



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Instituto de Biociências - Câmpus de Rio Claro
Departamento de Educação Física



PRISCILA DE BRITO SILVA

**ANÁLISE DE PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS E CINEMÁTICOS
DURANTE TESTE INCREMENTAL DE CORRIDA**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade (Área de Biodinâmica da Motricidade Humana).

2009

PRISCILA DE BRITO SILVA

ANÁLISE DE PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS E CINEMÁTICOS
DURANTE TESTE INCREMENTAL DE CORRIDA

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade (Área de Biodinâmica da Motricidade Humana).

Orientador: Prof. Dr. MAURO GONÇALVES

RIO CLARO
2009

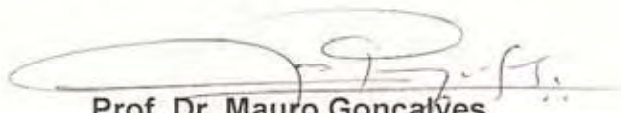
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE
(ÁREA DE BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA)

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO defendida em 11/03/2009:

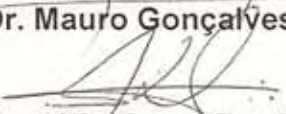
"Análise de Parâmetros Eletromiográficos e Cinemáticos Durante Teste Incremental de Corrida"

PRISCILA DE BRITO SILVA

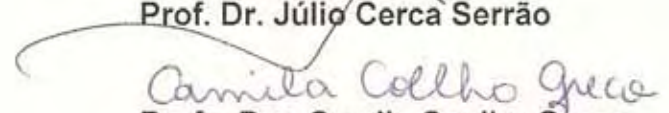
Comissão Examinadora:



Prof. Dr. Mauro Gonçalves



Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão



Profa. Dra. Camila Coelho Greco

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todas as pessoas que se dão o direito de acreditar na bondade do ser humano e que conseguem enxergar não um mundo cor de rosa, mas um mundo colorido e lindo, que ensina sem piedade que existem pessoas que o vêem em poucas tonalidades de cinza! Às pessoas que não se deixam contaminar pelo daltonismo existencial dedico este trabalho!

Paty guerreira, esse é pra você!

AGRADECIMENTOS

Acima de tudo sou grata a Deus, por ter me guiado nesses três anos, um mês e cinco dias de boa fé, persistência e trabalho. Tenho plena certeza de que a motivação, paciência, força e coragem que eu tive pra terminar esse mestrado não eram minhas, mas sim do Senhor trabalhando em meu coração. Agradeço a Deus por ter agido através de cada pessoa que contribuiu para meu crescimento pessoal e profissional nesse período!

Meus amados pais que estão me motivando há mais de 28 anos sem esmorecer, acreditando nos meus projetos e me incentivando a sempre crescer emocional, espiritual e profissionalmente! Minha mãe, Auzenir, que com todo seu carinho, amor e intuição, tem a palavra certa no momento de inquietação e me fez tantas vezes lembrar os motivos que me levaram a arriscar, mudar meu trajeto de vida e procurar o mestrado! Meu pai, José Cláudio, que com toda sua experiência e objetividade abriu meus olhos em muitas ocasiões difíceis, mostrando que vale a pena o esforço pra alcançar os objetivos. Meu irmão, Ruben e minhas sobrinhas lindas, Melissa e Estelinha, pelo amor e apoio incondicionais! Vocês são essenciais na minha vida! Quero agradecer a muitas pessoas importantes que passaram pela minha vida antes de eu chegar até aqui e que continuam presentes sempre em momentos muito felizes e também nos mais chatos. Dani, Nãna, Nívea, Dri, Carla, meus primos em especial ao Rafa e ao Anderson e meus tios. Obrigada por tudo! Amo vocês!

É importante agradecer ao meu orientador, Prof.Dr. Mauro Gonçalves, por ter confiado em mim e me convidado para ajudar a realizar um importante projeto desenvolvido no seu laboratório. Em momentos de dúvida e inquietação o procurei para esclarecê-las e aquietar a ansiedade por inúmeras situações inacreditáveis que acontecem durante a elaboração de uma dissertação de mestrado. Quero deixar aqui registrado meu respeito e gratidão por ele!

Agradeço aos Professores da banca, Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão e Prof^a Dr^a Camila Coelho Grecco, que contribuíram muito para o desenvolvimento do

trabalho como um todo! Muito obrigada pelo profissionalismo, pela contribuição, desprendimento, seriedade e disponibilidade!

Não poderia deixar de agradecer à Sarah, pela oportunidade de trabalhar nas coletas de seu doutorado, na análise e elaboração de artigos com alguns dos seus dados, bem como no trabalho durante os quatro congressos que organizamos junto com muitas outras pessoas. Obrigada por confiar a mim tantas responsabilidades. Nosso trabalho em conjunto me ensinou muitas coisas que não teria aprendido se não fosse o crédito que você me deu!

É imensa minha gratidão aos voluntários que participaram do projeto, pelo tempo, paciência e dedicação que todos tiveram em todas as coletas! Sem a participação de cada um de vocês esse trabalho não teria saído do papel! MUITÍSSIMO obrigada!

Quero agradecer a todos os meus colegas de trabalho e todas as pessoas que passaram pelo laboratório de Biomecânica e que com certeza contribuíram pra finalização desta dissertação. Ao Adalgiso sempre prestativo e paciente, foi muito importante ter contato com uma pessoa tão competente e simples desde o começo. Ao Marcelo por todas as caronas, os momentos de dificuldade e diversão e por todo conhecimento que dividiu comigo! Ao Leandro que me apoiou muito no período de seleção pro mestrado e que sempre acreditou em mim! À Cynthia por todas as experiências enriquecedoras que tivemos criando protocolos de avaliação, toda força e motivação e todos os outros momentos de alegria e diversão! À Carina e à Veruska pela ajuda nas coletas e pelo apoio que deram quando interessava a elas, me ensinaram a ser menos ingênua com relação ao caráter das pessoas! À Jú e ao Fábio, que foram sempre muito queridos e prestativos, me respeitaram e contribuíram sempre que tiveram chance! À Marinex pelo nosso trabalho em conjunto, pela boa vontade, amizade e credibilidade. À Fer, Alex, Sérgio, Amália, Luiz, Leandro e Luana por toda ajuda e disposição de vocês a trabalhar e aprender, todo carinho e respeito que demonstraram por mim foi muito importante pra completar este trabalho, vocês foram excelentes! À Paty, quero agradecer muito! Além de toda ajuda que me deu com relação às coletas,

fazendo almoço pra mim quando estava atolada de trabalho, aprendi demais com sua força e coragem, com seu brilho, sua simplicidade e com sua alegria em viver a vida sem medo de encarar os desafios, e também sem medo ser feliz e mostrar que o é!

Agradeço aos amigos que fiz em Presidente Prudente e Rio Claro, de diversos laboratórios, alunos e professores que foram prestativos e souberam ser profissionais, superar diferenças e que, além de me ensinarem e esclarecerem muitas dúvidas, confiaram em mim e me motivaram bastante, independentemente das circunstâncias! Aos amigos de outros laboratórios que tiveram muita paciência e me ensinaram muito, Fabrício, Mariana, Bibi, Vinão, Tiago, Jaílton, Bola, Renato, Danilo, Rodrigo, Leandro, Zé, Roger, Dalva e muitos outros! À Diana e à Flávia por todo o apoio, confiança e consideração, otimismo, garra e alegria! À Lú pela sinceridade, espontaneidade, amizade, paciência, pelo exemplo de caráter, garra, competência, dedicação e seriedade, pelas discussões e esclarecimentos, por ter acreditado em mim sempre, pela companhia nos piores e melhores momentos do mestrado!

Quero agradecer ao Anderson, pela atenção, paciência e disponibilidade que teve comigo quando ainda éramos apenas colegas de laboratório e depois em todos os momentos mais importantes desse mestrado! Aprendi demais com você antes e aprendo cada dia mais, sua paixão pelo que faz me atraiu sempre e me faz acreditar que vale a pena trabalhar pelo que se acredita! Obrigada por ter me mostrado tanta garra e vontade, força, coragem, motivação e caráter, que me contagiaram e me fizeram ter vontade de terminar tudo e não desistir!

Agradeço ainda ao apoio financeiro da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), essencial para a execução prática e elaboração da dissertação - Processos 05/02535-2 e 06/55807-3.

“Tudo vale a pena se a alma não é pequena”
Fernando Pessoa

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo verificar se as intensidades do LF_{EMG} e do ponto de quebra são semelhantes e se há diferença no valor do índice, calculando-se o RMS em intervalos referentes a cinco segundos ou ao ciclo de passada e estudar o comportamento da frequência de passada (FP), amplitude (RMS) e frequência da atividade eletromiográfica nos período pré (RMS-PRE, FM-PRE) e pós contato (RMS-POS, FM-POS) dos músculos íleo-costal (IC), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), bem como da co-ativação dos músculos RF/BF, VL/BF, VM/BF e GL/TA nos períodos pré (PRE) e pós-contato (POS) ao longo de um teste incremental, considerando as intensidades absolutas e quatro intensidades relativas: inicial (I_{IN}), equivalente ao LF_{EMG} (I_{LF}), 15% abaixo (I_{AB}) e 15% acima (I_{AC}) do LF_{EMG} . Onze voluntários foram submetidos a um teste incremental de corrida até exaustão voluntária. Os valores de RMS foram obtidos de duas formas, a cada cinco segundos do intervalo de corrida e a cada ciclo de passada. O LF_{EMG} e o ponto de quebra foram determinados. Não houve diferenças significantes entre os valores dos índices obtidos pelas duas formas de análise nem entre os músculos. Entretanto, foi evidenciado que os valores de LF_{EMG} foram maiores do que os do ponto de quebra apenas quando determinados pelos valores de RMS obtidos nos ciclos de passada. As velocidades relativas obtidas foram $9,2 \pm 0,4 \text{ km.h}^{-1}$ na I_{AB} , $10,6 \pm 0,7 \text{ km.h}^{-1}$ na LF_{EMG} e $12,3 \pm 0,5 \text{ km.h}^{-1}$ na I_{AC} . A partir dos 11 km.h^{-1} a FP, a RMS-PRE para o músculo IC e a RMS-POS para os músculos VL e VM apresentaram aumento. Nas intensidades relativas, houve aumento dos valores da FP, da RMS-PRE para os músculos BF, TA e GL, da RMS-POS e FM-POS para o músculo GL a partir da I_{LF} . As correlações foram significantes para FP e FM-PRE do VL (0,78 e 0,69) na I_{AB} e I_{LF} , FM-PRE do VM (0,82) na I_{AB} , FM-POS do VL (-0,77) na I_{AC} , FM-POS do BF na I_{IN} (-0,91) e GL na I_{AB} (-0,74) e I_{LF} (-0,73). Verificou-se aumento significativo nos valores da VL/BF-POS aos 13 km.h^{-1} , velocidade mais alta do teste. Nas intensidades relativas não houve diferença nos valores das razões PRE e POS. A FP apresentou correlação significativa e positiva com VL/BF-PRE e VM/BF-PRE na I_{LF} e na I_{AC} e correlação negativa com a VM/BF-POS na I_{AB} e I_{AC} . As razões

apresentaram valores mais altos no período pós-contato. Não houve alteração dos parâmetros na análise intra-velocidade. A utilização do ciclo de passada parece dar maior sensibilidade ao índice de identificar diferenças entre o LF_{EMG} e o ponto de quebra. A FP e a pré-ativação, bem como a FP e a co-ativação dos músculos que circundam a articulação do joelho correlacionam-se entre si nas intensidades relativas ao LF_{EMG} . A compreensão da correlação dos fenômenos neuromusculares e cinemático frente ao incremento de carga e ao início do processo de fadiga pode auxiliar na identificação de fatores que interfiram no desempenho da corrida.

