essas imagens serão expostas a um procedimento de desentrelaçamento de quadros por meio do software Myoresearch (Version XP 1.6; Noraxon USA), o que permitiu a duplicação de sua frequência de amostragem (60 Hz).

Foi realizada análise bidimensional no plano sagital de movimento (cinemetria 2D), sendo que a câmera foi posicionada sobre um tripé a uma distância de 4,20 m da esteira, com uma altura de 90 cm (figura 4).

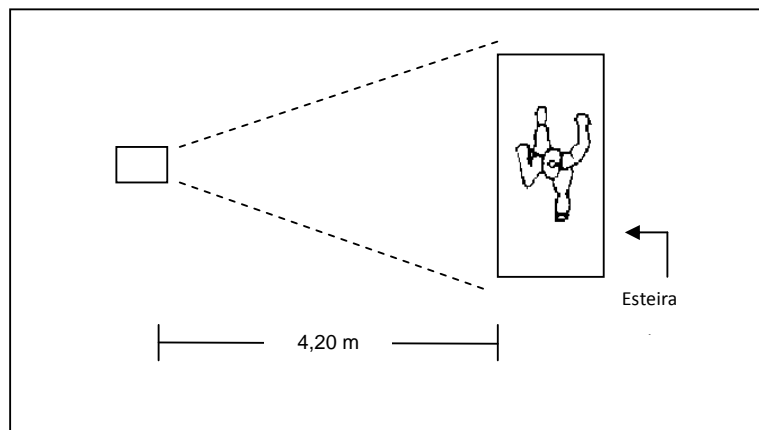


Figura 4. Esquema representativo do posicionamento da câmera para a aquisição dos dados cinemáticos.

Um quadro de calibração de dimensões conhecidas (1m X 1m) foi posicionado no início da filmagem, para definição da escala linear utilizada.

Um marcador reflexivo, com aproximadamente 2cm² foi posicionado no calcâneo direito. O ambiente de coleta foi preparado no intuito de assegurar a qualidade das imagens que foram, posteriormente, digitalizadas. Para tanto, o ambiente foi mantido escuro, utilizando exclusivamente a luminosidade proveniente da lâmpada refletora.

O *software* Peak Motus 9.0 (ViconPeak *software*) foi utilizado para digitalização automática e análise dos dados, o que permitiu o cálculo das coordenadas espaciais do ponto reflexivo do calcâneo.

Após a digitalização da imagem, os dados foram expostos a um filtro do tipo *Butterwoth* de ordem quatro (TILLMAN et al., 2005), adotando-se uma frequência de corte de 6Hz, sendo, posteriormente, extraídas as variáveis correspondentes à frequência e amplitude da passada.

As dez passadas analisadas foram divididas por sucessivos toques do calcâneo com o solo. Esses dados foram adquiridos por meio da análise cinemática que permitiu a obtenção dos dados referentes às coordenadas espaciais do ponto reflexivo localizado no calcâneo. Para localizar o ponto de contato do pé com o solo foram identificados os momentos em que maiores valores no eixo horizontal foram obtidos. O cálculo da amplitude de passada foi realizado a partir das coordenadas referentes às distâncias percorridas pelo ponto do calcâneo no eixo horizontal (considerando os deslocamentos máximos e mínimos nesse eixo), conforme equação a seguir (figura 5).

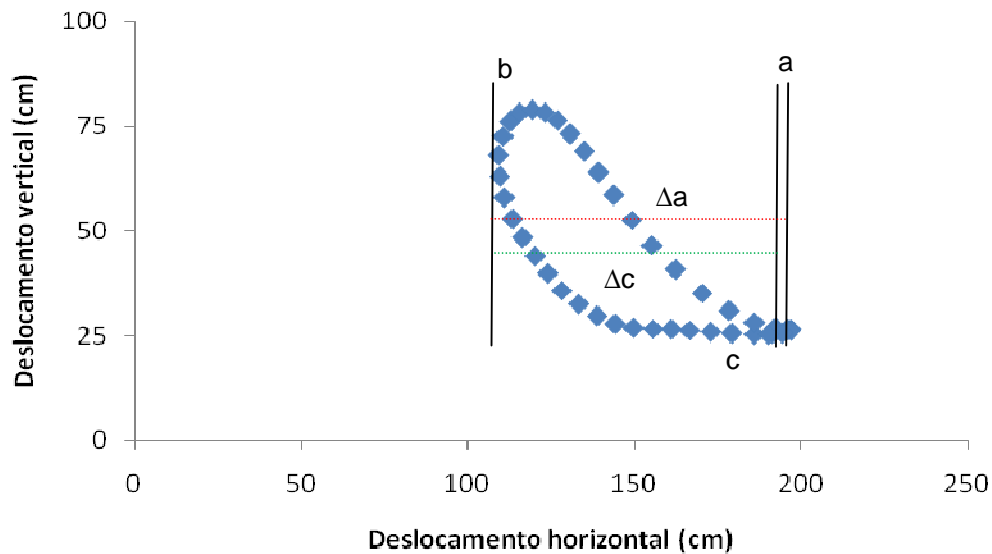


Figura 5. Deslocamentos verticais e horizontais a partir do eixo de coordenadas do ponto do calcâneo, representativo de um ciclo de passada.

Para cálculo da amplitude de passada foi utilizada a seguinte equação:

$$AP = \Delta ab + \Delta cb$$

Onde,

AP = amplitude de passada

a = valor máximo da coordenada horizontal obtido no contato do calcâneo com o solo

b = valor mínimo da coordenada horizontal, referente à fase de vôo.

c = valor máximo da coordenada horizontal obtido no contato subsequente do calcâneo com o solo

$\Delta ab = a - b$

$\Delta cb = c - b$

A frequência de passada foi calculada a partir da duração de contatos sucessivos do calcâneo com o solo.

De forma idêntica à análise do sinal EMG, a frequência e amplitude passada foram calculadas considerando a média das últimas passadas, e comparadas nas intensidades aproximadas de 60, 80 e 100% da velocidade máxima ($V_{m\acute{a}x}$).

Aquisição e análise das amostras sanguíneas

Previamente a coleta de sangue, foi realizada assepsia local com álcool e algodão e a punção do lóbulo da orelha com uma lanceta descartável. A primeira gota de sangue foi descartada para evitar a contaminação da gota de sangue pelo suor produzido.

Foram coletados 25 µl de sangue arterializado do lóbulo da orelha com capilares de vidro heparinizados e calibrados.

Após cada coleta, o sangue foi imediatamente depositado em tubos tipo eppendorf de 1,5 ml contendo 50 µl de fluoreto de sódio a 1%.

O lactato sanguíneo foi determinado por um método eletroquímico (YSL 2300 STAT, Yelow Springs, Ohio, USA).

O LL foi calculado por meio do ponto de inflexão na curva lactato-intensidade (determinado por três pesquisadores experientes), e o LAn foi determinado por meio de interpolação linear, considerando a concentração fixa de 3,5 mM (Heck et al., 1985).

Análise estatística

Os valores de RMS, amplitude e freqüência de passada foram expressos em médias e desvios padrão de cada grupo de sujeitos avaliados em cada protocolo, sendo verificada a normalidade da distribuição dos dados utilizando o teste de Shapiro-Wilk.

Foi utilizado o teste ANOVA - *one way* para medidas repetidas, com teste *post hoc* de Bonferroni, para comparação dos valores de RMS, amplitude e freqüência de passada entre as intensidades correspondentes a 60, 80 e 100% da V_{máx} obtida no protocolo incremental de corrida.

Para comparação dos valores de RMS e das variáveis cinemáticas entre os dois protocolos de teste foi aplicado um teste *t* de *Student* para dados pareados. Para comparação dessas variáveis entre CR e CO, foi aplicado um teste *t* para amostras independentes.

Foi aplicado um teste *t* de *Student* para dados pareados para comparação das velocidades aproximadas a 60 e 80% da V_{máx}. com as intensidades correspondentes a LL e LAn, respectivamente.

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

Resultados

As tabelas de 1 a 4 mostram os valores correspondentes às intensidades de 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$, bem como os valores referentes aos limiares metabólicos (LAn e LL), para CR e CO, nos protocolos A e B.

Tabela 1. Velocidades ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) correspondentes as intensidades de 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$ e às intensidades de LAn e LL para o grupo CR, no protocolo A.

Sujeitos	Velocidade ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)				
	60% da $V_{m\acute{a}x}$	80% da $V_{m\acute{a}x}$	100% da $V_{m\acute{a}x}$	LL	LAn
1	10	13	16	12,0	14,2
2	8	11	14	11,0	-
3	8	11	14	10,0	10,6
4	10	13	16	10,7	12,2
5	8	11	14	9,7	10,9
6	9	12	15	10,3	13,9
7	9	12	15	10,0	12,3
8	10	14	17	11,0	14,0
9	8	11	14	9,7	13,0
10	8	11	14	10,3	10,1
11	9	12	15	10,0	12,2
12	8	11	14	9,0	10,1
13	10	13	16	11,0	12,0
14	8	11	14	-	-
15	9	12	15	9,7	11,5
Média ±	8,9	11,9	14,9	10,3	12,1
DP	0,6	0,8	1,0	0,8	1,4

Tabela 2. Velocidades ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) correspondentes as intensidades de 60, 80 e 100% da $V_{\text{máx}}$ e às intensidades de LAn e LL para o grupo CR, no protocolo B.

Sujeitos	Velocidade ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)				
	60% da $V_{\text{máx}}$	80% da $V_{\text{máx}}$	100% da $V_{\text{máx}}$	LL	LAn
1	11	14	18	13,0	13,8
2	8	11	14	12,0	13,5
3	9	12	15	10,5	9,9
4	9	12	15	10,7	12,1
5	9	12	15	11,0	11,6
6	10	13	16	10,3	12,5
7	9	12	15	11,0	12,3
8	11	14	18	12,0	14,1
9	9	12	15	10,7	12,1
10	8	11	14	10,7	10,8
11	10	13	16	9,0	10,9
12	8	11	14	8,0	9,8
13	10	14	17	9,7	11,3
14	9	12	15	-	-
15	9	12	15	9,0	11,9
Média ±	9,3	12,4	15,5	10,5	11,9
DP	0,8	1,0	1,3	1,3	1,3

Tabela 3 Velocidades ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) correspondentes as intensidades de 60, 80 e 100% da $V_{\text{máx}}$ e às intensidades de LAn e LL para o grupo CO, no protocolo A.

Sujeitos	Velocidade ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)				
	60% da $V_{\text{máx}}$	80% da $V_{\text{máx}}$	100% da $V_{\text{máx}}$	LL	LAn
1	11	14	18	13,7	16,5
2	11	14	18	14,3	16,8
3	10	12	15	12,0	13,5
4	10	12	15	12,0	12,3
5	11	14	18	13,7	16,1
6	11	14	18	13,0	15,6
7	10	14	17	12,0	14,0
8	10	14	17	13,0	16,2
9	11	14	18	13,7	15,9
10	11	14	18	12,3	14,8
11	10	12	15	11,0	12,0
Média ±	10,5	13,6	17,0	12,8	14,9
DP	0,4	1,1	1,3	1,0	1,7

Tabela 4. Velocidades (km.h^{-1}) correspondentes as intensidades de 60, 80 e 100% da $V_{\text{máx}}$ e às intensidades de LAn e LL para o grupo CO, no protocolo B.

Sujeitos	Velocidade (km.h^{-1})				
	60% da $V_{\text{máx}}$	80% da $V_{\text{máx}}$	100% da $V_{\text{máx}}$	LL	LAn
1	11	15	19	14,0	15,8
2	11	15	19	14,7	16,4
3	10	14	17	12,7	13,4
4	10	13	16	12,0	11,4
5	12	16	20	14,0	15,7
6	11	15	19	13,7	15,5
7	10	14	17	12,0	13,4
8	11	14	18	12,3	16,3
9	11	15	19	14,0	15,3
10	11	14	18	12,3	14,0
11	10	13	16	11,0	12,9
Média ±	10,8	14,4	18,0	13,0	14,6
DP	0,8	1,1	1,3	1,1	1,6

Foi possível verificar que, para todas as condições (protocolos e grupos testados), a velocidade aproximada a 60% da $V_{\text{máx}}$ foi inferior à intensidade correspondente ao LL, e a velocidade aproximada a 80% foi inferior à intensidade correspondente ao LAn, exceto para CR no protocolo B (tabela 2). Entretanto, embora os valores referentes a 80% da $V_{\text{máx}}$ tenham sido superiores à intensidade do LAn para alguns sujeitos nesta condição, essas intensidades não apresentaram diferenças significativas entre si ($p = 0,136$).

Parâmetros metabólicos como LL e LAn são utilizados na literatura para demarcar as intensidades de exercício moderado e pesado, respectivamente. Diante disto, as tabelas 1 e 2 confirmam que as intensidades relativas a $V_{\text{máx}}$ se encontram, aproximadamente, nos diferentes domínios propostos.

As figuras de 6 a 9 apresentam a comparação do valor RMS nas três diferentes intensidades de corrida, para os dois grupos e protocolos de teste.

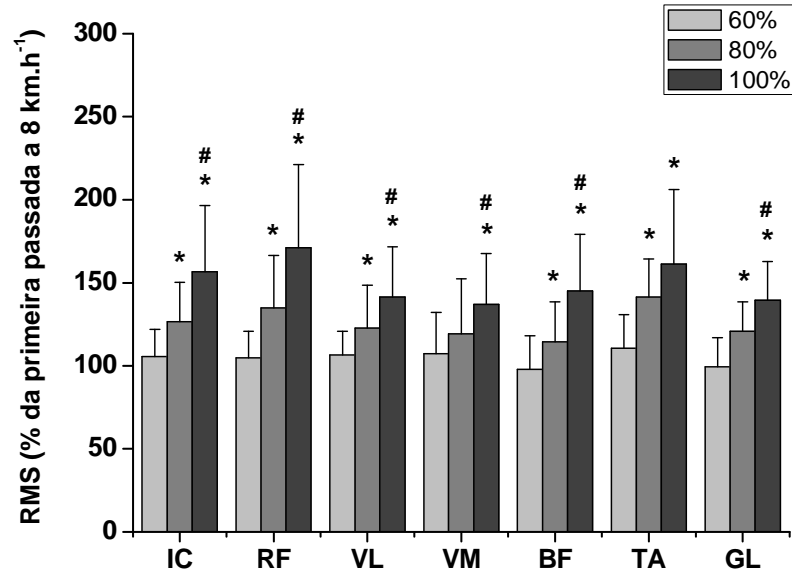


Figura 6. Comparação entre as intensidades de corrida correspondentes a 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$, considerando os valores RMS (média \pm DP) dos músculos IC (n=10), RF (n=14), VL (n=15), VM (n=9), BF (n=12), TA (n=10) e GL (n=14) normalizados pelo valor de RMS da primeira passada a $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, para o grupo CR no protocolo A. * $p < 0.05$ diferença significativa de 60% e # $p < 0.05$ diferença significativa de 80%.

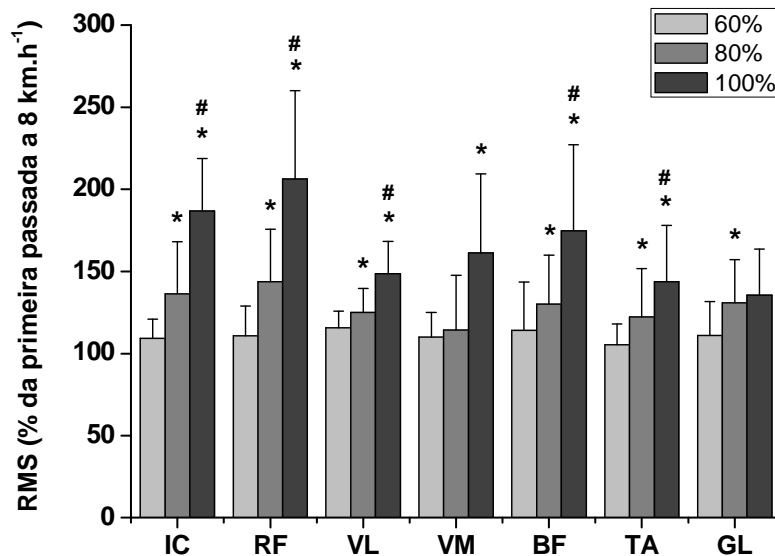


Figura 7. Comparação entre as intensidades de corrida correspondentes a 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$, considerando os valores RMS (média \pm DP) dos músculos IC (n=11), RF (n=13), VL (n=15), VM (n=8), BF (n=13), TA (n=13) e GL (n=12) normalizados pelo valor de RMS da primeira passada a $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, para o grupo CR no protocolo B. * $p < 0.05$ diferença significativa de 60% e # $p < 0.05$ diferença significativa de 80%.

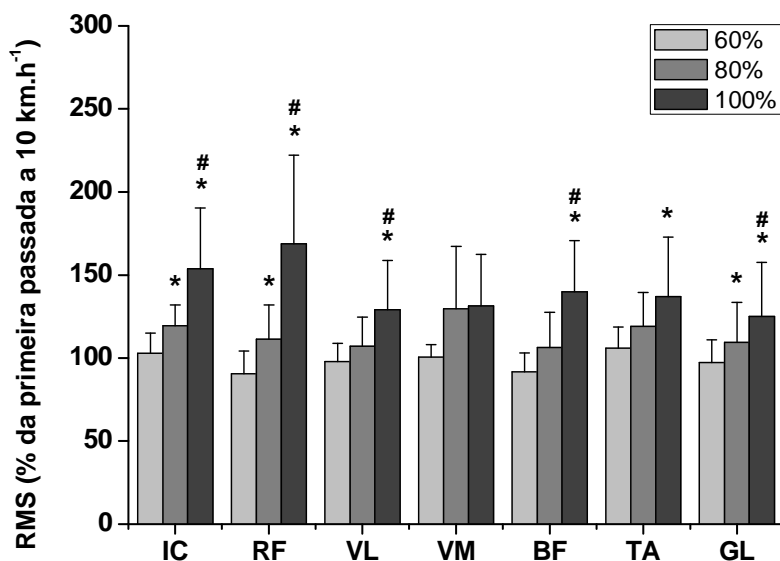


Figura 8. Comparação entre as intensidades de corrida correspondentes a 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$, considerando os valores RMS (média \pm DP) dos músculos IC (n=10), RF (n=11), VL (n=11), VM (n=7), BF (n=10), TA (n=10) e GL (n=11) normalizados pelo valor de RMS da primeira passada a $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, para o grupo CO no protocolo A. * $p<0.05$ diferença significativa de 60% e # $p<0.05$ diferença significativa de 80%.

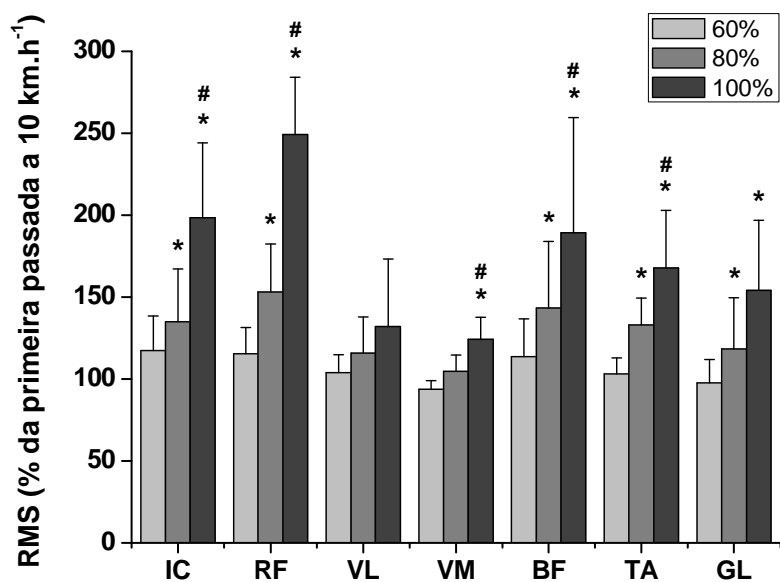


Figura 9. Comparação entre as intensidades de corrida correspondentes a 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$, considerando os valores RMS (média \pm DP) dos músculos IC (n=7), RF (n=8), VL (n=11), VM (n=8), BF (n=11), TA (n=9) e GL (n=8) normalizados valor de RMS da primeira passada a $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, para o grupo CO no protocolo B. * $p<0.05$ diferença significativa de 60% e # $p<0.05$ diferença significativa de 80%.

Foi possível observar que, quando os valores de RMS foram comparados entre diferentes velocidades de corrida, esses mostraram aumentos significativos entre as diferentes intensidades (60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x.}$), para quase todos os músculos analisados, exceto para os músculos VM (grupo CO, protocolo A) e VL (grupo CO, protocolo B).

Dessa forma, similar aos parâmetros metabólicos (LL e LAN), foi verificado que os valores de RMS mostraram-se sensíveis às alterações das intensidades correspondentes aos domínios moderado, pesado e severo.

A tabela 5 apresenta a comparação entre os protocolos de teste utilizados (Protocolo A e B) e entre os grupos avaliados (CR e CO), a partir dos valores de RMS.

Tabela 5. Comparação entre os grupos avaliados (CR e CO) e entre os protocolos de teste utilizados (Protocolo A e B), nas intensidades de corrida correspondentes a 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x.}$, considerando os valores RMS (média \pm DP) dos músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL normalizados pelo valor de RMS da primeira passada (8 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ para o grupo CR e 10 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ para o grupo CO). Δ $p < 0.05$ diferença significativa em relação ao Protocolo B; Θ $p < 0.05$ diferença significativa em relação ao grupo CO.

	RMS											
	Protocolo A						Protocolo B					
	60%		80%		100%		60%		80%		100%	
	CR	CO	CR	CO	CR	CO	CR	CO	CR	CO	CR	CO
IC	105,6 \pm 16,3	102,9 \pm 12,0	126,5 \pm 23,7	119,5 \pm 12,4	156,6 \pm 40,0	153,8 \pm 36,5	109,2 \pm 11,8	117,5 \pm 21,1	136,3 \pm 31,8	135,0 \pm 32,2	186,8 \pm 31,9	198,5 \pm 45,7
RF	104,8 \pm 16,1 Θ	90,6 \pm 13,5 Δ	134,7 \pm 31,8 Θ	111,2 \pm 20,8 Δ	171,2 \pm 50,0 Δ	168,7 \pm 53,5 Δ	110,7 \pm 18,4	115,3 \pm 16,0	143,8 \pm 31,8	153,2 \pm 29,2	206,4 \pm 53,7	249,4 \pm 35,0
VL	106,6 \pm 14,1	97,9 \pm 11,0	122,8 \pm 25,7	107,0 \pm 17,6	141,4 \pm 30,2	129,0 \pm 29,8	115,6 \pm 10,3 Θ	103,8 \pm 11,1	125,0 \pm 14,7	115,8 \pm 22,1	148,7 \pm 19,6	132,1 \pm 41,2
VM	107,3 \pm 24,9	100,5 \pm 7,5	119,2 \pm 33,1	129,5 \pm 37,7	136,8 \pm 30,8	131,3 \pm 31,1	110,0 \pm 15,0 Θ	93,6 \pm 5,5	114,4 \pm 33,2	104,6 \pm 10,1	161,2 \pm 48,2	124,3 \pm 13,4
BF	97,8 \pm 20,2	91,6 \pm 11,4 Δ	114,4 \pm 24,0	106,4 \pm 21,1 Δ	145,0 \pm 34,1	139,8 \pm 30,9	114,0 \pm 29,5	113,6 \pm 23,2	130,0 \pm 30,0	143,4 \pm 40,6	174,8 \pm 52,5	189,4 \pm 70,3
TA	110,6 \pm 20,1	105,8 \pm 12,7	141,4 \pm 22,9 Θ	119,1 \pm 20,3	161,3 \pm 44,9	137,1 \pm 35,7	105,3 \pm 12,7	103,2 \pm 9,7	122,2 \pm 29,5	133,0 \pm 16,4	143,8 \pm 34,2	167,7 \pm 35,2
GL	99,4 \pm 17,4	97,3 \pm 13,6	120,6 \pm 17,8	109,4 \pm 24,2	139,4 \pm 23,4	125,0 \pm 32,6	111,0 \pm 20,7	97,7 \pm 14,2	131,0 \pm 26,3	118,4 \pm 31,3	135,5 \pm 28,1	154,2 \pm 42,7

Considerando a comparação entre os protocolos, foram verificados aumentos significativos do protocolo A para o protocolo B, apenas para o músculo RF [100% da $V_{m\acute{a}x.}$ para o grupo CR ($p=0,019$), e a 60% ($p=0,012$), 80% ($p=0,000$) e 100% da $V_{m\acute{a}x.}$ ($p=0,003$) para o grupo CO]; e para o músculo BF [60% ($p=0,045$) e 80% da $V_{m\acute{a}x.}$ ($p=0,011$) para o grupo CO].

Dessa forma, essa comparação permitiu verificar que o valor RMS não foi influenciado pelo tipo de protocolo utilizado para maioria dos músculos analisados no presente estudo, exceto para os músculos bi-articulares RF e BF, nas referidas situações explicitadas anteriormente.

Na comparação entre os dois grupos avaliados, foi observado que o grupo CR mostrou maiores valores RMS apenas para os músculos RF [60% da $V_{m\acute{a}x.}$ ($p=0,028$) e 80% da $V_{m\acute{a}x.}$ ($p=0,046$)] e TA [80% da $V_{m\acute{a}x.}$ ($p=0,033$)], considerando o protocolo A, e para os músculos VL [60% da $V_{m\acute{a}x.}$ ($p=0,010$)] e VM [60% da $V_{m\acute{a}x.}$ ($p=0,018$)] no protocolo B.

Assim, a comparação entre os diferentes grupos permite inferir que o comportamento do valor RMS não foi influenciado pelo grupo avaliado, para maioria dos músculos analisados.

A figura 10 apresenta o comportamento das variáveis cinemáticas (AP e FP), nas diferentes intensidades de corrida, para os dois grupos avaliados nos dois diferentes protocolos de teste.