Palavras-chave: Indicadores de fadiga, corrida, eletromiografia, cinemetria, frequência de passada, pré-ativação, co-ativação, fadiga, teste incremental.

ABSTRACT

The aim of the present study was to verify whether electromyographic fatigue threshold (EMG_{FT}) and breakpoint intensities were similar and whether there is differences in the speed value between these indexes when calculated considering five seconds intervals or referent to stride cycle and study stride frequency (SF), amplitude and frequency of electromyographic activity behaviors on pre (PRE) and post (POS) contact periods for iliocostalis (IC), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA) and gastrocnemius lateralis (GL), and co-activation ratio of RF/BF, VL/BF, VM/BF and GL/TA on PRE and POST periods during an incremental running protocol, considering absolute intensities and four relative intensities: initial (I_{IN}), equivalent to EMG_{FT} (I_{FT}), 15% below (I_{BE}) and 15% above (I_{AB}) EMG_{FT} . Eleven males performed an incremental running test to exhaustion. RMS values were obtained every five seconds and during stride cycles of each running stage. EMG_{FT} and breakpoint were determined for all muscles. There were no significant differences between two different indexes when calculate values obtained RMS calculation nor among different muscles. However, the EMG_{FT} values were greater than breakpoint values when determined using RMS calculated for stride cycles, with no difference when obtained every five seconds. Relative intensities obtained were $9.2 \pm 0.4 \text{ km.h}^{-1}$

on I_{BE} , $10.6 \pm 0.7 \text{ km.h}^{-1}$ on EMG_{FT} and $12.3 \pm 0.5 \text{ km.h}^{-1}$ on I_{AB} . From 11 km.h^{-1} RMS-PRE for IC muscle and RMS-POS for VL and VM muscles presented increase. On relative intensities, RMS-PRE for BF, TA and GL, RMS-POS and FM-POS for GL presented increase from I_{FT} . Correlations were significant between SF and FM-PRE of VL on I_{BE} and I_{FT} (0.78 and 0.69), FM-PRE of VM on I_{BE} (0.82), FM-POS of VL on I_{AB} (-0.77), FM-POS of BF on I_{IN} (-0.91) and GL on I_{BE} (0.74) and I_{FT} (-0.73). It was verified significant increase on VL/BF-POS from 13 km.h^{-1} , greatest speed reached on the test. On relative intensities, there were no differences on PRE and POS ratio values. SF presented a positive significant correlation with VL/BF-PRE and VM/BF-PRE on I_{FT} and on I_{AB} and negative correlation with VM/BF-POS on I_{BE} and I_{AB} . The co-activation ratios presented higher values on post-contact period. There were no alterations in any parameters considering within-speed analysis. The utilization of stride cycle seems to give more sensitivity to the index identify differences between EMG_{FT} and breakpoint. SF and pre-activation, as well as SF and co-activation of muscles around knee joint correlates between each other on EMG_{FT} relative intensities. Understand the correlation between neuromuscular phenomena and kinematic factors with load increase and fatigue process start may help to identify factor that interfere on running performance.

Key words: Fatigue indexes, running, electromyography, kinematics, stride frequency, pré-activation, co-activation, fatigue, incremental test.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Posicionamento dos eletrodos no músculo IC.

Figura 2. Posicionamento dos eletrodos nos músculos RF (A), VL (B), VM (C), TA (D) e eletrodo de referência (E).

Figura 3. Posicionamento dos eletrodos nos músculos BF (A) e GL (B).

Figura 4. **A** - Vista lateral do dispositivo estabilizador dos transmissores. **B** - Vista posterior do dispositivo estabilizador com apenas um dos transmissores e os dois conjuntos de cabos.

Figura 5. Vista lateral da sandália confeccionada em EVA e tiras de velcro para posicionamento do *foot-switch*.

Figura 6. Ilustração da determinação do toque do calcâneo (A - linhas contínuas) a partir do sinal do *foot-switch* (B - topo), do período de pré ativação e ativação pós contato do músculo VL (C).

Figura 7. Curvas médias representativas de dez ciclos de passada de uma velocidade de corrida, representando o envoltório linear do sinal retificado para os músculos VL (A) e BF (B).

ARTIGO 1-

Figura 1. Comportamento dos valores de RMS médio e desvio padrão ao longo do teste incremental de corrida de um voluntário.

ARTIGO 2 –

Figura 1. Curvas médias representativas de dez ciclos de passada de uma velocidade de corrida, representando o envoltório linear do sinal retificado para os músculos VL (A) e BF (B).

Figura 2. Ilustração da determinação do toque do calcâneo (A - linhas contínuas) a partir do sinal do *foot-switch* (B - topo), do período de pré ativação e ativação pós contato do músculo VL (C).

Figura 3. Valor médio e desvio padrão dos valores de RMS do período pré-contato ao longo do teste incremental para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

Figura 4. Valor médio e desvio padrão da RMS obtida no período pré-contato nas quatro intensidades relativas, Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG} , equivalente ao LF_{EMG} e 15% acima do LF_{EMG} , para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

Figura 5. Valores médios e desvios padrão de RMS obtidos no período pós-contato ao longo do teste incremental para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

Figura 6. Valor médio e desvio padrão da RMS obtida no período pós-contato nas quatro intensidades relativas, Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG} , equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG} , para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

Figura 7. Valores médios e desvios padrão da FM do sinal eletromiográfico obtida no período pré-contato ao longo do teste incremental para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

Figura 8. Valor médio e desvio padrão da FM do sinal eletromiográfico obtida no período pré-contato nas quatro intensidades relativas, Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG} , equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG} , para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

Figura 9. Valores médios e desvios padrão da FM do sinal eletromiográfico obtida no período pós-contato ao longo do teste incremental para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

Figura 10. Valor médio e desvio padrão da FM do sinal eletromiográfico obtida no período pós-contato nas quatro intensidades relativas, Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG} , equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG} , para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

ARTIGO 3 -

Figura 1. Curvas médias representativas de dez ciclos de passada de uma velocidade de corrida, representando o envoltório linear do sinal retificado para os músculos VL (A) e BF (B).

Figura 2. Ilustração da determinação do toque do calcâneo (A - linhas contínuas) a partir do sinal do *foot-switch* (B - topo), do período de pré ativação e ativação pós contato do músculo VL (C).

Figura 3. Valores médios e desvios padrão das razões de co-ativação RF/BF, VL/BF, VM/BF e GL/TA no período pré-contato ao longo do teste.

Figura 4. Valor médio e desvio padrão das razões de co-ativação RF/BF, VL/BF, VM/BF e GL/TA no período pré-contato nas quatro intensidades relativas: Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG} , equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG} .

Figura 5. Valor médio e desvio padrão das razões de co-ativação RF/BF, VL/BF, VM/BF e GL/TA no período pós-contato ao longo do teste incremental.

Figura 6. Valor médio e desvio padrão das razões de co-ativação RF/BF, VL/BF, VM/BF e GL/TA no período pós-contato nas quatro intensidades relativas: Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG} , equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG} .

LISTA DE TABELAS

ARTIGO 1 –

Tabela 1. Valores médios e desvios padrão de velocidades (km.h^{-1}) referentes aos índices LF_{EMG} e ponto de quebra dos músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL calculados com base nos valores de RMS obtidos a cada 5 segundos e no ciclo passada.

Tabela 2. Correlação entre as velocidades identificadas como LF_{EMG} e Ponto de quebra determinados com base nos valores de RMS obtidos a cada 5 segundos e no ciclo de passada para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

ARTIGO 2 -

Tabela 1. Valores médios e desvios padrão dos períodos de pré-contato (ms) para os músculos VL, VM e GL e pós-contato para os músculos VL, VM, BF e GL ao longo do teste incremental.

Tabela 2. Valores médios (desvios padrão) da duração (ms) dos períodos de pré-contato para os músculos VL, VM e GL e pós-contato para os músculos VL, VM, BF e GL nas quatro intensidades relativas Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG} , equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG} .

Tabela 3. Valores do coeficiente de correlação (r) entre a FP e FM nos períodos de ativação pré e pós-contato para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

ARTIGO 3 –

Tabela 1. Valores do coeficiente de correlação (r) entre a FP e razões de co-ativação RF/BF, VL/BF, VM/BF e GL/TA nos períodos de ativação pré e pós-contato.

LISTA DE ABREVIATURAS

BF – Bíceps femoral.

CVM – Contração voluntária máxima.

CIVM – Contração isométrica voluntária máxima.

EMG – Eletromiografia.

FM – Frequência Mediana.

GL – Gastrocnêmio lateral.

iEMG - Integral do sinal eletromiográfico.

IC – Ílio costal.

LAn – Limiar anaeróbio.

LF_{EMG} – Limiar de fadiga eletromiográfico.

LL – Limiar de lactato.

PC – Potência crítica.

RF – Reto femoral.

RMS – *Root Mean Square*.

SNC – Sistema nervoso central.

TA – Tibial anterior.

TS – Tríceps sural.

VE/VO₂ - Equivalente respiratório de oxigênio.

VE/VCO₂ - Equivalente respiratório de dióxido de carbono.

VL – Vasto lateral.

VM – Vasto medial.

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO.....	20
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	22
2.1. Fadiga.....	22
2.2. Limiar de fadiga eletromiográfico.....	24
2.3. Teste Incremental.....	28
2.4. Atividade eletromiográfica na corrida.....	32
2.5. Cinemática da corrida.....	36
2.6. Fatores neurofisiológicos e cinemáticos da fadiga na corrida.....	38
2.6.1. Fatores neurofisiológicos.....	38
2.6.2. Fatores Cinemáticos.....	47
2.7. Hipóteses.....	51
3. OBJETIVOS.....	52
3.1 Geral.....	52
3.2 Específicos.....	52
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	53
4.1. Voluntários.....	53
4.2. Equipamentos.....	53
4.3. Teste incremental de corrida na esteira.....	54
4.4 Eletromiografia.....	54
4.5. Cinemetria.....	58
4.6. Análise dos dados.....	58
5. ARTIGOS.....	64
5.1. ARTIGO1: Análise de indicadores eletromiográficos de fadiga durante teste incremental de corrida.....	65

5.2. ARTIGO2: Correlação entre o comportamento de parâmetros eletromiográficos e cinemático em diferentes intensidades de corrida relativas ao limiar de fadiga eletromiográfico.....	79
5.3. ARTIGO3: Correlação entre a co-ativação e frequência de passada em diferentes intensidades de corrida relativas ao limiar de fadiga eletromiográfico.....	112
6. CONCLUSÃO GERAL.....	133
REFERÊNCIAS.....	134
ANEXO A.....	144
ANEXO B.....	145
ANEXO C.....	157

1. INTRODUÇÃO

O processo de fadiga muscular pode ser um fator limitante tanto nas atividades de vida diária, quanto no trabalho e no esporte. Além disso, tal fenômeno associado à sobrecarga e períodos de recuperação insuficientes pode ser causador de lesões em diversos níveis do sistema músculo-esquelético (HOSKINS; POLLARD, 2005). Com intuito de possibilitar melhor entendimento a esse respeito, investe-se na continuidade das pesquisas sobre a análise da fadiga muscular por meio de parâmetros biomecânicos (CARDOZO; GONÇALVES, 2003; CARDOZO; GONÇALVES; GAUGLITZ, 2004; GONÇALVES, 2000; OLIVEIRA et al., 2005; SILVA; GONÇALVES, 2003; SILVA et al., 2005) para assim, possivelmente, identificar indicadores eletromiográficos da capacidade de resistência física.