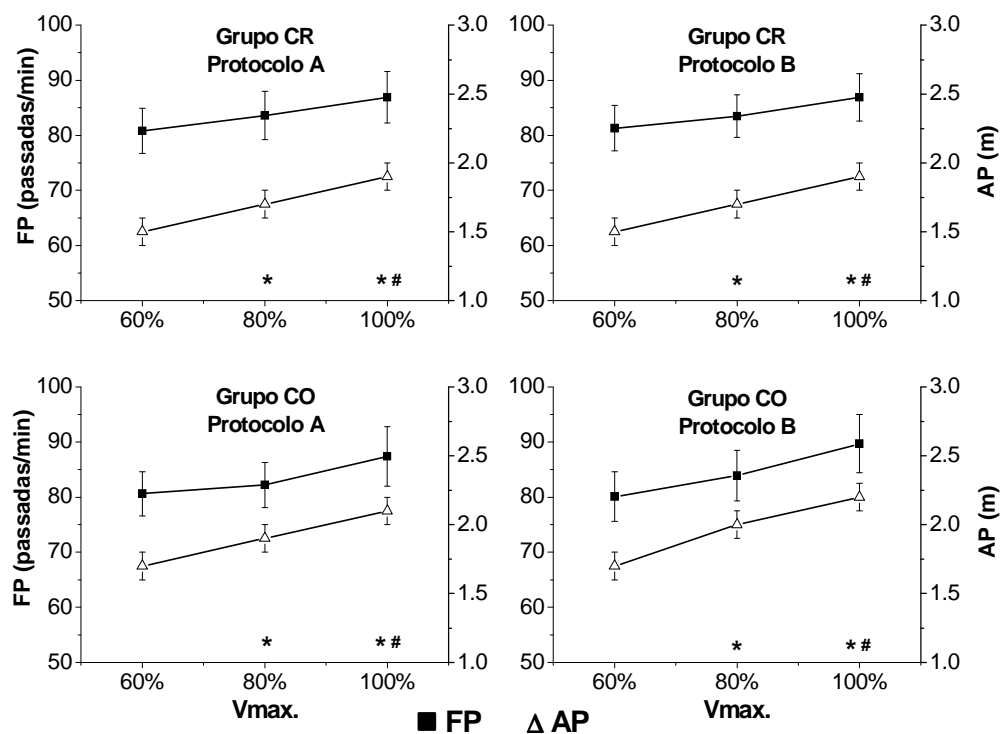


Figura 10. Comparação da AP e FP (média \pm DP) entre as intensidades de corrida correspondentes a 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x.}$, * $p<0.05$ indica diferença significativa de 60% para AP e FP e # $p<0.05$ indica diferença significativa de 80% para AP e FP.

Quando comparadas a AP e FP entre as diferentes intensidades de corrida foi verificado que as duas variáveis aumentam de forma significativa concomitantemente com o incremento da velocidade. Esse resultado era esperado, uma vez que a velocidade é determinada pelo produto direto entre essas duas variáveis.

Entretanto, ocorre um aumento percentual distinto dessas variáveis de 60% da $V_{m\acute{a}x}$. para 100% da $V_{m\acute{a}x}$: a AP aumenta 32,3% para CR no Protocolo A, 30,0% para CR no Protocolo B, 27,8% para CO no Protocolo A, e 29,0% para CO no Protocolo B; enquanto que a FP aumenta 7,4% para CR no Protocolo A, 6,9% para CR no Protocolo B, 8,5% para CO no Protocolo A e 12% para CO no Protocolo B. Com isso, pode-se inferir que essas variáveis apresentam uma contribuição percentual diferenciada para aumento a velocidade, sendo que a AP apresenta maior contribuição percentual.

Essas diferenças podem, também, estar relacionadas aquelas encontradas entre os grupos avaliados (tabela 6). Apenas a AP foi maior significativamente para o grupo CO quando comparado ao grupo CR, sendo que a FP não apresentou diferenças significativas entre os grupos para as mesmas intensidades relativas (tabela 6).

Tabela 6. Comparação entre os grupos avaliados (CR e CO) e entre os protocolos de teste utilizados (Protocolo A e B), nas intensidades de corrida correspondentes a 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$., considerando os valores de AP e FP. Δ $p < 0.05$ diferença significativa em relação ao Protocolo B; Θ $p < 0.05$ diferença significativa em relação ao grupo CO.

	Variáveis Cinemáticas											
	Protocolo A						Protocolo B					
	60%		80%		100%		60%		80%		100%	
	CR	CO	CR	CO	CR	CO	CR	CO	CR	CO	CR	CO
FP	80,8± 4,1	80,6± 4,0	83,6± 4,4	82,2± 4,1 Δ	86,9± 4,7	87,4± 5,4 Δ	81,3± 4,1	80,1± 4,5	83,5± 3,9	83,9± 4,6	86,9± 4,3	89,7± 5,3
AP	1,47± 0,1 Θ	1,66± 0,1	1,74± 0,1 Θ	1,91± 0,1 Δ	1,94± 0,1 Θ	2,12± 0,1 Δ	1,51± 0,1 Θ	1,68± 0,1	1,76± 0,1 Θ	1,97± 0,1	1,96± 0,1 Θ	2,17± 0,1

Quando comparados os diferentes protocolos de teste, foram verificadas diferenças significativas na AP e na FP apenas para o grupo CO: AP foi significativamente maior no protocolo B do que no protocolo A em 80% da $V_{m\acute{a}x}$. ($p=0,043$) e 100% da $V_{m\acute{a}x}$. ($p=0,040$); e FP também foi maior no protocolo B quando comparado ao protocolo A em 80% da $V_{m\acute{a}x}$. ($p=0,007$) e 100% da $V_{m\acute{a}x}$. ($p=0,004$), (tabela 6).

Discussão

O presente estudo teve como objetivo principal comparar o sinal eletromiográfico, a frequência e a amplitude de passada em três diferentes intensidades de exercício durante protocolos de corrida incrementais.

A ação muscular durante a corrida permite obter informações para validação de protocolos quando associada a variáveis cinemáticas (KYRÖLÄINEN; KOMI; BELLI, 1999). Essas variáveis são normalmente combinadas durante testes ou mesmo competições, sendo que podem apresentar modificações decorrentes do desenvolvimento da fadiga muscular.

Portanto, o conhecimento sobre as características de ativação dos músculos do membro inferior é importante para o entendimento de aspectos cinemáticos da corrida (KYRÖLÄINEN; AVELA; KOMI, 2005).

Foi verificado que os valores de RMS mostraram-se sensíveis às alterações das intensidades correspondentes a 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x.}$, de forma semelhante ao que ocorre com os parâmetros metabólicos (CAMIC et al., 2009; CARTER; JONES; DOUST, 2000).

Quando comparadas as intensidades extremas analisadas (60 e 100% da $V_{m\acute{a}x.}$), apenas as condições para os músculos GL (grupo CR, protocolo B), VM (grupo CO, protocolo A) e VL (grupo CO, protocolo B), não mostraram diferenças significativas.

Hanon et al. (1998) verificaram que o sinal EMG de contrações isométricas obtido entre os estágios de um protocolo de corrida incremental permaneceu praticamente constante quando comparadas intensidades submáximas de esforço, sendo que alterações significativas foram verificadas apenas quando essas intensidades foram comparadas a $V_{m\acute{a}x}$ atingida (velocidades maiores que 18 km.h^{-1}).

O comportamento do valor de RMS para maioria dos músculos analisados foi de aumento como resultado do incremento velocidade; exceto para os músculos VM (grupo CO, protocolo A) e VL (grupo CO, protocolo B), que não alteraram significativamente sua ativação a partir de uma maior intensidade de teste.

Entretanto, embora seja possível observar o referido aumento do valor RMS como resposta ao incremento da intensidade de corrida para diferentes músculos na maioria das condições analisadas, apenas os músculos IC e RF apresentaram

aumentos entre todas as intensidades, para todos os grupos e protocolos de teste utilizados.

Gazendam; Hof (2007) afirmam que não há na corrida um comportamento estável do sinal EMG para diferentes músculos em resposta a um protocolo incremental de corrida: o sinal EMG pode aumentar, permanecer constante ou, até mesmo, diminuir com o incremento de velocidade, dependendo do músculo a ser analisado. Gazendam; Hof (2007) verificaram que a amplitude do sinal EMG do músculo BF aumentou com o incremento de velocidade de corrida até a velocidade de $3,0 \text{ m.s}^{-1}$, reduzindo após essa velocidade até $4,5 \text{ m.s}^{-1}$.

Estudos têm relatado comportamentos diversificados de ativação muscular. Enquanto Guidetti; Rivellini; Figura (1996) afirmam que o músculo RF apresenta dois períodos de ativação em um ciclo, Gazendam; Hof (2007) apontam que esse músculo, embora biarticular, teria ativação apenas em uma fase do ciclo de passada (correspondente a fase de contato).

Avogadro; Dolenc; Belli (2003) também relatam adaptações específicas para os diferentes músculos analisados, pois verificaram aumento da atividade somente para o músculo VL quando comparado o período inicial e final de uma corrida prolongada. Destaca-se que o período inicial foi correspondente ao terceiro minuto de corrida e o período final foi correspondente à coleta realizada antes da exaustão em um protocolo com intensidade constante de 90% do VO_2 máx. Não foram encontradas diferenças significativas entre os demais músculos estudados (BF e TA).

Diante disso, a padronização da atividade muscular a partir de corridas incrementais que induzam a fadiga deve ser realizada com cautela. Diferentemente do ciclismo, que envolve ciclos de pedalada dentro de uma forma de movimento mais previsível, a corrida permite uma série de ajustes na passada (frequência e amplitude de passada) que podem alterar substancialmente a amplitude do sinal EMG (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005).

O presente estudo também comparou o comportamento do valor RMS entre protocolos de corrida incremental com diferentes intervalos entre cada estágio de velocidade: intervalo de 30 segundos; intervalo de 120 segundos.

Essa comparação torna-se pertinente, pois a falta de padronização em características específicas de testes incrementais de corrida (tais como duração dos

estágios incrementais e duração entre os incrementos), pode dificultar a comparação entre diferentes estudos.

Foi verificado que o comportamento do valor RMS não foi influenciado pelo tipo de protocolo utilizado para maioria dos músculos analisados, exceto para os músculos bi-articulares RF e BF.

Diversos estudos relatam que existem peculiaridades que diferem a atuação de músculos mono e biarticulares (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; DOORENBOSCH; VAN INGEN SCHENAU, 1995; VAN INGEN SCHENAU; PRATT; MACPHERSON, 1994).

De acordo com Doorenbosch; Van Ingen Schenau (1995) e Van Ingen Schenau; Pratt; Macpherson (1994), músculos monoarticulares apresentam importante papel na produção de contrações concêntricas, enquanto que os músculos bi-articulares fornecem uma fina regulação na distribuição dos momentos sobre as articulações.

Especula-se que a ativação muscular pode ser controlada a partir de um critério de prevalência. Quando uma tarefa requer certa distribuição dos momentos independente do comprimento muscular, os músculos biarticulares são ativados. Por outro lado, quando um grande trabalho é realizado durante uma tarefa particular, a contribuição dos músculos monoarticulares é mais pronunciada (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; DOORENBOSCH; VAN INGEN SCHENAU, 1995).

Para Kyröläinen; Avela; Komi (2005), o BF tende a apresentar sua principal contribuição na corrida na potente extensão do quadril, o que lhe confere grande importância na fase de propulsão do movimento. Além disso, esse músculo atua excentricamente durante a fase aérea para armazenar energia elástica de forma a favorecer a fase propulsora subsequente. Assim, os ísquios-tibiais são potencialmente ativados para aumentar a força propulsiva gerando maior força resultante no sentido horizontal.

Vuorimaa et al. (2006) verificaram que após corridas intensas os músculos agonistas e antagonistas ao movimento de extensão do joelho foram ativados diferentemente: foi observada redução do sinal EMG dos músculos VL e VM, enquanto que não foram encontradas diferenças significativas no sinal EMG do músculo BF.

Quando os valores de RMS dos grupos com diferentes experiências na modalidade foram comparados, foi observado o comportamento semelhante para maioria dos músculos analisados, embora os sujeitos apresentem desempenhos diferenciados a partir da realização dos protocolos incrementais de corrida (tabelas 1 a 4).

Essa característica indica que, embora os sujeitos atinjam velocidades absolutas diferentes, o comportamento dos valores de RMS relativos às intensidades máximas individuais permanece semelhante entre grupos com desempenhos distintos.

Considerando a análise do comportamento da passada, por meio da análise das variáveis cinemáticas, o presente estudo evidenciou aumento significativo dos valores correspondentes a AP e FP entre todas as intensidades comparadas (figura 10). Esse resultado mostrava-se bastante previsível, uma vez que mudanças na velocidade de corrida são acompanhadas por alterações na amplitude e frequência de passada (CAPPELLINI et al., 2006).

A amplitude de passada é determinada pela soma do deslocamento horizontal do corredor durante a fase de apoio da passada e na fase de balanço. A frequência de passada corresponde ao número de passadas por unidade de tempo (CAVANAGH; KRAM, 1989).

Entretanto, parece não haver consenso na literatura sobre o percentual de contribuição de cada uma dessas variáveis na determinação da velocidade (BUS, 2003; MARTIN; SANDERSON, 2000; ELLIOT; ACKLAND, 1981). O presente estudo evidenciou que a AP possui maior contribuição percentual do que a FP para o aumento da velocidade em um teste incremental de corrida, o que corrobora com os resultados encontrados por Bus (2003).

Além disso, embora as intensidades absolutas correspondentes à 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$ foram maiores para o grupo CO quando comparadas a CR, tendo em vista os diferentes desempenhos e regimes de treinamento de cada grupo (tabelas de 1 a 4), somente a AP foi maior significativamente para o grupo CO quando comparado ao grupo CR (tabela 6). Pode-se inferir que a AP representa um parâmetro mais sensível às alterações na intensidade de corrida, entre os grupos avaliados.

Na comparação das variáveis cinemáticas entre os protocolos de teste distintos, foram observadas diferenças significativas na AP e na FP, somente para o

grupo CO, nas intensidades de 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$. Com isso, sugere-se que alterações no intervalo entre os estágios incrementais modificaram o comportamento da passada do grupo com melhor desempenho, os quais atingiram velocidades absolutas maiores no protocolo B, o que, possivelmente esteja relacionado aos aumentos nas variáveis cinemáticas referidos.

Considerações Finais

O presente estudo mostrou que, quando comparadas diferentes intensidades de um protocolo incremental de corrida (60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$), o sinal EMG tende a apresentar aumento concomitante ao incremento de velocidade. Entretanto, não foi verificado um comportamento característico para os músculos analisados nesse estudo. Além disso, o aumento da velocidade de corrida ocorreu tanto pelo aumento da frequência de passada, como pelo aumento de sua amplitude, embora essas variáveis tendam a apresentar contribuições percentuais diferenciadas com o incremento de velocidade.

O comportamento dos valores de RMS, quando expressos nas mesmas intensidades relativas, foi semelhante para corredores com desempenhos distintos, para a maioria dos músculos analisados. Quando o comportamento da passada foi comparado entre os grupos, foi verificado que a AP foi maior para CO quando comparado a CR, em todas as intensidades dos dois protocolos de teste.

Protocolos de teste com intervalos distintos entre os estágios incrementais não alteraram o comportamento do valor RMS para maioria dos músculos analisados, exceto para os músculos bi-articulares RF e BF. Além disso, no protocolo com maior intervalo de recuperação (protocolo B), as variáveis cinemáticas AP e FP foram maiores do que no protocolo A, para o grupo CO, nas intensidades de 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$.

Referências

ABE, D.; MURAKI, S.; YANAGAWA, K.; FUKUOKA, Y.; NIIHATA, S. Changes in EMG characteristics and metabolic energy cost during 90-min prolonged running. **Gait and Posture**, Oxford, v. 26, p. 607–610, 2007.

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

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. **Muscle alive: their functions revealed by electromyography**, 5° ed, Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, 1985.

BUS, S.A. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 35, n. 7, p. 1167-1175, 2003.

CAMIC, C.L.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; HENDRIX, C.R.; ZUNIGA, J.M.; MIELKE, M.; SCHMIDT, R.J. An EMG frequency-based test for estimating the neuromuscular fatigue threshold during cycle ergometry. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, 2009.

CAPPELLINI, G.; IVANENKO, Y.P.; POPPELE, R.E.; LACQUANITI, F. Motor patterns in human walking and running. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 95, p. 3426-3437, 2006.

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

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

CAVANAGH, P.R.; KRAM, R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 21, n. 4, p. 467-479, 1989.

DOORENBOSCH, C.A.M.; VAN INGEN SCHENAU, G.J.I. The role of mono- and biarticular muscles during control leg tasks in man. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 14, p. 279-300, 1995.

ELLIOT, B.; ACKLAND, T. Biomechanical Effects of Fatigue on 10.000 Meter Running Technique. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, Reston, v. 52, n. 2, p. 160-166, 1981.

ENOKA, R.M.; DUCHATEAU, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 1, p. 11-23, 2008.

FRAGA, C.H.W.; DIAS DA SILVA, S.R.; GONÇALVES, M. Effect of running velocity on electromyographic and metabolic variables. **Motriz**, Rio Claro, v. 15, p. 911-918, 2009.

FRAGA, C.H.W.; BLOEDOW, L.S.; GUIMARÃES, A.C.S.; VAZ, M.A. Análise de variáveis cinemáticas na corrida do *triathlon* obtidas em prova simulada. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 8, n. 14, p. 16-20, 2007.

GATES, D.H.; DINGWELL, J.B. Muscle fatigue does not lead to increased instability of upper extremity repetitive movements. **Journal of Biomechanics**, New York, *In press*, 2009.

GAZENDAM, M.G.J.; HOF, A.L. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. **Gait and Posture**, Oxford, v. 25, p. 604-614, 2007.

GUIDETTI, L.; RIVELLINI, G.; FIGURA F. EMG Patterns During Running: Intra- and Inter-individual Variability. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 6, p. 37-48, 1996.

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

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

HECK, H.; MADER, A.; HESS, G.; MUCKE, S.; MULLER, R.; HOLLMANN, W. Justification of the 4mmol/l lactate threshold. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 6, p. 117-130, 1985.

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].

HUG, F.; NORDEZ, A.; GUÉVEL, A. Can the electromyographic fatigue threshold be determined from superficial elbow flexor muscles during an isometric single-joint task? **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 107, p. 193-201, 2009.

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

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A.; BRÜGGEMANN, G.P. Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. **Gait and Posture**, Oxford, v. 19, p. 115–123, 2004.

KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P.V. Changes in muscle with increasing running speed. **Journal of Sports Science**, London, v. 23, p. 1101-1109, 2005.

KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P.V.; BELLI, A. Changes in muscle activity patterns and kinetics with increasing running speed. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Philadelphia, v. 13, n. 4, p. 400-406, 1999.

LAVCANSKA, V.; TAYLOR, N.F.; SCHACHE, A.G. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 24, p. 544-57, 2005.

MARTIN, P.E.; SANDERSON, D.J. Biomechanics of walking and running. in GARRET, W. E. & KIRKENDAL, D. (eds.) **Exercise and Sport Science**. Philadelphia: Lippincot Williams & Wilkins, p. 639-659, 2000.

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

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

NUMMELA, A.; RUSKO, H.; MERO, A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 26, p. 605-9, 1994.

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

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. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 8, p. 10-15, 2007.

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

VAN INGEN SCHENAU, G.J.I.; PRATT, C.A.; MACPHERSON, J.M. Differential use and control of mono- and biarticular muscles. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 13, p. 495-517, 1994.

VUORIMAA, T.; VIRLANDER, R.; KURKILAHTI, P.; VASANKARI, T.; HÄKKINEN, K. Acute changes in muscle activation and leg extension performance after different running exercises in elite long distance runners. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 96, p. 282-291, 2006.

3.3. Análise da fadiga muscular em corredores com diferentes níveis de desempenho por meio da comparação do sinal EMG obtido em contrações dinâmicas e isométricas.

Resumo

O presente estudo teve por objetivo analisar o efeito de um protocolo incremental de corrida sobre o comportamento do sinal eletromiográfico (EMG) obtido a partir de contrações isométricas e dinâmicas, para corredores com diferentes experiências na modalidade. Participaram deste estudo 24 corredores do sexo masculino, divididos em dois grupos: 13 corredores recreacionais (CR) e 11 corredores (CO). O protocolo de teste consistiu, inicialmente, da realização de três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) para o grupo muscular dos extensores do joelho, com duração de cinco segundos e intervalo de três minutos entre elas. O protocolo de corrida foi realizado com velocidades iniciais de 8 km.h^{-1} para CR e de 10 km.h^{-1} para CO, e incrementos de 1 km.h^{-1} a cada três minutos até a exaustão. No final de cada estágio incremental, houve um intervalo de dois minutos para a coleta de amostras sanguíneas e de 50% da CIVM. Os voluntários foram ao laboratório 48 horas, previamente à realização desta avaliação, para familiarização com a realização da CIVM, a manutenção de 50% desta intensidade por cinco segundos e a corrida na esteira. As contrações foram realizadas em uma cadeira que permitiu a estabilização do ângulo articular do joelho a 90° de flexão, e foi conectada a uma célula de carga, com capacidade para até 200 kg. Essa célula de carga foi utilizada para determinar percentuais da força máxima obtida. Foram coletados sinais EMG por meio de eletrodos de superfície bipolares posicionados sobre os músculos reto femoral (RF) e vasto lateral (VL). Os sinais EMG das contrações dinâmicas foram obtidos por meio do cálculo do valor RMS (*Root Mean Square*) para cada uma das últimas passadas, e, a partir destes, a média em três diferentes intensidades de corrida, correspondentes a, aproximadamente, 60, 80 e 100% da velocidade máxima ($V_{\text{máx}}$) atingida no protocolo incremental. Para análise das contrações isométricas, foram calculados os valores de RMS por meio de janelamento móvel de 1s a cada 0,5s (*overlap*), sendo analisadas as médias dos valores correspondentes ao intervalo de 1 a 4s. Esses valores foram analisados nos intervalos imediatamente após as velocidades correspondentes a 60%, 80% e 100% da $V_{\text{máx}}$. O incremento da velocidade de corrida levou a um aumento na amplitude do sinal EMG apenas nas contrações dinâmicas analisadas, enquanto que não foram verificadas diferenças significativas entre as contrações isométricas. Esses resultados indicam que o aumento observado nos valores de RMS pode ser mais especificamente determinado pela maior intensidade de exercício do que pela instalação de um processo de fadiga. Além disso, somente os sinais EMG do músculo VL nas contrações dinâmicas a 60% da $V_{\text{máx}}$ foram maiores para CO comparado a CR. Para as demais condições, não foram verificadas diferenças entre os grupos avaliados, o que pode indicar que, quando a comparação é realizada considerando os valores de RMS relativos às intensidades máximas idênticas entre os grupos, o comportamento do sinal não é influenciado pelas experiências distintas dos corredores na modalidade.

Introdução

A fadiga muscular representa um indicador de redução da força e potência, que pode ocorrer durante a execução de exercícios prolongados e/ou de alta intensidade (RAHNAMA; LEES; REILLY, 2006). Estudos têm relatado que esse fenômeno ainda necessita de uma melhor compreensão, devido a sua elevada complexidade (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; AVOGRADO; DOLENEC; BELLI, 2003; NUMMELA; RUSKO; MERO, 1994).

A análise da fadiga muscular proveniente de exercícios realizados até a exaustão torna-se importante, pois viabiliza a avaliação do condicionamento físico de atletas e a prescrição de treinamentos mais individualizada (NIGG et al., 2003).

Protocolos incrementais de corrida são freqüentemente utilizados como método de avaliação da fadiga, pois a alteração na intensidade de exercício (geralmente realizada até a exaustão) pode evidenciar ajustes metabólicos e neuromusculares decorrentes do início de um processo de fadiga (SILVA et al. 2007; DIAS DA SILVA; FRAGA; GONÇALVES, 2007). Isto se torna importante na medida em que a forma de movimento e o seu desempenho podem ser influenciados tanto pelo desenvolvimento da fadiga, como pelas alterações de intensidade, que resultam em ajustes neuromusculares (SILVA et. al., 2007; HANON et al., 1998).

Para análise da fadiga muscular a partir da realização de protocolos incrementais de corrida, estudos têm adotado a eletromiografia de superfície como técnica não-invasiva capaz avaliar o sistema músculo-esquelético durante esse movimento específico (FRAGA; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2009; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). Essa técnica também tem sido utilizada com objetivo de verificar a ação muscular requerida durante modalidade, analisando contrações dinâmicas (RAHNAMA; LEES; REILLY, 2006; BIJKER et al., 2002; SODERBERG; KNUTSON, 2000).

Além da análise das contrações dinâmicas, testes isométricos também podem revelar informações importantes no intuito de analisar o estado de fadiga de um músculo durante a corrida (HAUSSWIRTH; BIGARD; GUEZENNEC, 2000). Esses testes podem ser realizados em intervalos entre estágios incrementais (FRAGA et al., 2010; HANON et al., 1998).

A análise do sinal EMG é freqüentemente utilizada para análises no domínio do tempo, sendo que estudos têm encontrado evidências de aumento da *Root Mean*

Square (RMS) quando o músculo é exercitado em uma carga constante até a fadiga, tanto em exercícios isométricos como dinâmicos (OLIVEIRA et al., 2005; CARDOZO; GONÇALVES; GAUGLITZ, 2004; CARDOZO; GONÇALVES, 2003; DIAS DA SILVA; GONÇALVES, 2003).

Outros estudos também relatam que, em exercícios prolongados e/ou realizados em alta intensidade, o sinal eletromiográfico pode apresentar um aumento progressivo de sua amplitude (FRAGA et al., 2010; RAVIER et al., 2005; CHRISTENSEN et al., 1995). Este aumento gradual na amplitude do sinal EMG registrado por eletrodos de superfície ocorre, principalmente, pelo recrutamento de novas unidades motoras (WAKELING et al., 2001), as quais compensam a diminuição na contribuição das unidades motoras fadigadas para a força muscular total.

Rahnama; Lees; Reilly (2006) relatam resultados que corroboram com as afirmações citadas anteriormente. Esses autores verificaram um aumento progressivo do valor RMS para os músculos reto femoral, biceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral associado com o incremento da velocidade de locomoção realizada em esteira de 6 para 21 km.h⁻¹.

No entanto, durante um teste incremental de corrida, há a possibilidade de um aumento na amplitude do sinal EMG ocorrer pelo incremento da intensidade do exercício e/ou pelo início da fadiga neuromuscular (HANON et al., 1998). Dessa forma, no intuito de identificar se as alterações na amplitude do sinal EMG estão relacionadas ao aumento da intensidade de exercício ou ao efeito da fadiga, pode ser utilizada a aplicação de um esforço isométrico de mesma intensidade entre cada estágio de corrida (FRAGA et al. 2010; HANON et al. 1998).

Diante do exposto, o objetivo do presente estudo foi analisar o efeito de um protocolo incremental de corrida sobre o comportamento do sinal eletromiográfico (EMG) obtido a partir de contrações isométricas e dinâmicas, para corredores com diferentes experiências na modalidade.

Métodos

Amostra

Participaram deste estudo 24 corredores do sexo masculino, divididos em dois grupos com diferentes experiências na modalidade: 13 corredores recreacionais

(CR), (média \pm DP: 20,5 \pm 2,3 anos; 67,9 \pm 7,6 kg; 1,75 \pm 0,04 m; 14,1 \pm 3,3% de gordura corporal), estudantes de educação física, sem treinamento específico em corrida e praticantes de diferentes modalidades (basquete [1], vôlei [1], futsal [2], lutas [3], tênis [3] e musculação [3]); e, 11 corredores (CO), (média \pm DP: 24,2 \pm 6,1 anos, 70,3 \pm 11,7 kg, 1,78 \pm 0,05 m; 9,6 \pm 2,5 % de gordura corporal), que treinavam para competições específicas de corrida, com frequência de treino de, no mínimo, três vezes por semana, experiência na modalidade superior a seis meses e desempenho em provas com distância de 10 km em tempo inferior a 45 minutos.

Os participantes não possuíam antecedentes de lesões osteomioarticulares nos membros inferiores e na coluna vertebral.

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

O desenho experimental do estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa local (Protocolo 2771/2004).

Protocolo de teste

Os voluntários estiveram no laboratório em dois dias, com um intervalo mínimo de 48 horas entre eles.