Particularmente, na área esportiva, a corrida apresenta-se como um padrão de movimento altamente complexo que requer acentuada coordenação de movimento e que apresenta um aumento significativo no número de praticantes (QUEEN; GROSS; LIU, 2006; WEN; PUFFER; SCHMALZRIED, 1998). Corredores profissionais e treinadores buscam constantemente a melhora do desempenho (MIDGLEY, McNAUGHTON; WILKINSON, 2006). Além disso, a modalidade vem crescendo entre praticantes recreativos, que buscam redução da mortalidade, da morbidade e melhoria na qualidade de vida (WEN, PUFFER & SCHMALZRIED, 1998), nesses dois contextos, a avaliação biomecânica constitui-se de uma importante ferramenta para o entendimento do processo de fadiga pelo estudo do comportamento de diferentes parâmetros com incremento de carga e instalação de fadiga, proporcionando informações para prática da corrida nas diferentes populações.

Muitas pesquisas sobre corrida têm sido realizadas e apresentam diversos fatores que podem influenciar no desempenho dessa atividade (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; NIGG, et al., 2003; PAAVOLAINEN et al., 1999; WAKELING et al., 2003). Entretanto, alguns desses fatores ainda permanecem não totalmente entendidos, particularmente aqueles relacionados à fadiga muscular (AVOGRADO et al., 2003; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; NUMMELA et al., 1994; SEBOÜÉ; GUINCESTRE, 2006), objeto de investigação do presente estudo. As

aplicações práticas da interpretação das respostas decorrentes do desenvolvimento do processo de fadiga têm uma grande eficácia em potencial, considerando o grande número de especulações a respeito das vantagens do estudo desse tema, para o campo de reabilitação ou reforço muscular nos esportes (SEBOÛÉ; GUINCESTRE, 2006) e na adequação dos períodos de recuperação entre os treinos tanto para praticantes recreativos quanto para atletas (DERRICK; DEREU; McCLEAN, 2002).

Levando-se em consideração esses fatos, o estudo da fadiga mostra-se importante, pois almeja viabilizar uma avaliação do condicionamento físico para prescrição de treinamentos individualizados, buscando a melhora do desempenho e a redução dos riscos de lesão.

Uma das formas mais freqüentes de avaliação do desempenho é o teste incremental de corrida em esteira, que possibilita o estudo do comportamento de diversas variáveis, permitindo a avaliação da capacidade aeróbia do indivíduo (DENADAI, 1995; RIBEIRO, 1995), o estudo das relações entre a demanda metabólica e o comportamento da atividade muscular (TAYLOR; BRONKS, 1994; SILVA, 2007), bem como a identificação de fatores de risco para a prática do esporte (TOMCZAK et al., 2007).

Durante esse teste, o indivíduo corre em diferentes velocidades até a exaustão, de maneira que seu padrão de movimento e, conseqüentemente, seu desempenho podem ser influenciados tanto pelo desenvolvimento da fadiga quanto por alterações de intensidade. Essas alterações, comumente, levam a ajustes cinemáticos, metabólicos e neuromusculares, verificadas por diferentes indicadores, que podem estar relacionados entre si e, portanto, especula-se sobre as relações de causa e efeito entre eles.

Assim, o estudo de parâmetros relacionado ao comportamento neuromuscular durante o teste incremental, como ativação muscular e variações de ajustes de passada, pode auxiliar no entendimento entre a relação das alterações dessas variáveis, tanto com incremento de velocidade quanto durante o processo de fadiga e, assim, possibilitar novas perspectivas para que se possa interferir nos mecanismos relacionados à melhora do desempenho.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Vários fatores podem influenciar o desempenho da corrida, entre eles pode-se citar o tipo de protocolo de teste (VUORIMAA et al., 2006), o nível de condicionamento físico (PAAVOLAINEN et al., 1999), a escolha da velocidade (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005), o ajustes de passada (MARTIN; SANDERSON, 2000), o tipo do calçado utilizado (NIGG et al., 2003; WAKELING et al., 2003) além de fatores intrínsecos do indivíduo, como a fadiga muscular (AVOGRADO et al., 2003; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; NUMMELA et al., 1994).

A seguir será apresentada a revisão de literatura de trabalhos que tenham abordado alguns desses fatores durante testes de corrida.

2.1. Fadiga

Pode-se verificar na literatura que os mecanismos da fadiga nos músculos humanos vêm sendo pesquisado há mais de um século (GIBSON; EDWARDS, 1985). Entretanto, muitos aspectos com relação ao desenvolvimento do processo de fadiga ainda necessitam ser verificados.

De acordo com Jørgensen et al. (1988) a fadiga trata-se de um processo dinâmico e tempo-dependente desenvolvido no sistema neuromuscular. É considerada como uma perda da capacidade de manter um nível desejado de desempenho ou trabalho durante uma atividade repetitiva ou sustentada (MANNION; DOLAN, 1996; PLACE et al., 2004).

Fatores potenciais envolvidos no processo de fadiga podem ser centrais ou periféricos. A fadiga central age na parte extramuscular da cadeia de comando da contração muscular voluntária, que vão determinar redução da contratilidade muscular independentemente de fatores metabólicos e intramusculares, por distúrbios na transmissão neuromuscular entre o sistema nervoso central, mas não inclui a falha na propagação de impulsos do motoneurônio para a fibra muscular (SEBOÜÉ; GUINCESTRE, 2006), assim, identificar fatores na origem da fadiga central e pode complementar a análise dos estados de fadiga.

Quanto à fadiga periférica, alterações fisiológicas relacionadas com as estruturas envolvidas no acoplamento excitação contração são verificadas (VUORIMAA et al., 2006). Dentre estas, pode-se ressaltar as diminuições no pH intramuscular e como consequência do pH sanguíneo, aumento nas concentrações de metabólitos como o fosfato inorgânico, lactato, potássio extracelular e íons hidrogênio (MASUDA, et al., 1999; SEBOÜÉ; GUINCESTRE, 2006). Essas mudanças influem tanto nos mecanismos ventilatórios quanto diretamente na contração muscular (HANON et al., 1998). Como consequência destas alterações, ocorre a inibição na regulação metabólica bem como um decréscimo na excitabilidade da membrana muscular, com alterações no potencial de ação das unidades motoras e diminuição da velocidade de condução do estímulo até as fibras musculares (HANON et al. 1998; MASUDA et al., 1999).

A identificação da fadiga muscular pela análise eletromiográfica tem sido relatada em protocolos que utilizam contrações isométricas (KAY et al., 2000; SILVA et al., 2005) e contrações dinâmicas (MASUDA et al., 1999; OLIVEIRA et al., 2005), durante as quais se evidencia a instalação desse fenômeno pela diminuição da frequência mediana (FM) e aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (CHRISTENSEN et al., 1995; MASUDA et al., 1999; RAVIER et al., 2005).

Cardozo, Gonçalves e Gauglitz (2004); Cardozo e Gonçalves (2003); Oliveira et al. (2005) e Silva e Gonçalves (2003) encontraram evidências do aumento da atividade elétrica do tecido muscular em função do tempo quando o músculo é exercitado em uma carga constante até a fadiga, tanto em exercícios isométricos como dinâmicos. Este aumento gradual no nível médio do eletromiograma de interferência 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 na força muscular total.

Desde o início da década de 60 tem sido sugerida a análise dos vários componentes da frequência do sinal eletromiográfico, obtido durante contrações isométricas e dinâmicas, como um indicador da fadiga desenvolvida no músculo (PETROFSKY; LIND, 1980). A mudança tempo-dependente do conteúdo espectral do sinal eletromiográfico em direção às baixas frequências

tem sido uma ferramenta útil para avaliar a fadiga muscular localizada (BONATO et al., 2001), pois indica a ocorrência de mudança na velocidade de condução do potencial de ação ao longo das fibras musculares ativas e maior recrutamento de fibras de contração lenta.

A velocidade de condução do potencial de ação está diretamente relacionada com as frequências média e mediana do espectro de densidade de potência (HÄGG, 1992), entre elas, a FM é um parâmetro preferido para análise do sinal, por ser menos sensível a ruídos (STULEN; DE LUCA, 1981).

O entendimento de variáveis biomecânicas para avaliação da fadiga, particularmente das mudanças nos parâmetros eletromiográficos durante contrações dinâmicas, tanto no ambiente de trabalho quanto na prática desportiva, é um grande desafio (MASUDA et al., 1999). Cada vez mais estudos têm sido necessários para validar protocolos que possibilitem um diagnóstico mais preciso e que contribuam na prevenção de lesões por meio da análise deste fenômeno, assim como no acompanhamento de sessões de treinamento ou reabilitação.

2.2. Limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG})

Na busca de um índice biomecânico para identificação da fadiga muscular, verifica-se na literatura um protocolo para identificação do limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}) (DEVRIES et al., 1982; MATSUMOTO et al., 1991), sendo este definido como a mais alta intensidade do exercício sustentável sem evidência de fadiga neuromuscular, ou seja, nesta intensidade a atividade eletromiográfica não se altera com o passar do tempo (inclinação zero para a relação RMS x tempo). Assim, teoricamente, deve ser possível manter o exercício nesta intensidade por um período de tempo sem exaustão (MATSUMOTO et al., 1991).

Para a determinação do LF_{EMG} , inicialmente DeVries et al. (1982) propuseram uma metodologia em que os indivíduos pedalavam no cicloergômetro em quatro cargas determinadas até a exaustão. Os sinais eletromiográficos coletados foram correlacionados com o tempo de exaustão em cada carga que, por sua vez, foram correlacionadas com seus respectivos coeficientes de inclinação, os quais eram maiores quanto maior fosse a carga.

A partir dessa correlação entre cargas e coeficientes de inclinação, obteve-se uma reta de regressão linear, que permite estimar a carga correspondente à inclinação zero, identificada pelo valor do intercepto com o eixo y (correspondente às cargas).

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

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

DeVries et al. (1982) e Matsumoto et al. (1991) concluem que a estimação da fadiga neuromuscular por meio do LF_{EMG} pode fornecer uma alternativa atrativa para medir a mais alta intensidade de exercício que pode ser sustentada sem fadiga; assim como que períodos curtos de exercício sejam testados para que mais cargas possam ser utilizadas melhorando, assim, a predição do LF_{EMG} . Na análise do LF_{EMG} entre músculos agonistas de um movimento, tem sido verificado que há diferenças entre os mesmos. Esse comportamento foi demonstrado no estudo de Housh et al. (1995) que compararam o LF_{EMG} dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral obtendo como resultado diferença significante entre os valores do LF_{EMG} destes músculos em testes de cicloergômetro.

A correlação entre o LF_{EMG} e o limiar de lactato (LL) foi analisada por Kruk et al. (2000), obtendo-se valores de $r = 0,80$ após teste incremental até a exaustão em bicicleta ergométrica, com variação da temperatura ambiente e com e sem a ingestão de cafeína. Lucía et al. (1999) determinaram o LF_{EMG} para os músculos reto femoral e vasto lateral, encontrando um ponto de quebra,

por meio de regressão linear multsegmentada, durante teste incremental em cicloergômetro. O método utilizado permitiu encontrar dois pontos de quebra ao longo do teste. Não houve diferença significativa entre os valores de LF_{EMG} obtidos para os dois músculos. O primeiro LF_{EMG} apresentou correlação boa com o LL ($r = 0,64$) e o segundo LF_{EMG} apresentou correlação alta com o LAn ($r = 0,80$), correspondendo a intensidades entre 60 e 70 % do VO_{2max} e 80 e 90% do VO_{2max} , respectivamente. A correlação entre teste e re-teste foi de 0,76 para o primeiro LF_{EMG} e 0,96 para o segundo LF_{EMG} .