No primeiro dia de teste foi realizada a familiarização dos sujeitos às condições e aos procedimentos de avaliação que, posteriormente, foram utilizadas no segundo dia de avaliação. Previamente a essa familiarização, foram realizadas as medidas antropométricas, com intuito de melhor caracterizarmos a amostra deste estudo. Em seguida, foram realizadas três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) para o grupo extensores do joelho, com duração de cinco segundos e intervalo de três minutos entre elas. Essas contrações foram realizadas em cadeira apropriada desenvolvida especificamente para este tipo de medida (figura 2A), a qual permitiu a estabilização do ângulo articular do joelho a 90° de flexão. Essa cadeira apresenta uma conexão que possibilita o posicionamento de uma célula de carga (EMG System do Brasil), com capacidade para até 200 kg (figura 1-B), a qual foi utilizada para determinar percentuais da força máxima obtida. Após intervalo de três minutos, os voluntários realizaram, no mínimo, três familiarizações da manutenção de 50% da força máxima obtida na CIVM (50% da CIVM), por um período de cinco segundos.

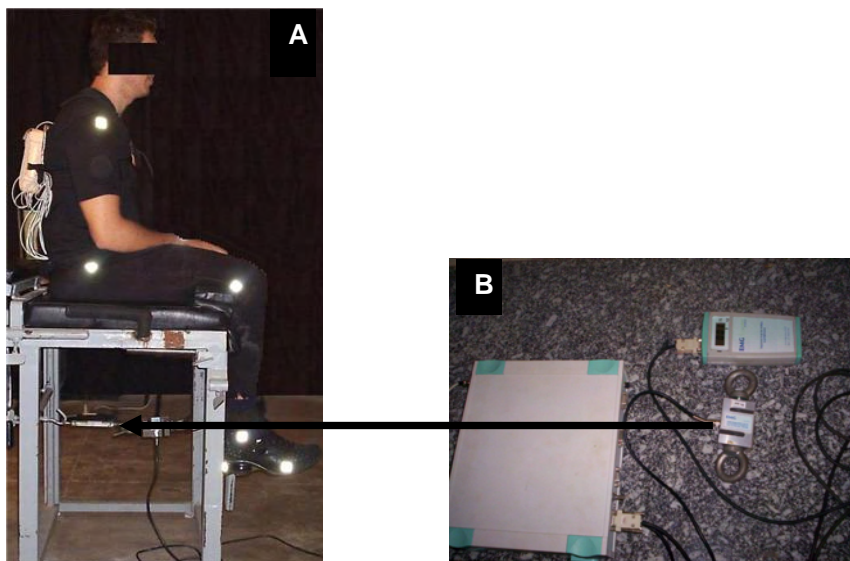


Figura 1. (A) Vista lateral da cadeira desenvolvida para realização das contrações isométricas máximas e submáximas com uma célula de carga posicionada a 90° em relação ao eixo longitudinal da tíbia; (B) Célula de carga e sistema de aquisição (EMG System do Brasil).

Somente depois destes procedimentos, os sujeitos participaram de uma familiarização de corrida em esteira por um período de nove minutos, divididos em três estágios de três minutos, nas velocidades de com velocidades de forma que corresponda às três primeiras velocidades de 8, 9 e 10 km.h⁻¹ para o grupo CR e 10, 11 e 12 km.h⁻¹ para CO. Essas intensidades foram escolhidas porque correspondem às velocidades iniciais utilizadas, posteriormente, no teste incremental de corrida, para cada grupo específico.

No segundo dia de teste foram realizadas, inicialmente, três CIVM para o grupo extensores do joelho, com duração de cinco segundos e intervalo de três minutos entre elas, nas mesmas condições explicitadas no momento de familiarização com teste (figura 1).

Após mais três minutos, foi iniciado o protocolo de corrida com velocidade inicial de 8 km.h⁻¹ para CR e 10 km.h⁻¹ para CO, com incrementos de 1 km.h⁻¹ a cada três minutos até a exaustão. No final de cada estágio incremental, houve uma pausa de dois minutos para a coleta de amostras sanguíneas e de 50% da CIVM.

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

A inclinação da esteira foi mantida fixa em 1%, uma vez que tem esta condição reflete mais precisamente o custo energético da corrida em ambientes abertos (JONES; DOUST, 1996).

Os sinais eletromiográficos foram coletados durante todo o teste incremental, para que, posteriormente, as contrações dinâmicas (obtidas durante os estágios) e isométricas (obtidas nas condições de 50% da CIVM em cada intervalo) pudessem ser analisadas.

No final de cada estágio de velocidade de corrida, antes da realização de 50% da CIVM, foram coletadas amostras de 25 μ l de sangue do lóbulo da orelha, para posterior determinação de lípidos metabólicos, utilizados para caracterizar o grupo de sujeitos avaliados no presente estudo.

Aquisição e análise dos dados eletromiográficos

Foram coletados sinais EMG dos músculos reto femoral (RF) e vasto lateral (VL) no lado direito do corpo, por meio de eletrodos de superfície bipolares descartáveis de Ag/AgCl (MediTrace[®]), com área de captação de 1 cm de diâmetro, segundo as recomendações do SENIAM (HERMENS et al. 2002). A distância entre as regiões centrais dos eletrodos foi de 2 cm. O eletrodo de referência foi posicionado sobre a região anterior da tíbia.

Previamente à colocação dos eletrodos, foram realizados os procedimentos de tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool.

Para melhor condição de aquisição do sinal EMG foram utilizados recursos como coletes projetados especificamente para armazenar e estabilizar os transmissores do sistema de telemetria e seus cabos; calça com aberturas laterais para adequado posicionamento dos cabos e estabilização destes no momento da coleta de dados; fitas adesivas para reduzir a movimentação dos cabos durante a corrida; e, compressas de gaze estéril fixadas sobre a região dos eletrodos para absorção do suor.

Para aquisição dos sinais EMG foi utilizado o sistema Telemyo 900 (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ) e *software* Myoresearch (Version XP 1.6; Noraxon USA), com frequência de amostragem de 1000Hz e com ganho de 2000 vezes (20 vezes no pré-amplificador e 100 vezes no condicionador de sinais). Foi utilizado um conversor analógico-digital (A/D) com resolução de 16 bits.

Para análise dos dados eletromiográficos, foi utilizada uma rotina desenvolvida em ambiente MatLab (versão 6,5). Os dados brutos foram filtrados com filtro *notch* 60Hz, passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz.

Para análise das contrações dinâmicas, foram consideradas as dez últimas passadas de cada estágio incremental de velocidade. Foram calculados os valores de RMS (*Root Mean Square*) para cada passada, os quais foram normalizados por um valor de referência comum, correspondente ao RMS da primeira passada, na velocidade inicial dos testes incrementais (8 km.h⁻¹ para CR e 10 km.h⁻¹ para CO). Em seguida, foi calculada a média dos valores de RMS de cada passada, para cada intensidade de corrida analisada.

Para análise das contrações isométricas, foram calculados os valores de RMS por meio de janelamento móvel de 1s a cada 0,5s (*overlap*), sendo analisadas as médias dos valores correspondentes ao intervalo de 1 a 4s. Esses valores foram normalizados pela RMS máximo obtido durante a CIVM.

Para comparação dos valores RMS em diferentes intensidades, foram utilizadas as velocidades relativas, correspondentes a, aproximadamente, 60%, 80% e 100% da velocidade máxima (V_{máx}). Especificamente para as contrações isométricas, foram analisadas as condições correspondentes aos intervalos imediatamente após as velocidades correspondentes a 60%, 80% e 100% da V_{máx}.

Aquisição e análise das amostras sanguíneas

Previamente a coleta de sangue, foi realizada assepsia local com álcool e algodão e a punção do lóbulo da orelha com uma lanceta descartável. A primeira gota de sangue foi descartada para evitar a contaminação da gota de sangue pelo suor produzido.

Foram coletados 25 µl de sangue arterializado do lóbulo da orelha com capilares de vidro heparinizados e calibrados.

Após cada coleta, o sangue foi imediatamente depositado em tubos tipo eppendorf de 1,5 ml contendo 50 µl de fluoreto de sódio a 1%.

O lactato sanguíneo foi determinado por um método eletroquímico (YSL 2300 STAT, Yellow Springs, Ohio, USA).

O LL foi calculado por meio do ponto de inflexão na curva lactato-intensidade (determinado por três pesquisadores experientes), e o LAn foi determinado por meio

de interpolação linear, considerando a concentração fixa de 3,5 mM (Heck et al., 1985).

Análise estatística

Os valores de RMS correspondentes às contrações dinâmicas e isométricas foram expressos em médias e desvios padrão, para cada grupo de sujeitos avaliados, sendo verificada a normalidade da distribuição dos dados utilizando o teste de Shapiro-Wilk.

Foi utilizado o teste ANOVA - *one way* para medidas repetidas, com teste *post hoc* de Bonferroni, para comparação dos valores de RMS entre as intensidades correspondentes a 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$ obtida no protocolo incremental de corrida.

Para comparação dos valores de RMS entre CR e CO, foi aplicado um teste t para amostras independentes.

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

Resultados

As tabelas 1 e 2 mostram os valores correspondentes às intensidades de 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$, bem como os valores referentes aos limiares metabólicos (LAn e LL), para CR e CO.

Tabela 1. Velocidades ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) correspondentes as intensidades de 60, 80 e 100% da $V_{\text{máx}}$ e às intensidades de LAn e LL para o grupo CR.

Sujeitos	Velocidade ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)				
	60% da $V_{\text{máx}}$	80% da $V_{\text{máx}}$	100% da $V_{\text{máx}}$	LL	LAn
1	11	14	18	13,0	13,8
2	9	12	15	10,5	9,9
3	9	12	15	10,7	12,1
4	9	12	15	11,0	11,6
5	10	13	16	10,3	12,5
6	11	14	18	12,0	14,1
7	9	12	15	10,7	12,1
8	8	11	14	10,7	10,8
9	10	13	16	9,0	10,9
10	8	11	14	8,0	9,8
11	10	14	17	9,7	11,3
12	9	12	15	-	-
13	9	12	15	9,0	11,9
Média \pm	9,4	12,5	15,6	10,4	11,7
DP	1,0	1,1	1,3	1,4	1,3

Tabela 2. Velocidades ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) correspondentes as intensidades de 60, 80 e 100% da $V_{\text{máx}}$ e às intensidades de LAn e LL para o grupo CO.

Sujeitos	Velocidade ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)				
	60% da $V_{\text{máx}}$	80% da $V_{\text{máx}}$	100% da $V_{\text{máx}}$	LL	LAn
1	11	15	19	14,0	15,8
2	11	15	19	14,7	16,4
3	10	14	17	12,7	13,4
4	10	13	16	12,0	11,4
5	12	16	20	14,0	15,7
6	11	15	19	13,7	15,5
7	10	14	17	12,0	13,4
8	11	14	18	12,3	16,3
9	11	15	19	14,0	15,3
10	11	14	18	12,3	14,0
11	10	13	16	11,0	12,9
Média \pm	10,8	14,4	18,0	13,0	14,6
DP	0,8	1,1	1,3	1,1	1,6

Parâmetros metabólicos como LL e LAn são utilizados na literatura para demarcar as intensidades de exercício moderado e pesado, respectivamente (CARTER et al., 2002; CAMIC et al., 2009). Diante disto, as tabelas 1 e 2 confirmam que as intensidades relativas a $V_{\text{máx}}$ se encontram, aproximadamente, nos diferentes domínios propostos.

As figuras de 2 a 5 apresentam a comparação do valor RMS nas três intensidades de corrida, referente às contrações dinâmicas e isométricas, para CR e CO.

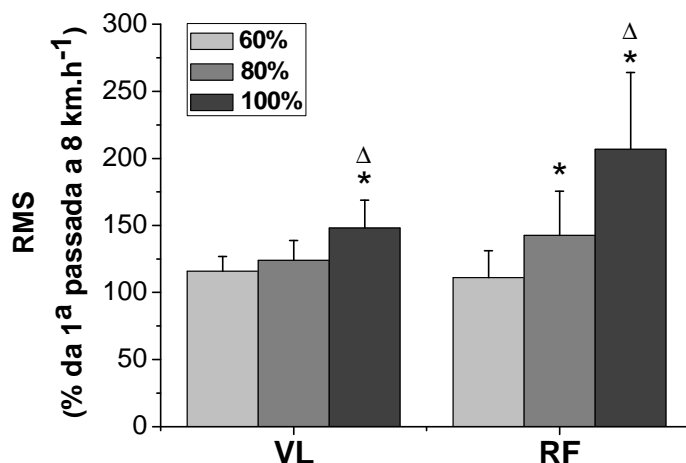


Figura 2. Valores de RMS (média e desvio padrão) obtidos a partir de contrações dinâmicas dos músculos VL (n=13) e RF (n=11), normalizados pelo valor de RMS da primeira passada a 8 km.h⁻¹, para o grupo CR. * p<0,05 em relação a 60%; Δ p<0,05 em relação a 80%.

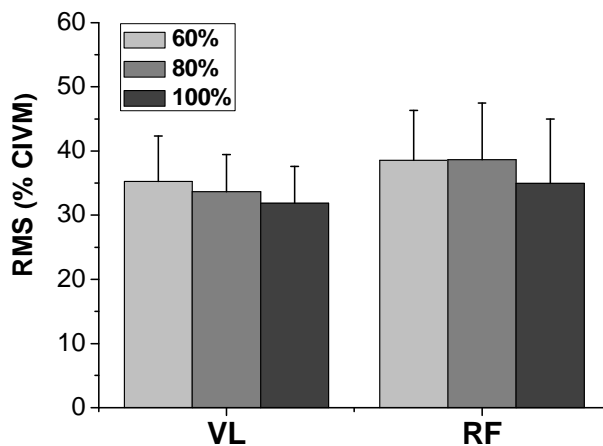


Figura 3. Valores de RMS (média e desvio padrão) obtidos a partir de contrações isométricas dos músculos VL (n=13) e RF (n=11), normalizados pelo valor máximo atingido na CIVM, para o grupo CR.

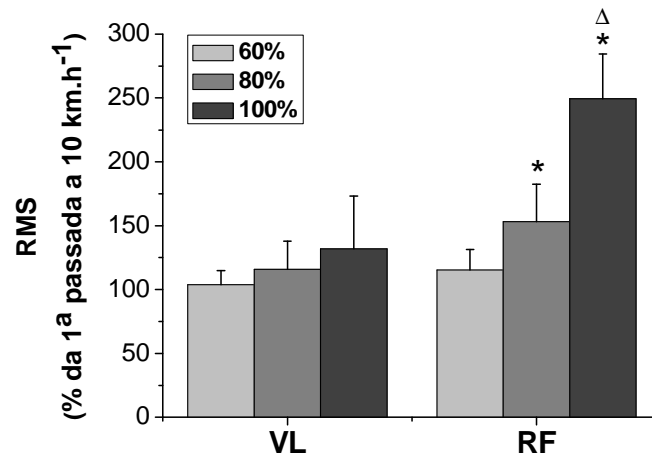


Figura 4. Valores de RMS (média e desvio padrão) obtidos a partir de contrações dinâmicas dos músculos VL (n=11) e RF (n=8), normalizados pelo valor de RMS da primeira passada a 10 km.h⁻¹, para o grupo CO. * p<0,05 em relação a 60%; Δ p<0,05 em relação a 80%.

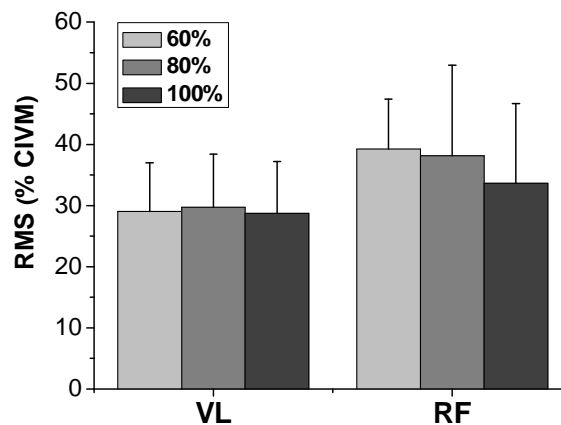


Figura 5. Valores de RMS (média e desvio padrão) obtidos a partir de contrações isométricas dos músculos VL (n=11) e RF (n=8), normalizados pelo valor máximo atingido na CIVM, para o grupo CO.

O protocolo de corrida incremental utilizado promoveu aumento dos valores de RMS apenas considerando a análise das contrações dinâmicas (figuras 2 e 4), para o músculo RF nos dois grupos avaliados e para o músculo VL apenas no grupo CR. Por outro lado, o aumento da velocidade de corrida em cada estágio incremental não influenciou o RMS obtido nas contrações isométricas subsequentes (figuras 3 e 5), em nenhum dos grupos avaliados.

A tabela 3 mostra que os grupos avaliados apresentaram diferenças significativas apenas quando analisados os valores de RMS das contrações

dinâmicas do músculo VL a 60% da $V_{m\acute{a}x}$. Em maiores intensidades de exercício dinâmico (80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$), não foram verificadas diferenças significativas entre os grupos tanto para o músculo VL, como para o músculo RF. Com isso, nas maiores intensidades de corrida, o comportamento dos valores de RMS relativos às intensidades máximas individuais permaneceu semelhante entre grupos com desempenhos distintos.

Tabela 3. Comparação entre os CR e CO, nas intensidades de corrida correspondentes a 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$, considerando os valores RMS (média \pm DP) dos músculos RF e VL, normalizados pelo valor de RMS da primeira passada (8 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ para o grupo CR e 10 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ para o grupo CO). $\Delta p < 0.05$ diferença significativa em relação ao grupo CO.

	RMS											
	Dinâmico						Isométrico					
	60%		80%		100%		60%		80%		100%	
	CR	CO	CR	CO	CR	CO	CR	CO	CR	CO	CR	CO
VL	115,8 \pm 11,1 Δ	103,8 \pm 11,1	123,9 \pm 14,7	115,8 \pm 22,1	148,0 \pm 21,0	132,1 \pm 41,1	35,2 \pm 7,1	29,1 \pm 7,9	33,7 \pm 5,8	29,7 \pm 8,7	31,9 \pm 5,7	28,7 \pm 8,4
RF	111,2 \pm 19,8	115,3 \pm 16,0	142,6 \pm 32,9	153,2 \pm 29,2	206,7 \pm 57,1	249,4 \pm 35,0	38,5 \pm 7,7	39,2 \pm 8,1	38,6 \pm 8,8	38,1 \pm 14,7	34,9 \pm 9,9	33,6 \pm 13,0

Além disso, quando comparados os valores de RMS obtidos nas contrações isométricas, não foram verificadas diferenças significativas entre os grupos CR e CO, em nenhuma das intensidades de teste (tabela 3).

Discussão

Esse artigo teve por objetivo analisar a fadiga muscular em corredores com diferentes experiências na modalidade, investigando comportamento do sinal eletromiográfico (EMG) a partir de contrações isométricas e dinâmicas obtidas em um protocolo incremental de corrida.

Os sinais EMG de contrações dinâmicas e isométricas foram analisados em intensidades de exercício correspondentes a 60, 80 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$. O sinal EMG obtido a partir de contrações dinâmicas aumentou significativamente com o incremento da intensidade. Em contrapartida, os sinais referentes às contrações isométricas não modificaram em função do aumento da intensidade de corrida.

Utilizando metodologia próxima ao presente estudo, Hanon et al. (1998) avaliaram contrações isométricas logo após cada estágio de corrida incremental. Entretanto, o referido estudo avaliou apenas o comportamento do músculo VL sendo

que esses autores sugerem, também, a avaliação do músculo RF, para que seja investigada uma possível atuação diferenciada de músculos mono e biarticulares (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005).

Hanon et al. (1998) verificaram que os sinais EMG de contrações isométricas obtidos entre diferentes estágios de um protocolo de corrida incremental permanecem praticamente constantes por quase todo teste, sendo que, alterações significativas na amplitude do sinal foram verificadas por esses autores apenas em velocidades maiores do que 18 km.h⁻¹.

Essas respostas divergem parcialmente dos resultados encontrados no presente estudo, tendo em vista que, foi verificado que a amplitude do sinal EMG não modificou ao longo de protocolo incremental de corrida proposto; entretanto, não foram observadas alterações no sinal EMG mesmo nas maiores velocidades atingidas pelos corredores avaliados (100% da V_{máx}).

Essas diferenças podem ser atribuídas às características específicas dos sujeitos que foram avaliados em cada um dos estudos: enquanto o presente estudo investigou o comportamento do sinal em corredores recreacionais e corredores com experiências específicas na modalidade, Hanon et al. (1998) investigaram tal comportamento em corredores de alto desempenho (com consumo de oxigênio médio de 72,3 ml.kg⁻¹.min⁻¹). Além disso, os corredores do presente estudo foram familiarizados à corrida na esteira, uma vez que não treinavam nesse tipo de equipamento; enquanto que, os atletas avaliados no referido estudo, eram adaptados a realizar treinos nestas condições.

Torna-se importante salientar que as semelhanças encontradas entre os estudos foram correspondentes à existência de um comportamento estável do sinal EMG obtido a partir de contrações isométricas realizadas em intervalos de um teste de corrida incremental.

Em contrapartida, estudos têm relatado aumentos na amplitude do sinal EMG obtido em contrações dinâmicas durante protocolos de corrida incrementais (SILVA et.al., 2007; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005), o que corrobora com os resultados verificados no presente estudo.

Dessa forma, o aumento na intensidade de corrida parece induzir as respostas específicas dependendo do tipo de contração muscular analisada.

Esses resultados indicam que o aumento nos valores RMS, a partir das contrações dinâmicas, pode ser mais especificamente determinado pelo aumento da

intensidade do exercício do que pela instalação de um processo de fadiga, o que corrobora com os resultados descritos por Hanon et al. (1998).

Esse aumento na amplitude do sinal pode estar relacionado ao recrutamento de novas unidades motoras devido ao aumento da intensidade de exercício (WAKELING et al., 2001; HANON et al., 1998).

Outro aspecto relevante é que, considerando análise das contrações dinâmicas do grupo CO, o músculo RF aumentou sua ativação como resposta ao incremento da velocidade de corrida, enquanto que a ativação do músculo VL não mostrou diferenças significativas (figura 4). Dessa forma, pode-se inferir que, dependendo do grupo de corredores avaliados, músculos mono ou biarticulares do grupo do quadríceps podem responder de modo diferenciado ao incremento de velocidade.

Estudos têm relatado que músculos mono e biarticulares atuam de forma diferente para produção de movimento (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; DOORENBOSCH; VAN INGEN SCHENAU, 1995; VAN INGEN SCHENAU; PRATT; MACPHERSON, 1994). Músculos monoarticulares parecem desempenhar um importante papel na produção de força, enquanto que os músculos bi-articulares seriam responsáveis por regulação na distribuição dos momentos sobre as articulações (VAN INGEN SCHENAU; PRATT; MACPHERSON, 1994).

Durante a corrida, músculos biarticulares, como o BF e o RF, podem apresentar um duplo *burst* relacionado as suas respectivas funções nas articulações do quadril e joelho, enquanto que os músculos monoarticulares geralmente apresentam apenas um *burst* característico (SIMONSEN et al. 1985).

Hanon; Thépaut-Mathieu; Vandewalle (2005) realizaram um estudo avaliando a atividade dos músculos VL, RF, BF, GL e TA em teste incremental de corrida em esteira. O teste iniciou em 13 km.h^{-1} (65% do VO_2 máx. do grupo avaliado), e apresentou incrementos de 2 km.h^{-1} até a velocidade de 20 km.h^{-1} ; a partir dessa velocidade, os aumentos foram de 1 km.h^{-1} . Cada estágio de velocidade foi realizado em 4 minutos com intervalos de 1 minuto entre os estágios. Os sinais eletromiográficos, quantificados pelo valor da integral do sinal EMG (iEMG) foram comparados entre os diferentes estágios de corrida incremental. Os autores verificaram que durante a corrida os músculos mobilizadores do quadril (BF e RF), fadigaram previamente aos demais músculos estudados (VL, TA e GA). Os

músculos BF e RF mostraram um aumento da sua ativação em resposta ao incremento de velocidade. Os autores sugerem que o BF e o RF, ambos músculos biarticulares, são solicitados durante a fase de contato e de voo. Para tanto, a presença de duplos *bursts* de ativação faz com que esses músculos tenham períodos diferentes de trabalho e repouso alterando a irrigação de oxigênio, o fornecimento de oxigênio e liberação de metabólitos (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). Além disso, o aumento na frequência de passada pode aumentar o sinal EMG pela maior quantidade de contrações musculares (KYRÖLÄINEN; KOMI; BELLI, 1999).

Dessa forma, especula-se que tais características específicas possam estar relacionadas às diferenças na amplitude do sinal EMG em resposta ao aumento da velocidade de corrida também verificadas no presente estudo para o grupo CO.

Quando os sinais EMG das contrações dinâmicas e isométricas foram comparados entre os dois grupos de sujeitos avaliados, somente o sinal EMG do músculo VL nas contrações dinâmicas a 60% da $V_{m\acute{a}x}$ mostrou diferença significativa. A diferença observada para este músculo nesta intensidade relativa pode estar associada à variabilidade característica do sinal EMG ou, ainda, às variações inter-individuais de cada grupo avaliado. Fatores como as características físicas dos sujeitos avaliados e a história de treinamento podem alterar os efeitos agudos em diferentes condições de corrida (FRAGA, 2006; VUORIMAA et al., 2006).

Em todas as demais condições, não foram verificadas diferenças entre os grupos avaliados. Isto pode ser explicado pelo fato de que a comparação foi realizada com base no comportamento dos valores de RMS relativos às intensidades máximas idênticas entre os grupos.

Dessa forma, quando corredores são comparados nas mesmas intensidades relativas, as diferentes experiências na modalidade parecem não afetar o comportamento do valor RMS a partir da realização de um protocolo incremental de corrida em esteira.

Considerações Finais

Foi verificado que o incremento da velocidade de corrida levou a um aumento na amplitude do sinal EMG apenas nas contrações dinâmicas analisadas, enquanto que não foram verificadas diferenças significativas entre as contrações isométricas. Esses resultados indicam que o aumento observado nos valores de RMS pode ser mais especificamente determinado pela maior intensidade de exercício do que pela instalação de um processo de fadiga.

Além disso, foi verificado que as diferentes experiências em corrida parecem não afetar o comportamento do valor de RMS a partir da realização de um protocolo incremental de corrida em esteira.

Referências

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

CAMIC, C.L.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; HENDRIX, C.R.; ZUNIGA, J.M.; MIELKE, M.; SCHMIDT, R.J. An EMG frequency-based test for estimating the neuromuscular fatigue threshold during cycle ergometry. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, 2009.

CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Electromyographic fatigue threshold of erector spine muscle induced by a muscular endurance test in health men. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Belgium, v. 43, n. 6, p. 377-380, 2003.

CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M.; GAUGLITZ, A.C.F. Spectral analysis of the electromyography of the erector spinae muscle before and after a dynamic manual load-lifting test. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, Ribeirão Preto, v. 37, p. 1081-1085, 2004.

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

CHRISTENSEN, H.; SOGAARD, K.; JENSEN, B.R.; FINSEN, L.; SJOGAARD, G. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 5, n. 1, p. 27-36, 1995.

DIAS DA SILVA, S.R.; FRAGA, C.H.W.; GONÇALVES, M. Efeito da fadiga muscular na biomecânica da corrida: uma revisão. **Motriz**, Rio Claro, v. 13, n. 3, p. 225-235, 2007.