Da mesma forma, Hug et al. (2006) puderam determinar o LF_{EMG} para todos os sujeitos apenas para o músculo VL e não houve diferença no seu valor entre os dois testes incrementais até a exaustão no cicloergômetro separados por três dias. Taylor e Bronks (1995) determinaram que, durante exercício incremental, a relação da amplitude do sinal eletromiográfico do quadríceps e a intensidade do exercício foi linear e reproduzível em diferentes ocasiões de teste; enquanto Pavlat et al. (1993) verificaram um índice de correlação de 0,65 entre o teste e o re-teste para determinação do LF_{EMG} , não havendo diferença significativa entre os valores obtidos (260 W e 262 W, respectivamente).

Outra possibilidade para determinar o limiar anaeróbio pela eletromiografia é utilizar o valor do RMS (Root Mean Square) como metodologia que contempla a variação da atividade muscular, tanto na frequência de disparo como na amplitude. Este procedimento foi utilizado por Hanninen et al. (1989) que monitoraram o RMS do sinal eletromiográfico superfície para determinar o LAn durante um teste no cicloergômetro, que foi avaliado e comparado com os parâmetros sanguíneo e ventilatório em jogadores de hockey no gelo. A não linearidade do aumento no nível dos parâmetros de lactato sanguíneo, ventilatório e da atividade mioelétrica foi observada por meio de um nível de trabalho de 300 watts. Nenhuma mudança foi observada nas propriedades espectrais dos sinais eletromiográficos, demonstrando, assim, que o RMS apresenta-se como uma forma não invasiva para determinação do LAn.

Silva (2007) identificou LF_{EMG} para os músculos vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral e gastrocnêmio lateral durante teste incremental de corrida na esteira e verificou que os valores obtidos foram semelhantes entre os músculos, com valores próximos da intensidade equivalente ao LL,

intensidade de exercício considerada moderada. A análise do RMS ao longo do tempo de corrida na intensidade do LF_{EMG} e na Máxima Fase Estável de Lactato, intensidade mais alta do que a do LF_{EMG} , apresentou resultados sem diferença significativa ao longo do tempo de corrida nas intensidades analisadas.

Os indicadores de fadiga do sinal eletromiográfico já foram comparados a índices fisiológicos em diferentes tipos de exercício (HANON et al., 1998; HUG et al., 2006; LUCÍA et al., 1999; SILVA, 2007; TAYLOR; BRONKS, 1994), contudo, não há trabalhos que apresentem a comparação do LF_{EMG} do ponto de quebra no comportamento do sinal eletromiográfico.

Como exposto acima, a literatura apresenta algumas formas distintas de determinação de indicadores do início da fadiga em diferentes exercícios e poucos estudos verificaram o comportamento das variáveis eletromiográficas nas intensidades obtidas (SILVA, 2007). Embora já tenha sido demonstrada a correlação entre indicadores biomecânicos e metabólicos, não houve estudos que comparassem diferentes métodos de determinação de índices biomecânicos em um mesmo protocolo de testes.

Além disso, para determinação desses indicadores, a maior parte dos estudos não considerou as fases do ciclo do exercício analisado, obtendo valores de amplitude do sinal ao longo do protocolo (HUG et al., 2006; LUCÍA et al., 1999; SILVA, 2007; TAYLOR; BRONKS, 1994) ou analisando *bursts* de ativação em um determinado intervalo de tempo (HANON et al., 1998; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). Considerando que essa metodologia poderia obter valores de amplitude do sinal com número de *bursts* diferente em cada velocidade, ou obtendo quantidade diferente de picos de ativação, a variabilidade dos valores poderia aumentar. Embora o ponto de quebra represente uma intensidade limite ao aumento da demanda metabólica, seria interessante demonstrar o que o LF_{EMG} representa em relação à intensidade de exercício durante o teste incremental e verificar as possíveis correlações entre esses dois indicadores.

2.3. Teste incremental

Como modelo de exercício dinâmico analisado no presente estudo, a corrida é uma atividade física amplamente realizada para manutenção da saúde ou para o treinamento e, freqüentemente, utilizada durante testes de capacidade física.

O teste incremental de corrida em esteira é amplamente utilizado com intuito de submeter o indivíduo à exaustão de forma que se possa avaliar o comportamento do organismo frente à situação fadigante.

A literatura apresenta dados com a utilização desse teste para a determinação indireta de índices para avaliação da capacidade e potência aeróbia do indivíduo, baseado na resposta da concentração de lactato sangüíneo (FIGUEIRA et al., 2007). Além disso, o teste incremental é freqüentemente utilizado para estudo do comportamento de parâmetros ventilatórios e determinação do consumo máximo de oxigênio para prever o desempenho em corridas de média e longa distância (KUIPERS et al., 2003; SLAWINSKI et al., 2008).

Alguns estudos identificaram uma intensidade crítica durante o teste incremental na qual houvesse alterações de parâmetros eletromiográficos que correspondessem ao aumento da demanda metabólica pelo o estudo do comportamento de parâmetros de amplitude (HANON et al. 1998; SILVA, 2007; TAYLOR; BRONKS, 1994) e freqüência do sinal eletromiográfico (TAYLOR; BRONKS, 1994) bem como da relação entre o comportamento dessas variáveis tanto em indivíduos fisicamente ativos (SILVA, 2007) quanto em indivíduos bem treinados (TAYLOR; BRONKS, 1994).

Além do estudo dessas variáveis em função do tempo de execução do protocolo de corrida incremental, já foi realizada a comparação intra-velocidade do comportamento da atividade muscular (HANON et al., 1998; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005) e de parâmetros cinemáticos (SILVA et al., 2007a) com intuito de se analisar os efeitos do processo de fadiga sem considerar o incremento de carga.

Com relação à atividade muscular essa análise permitiu a identificação da primeira velocidade em que os valores de amplitude do sinal eletromiográfico aumentassem significativamente entre início e final de cada

estágio de corrida, indicando uma velocidade a partir da qual há evidência de fadiga neuromuscular (HANON et al., 1998), e demonstrou que os músculos biarticulares apresentam evidência de fadiga mais precocemente em relação aos outros músculos da perna durante o teste (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005).

Já em relação aos parâmetros cinemáticos considerando a análise em um mesmo estágio de corrida, foi encontrada alteração no comportamento da frequência de passada, com aumento dos valores durante a corrida em intensidades acima e abaixo do limiar anaeróbio (SILVA et al., 2007a).

Taylor e Bronks (1994) utilizaram teste incremental de corrida para analisar o comportamento da ativação muscular dos músculos vasto lateral, bíceps femoral e gastrocnêmio de corredores treinados ao longo do tempo de corrida e comparar com limiares obtidos por meio de parâmetros fisiológicos. Obtiveram valores de RMS e FM do sinal EMG ao longo do protocolo incremental e identificaram ponto de quebra na relação entre RMS e velocidades do protocolo para os músculos vasto lateral e gastrocnêmio em velocidade mais alta (13 km.h^{-1}) do que a obtida para o LL (11 km.h^{-1}). Além disso, verificaram que o pico dos valores de FM obtidos correspondia à velocidade acima do LL e abaixo do ponto de quebra na ativação muscular. O recrutamento de fibras de contração rápida com metabolismo glicolítico poderia levar ao aumento não linear na concentração de lactato, o que seria confirmado pela intensidade em que a FM atinge o pico e começa a apresentar diminuição substancial nas velocidades acima do LL, possivelmente devido à diminuição da velocidade de condução do impulso relacionada ao acúmulo de metabólitos.

Para verificar o efeito da fadiga no sinal eletromiográfico durante um protocolo incremental de corrida, a aplicação de um esforço isométrico de mesma intensidade no final de cada estágio de corrida foi utilizada por Hanon et al. (1998). Tal procedimento permitiria testar um método que distinguisse os efeitos da fadiga na ativação muscular dos efeitos ocorridos devido ao incremento de intensidade de exercício. Neste experimento, corredores bem treinados iniciaram o teste a 10 km.h^{-1} ($57\% \text{VO}_{2\text{max}}$), com incrementos de 2 km.h^{-1} a cada quatro minutos até exaustão voluntária, as contrações isométricas ($50\% \text{CIVM}$) foram realizadas no repouso e após o final de cada estágio de corrida. Diferentes limiares foram obtidos, por meio do ponto de quebra, obtido

pelo primeiro aumento significativo da variável. Os pontos de quebra ocorreram: pela diferença na atividade eletromiográfica do vasto lateral durante a corrida entre o início e o final de cada estágio na velocidade de 16 km.h^{-1} , pois foi a última velocidade em que não houve diferença significativa entre os valores do início e final do estágio. A diferença apareceu no estágio seguinte, anterior ao último desempenhado no teste. Esse limiar correspondeu ao obtido para o equivalente respiratório de dióxido de carbono (VE/VCO_2).

Considerando a comparação inter-estágios por meio da análise eletromiográfica das contrações isométricas, houve diferença significativa entre 18 e 20 km.h^{-1} , de forma que o limiar foi localizado em 18 km.h^{-1} , assim como o verificado pela escala de Borg. O ponto de quebra no comportamento da concentração de lactato sanguíneo ocorreu em 14 km.h^{-1} , concomitantemente ao limiar obtido pelo equivalente respiratório de oxigênio (VE/VO_2). No estágio de 14 km.h^{-1} , os valores de VE/VO_2 ainda eram constantes e a concentração de lactato era em média $2,6 \text{ mmol.l}^{-1}$. A manutenção dos valores eletromiográficos intra-estágio até os 16 km.h^{-1} pode ser interpretada como equilíbrio metabólico, quando a lactacidemia estava próxima de 4 mmol.l^{-1} , que corresponderia ao LAn, considerando a duração dos estágios. Acima dessa velocidade a perda da homeostase levaria a deterioração nas condições metabólicas para a contração, verificado tanto pelo aumento nos valores de VE/VCO_2 , quanto no aumento da atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral.

Tais resultados apresentam indicadores das diferentes respostas metabólicas e neuromusculares frente ao incremento de carga e à instalação do processo de fadiga, indicando a ocorrência da fadiga muscular por todas variáveis analisadas, e demonstrando que a análise de mudanças no sinal eletromiográfico obtido durante a corrida e a contração isométrica se completam.

O mesmo grupo procurou verificar diferenças no início da fadiga muscular entre diferentes músculos. Assim, Hanon, Thépaut-Mathieu e Vandewalle (2005) durante testes incrementais de corrida em esteira, analisaram mudanças na atividade do glúteo máximo, bíceps femoral, vasto lateral, reto femoral, tibial anterior e gastrocnêmio intra-velocidade, comparando o comportamento do início para o final de cada estágio, quando evidenciada diferença significativa entre os valores obtidos no início e final de cada estágio,

seria considerado o LF_{EMG} . Os músculos bi-articulares reto femoral e bíceps femoral apresentaram fadiga mais precocemente quando comparados aos outros músculos analisados, com diferenças significativas entre a ativação do início para o final do estágio anterior ao último desempenhado no teste. Da mesma forma, considerando o período de pré-ativação, foi demonstrado que o músculo bíceps femoral apresenta aumento significativo na amplitude do sinal eletromiográfico com incremento de velocidade de corrida durante teste incremental (SILVA et al., 2007b). Esses resultados demonstraram que os músculos bíceps femoral e reto femoral fadigaram mais cedo do que os demais, possivelmente porque são utilizados tanto na fase de contato inicial quanto na fase de impulsão, apresentando picos de ativação na fase de contato e também na fase aérea.