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

DOORENBOSCH, C.A.M.; VAN INGEN SCHENAU, G.J.I. The role of mono- and biarticular muscles during control leg tasks in man. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 14, p. 279-300, 1995.

FRAGA, C.H.W.; SILVA, S.R.D.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Efeito de um protocolo incremental de corrida em esteira sobre o sinal EMG obtido a partir de contrações isométricas e dinâmicas. **Brazilian Journal of Oral Science**, Piracicaba, *In press*, 2010.

FRAGA, C.H.W.; DIAS DA SILVA, S.R.; GONÇALVES, M. Effect of running velocity on electromyographic and metabolic variables. **Motriz**, Rio Claro, v. 15, p. 911-918, 2009.

FRAGA, C.H.W. Comparação das variáveis cinemáticas, eletromiográficas e do consumo de oxigênio da corrida no *triathlon* com uma corrida prolongada e uma corrida isolada. **Dissertação de mestrado**. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), 2006.

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

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

HAUSSWIRTH, C.; BIGARD, A.X.; GUEZENNEC, C.Y. Evolution of electromyographic signal, running economy and perceived exertion during different prolonged exercises. **International Journal of Sports Medicine**, New York, v. 21, p. 429-436, 2000.

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].

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

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

NUMMELA, A.; RUSKO, H.; MERO, A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, 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**, Belgium, v. 45, p. 167-175, 2005.

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

RAVIER, P.; BUTTELLI, O.; JENNANE, R.; COURATIER, P. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Denver, v. 15, p. 210–21, 2005.

SIMONSEN, E.; THOMSEN, L.; KLAUSEN, J. Activity of mono-and biarticular leg muscles during sprint running. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 54, p. 524–532, 1985.

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. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 8, p. 10-15, 2007.

VAN INGEN SCHENAU, G.J.I.; PRATT, C.A.; MACPHERSON, J.M. Differential use and control of mono- and biarticular muscles. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 13, p. 495-517, 1994.

VOLLESTAD, N.K. Measurement of human muscle fatigue. **Journal of Neuroscience Methods**, Amsterdam, v. 74, n. 2, p. 219-227, 1997.

VUORIMAA, T.; VIRLANDER, R.; KURKILAHTI, P.; VASANKARI, T.; HÄKKINEN, K. Acute changes in muscle activation and leg extension performance after different running exercises in elite long distance runners. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 96, p. 282-291, 2006.

WAKELING JM; PASCUAL SA; NIGG BM; TSCHARNER V. Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 86, p. 40-47, 2001.

4. CONCLUSÕES GERAIS

O presente estudo teve como objetivo principal analisar a fadiga muscular por meio de variáveis eletromiográficas, cinemáticas e metabólicas a partir de um protocolo de corrida incremental, buscando entender a influência do incremento da velocidade sobre essas variáveis.

Foi verificado que as velocidades correspondentes ao EMG_{LF} não foram diferentes entre os músculos analisados, e entre a intensidade de corrida correspondente ao LAn.

Portanto, o EMG_{LF} pode ser utilizado como indicador de intensidade do metabolismo aeróbio durante um teste de corrida incremental em esteira. Como não foram observadas diferenças consistentes entre os músculos analisados, qualquer um deles poderia ser utilizado para essa análise.

Foi observado que os valores de RMS tendem a apresentar aumento concomitante ao incremento de velocidade. Entretanto, não foi verificada a mesma tendência de aumento para os músculos analisados nesse estudo, ou seja, o aumento no RMS não necessariamente ocorreu em todos os incrementos de intensidade, para todos os músculos.

O incremento da velocidade de corrida resultou em aumento na amplitude do sinal EMG apenas nas contrações dinâmicas analisadas, enquanto que não foram verificadas diferenças significativas entre as contrações isométricas.

Esses resultados indicam que o aumento observado nos valores de RMS pode ser mais especificamente determinado pela maior intensidade de exercício do que pela instalação de um processo de fadiga.

O aumento da velocidade de corrida ocorreu tanto pelo aumento da frequência de passada, como pelo aumento de sua amplitude, embora essas variáveis tendam a apresentar contribuições percentuais diferenciadas com o incremento de velocidade.

Em relação aos diferentes protocolos realizados, os limiares e o comportamento do valor de RMS para maioria dos músculos analisados, não foram influenciados pelo tempo de intervalo entre os estágios de corrida incremental. Dessa forma, intervalos maiores do que aqueles que tradicionalmente são utilizados para determinação dos limiares metabólicos (com duração de 30 s), não influenciaram os índices de fadiga eletromiográfico.

Entretanto, foram observadas diferenças significativas entre os protocolos na análise das variáveis cinemáticas AP e FP, para o grupo CO, nas maiores intensidades de teste. Com isso, sugere-se que alterações no intervalo entre os estágios incrementais modificaram o comportamento da passada do grupo com melhor desempenho. Os sujeitos desse grupo atingiram velocidades absolutas maiores no protocolo B, o que, possivelmente esteja relacionado aos referidos aumentos das variáveis cinemáticas.

Em relação aos diferentes grupos avaliados, foi verificado que todos os limiares determinados ocorreram em maiores velocidades para o grupo CO do que para o grupo CR. Contudo, quando os diferentes grupos foram comparados considerando os valores de RMS normalizados pela $V_{m\acute{a}x}$, foi observado comportamento semelhante para maioria dos músculos analisados. Esse comportamento também foi encontrado quando comparadas as contrações isométricas analisadas. Esse resultado indica que, embora os sujeitos atinjam velocidades absolutas diferentes, o comportamento do sinal não é influenciado pelas experiências distintas dos corredores na modalidade, quando a comparação é realizada a partir dos valores de RMS relativos às intensidades máximas idênticas entre os grupos.

Portanto, os resultados do presente estudo sugerem que, apesar de não existir um comportamento característico dos diferentes músculos em resposta aos protocolos incrementais, o EMG_{LF} pode ser utilizado como indicador de intensidade do metabolismo aeróbio, com maior aplicabilidade para avaliação do desempenho de atletas e prescrição de treinamentos individualizados.

5. LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O desenho experimental utilizado pelo presente estudo mostrou-se satisfatório de acordo com os objetivos inicialmente propostos pelo projeto de tese. Entretanto, tratando-se de uma coleta complexa que exigiu a análise combinada de vários sistemas, bem como a obtenção de dados a partir de protocolos longos e intensos (corridas realizadas até a exaustão), alguns problemas no sinal EMG foram percebidos.

A aquisição dos sinais EMG, em alguns momentos da coleta, foi prejudicada por dificuldade de captação do sinal associada a fatores como produção de suor ou deslocamento de eletrodos. Exatamente por isso, foi necessário desprezar algumas coletas referentes a músculos específicos. Com isso, algumas figuras e tabelas tiveram uma redução no tamanho da amostra, para algumas das variáveis analisadas. Sinais eletromiográficos foram descartados quando tivesse sido detectada qualquer característica de má qualidade do sinal. Esse procedimento foi realizado após rigorosa observação dos sinais coletados.

Entretanto, destaca-se que o desenvolvimento inicial de um estudo piloto possibilitou uma evolução quanto a diversos aspectos relacionados à melhoria na qualidade da captação dos sinais EMG, como: fixação de cabos e eletrodos com fitas adesivas apropriadas; utilização de compressas de gaze estéril fixadas sobre a região dos eletrodos para absorção do suor; confecção de calças com aberturas laterais para adequado posicionamento dos cabos e estabilização destes no momento da coleta de dados. Essas adaptações objetivaram a melhora na aquisição dos dados coletados.

Para a coleta dos dados cinemáticos, houve a preocupação em captar as imagens com a luminosidade suficiente para que o marcador reflexivo posicionado sobre a região do calcâneo direito fosse adequadamente destacado. Dessa forma, o ambiente de coleta foi preparado no intuito de assegurar a qualidade das imagens que foram, posteriormente, digitalizadas. Para tanto, o ambiente foi mantido escuro, utilizando exclusivamente a luminosidade proveniente da lâmpada refletora. Além disso, foram fornecidas aos sujeitos avaliados roupas pretas, e seus tênis foram revestidos por fitas pretas.

Finalmente, outro fator limitante do presente estudo corresponde à utilização de uma filmadora com baixa frequência de amostragem. Para tentar melhorar as

condições de análise, foi realizado um procedimento de desentrelaçamento de quadros, que permitiu a ampliação da frequência de amostragem do sinal para 60 Hz (utilizando o software Myoresearch [Version XP 1.6; Noraxon USA]). Entretanto, sabemos que tal procedimento apenas interpola os sinais, e não aumenta a precisão de aquisição dos dados como desejado – o que seria viável apenas com a utilização de uma câmera com maior frequência de amostragem. Dessa forma, a frequência de aquisição a que tínhamos acesso foi insuficiente para a identificação adequada de algumas fases da passada que exigiam muita precisão (como, por exemplo, a identificação do período de pré ativação corresponde ao tempo de 50 ou 100 ms). Diante desta limitação, um estudo piloto confirmou a viabilidade da identificação do ponto do calcâneo, mesmo nas maiores velocidades alcançadas pelos sujeitos avaliados neste estudo, o que possibilitou o cálculo da amplitude e frequência de passada, para caracterizarmos possíveis alterações no comportamento da passada com o incremento da velocidade de corrida.

Destacamos que, apesar das limitações relatadas, o presente estudo teve a preocupação em assegurar o máximo rigor científico e metodológico em todas as etapas de sua elaboração.

Sabemos do desafio que representa buscar o entendimento de um processo tão complexo como a fadiga muscular a partir de um desenho experimental bastante rigoroso e desafiador. Mas, certamente, os resultados que aqui foram apresentados propõem explicações, mas não almejam encerrar nenhuma das questões que foram levantadas. Ao contrário, com esses resultados pretende-se traçar novas perspectivas e orientações para futuros trabalhos.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABE, D.; MURAKI, S.; YANAGAWA, K.; FUKUOKA, Y.; NIIHATA, S. Changes in EMG characteristics and metabolic energy cost during 90-min prolonged running. **Gait and Posture**, Oxford, v. 26, p. 607–610, 2007.

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

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. **Muscle alive: their functions revealed by electromyography**, 5° ed, Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, 1985.

BILLAT, L.V. Use of blood lactate measurement for prediction of exercise performance and for control of training. **Sports Medicine**, Auckland, v. 22, p. 157-175, 1996.

BUS, S.A. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 35, n. 7, p. 1167-1175, 2003.

CAMIC, C.L.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; HENDRIX, C.R.; ZUNIGA, J.M.; MIELKE, M.; SCHMIDT, R.J. An EMG frequency-based test for estimating the neuromuscular fatigue threshold during cycle ergometry. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, 2009.

CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F.; MELO, M.O.; LA TORRE, M.; PASINI, M.; DUTRA, L.A.; OLIVEIRA, J.L.N.; OLIVEIRA, L.P. Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during incremental pedaling exercise. **Canadian Journal of Physiology and Pharmacology**, Ottawa, v. 86, p. 272-278, 2008.

CAPPELLINI, G.; IVANENKO, Y.P.; POPPELE, R.E.; LACQUANITI, F. Motor patterns in human walking and running. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 95, p. 3426-3437, 2006.

CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Estudo sobre o efeito da combinação de cargas na determinação do limiar de fadiga eletromiográfico dos músculos eretores da espinha. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v. 16, p. 7-13, 2008.

CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Electromyographic fatigue threshold of erector spine muscle induced by a muscular endurance test in health men. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Belgium, v. 43, n. 6, p. 377-380, 2003.

CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M.; GAUGLITZ, A.C.F. Spectral analysis of the electromyography of the erector spinae muscle before and after a dynamic manual load-lifting test. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, Ribeirão Preto, v. 37, p. 1081-1085, 2004.

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

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

CAVANAGH, P.R.; KRAM, R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 21, n. 4, p. 467-479, 1989.

CHRISTENSEN, H.; SOGAARD, K.; JENSEN, B.R.; FINSEN, L.; SJOGAARD, G. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 5, n. 1, p. 27-36, 1995.

CIFREK, M.; MEDVED, V.; TONKOVIC, S.; OSTOJIC, S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. **Clinical Biomechanics**, Bristol, v. 24, p. 327-340, 2009.

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

DIAS DA SILVA, S.R. Fadiga muscular: análise de variáveis biomecânica e metabólica. **Tese de Doutorado** (Ciências da Motricidade). Rio Claro: Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, 2006.

DIAS DA SILVA, S.R.; FRAGA, C.H.W.; GONÇALVES, M. Efeito da fadiga muscular na biomecânica da corrida: uma revisão. **Motriz**, Rio Claro, v. 13, n. 3, p. 225-235, 2007.

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

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

DOORENBOSCH, C.A.M.; VAN INGEN SCHENAU, G.J.I. The role of mono- and biarticular muscles during control leg tasks in man. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 14, p. 279-300, 1995.

ELLIOT, B.; ACKLAND, T. Biomechanical Effects of Fatigue on 10.000 Meter Running Technique. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, Reston, v. 52, n. 2, p. 160-166, 1981.

ENOKA, R.M.; DUCHATEAU, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 1, p. 11-23, 2008.

FARINA, D.; FATTORINI, L.; FELICI, F.; FILLIGOI, G.C. Non-linear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 93, p. 1753–1763, 2002.

FOXDAL, P.; SJÖDIN, A.; SJÖDIN, B. Comparison of blood lactate concentration obtained during incremental and constant intensity exercise. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 17, p. 360-365, 1995.

FRAGA, C.H.W. Comparação das variáveis cinemáticas, eletromiográficas e do consumo de oxigênio da corrida no *triathlon* com uma corrida prolongada e uma corrida isolada. **Dissertação de mestrado**. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), 2006.