Levando-se em consideração o interesse no estudo do comportamento de variáveis eletromiográficas e cinemáticas em diferentes intensidades de corrida e frente ao desenvolvimento do processo de fadiga, bem como a relação entre as respostas de cada uma delas, o teste incremental de corrida apresenta-se como um protocolo de corrida adequado para o presente estudo.

2.4. Atividade eletromiográfica na corrida

Particularmente, o entendimento da ação muscular durante cada uma das fases da corrida tem trazido importantes constatações para a interpretação biomecânica. Estudos têm analisado diversos músculos nas fases específicas da corrida e correlacionado sua atividade com variáveis cinéticas e cinemáticas (KYRÖLÄINEN; KOMI; BELL, 1999). Nesses estudos, a análise da atividade muscular tem sido concentrada nos membros inferiores (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; HANON et al., 1998; WAKELING et al., 2001) e um menor número têm analisado os músculos do tronco (SAUNDERS et al., 2004; SAUNDERS et al., 2005).

Sabe-se que o controle motor altamente desenvolvido com sincronia de movimentos adequada é necessário para produção efetiva de força (KYRÖLÄINEN; AVELA; KOMI, 2005). Assim, faz-se necessário o estudo da ação muscular durante a corrida, cuja análise tem sido realizada de diversas formas, considerando os padrões de atividade durante um ciclo de passada, a sincronização entre os músculos, valores de amplitude e frequência do sinal eletromiográfico (HAUSSWIRTH et al., 2000).

Guidetti, Rivellini e Figura (1996) descreveram o perfil eletromiográfico de corredores de meia distância durante corrida a 15 km.h^{-1} , procurando entender como se dá o controle da ação muscular durante a realização dessa tarefa. Para isso, analisaram os dados eletromiográficos retificados, a variabilidade inter e intra-sujeitos foi analisada bem como os picos de ativação relativos ao ciclo de passada e suas subfases. Os picos de ativação dos músculos apresentaram seqüência similar intra e inter-sujeitos, o que poderia nos levar a inferir que a corrida é uma tarefa pré-programada pelo SNC.

O estudo do comportamento dos picos de ativação muscular permite identificar o padrão de recrutamento dos músculos em uma atividade dinâmica como a corrida, de forma que a maior ativação de cada grupo de músculos vai demonstrar seu papel em fases distintas da passada. Além disso, por não ser significativamente afetado pelo *crosstalk*, é adequado para investigar as estratégias de controle neural envolvidas nesse modo de locomoção.

Na fase de contato todos os músculos analisados estiveram ativos e seus picos ocorreram na seguinte ordem: eretor lombar, vasto medial, vasto lateral, reto femoral, tibial anterior, gastrocnêmio e bíceps femoral, sem diferença estatística entre o percentual da passada em que ocorreram os picos de vasto medial, vasto lateral e reto femoral, indicando atividade concomitante desses músculos, bem como de gastrocnêmio e tibial anterior. O músculo eretor lombar apresentou segundo pico no início do balanço pouco antes do contato do calcâneo contralateral com o solo. Na fase terminal do balanço a seqüência de picos de ativação foi bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio, vasto lateral, vasto medial, reto femoral e eretor lombar, que ocorria previamente ao contato com o solo (GUIDETTI; RIVELLINI; FIGURA, 1996).

Durante a corrida em esteira, os picos de amplitude eletromiográfica dos músculos propulsores ocorrem na primeira metade da fase de contato (KYRÖLÄINEN; AVELÄ; KOMI, 2005), o que demonstra que existe um comportamento similar para a ativação desses músculos uma vez que apresentam mesma função. Considerando o padrão de ativação muscular no desenvolvimento dessa atividade, pode-se observar que os músculos bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso, apresentam dois picos, um na segunda metade da fase aérea, a partir de 60% do total da passada, e durante a fase de contato. O grupo do quadríceps, dos músculos vasto medial, vasto lateral e reto femoral, inicia atividade antes do contato com o solo e finaliza por volta do contato médio, o reto femoral apresenta um pico adicional no início da fase aérea. Os músculos da perna, gastrocnêmio, sóleo e fibular lateral apresentaram um pico pouco antes do contato com o solo. Os músculos glúteo máximo e glúteo médio apresentaram comportamento similar com dois picos de ativação, o primeiro inicia-se antes do contato, o segundo pico ocorreu no contato médio para o glúteo máximo e na transição do contato e fase aérea para o glúteo médio (GAZENDAM; HOF, 2006).

Cabe ressaltar que, os músculos biarticulares bíceps femoral e reto femoral apresentam um segundo pico de ativação, o mesmo ocorrendo na fase de impulsão e no início da fase aérea para cada músculo respectivamente (CAVANAGH; McCLAY; LAKE, 1990; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; SWANSON; CALDWELL, 2000). A ativação do reto femoral e seus antagonistas semimembranoso e bíceps femoral na fase aérea

parece ser recíproca. Os maiores valores de ativação do reto femoral ocorreram na primeira metade e os menores na segunda metade da referida fase, já o bíceps femoral e semimembranoso apresentaram maiores valores de ativação na segunda metade (de 90 a 95% do tempo total de balanço) e menores valores na primeira metade da mesma fase (PRILUTSKY; GREGOR; RYAN, 1998).

O músculo tibial anterior apresenta picos de atividade pouco antes da retirada do pé do solo, para elevação da parte anterior do pé e mantém-se ativo durante a fase aérea. Na impulsão ocorre o pico de ativação de bíceps femoral, gastrocnêmio e sóleo (CAVANAGH; McCLAY; LAKE, 1990; GAZENDAM; HOF, 2006; SWANSON; CALDWELL, 2000). Alguns trabalhos demonstraram que o pico de ativação após o toque do calcâneo ocorre mais cedo com incremento de velocidade para os músculos propulsores em velocidades acima de 28 km.h^{-1} (CAPPELLINI et al., 2006; KUITUNEN; KOMI; KYRÖLÄINEN, 2002).

Na tentativa de descrever um padrão pré-programado de sincronismo muscular, Cappellini et al. (2006) verificaram o padrão de ativação muscular durante caminhada e corrida, e os resultados indicaram que se mantendo o modo de locomoção o incremento de velocidade provoca aumento da intensidade de ativação da musculatura, mas com alterações mínimas do sincronismo muscular. Embora os componentes que representavam atividade de grupos musculares fossem similares em ambas as tarefas nas diferentes velocidades, o componente que descreve a atividade do grupo dos flexores plantares apresentou diferenças significativas entre caminhada e corrida, ocorrendo no início do apoio de forma mais favorável ao desempenho durante a corrida. Contudo, os autores verificaram que em ambas as formas de locomoção tal componente ocorria tanto para caminhada quanto para corrida na fase de contato com o mesmo padrão: 20% da duração do ciclo antes da retirada do pé do solo, favorecendo a propulsão nos dois casos. Esse comportamento parece promover melhor coordenação entre as fases de apoio e balanço, demonstrando que fatores periféricos, tais como a transição entre essas fases, podem ter um papel modulador essencial afetando o sincronismo relativo de ativação.

As características do espectro de frequência dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial, durante a corrida, foi estudada por Tscharnner e Goepfer (2006). Submeteram voluntários corredores recreacionais a realizarem cinco tentativas de corrida a velocidade constante de $14,4 \text{ km.h}^{-1}$. Verificou-se, por meio de decomposição do sinal por wavelets que o músculo gastrocnêmio medial apresenta grande intensidade de ativação no contato e com maiores frequências entre 0 e 100 ms, diminuído a frequência do sinal entre 150 e 200 ms após o toque do calcâneo. O músculo tibial anterior apresentou aumento gradual da intensidade do sinal eletromiográfico antes do toque do calcâneo em frequências mais altas, a maior intensidade de ativação do músculo está nas frequências mais baixas até por volta dos 100 ms após o toque do calcâneo. Esses resultados indicam os períodos onde dois diferentes tipos de fibras musculares podem estar predominantemente envolvidos (100 ms antes até 200 ms após o toque do calcâneo).

Os músculos do tronco apresentam diversas funções durante o deslocamento, das quais se pode destacar a de absorver energia que resulta da propagação da força de reação durante o contato do pé com o solo (WHITE; McNAIR, 2002).

Durante a marcha e corridas em intensidades mais baixas os músculos abdominais apresentam baixo nível de ativação, permanecendo assim durante toda passada, já os eretores da espinha apresentam picos de ativação próximos do contato do pé no solo de cada membro inferior (SAUNDERS et al., 2005; WHITE; McNAIR, 2002).

Com o aumento da velocidade, existe um comportamento diferente dos músculos do abdome quando se analisam os grupos profundo e superficial, de maneira que o transversos abdominal está tonicamente ativo durante todo período, exceto na fase de vôo das velocidades mais altas onde nenhum dos pés toca o solo enquanto os músculos oblíquo interno e oblíquo externo estão ativos no contato do pé com o solo, comportamento semelhante ao dos músculos extensores da coluna. Esse comportamento sugere que a ação do transversos abdominal está mais relacionada ao controle de movimentos intersegmentares da coluna e que a ativação dos oblíquos está mais relacionada à orientação da pelve e do tronco. Já para os músculos extensores tanto o grupo superficial quanto o profundo comportam-se de

maneira semelhante bem como durante a caminhada e a corrida, com níveis de ativação maiores em maiores velocidades de corrida (SAUNDERS et al., 2004).

Considerando especificamente a corrida, os músculos superficiais do tronco estão relacionados ao controle dos movimentos lombo-pélvicos e podem favorecer o melhor desempenho motor das extremidades. Dados indicam que a ativação dos músculos oblíquo externo e multífido esteja relacionada à desaceleração do movimento lombo-pélvico (SAUNDERS et al., 2005), sugerindo que essa musculatura do tronco tenha uma função estabilizadora.

Embora a ação muscular em cada uma das fases da corrida já tenha sido analisada (KYRÖLÄINEN; KOMI; BELL, 1999; SAUNDERS et al., 2004; SAUNDERS et al., 2005), outras informações podem ser obtidas na direção do desenvolvimento de formas de análise que permitam avaliar o comportamento destes músculos em função do tempo e velocidade de corrida. Essas variáveis são normalmente combinadas durante testes ou mesmo competições e podem apresentar modificações pelo desenvolvimento da fadiga muscular.

2.5. Cinemática da corrida

A cinemática é a área da biomecânica que permite o cálculo da posição, do deslocamento, da velocidade e da aceleração do corpo ou de seus segmentos, tendo como principal foco a descrição de como um corpo se move, não se preocupando em explicar as causas do movimento. Os parâmetros cinemáticos para análise da velocidade do correr incluem o tempo, o comprimento do passo, a amplitude de passada, a largura do passo e a frequência da passada (VERKERKE et al., 1998).

Entre as variáveis cinemáticas mais estudadas para análise da corrida inclui-se a frequência e amplitude da passada, que interferem na velocidade de corrida (BUS, 2003). As mesmas são determinadas por escolha individual e sofrem influência de vários fatores como superfície de contato, dimensões antropométricas e o estado de fadiga (CAVANAGH; KRAM, 1989).

A amplitude da passada corresponde à soma de duas distâncias: distância aérea e distância de contato. A frequência de passada corresponde ao

número de passadas executadas em um determinado tempo, freqüentemente expressa em passadas por minuto, esse parâmetro está diretamente relacionado ao tempo gasto para finalizar uma passada completa, que, por sua vez, corresponde à soma da fase de contato e da fase aérea (HAY, 1981).

O aumento dos valores de amplitude e freqüência de passada é esperado com incremento de velocidade e o ajuste para a otimização desses parâmetros parece favorecer um menor consumo de oxigênio, sendo bem desempenhada por corredores treinados (HUNTER; SMITH, 2007; PAAVOLAINEN et al., 1999).

Tais parâmetros cinemáticos interferem também no custo metabólico da corrida em uma dada velocidade, de forma que, freqüência e amplitude de passada sejam as que afetam mais claramente a economia de corrida. Sugere-se que as alterações intramusculares causadas pelo desenvolvimento do processo de fadiga acarretem em alterações desses parâmetros, afetando sua combinação, resultando em aumento do custo metabólico e piores valores de economia de corrida (HUNTER; SMITH, 2007).

Em um protocolo que comparava alterações na freqüência de passada foi demonstrado que as mesmas estão associadas às alterações de *stiffness* muscular, com forte relação entre o *stiffness* vertical e a freqüência de passada (FARLEY; GONZALEZ, 1996). O *stiffness* resulta da relação entre o deslocamento articular e uma determinada força aplicada à articulação (DAVIS; De LUCA, 1996). Quanto menor a força necessária para provocar o movimento articular menor o *stiffness* e maior a complacência do músculo. Sugere-se que os mecanismos mais freqüentemente utilizados para o controle do *stiffness* muscular são a co-ativação dos músculos agonistas e antagonistas (KUITUNEN; KOMI; AVELA, 2002) e a pré-ativação muscular (PAAVOLAINEN et al., 1999).

2.6. Fatores neurofisiológicos e cinemáticos da fadiga na corrida

2.6.1. Fatores neurofisiológicos

O estudo das alterações neuromusculares evidenciadas após protocolos fadigantes de corrida fornece informações a respeito dos fatores relacionados à inabilidade de manter o nível de desempenho tanto em corridas de longa distância e baixa intensidade quanto em corridas de curta duração e intensidade alta.

Na corrida, as contrações musculares excêntricas repetidas de alta velocidade e curta duração induzem a uma forma específica de fadiga (KOMI, 2000). As características desse tipo de fadiga incluem falha da capacidade contrátil com diminuição à tolerância ao alongamento do músculo, atraso na transferência de alongamento para o encurtamento muscular durante o ciclo de alongamento encurtamento, levando a perda da energia elástica potencial e diminuição do *stiffness* do sistema (KOMI, 2000; SLAWINSKI et al., 2008).

Corredores de longa distância apresentaram diminuição da CVM de extensão do joelho de 8% após 1 hora, 12% após 2 horas, 14% após 3 horas, 26% após 4 horas e 28% após 5 horas de corrida em velocidade constante (55% velocidade aeróbia máxima), e mesmo após 30 minutos de recuperação os valores de CVM apresentaram diminuição de 30% em relação ao obtido no repouso. Essa redução teve alta correlação com a redução da ativação voluntária ($r=0,98$), que apresentou queda de 16% entre o começo e o final do exercício. Associado a isso verificou-se diminuição da amplitude de ativação do músculo vasto lateral durante as CVM com redução de 23% após 1 hora, 50% após 4 horas, 45% após 5 horas e 51% após 30 minutos de recuperação e nenhuma alteração com relação ao músculo reto femoral, possivelmente devido às diferentes funções desses músculos. A análise eletromiográfica da estimulação elétrica do nervo femoral revelou diminuição significativa da amplitude de pico a pico do potencial de ação composto (onda-M) do músculo vasto lateral após 4 e 5 horas de corrida (33 e 34%, respectivamente), bem como na amplitude do RMS da onda-M que caiu 23% e 24% após 4h e 5 horas de corrida, respectivamente. Ainda com base no

comportamento da onda-M foi possível verificar aumento significativo da duração pico a pico (20%) após os 30 minutos de recuperação após o exercício fadigante. A maior alteração dos parâmetros de amplitude da onda-M sugere falha na transmissão do potencial de ação, como consequência da diminuição da excitabilidade da membrana muscular (PLACE et al., 2004).

Tanto corredores de alto rendimento quanto corredores com menor rendimento apresentaram diminuição da velocidade de execução de uma corrida máxima de 20 metros (22,6% e 23,1%, respectivamente) após corrida de 10 km realizada em uma pista indoor de 200 metros, essa diminuição esteve relacionada ao aumento do tempo de contato e diminuição da força de reação do solo vertical e horizontal e diminuição da pré-ativação e ativação na fase de contato dos músculos vasto lateral, bíceps femoral e gastrocnêmio para ambos os grupos de corredores. A diminuição da pré-ativação está relacionada à diminuição da ativação na fase excêntrica o que pode diminuir a capacidade do sistema neuromuscular de gerar força rapidamente e aumentar o custo energético da corrida. Além disso, a redução da amplitude de ativação na fase de contato demonstra que a diminuição de força pode estar relacionada à redução do comando neural dos músculos agonistas. Durante a execução da corrida de 10 km, foram realizadas corridas de velocidade constante aos 3, 5, 7 e 9 km. Dessa forma foi possível verificar o efeito da fadiga nesses mesmos parâmetros sem o efeito da alteração da velocidade. Não houve diferença significativa com relação ao tempo de contato e força de reação do solo em nenhum dos grupos, entretanto a amplitude do sinal eletromiográfico do músculo VL apresentou aumento, enfatizando a deterioração da função neuromuscular (PAAVOLAINEN et al., 1999).

Borrani et al. (2001) estudaram o comportamento do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos vasto lateral, gastrocnêmio lateral e sóleo, bilateralmente, durante corrida a uma intensidade de 95% do $VO_2\text{max}$ ($18,33 \pm 0.95 \text{ km.h}^{-1}$). Utilizaram um ciclo de passada para o cálculo da transformada rápida de Fourier e obtenção do espectro de frequência para determinação da frequência mediana do espectro. Pôde-se observar diminuição dos valores de frequência mediana para todos os músculos no início do exercício até o início do componente lento do VO_2 , que coincidiu com o valor mais baixo de frequência mediana para os músculos vasto lateral e

gastrocnêmio lateral, bilateralmente. A diminuição dos valores observada no início do teste pode estar relacionada à redução da velocidade de condução do impulso resultante do acúmulo de metabólitos ou redução do potássio intracelular, a diminuição da taxa de disparo dos potenciais de ação das unidades motoras como resultado do estímulo de mecanorreceptores musculares e tendíneos e ao aumento da sincronização de fibras de contração lenta. A partir de então, com o início do componente lento do VO_2 , houve aumento dos valores de frequência mediana até a interrupção do teste por exaustão. Tal comportamento pode estar relacionado ao aumento do recrutamento de fibras de contração rápida para corresponder à demanda metabólica, ao aumento da taxa de disparo dos motoneurônios ou ao aumento da temperatura, afetando a velocidade de condução do impulso.

Considerando os dados obtidos nos trabalhos descritos anteriormente, o estudo do comportamento de outras variáveis neuromusculares durante o processo de fadiga pode fornecer dados para melhor entendimento desse fenômeno e identificar aspectos do funcionamento do sistema neuromuscular que podem sofrer intervenções de forma a melhorar o desempenho da corrida.

A ativação muscular prévia à fase de contato da passada tem sido analisada em diversos estudos, alguns deles demonstrando como a pré-ativação muscular relaciona-se com a melhora do desempenho (KYRÖLÄINEN; KOMI, 1995) e a melhor estabilização dos segmentos (SAUNDERS et al., 2004). Outros estudos compararam a ativação muscular na fase de contato, pré-ativação e contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) (KYRÖLÄINEN; AVELÃ; KOMI, 2005), assim como comparando a ativação em uma mesma velocidade (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005), em velocidades diferentes (KYRÖLÄINEN; AVELÃ; KOMI, 2005), ou em saltos com alturas diferentes (ARAMPATZIS; MOREY-KLAPSING; BRÜGGEMANN, 2003) antes e após protocolos fadigantes (GEHRING; MILNYK; GOLLHOFER, 2008).

Entre os fatores que influem no desempenho da corrida, o aumento da intensidade e duração da ativação muscular prévia ao contato com o solo, denominada pré-ativação, pode estar envolvida diretamente com o aumento da produção de força. Tal comportamento parece ser importante para

o aumento da atividade muscular na fase excêntrica do contato e preparatória para o sincronismo das ações musculares no contato com o solo. Esses parâmetros alteram a sensibilidade dos fusos musculares, aumentando a tensão músculo-tendínea e o *stiffness* muscular na fase excêntrica do contato, melhorando a produção de força nas fases de desaceleração e /ou propulsão e potencializando a contração subsequente, geradora do impulso da passada, contribuindo para a eficiência motora (ISHIKAWA; KOMI, 2007; KYRÖLÄINEN; KOMI, 1995; KYRÖLÄINEN; AVELÄ; KOMI, 2005; PAAVOLAINEN et al., 1999).

Paavolainen, Nummela e Rusko, (1999) utilizaram pista coberta de 200 metros para análise neuromuscular durante a corrida com intuito de identificar parâmetros que apresentam correlação com o desempenho da corrida de 5 km de corredores. Assim os voluntários realizaram uma corrida máxima de 20 metros e durante a corrida de 5 km realizavam uma volta na pista de 200m a uma velocidade constante aos 2,5 e 4 km. Houve correlação negativa e significativa entre a velocidade de corrida de 20 m e 5 km com a duração da fase excêntrica do contato durante a corrida máxima de 20 m ($r = -0,62$ e $r = -0,54$, respectivamente). Demonstrando que a diminuição da duração da fase excêntrica do contato contribui para o desempenho da corrida de 5 km, possivelmente devido à maior capacidade de utilização da energia elástica armazenada nessa subfase do contato.

Kyröläinen, Avelä e Komi (2005) compararam ativação muscular na pré-ativação, e nas fases de desaceleração e aceleração do contato, que representa o ciclo de alongamento e encurtamento, em diferentes velocidades de corrida realizada em pista coberta e durante contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) para extensores de joelho, flexores de joelho e flexores plantares. Seus resultados mostraram que a ativação muscular aumenta com o incremento de velocidade, principalmente nas fases de pré-ativação e desaceleração do contato. Além disso, a atividade elétrica durante a corrida máxima ($30,6 \pm 2,1 \text{ km.h}^{-1}$) de 30 metros foi maior nas fases pré-contato e de desaceleração quando comparada à CIVM, com valores menores na fase propulsiva do contato (menor que 50% da CIVM) para os músculos vasto lateral (473 ± 185 , 753 ± 253 , 618 ± 232 , $155 \pm 73 \text{ } \mu\text{V}$, para CIVM, pré-contato, fase excêntrica e propulsiva do contato, respectivamente) e bíceps femoral. A ativação do músculo reto femoral foi menor na corrida do que durante a CIVM.

O músculo gastrocnêmio apresentou maiores níveis de ativação nessas três fases analisadas, de forma que durante a fase de desaceleração a ativação foi maior em todas as velocidades se comparada à ativação da CIVM. Assim, características da programação central e regulação reflexa, via proprioceptores, parecem diferir entre CIVM e exercícios com ciclos de alongamento e encurtamento como a corrida.