FRAGA, C.H.W.; BLOEDOW, L.S.; GUIMARÃES, A.C.S.; VAZ, M.A. Análise de variáveis cinemáticas na corrida do *triathlon* obtidas em prova simulada. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 8, n. 14, p. 16-20, 2007.

FRAGA, C.H.W.; DIAS DA SILVA, S.R.; GONÇALVES, M. Effect of running velocity on electromyographic and metabolic variables. **Motriz**, Rio Claro, v. 15, p. 911-918, 2009.

FRAGA, C.H.W.; SILVA, S.R.D.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Efeito de um protocolo incremental de corrida em esteira sobre o sinal EMG obtido a partir de contrações isométricas e dinâmicas. **Brazilian Journal of Oral Science**, Piracicaba, *In press*, 2010.

GATES, D.H.; DINGWELL, J.B. Muscle fatigue does not lead to increased instability of upper extremity repetitive movements. **Journal of Biomechanics**, New York, *In press*, 2009.

GAZENDAM, M.G.J.; HOF, A.L. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. **Gait & Posture**, Oxford, v. 25, p. 604-614, 2007.

GONÇALVES, M.; DIAS DA SILVA, S.R.; FRAGA, C.H.W.; SILVA, P.B. EMG signal analysis during treadmill running at electromyographic fatigue threshold intensity, **ISEK Congress**, Canada; 2008 [CD-ROM].

GRAEF, J.L.; SMITH, A.E.; KENDALL, K.L.; WALTER, A.A.; MOON, J.R.; LOCKWOOD, C.M.; BECK, T.W.; CRAMER, J.T.; STOUT, J.R. The relationships among endurance performance measures as estimated from VO₂ peak, ventilatory threshold, and electromyographic fatigue threshold: a relationship design. **Dynamic Medicine**, London, v. 7, p. 1-5, 2008.

GUIDETTI, L.; RIVELLINI, G.; FIGURA F. EMG Patterns During Running: Intra- and Inter-individual Variability. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 6, p. 37-48, 1996.

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

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

HAUSSWIRTH, C.; BIGARD, A.X.; GUEZENNEC, C.Y. Evolution of electromyographic signal, running economy and perceived exertion during different

prolonged exercises. **International Journal of Sports Medicine**, New York, v. 21, p. 429-436, 2000.

HECK, H.; MADER, A.; HESS, G.; MUCKE, S.; MULLER, R.; HOLLMANN, W. Justification of the 4mmol/l lactate threshold. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 6, p. 117-130, 1985.

HENDRIX, C.R.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; MIELKE, M.; CAMIC, C.L.; ZUNIGA, J.M.; SCHMIDT, R.J. Comparison of critical force to EMG fatigue thresholds during isometric leg extension. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 41, p. 956-964, 2009b.

HENDRIX, C.R.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; WEIR, J.P.; BECK, T.W.; MALEK, M.H.; MIELKE, M.; SCHMIDT, R.J. A comparison of critical force and electromyographic fatigue threshold for isometric muscle actions of the forearm flexors. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 105, p. 333-342, 2009a.

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

HOUSH, T.J.; DeVRIES, H.A.; JOHNSON, G.O.; HOUSH, D.J.; EVANS, S.A.; STOUT, J.R.; EVETOVICH, T.K.; BRADWAY, R.M. Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 71, 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**, Ontario, v. 25, p. 102-113, 2000.

HUG, F.; NORDEZ, A.; GUÉVEL, A. Can the electromyographic fatigue threshold be determined from superficial elbow flexor muscles during an isometric single-joint task? **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 107, p. 193-201, 2009.

JONES, A.M.; DIMENNA, F.; LOTHIAN, F.; TAYLOR, E.; GARLAND, S.W.; HAYES, P.R.; THOMPSON, K.G. 'Priming' exercise and O₂ uptake kinetics during treadmill running. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, Elsevier, v. 161, p. 182-188, 2008.

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

KANG, J.; CHALOUPKA, E.C.; MASTRANGELO, M.A.; BIREN, G.B.; ROBERTSON, R.J. Physiological comparisons among three maximal treadmill exercises protocols in trained and untrained individuals. **European Journal Applied Physiology**, Berlin, v. 84, p. 291-295, 2001.

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A.; BRÜGGEMANN, G.P. Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. **Gait and Posture**, Oxford, v. 19, p. 115–123, 2004.

KELLIS, E.; LIASSOU, C. The Effect of Selective Muscle Fatigue on Sagittal Lower Limb Kinematics and Muscle Activity During Level Running. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v. 39, n. 3, p. 210-220, 2009.

KOVRT, W.M.; O'CONNOR, J.S.; SKINNER, J.S. Longitudinal assessment of responses by triathletes to swimming, cycling, and running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 21, p. 569-575, 1989.

KUIPERS, H.; RIETJENS, G.; VERSTAPPEN, F.; SCHOENMARKERS, H.; HOFMAN, G. Effects of stage duration in incremental running tests on physiological variables. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 24, p. 486-491, 2003.

KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P.V. Changes in muscle with increasing running speed. **Journal of Sports Science**, London, v. 23, p. 1101-1109, 2005.

KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P.V.; BELLI, A. Changes in muscle activity patterns and kinetics with increasing running speed. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Philadelphia, v. 13, n. 4, p. 400-406, 1999.

LAVCANSKA, V.; TAYLOR, N.F.; SCHACHE, A.G. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. **Human Movement and Science**, Amsterdam, v. 24, p. 544-57, 2005.

LIMA-SILVA, A.E.; BERTUZZI, R.C.M.; PIRES, F.O.; BARROS, R.V.; GAGLIARDI, J.F.; HAMMOND, J.; KISS, M.A.; BISHOP, D.J. Effect of performance level on pacing strategy during a 10-km running race. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, In press, 2009.

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

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

MARTIN, P.E.; SANDERSON, D.J. Biomechanics of walking and running. in GARRET, W. E. & KIRKENDAL, D. (eds.) **Exercise and Sport Science**. Philadelphia: Lippincot Willians & Wilkins, p. 639-659, 2000.

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

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

MIYASHITA, M.; KANEHISA, H.; NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, Torino, v. 21, p. 209-217, 1981.

MORITANI, T.; NAGATA, A.; MURO, M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 14, p. 198-202, 1982.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 74, p. 1729-1734, 1993.

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

NUMMELA, A.; RUSKO, H.; MERO, A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Philadelphia, v. 26, p. 605-9, 1994.

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

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

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

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

RAVIER, P.; BUTTELLI, O.; JENNANE, R.; COURATIER, P. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Denver, v. 15, p. 210-21, 2005.

SADOYAMA, T., MIYANO, H. Frequency analysis of surface EMG to evaluation of muscle fatigue. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 47, p. 239-246, 1981.

SALDANHA, A.; EKBLUM, M.M.N.; THORSTENSSON, A. Central fatigue affects plantar flexor strength after prolonged running. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, Copenhagen, v. 18, p. 383-388, 2008.

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. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 8, p. 10-15, 2007.

SIMONSEN, E.; THOMSEN, L.; KLAUSEN, J. Activity of mono-and biarticular leg muscles during sprint running. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 54, p. 524-532, 1985.

SVEDAHL, K.; MACINTOSH, B.R. Anaerobic threshold: the concept and methods of measurement. **Canadian Journal of Applied Physiology**, Ontario, v. 28, p. 299-323, 2003.

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

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

TSUBOI, T.; SATOU, T.; EGAWA, K.; IZUMI, Y.; MIYAZAKI, M. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 69, p. 361-366, 1994.

VAN INGEN SCHENAU, G.J.I.; PRATT, C.A.; MACPHERSON, J.M. Differential use and control of mono- and biarticular muscles. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 13, p. 495-517, 1994.

VUORIMAA, T.; VIRLANDER, R.; KURKILAHTI, P.; VASANKARI, T.; HÄKKINEN, K. Acute changes in muscle activation and leg extension performance after different running exercises in elite long distance runners. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 96, p. 282-291, 2006.

WAKELING JM; PASCUAL SA; NIGG BM; TSCHARNER V. Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 86, p. 40-47, 2001.

WHITE, S.G.; McNAIR, P.J. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. **Clinical Biomechanics**, Bristol, v. 17, p. 177-184, 2002.

ANEXO 1: PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA LOCAL.The logo for UNESP (Universidade Estadual Paulista) is displayed in a bold, lowercase, sans-serif font.**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"**Câmpus de Rio Claro
Seção Técnica Acadêmica
Comitê de Ética em Pesquisa

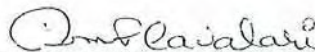
Rio Claro, 09 de setembro de 2004.

Ofício CEP 218/2004

Prezado Senhor,

Informo que em reunião realizada em 17.08.2004, o Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro (CEP-IB-UNESP), aprovou o projeto de pesquisa intitulado *Fadiga muscular: análise de variáveis biomecânicas e metabólicas*, sob sua responsabilidade, protocolo 2771, datado de 25/05/2004.

Atenciosamente,

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Rosa Maria Feiteiro Cavalari".Profa. Dra. **Rosa Maria Feiteiro Cavalari**
Coordenadora do Comitê

Prof. Dr. **MAURO GONÇALVES**
DD. Docente do Departamento de Educação Física - I.B.
UNESP - CRC

ANEXO 2: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA****INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS****DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre o desempenho da corrida, o qual pretende verificar o comportamento de variáveis biomecânicas (como atividade muscular e padrão de movimento) e fisiológicas (como intensidade metabólica). Neste sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, sua participação neste estudo.

Objetivo do Estudo:

Analisar variáveis eletromiográficas, cinemáticas e metabólicas e correlacioná-las entre si, nas fases de contato e aérea em função do tempo, para identificação da fadiga muscular durante teste incremental de corrida em esteira.

Procedimentos:

➤ Na primeira visita ao laboratório, serão realizados os seguintes procedimentos: (1) medidas para avaliação da composição corporal (massa, estatura e dobras cutâneas); (2) realização força máxima em exercício de extensão de joelhos (partindo-se da posição sentada, deverá ser realizado esforço máximo contra resistência, mantendo a máxima força possível por cinco segundos) e familiarização com a carga de 50 % desta carga máxima; (3) familiarização com a corrida na esteira com inclinação de 1% durante 9 minutos – divididos em estágios de 3min a 8, 9 e 10 km/h para indivíduos fisicamente ativos e a 10, 11 e 12 km/h para atletas corredores.

- As próximas três visitas consistirão de um teste incremental em esteira com inclinação de 1%, iniciando com velocidade de 8 km/h (para indivíduos fisicamente ativo) e 10 km/h (para atletas), com incrementos de 1 km/h a cada três minutos até exaustão voluntária. Serão coletados os sinais eletromiográficos que permitirão verificar a atividade muscular de 8 músculos (região das pernas e tronco) e os sinais cinemáticos que, por meio de filmagens, possibilitarão identificar o padrão de passada. Haverá algumas diferenças durante a realização de cada um dos três testes incrementais: (1) essa avaliação se constituirá exatamente do procedimento descrito anteriormente, sem qualquer mudança; (2) avaliação realizada de forma idêntica a anterior, acrescida de coleta de 25 µl de sangue retirado do lóbulo da orelha, realizada a cada três minutos de corrida (para tanto será realizada pequena incisão com uma lâmina especial descartável); (3) avaliação idêntica ao teste (2), acrescentando-se, teste de extensão de joelho submáximo, realizado logo após a coleta da amostra de sangue, no qual deverá ser realizada uma contração de cinco segundos com uma intensidade de 50% do seu máximo.
- A ordem de realização de cada uma das três avaliações descritas anteriormente será sorteada na primeira visita ao laboratório, sendo essas realizadas com o intervalo mínimo de 48 horas entre elas.

Riscos e Benefícios do Estudo:

Primeiro: Nenhuma das etapas da avaliação oferece nenhum risco grave à sua saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras. Os possíveis riscos ao voluntário são dores musculares localizadas que, em geral, são resolvidas rapidamente.

Segundo: Os treinadores, técnicos, atletas e demais avaliados receberão um relatório todos os testes realizados – biomecânicos (composição corporal, atividade muscular e padrão de passada) e fisiológicos (limiar de lactato). Esses relatórios serão fornecidos tão rápido os dados sejam processados, na tentativa de que os mesmos contribuam efetivamente na avaliação de desempenho de atletas e demais avaliados.

Terceiro: Este estudo almeja contribuir no entendimento científico dos aspectos biomecânicos e fisiológicos da corrida.

Confidencialidade:

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

Voluntariedade:

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

Novas informações:

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

Os treinadores e/ou técnicos poderão acompanhar a realização das avaliações, se assim preferirem.

Contatos e Questões:

Profa. Dnda. Carina Helena Wasem Fraga.

Profa. Dra. Sarah Regina Dias da Silva.

Responsável: Prof. Dr. Mauro Gonçalves.

Telefones: (19) 35264308. Celular: (19) 81259306 (Carina).

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Programa de Pós Graduação em Ciências da Motricidade.

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

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 2008.

Participante

Prof. Dr. Mauro Gonçalves

ANEXO 3: QUESTIONÁRIO APLICADO AOS VOLUNTÁRIOS

Questionário para cadastramento dos dados:

1. Nome: _____
2. Idade: _____
3. Tempo de prática em corrida: _____
4. Frequência de treino por semana em corrida (em horas):

5. Quantas competições você participou no último ano? Dentre essas, cite as principais e mencione seu melhor tempo.

6. Qual a sua especificidade de treinamento?
 curta distância
 média distância (provas até 10 km)
 longa distância (acima de 10 km)
7. Você sente dor após os treinos? não sim, onde?
 costas joelho coxa tornozelo cervical panturrilha
 outra _____
8. Você já ficou afastado dos treinos devido alguma lesão? sim não
Qual? _____ Há quanto tempo? _____
9. Você é alérgico a algum dos itens que serão utilizados nesse experimento (lâmina, álcool, fita tipo *transpore*)?