Trimble, Kukulka e Thomas (2000) investigaram a potencialização eletromiográfica para os músculos gastrocnêmio lateral e sóleo durante ciclo de alongamento e encurtamento para verificar o possível papel do *feedback* aferente do fuso muscular nesse fenômeno. Submeteram voluntários a realizar três testes diferentes. Em um deles era realizada CIVM e saltos recíprocos. Considerando que as diferenças entre a ativação poderia se dever à natureza fásica e tônica dos dois tipos de teste, os voluntários foram solicitados a realizar também saltos sem ciclo de alongamento encurtamento, de forma que apenas realizavam a fase concêntrica. Para os três testes os voluntários foram orientados a manter os joelhos estendidos e a realizar máxima força com os flexores plantares. Os autores verificaram que o pico de ativação foi maior nos saltos recíprocos se comparados aos saltos concêntricos e à CIVM para os músculos sóleo ($1,91 \pm 0,56$, $1,53 \pm 0,58$ e $1,66 \pm 0,53$ μV , respectivamente) e gastrocnêmio ($2,29 \pm 0,1,20$, $1,54 \pm 0,55$ e $1,43 \pm 0,71$ μV , respectivamente). Entretanto se comparados os valores médios de amplitude eletromiográfica os dois testes de salto não apresentaram diferença significativa, mas maiores dos que os obtidos durante a CIVM para músculos sóleo ($0,481 \pm 0,144$, $0,418 \pm 0,165$ e $0,262 \pm 0,082$ μV , respectivamente) e gastrocnêmio ($0,552 \pm 0,309$, $0,466 \pm 0,101$ e $0,303 \pm 0,175$ μV , respectivamente). Estes resultados sugerem que embora a natureza fásica da tarefa seja um fator importante, o ciclo de alongamento e encurtamento resulta na facilitação dos motoneurônios ativos de forma que o músculo é ativado momentaneamente a um grau maior do que é possível durante contrações musculares voluntárias isométricas ou concêntricas. A análise do espectro de frequência demonstrou maiores picos de ativação em ambos os músculos no salto recíproco comparado ao concêntrico, contudo, em frequências entre 35-50Hz para o salto recíproco e entre 80 e 100 Hz para o salto concêntrico. Isso pode estar relacionado à maior sincronização da

ativação das unidades motoras o que também refletiria no aumento da amplitude do sinal.

Avogadro, Donelec e Belli (2003) não evidenciaram alteração na amplitude de pré-ativação (de 100 ms pré-contato a 30 ms pós contato) após protocolo fadigante de corrida em intensidade de 90% do VO_2max com duração de 829 ± 165 segundos para os músculos vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio medial. Entretanto o músculo vasto lateral apresentou aumento significativo da amplitude do sinal na fase pós contato (31 ms a 120 ms), sem apresentar alteração nos parâmetros de frequência do sinal eletromiográfico em nenhuma das fases, sugerindo recrutamento de novas unidades motoras para manter a mesma intensidade de corrida.

A duração do período de pré-ativação em testes de saltos a partir de plataforma com 52 cm de altura foi semelhante para os músculos ísquio-tibiais e gastrocnêmio (80 ms) e menor para o grupo do quadríceps (50 ms) para adultos jovens. Embora a duração do período de pré-ativação não tenha sido alterado após protocolo fadigante realizado com exercício de cadeia fechada (*leg-press*) a 50% de 1 RM, a amplitude do sinal eletromiográfico nessa fase diminuiu para os músculos bíceps femoral (22%, $p < 0,001$), semitendinoso (21%, $p = 0,02$) e gastrocnêmio (10%, $p = 0,03$). Tal redução parece estar relacionada a inibição dos músculos antagonistas como um mecanismo de compensação para reduzir a inibição do agonista após exercício fadigante, de forma que se mantenha o mesmo padrão de movimento sem alterações cinemáticas (GEHRING; MILNYK; GOLLHOFER, 2008).

Entretanto, Rozzi et al. (1999) verificaram aumento no tempo de latência para o início da atividade dos músculos semitendinoso ($182,44 \pm 91,88$ para $277,65 \pm 146,14$) e gastrocnêmio lateral ($144,19 \pm 98,58$ para $242,79 \pm 189,57$) em saltos partindo de plataformas elevadas, após protocolo fadigante com flexão e extensão de joelho até que os extensores conseguissem produzir apenas 25% do torque máximo realizado em um equipamento isocinético. Esses dois músculos atuam no controle da translação anterior da tíbia e o mecanismo que pode ter levado a esse atraso na ativação pode ser a redução na velocidade de condução do impulso na membrana.

Assim, parece claro que a pré-ativação muscular é um mecanismo importante tanto na proteção quanto no desempenho durante diversos tipos de

atividade, entretanto, pouco se sabe sobre o comportamento da sua amplitude e duração em diferentes músculos com a instalação do processo de fadiga durante a corrida.

A co-ativação muscular é um fenômeno característico em diversas atividades (HAKKINEN et al., 1998; HANSON et al., 2008; KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003; MIAN et al, 2006). Na locomoção a atividade coordenada de grupos musculares possibilita que grupos agonistas e antagonistas atuem em padrões alternados e com períodos de co-ativação (HANSON et al., 2008; HORTOBÁGYUI et al., 2005). Tal fenômeno tem sido examinado pela comparação da atividade mioelétrica dos músculos envolvidos e expresso como percentuais de valores eletromiográficos de referência (HAKKINEN et al., 1998; HANSON et al., 2008; KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003; KELLIS; KOUVELIOTI, 2007; MIAN et al, 2006; PADUA et al., 2006).

Em uma tentativa de verificar se o aumento da aceleração da tíbia com o desenvolvimento do processo de fadiga acontecia concomitantemente ao aumento do desequilíbrio entre a atividade dos músculos antagonistas da articulação do tornozelo, Mizrahi, Verbisky e Isakov (2000) submeteram corredores recreacionais a um teste de 30 minutos de corrida em uma intensidade 5% acima do LAn. Embora os autores não tenham analisado o período de co-ativação, verificaram comportamento diferenciado dos músculos antagonistas analisados ao longo do teste. O músculo gastrocnêmio não apresentou alteração nos valores de amplitude, pela integral do sinal eletromiográfico (iEMG), e apresentou aumento da frequência mediana ($p=0,049$) ao longo do teste, entretanto o músculo tibial anterior apresentou diminuição dos valores de amplitude ($p=0,046$) e frequência ($p=0,048$) do sinal eletromiográfico. Esse comportamento diferenciado dos músculos foi interpretado como desequilíbrio da função muscular, ocorrendo simultaneamente ao aumento da frequência mediana ($p=0,048$) e intensidade ($p=0,045$) da aceleração da tíbia no impacto. O comportamento do sinal eletromiográfico do músculo tibial anterior pode refletir a alta solicitação de ativação durante todo o ciclo aumentando sua susceptibilidade à fadiga, evidenciada mais precocemente pela diminuição de unidades motoras ativas e pela redução na taxa de disparo, por outro lado, a intensidade de corrida

utilizada pode ter favorecido a ação do músculo gastrocnêmio de se utilizar da energia elástica armazenada, com aumento das taxas de disparo das unidades motoras ativas evidenciado pelo aumento da frequência mediana, diminuindo a ativação na fase propulsiva do contato (ISHIKAWA; KOMI, 2007; KYRÖLÄINEN; KOMI, 1995; KYRÖLÄINEN; AVELÄ; KOMI, 2005; PAAVOLAINEN et al., 1999).

Considerando a co-ativação como um fenômeno neuromuscular, o estudo do seu comportamento frente ao incremento de carga e ao início do processo de fadiga pode auxiliar na identificação de fatores que interfiram no desempenho durante a corrida.

Embora o comportamento da co-ativação não tenha sido estudado na corrida com desenvolvimento do processo de fadiga, alguns trabalhos estudaram o comportamento desse parâmetro em atividades de salto.

Padua et al. (2006) verificaram a influência de um protocolo fadigante na ativação muscular durante saltos repetidos em frequências pré-estabelecidas. O protocolo para indução de fadiga consistiu em repetições submáxima de agachamentos de 0 a 60° de flexão de joelho, com carga de um terço do peso corporal e 50 repetições por minuto até que houvesse falha na execução de dois movimentos sucessivos. Foi obtido o pico de ativação do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral, vasto medial, bíceps femoral, semimembranoso, gastrocnêmio lateral e medial, sóleo e tibial anterior. Com base nos valores de pico obtidos na fase pré-contato (50ms antes do toque no solo) e de sobrecarga (50 ms após o toque no solo) foram determinadas as razões de co-ativação do grupo quadríceps (reto femoral + vasto medial) em relação aos ísquio-tibiais (bíceps femoral + semimembranoso), denominada razão Q:H e do tríceps sural (gastrocnêmio medial + gastrocnêmio lateral + sóleo) em relação ao tibial anterior, denominada razão TS:TA. O protocolo fadigante levou à diminuição na ativação dos ísquio-tibiais (-26%) e tibial anterior (-81%). Tal comportamento parece estar envolvido em um mecanismo de inibição da musculatura antagonista após a fadiga dos músculos agonistas para facilitar a ativação dos mesmos e manter o desempenho da tarefa. Apresentaram aumento no pico de ativação os músculos gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral tanto na fase pré-contato (38%) quanto de sobrecarga (36%) e sóleo na fase de sobrecarga (20%). Houve aumento nos valores de

razão de co-ativação tanto na fase pré-contato ($1,2 \pm 0,9$ para $1,9 \pm 1,5$ e $1,3 \pm 1,4$ para $23,2 \pm 21,0$ razão Q:H e TS:TA, respectivamente) quanto de sobrecarga ($2,4 \pm 1,8$ para $3,5 \pm 2,1$ e $1,4 \pm 0,2$ para $27,3 \pm 23,4$ razão Q:H e TS:TA, respectivamente). A estratégia de inibição antagonista também interferiu nos valores de razão obtidos, pela redução da ativação do bíceps femoral associada a não alteração do quadríceps após a fadiga para razão Q:H e pela redução na ativação do tibial anterior e aumento da ativação do grupo do tríceps sural para a razão TS:TA. Essa estratégia inibitória dos músculos antagonistas pode representar um mecanismo compensatório ao início da fadiga para favorecer a eficiência mecânica dos agonistas, maximizando a contribuição agonista e minimizando a contribuição antagonista.

Kellis e Kouvelioti (2007) determinaram a razão dos músculos do quadríceps (soma da ativação dos músculos vasto lateral e vasto medial) pelo ísquio-tibial lateral (bíceps femoral) durante aterrissagem de saltos após dois tipos de protocolos fadigantes. Em um dos protocolos foram realizadas duas séries de repetições de contrações dos extensores de joelho em equipamento isocinético a $120^\circ.s^{-1}$ até que o voluntário não conseguisse gerar 30% do torque máximo, da mesma forma, em dia separado, foi realizado o protocolo fadigante para flexores de joelho. Foi verificada a razão de co-ativação muscular (Q:H) no período pré-contato (100 ms antes do toque no solo), período de sobrecarga inicial (100 ms após toque no solo) e período de sobrecarga principal (de 100 a 200 ms após toque no solo). O protocolo fadigante de extensores de joelho levou a menor ativação dos músculos bíceps femoral nas fase pré-contato e contato inicial, enquanto a razão Q:H aumentou ($1,12 \pm 0,53$ para $1,87 \pm 0,76$ e $2,45 \pm 0,82$ para $3,14 \pm 0,81$, nas fases preparatória e de sobrecarga inicial respectivamente). O protocolo fadigante de flexores levou à maior ativação dos músculos vasto medial e vasto lateral na fase preparatória, bíceps femoral, na fase de sobrecarga inicial e gastrocnêmio nas duas fases de sobrecarga, enquanto a razão Q:H aumentou durante o período pré-contato ($1,08 \pm 0,45$ para $1,75 \pm 0,73$) e diminuiu no período de sobrecarga inicial ($2,60 \pm 0,92$ para $2,06 \pm 1,10$). O aumento da razão Q:H após ambos protocolos fadigante na fase preparatória demonstra a importância da pré-ativação do grupo do quadríceps durante aterrissagem. A diminuição da ativação do bíceps femoral após protocolo fadigante dos extensores reflete um mecanismo inibitório da

musculatura antagonista para favorecer a ação do músculo agonista (PADUA et al., 2006) e manter a estabilidade articular, já que nesse tipo de salto, não há mensuração de desempenho, mas a aterrissagem segura é a maior prioridade.

Sugere-se que a co-contração do agonista e do antagonista também seja dependente de coordenação e sincronismo requeridos para se obter os resultados mais eficientes de desempenho (HANSON et al., 2008; KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003; WINTER; FALCONER, 1985). O aumento da co-ativação no deslocamento pode auxiliar no aumento do *stiffness* das articulações e melhorar a estabilidade no contato com o solo, convertendo o estresse não axial em estresse axial e compressivo, reduzindo o estresse tênsil sobre o osso, funcionando como absorvedores de choque para diminuir o impacto na perna durante o contato inicial (MIZRAHI; VERBITSKY; ISAKOV, 2000). Entretanto, ativação elevada do antagonista pode limitar o potencial completo da função muscular agonista (WINTER; FALCONER, 1985).

Não foram encontrados artigos que estudem o comportamento da co-ativação dos músculos durante a corrida, tampouco as possíveis alterações decorrentes do processo de fadiga e influência no desempenho.

2.6.2. Fatores Cinemáticos

Estudos demonstraram que durante corridas em velocidade constante a frequência de passada pode variar a resposta em decorrência da fadiga tanto em corridas de longa duração e intensidades mais baixas (PLACE et al., 2004; HUNTER; SMITH, 2007) quanto em corridas de curta duração e intensidades mais altas (BORRANI et al., 2003; GAZEAU et al., 1997; SLAWINSKI et al., 2008).

Corredores foram submetidos a um teste de corrida em esteira em velocidade constante durante uma hora em uma intensidade que correspondeu em média a 77,9% do VO_2max . Durante o teste foram obtidos dados referentes à força de reação do solo vertical para o cálculo de frequência de passada e do *stiffness* vertical e da perna baseados em cálculos com modelos de mola e massa. Os valores de frequência de passada diminuíram ao final da corrida ($173,4 \pm 7,8$ para $171,6 \pm 9$ passadas por minuto $p = 0,026$). Embora metade dos corredores tenha apresentado diminuição dos valores de *stiffness* vertical, não

foi evidenciada nenhuma alteração significativa entre o começo e o final do exercício ($p=0,062$) (HUNTER; SMITH, 2007).

Em um estudo envolvendo corredores de longa distância, não foram evidenciadas alterações significativas dos valores de duração do contato durante corridas de 200 m em velocidade constante ($16,2 \text{ km.h}^{-1}$) realizadas antes e após uma corrida de 10 km de distância. Entretanto ao analisar corridas de 20 m em velocidade máxima houve aumento da duração do tempo de contato de 26,5 para 37,9% com diminuição da velocidade máxima de corrida de 23,1% (PAAVOLAINEN et al., 1999), possivelmente em decorrência da diminuição da eficiência do gesto motor com conseqüente diminuição da frequência de passada.

Corredores bem treinados foram submetidos a um teste de corrida em velocidade máxima ($18,9 \pm 1,44 \text{ km.h}^{-1}$) com 2000 metros de distância em uma pista coberta equipada com uma plataforma de força de 1,2 metros. Pôde-se verificar que não houve alteração dos parâmetros cinemáticos de frequência e amplitude de passada ou tempo de contato, tampouco se verificou alteração do *stiffness* vertical ou da perna calculados com base nos valores de força de reação do solo e modelo de mola e massa (SLAWINSKI et al., 2008). Embora outros trabalhos tenham evidenciado diminuição do *stiffness* com a fadiga (DUTTO; SMITH, 2002), possivelmente a duração do teste (333 ± 33 segundos) não foi suficiente para induzir a um número de contrações excêntricas suficiente para modificar as propriedades elásticas dos músculos das pernas para essa população. Esses autores verificaram ainda correlação inversa e significativa entre o custo da corrida e o *stiffness* da perna ($r = -0,67$), que parece depender da velocidade de corrida.

Com intuito de verificar se as características de *stiffness* da perna seriam alteradas durante corrida até exaustão, Dutto e Smith (2002) submeteram 15 corredores de longa distância a um teste de corrida em esteira a 80% do VO_2max . Com base nos dados fornecidos pela plataforma de força e modelo de mola e massa verificaram diminuição do *stiffness* vertical e da perna do começo para o final da corrida (23,9 para 23,1 e 9,3 para 9,0 kN.m^{-1} , respectivamente). Puderam evidenciar também correlação alta e significativa entre as alterações do *stiffness* vertical e da frequência de passada durante o teste ($r=0,85$). As alterações observadas na frequência de passada

possivelmente resultam de alterações nas características do *stiffness* da perna durante a corrida fadigante. Especula-se que o mesmo seja controlado por fatores fisiológicos relacionados à ação muscular nos membros inferiores. A redução do controle neuromuscular associada à fadiga pode gerar alterações significativas da função músculo-esquelética para os corredores.

Gazeau et al. (1997) verificaram aumento do tempo de contato (de 0,192 para 0,198 ms) e aumento do comprimento de passada (de 1,76 para 1.817 m) após corrida na velocidade máxima aeróbia ($19,2 \pm 1,45 \text{ km.h}^{-1}$) com duração média de 301 ± 82 , 7 segundos. Puderam verificar que os corredores que apresentaram estilo de corrida mais estável foram capazes de correr por mais tempo na intensidade determinada, possivelmente em decorrência da otimização da eficiência motora.

Borrani et al. (2003) verificaram diminuição da frequência de passada de 185,4 para 181,8 passadas por minuto ao final de corrida a 95% do VO_2max , que durou em média 563 ± 83 segundos .

Avogadro, Donelec e Belli (2003) submeteram corredores a teste de velocidade constante a 90% do VO_2max ($16,4 \pm 1,4 \text{ km.h}^{-1}$) que durou em média 829 ± 165 segundos e puderam verificar que houve aumento do tempo de contato de 2%, diminuição da frequência de passada de 177 para 171 passadas por minuto e aumento da duração da passada de 4%.

Contudo, em protocolos com menor duração de estágios e com períodos de recuperação, a utilização das fibras de contração rápida pode ter sido favorecida, garantindo o aumento da frequência de passada (SILVA et al., 2007b).

Para manutenção dos valores de frequência de passada e *stiffness* durante um exercício fadigante, seria necessário a utilização de fibras musculares rápidas adicionais e levar ao aumento do custo da corrida, assim em um protocolo fadigante, a diminuição da frequência de passada associada à diminuição do *stiffness* e ao aumento do custo metabólico é esperada (PAAVOLAINEN et al., 1999; HUNTER; SMITH, 2007). Trabalhando continuamente, os músculos perdem a capacidade de manter a mesma intensidade de exercício e mesmo padrão de movimento, tanto em decorrência de fatores periféricos quanto centrais por alterações neurais e metabólicas (DUTTO; SMITH, 2002).

Por outro lado, Place et al. (2004) verificaram diminuição significativa do tempo de duração da passada (-3,4%) após 5 horas de corrida em velocidade constante a 55% da velocidade aeróbia máxima de corredores de longa distância. Pode-se verificar aumento da frequência de passada (84 para 87 passadas por minuto). Os autores verificaram que os voluntários apresentaram diminuição de 28% da CVM após a corrida, evidenciando deterioração da função neuromuscular dos extensores de joelho, o que poderia prejudicar a manutenção da amplitude de passada e conseqüentemente levaria ao aumento da frequência de passada.

A comparação de parâmetros eletromiográficos e cinemáticos intra-velocidade em diferentes intensidades de corrida durante teste incremental mostrou que o aumento na atividade do bíceps femoral esteve relacionado ao aumento da frequência de passada na mesma intensidade (SILVA et al., 2007b). Nesse estudo, o aumento da atividade muscular ocorreu antes do aumento da frequência de passada, sugerindo a alteração nos parâmetros cinemáticos possam ser devidas às alterações na ativação do bíceps femoral ou devido à alteração do período de relaxamento proporcionado pelo aumento do valor da frequência de passada (KYRÖLÄINEN et al., 2000).

A exemplo do que é observado no ciclismo em relação à cadência da pedalada (TAKAISHI et al., 1998) pode ocorrer aumento da frequência de passada em decorrência do processo de fadiga, como um mecanismo para diminuir a força de contração muscular na fase propulsiva e, assim, utilizar maior número de fibras lentas, que têm menor custo energético, além disso, o aumento da FP aumenta o número de ciclos de contração e relaxamento, proporcionando melhor nutrição tecidual, diminuindo o acúmulo de metabólitos.

As variáveis cinemáticas também têm papel no custo metabólico associado à corrida (DERRICK, DEREU; McCLEAN, 2002). Embora as mesmas pareçam ajustar-se durante o processo de fadiga com o objetivo de minimizar o aumento dos parâmetros metabólicos (AVOGADRO; DOLENEC; BELL, 2003), não se sabe de que maneira os critérios de otimização dessas variáveis ocorrem. Embora se especule a existência de correlação entre essas alterações e as observadas na atividade muscular, não foi verificada a correlação direta entre as alterações de parâmetros da passada e parâmetros eletromiográficos durante teste de corrida até exaustão.

2.7. Hipóteses

Em vista do que foi descrito anteriormente, o estudo do comportamento de variáveis eletromiográficas e cinemáticas ao longo de um protocolo de corrida incremental, bem como a comparação dos mesmos em intensidade de corrida equivalente à do LF_{EMG} e acima dela justifica-se no sentido de desenvolver o entendimento do processo de fadiga durante a corrida pelo estudo do comportamento de parâmetros de amplitude e frequência e co-ativação e duração dos períodos de ativação pré e pós-contato com incremento de carga e instalação de fadiga. Além disso, a intensidade determinada para o LF_{EMG} deve ser analisada das diversas variáveis, para verificar se representa a intensidade mais alta sem evidência de fadiga do sinal eletromiográfico. Assim, o presente estudo apresenta as seguintes hipóteses:

A – O LF_{EMG} e o ponto de quebra na relação entre amplitude do sinal eletromiográfico e a velocidade do teste correlacionam-se entre si e apresentam valores semelhantes, considerando que tanto o LF_{EMG} quanto o ponto de quebra são indicadores de fadiga muscular;

B – Há diferença na determinação dos índices pelo cálculo do RMS considerando os intervalos de cinco segundos e o intervalo correspondente ao ciclo de passada;

C – Há aumento da ativação dos músculos agonistas e diminuição da ativação dos músculos antagonistas tanto na fase pré quanto pós-contato, com aumento do tempo de latência para início da ativação dos músculos antagonistas ambos para facilitar a ativação agonista de todos os músculos e contribuir na efetividade do gesto motor, interferindo nos valores de co-ativação;

D – A frequência do sinal aumenta com incremento de carga até a velocidade do LF_{EMG} a partir da qual a redução da velocidade de condução do impulso leva a diminuição da frequência em ambos períodos analisados;

E – Há correlações entre o comportamento de variáveis eletromiográficas de amplitude e frequência do sinal eletromiográfico e co-ativação nos períodos de pré-ativação e o comportamento da frequência de passada durante teste incremental, considerando a relação entre esses parâmetros e a manutenção do *stiffness* muscular.

3. OBJETIVOS

3.1. Geral

Analisar variáveis eletromiográficas e cinemáticas durante teste incremental de corrida em esteira.

3.2. Específicos

- Analisar parâmetros de amplitude dos registros eletromiográficos dos músculos ileocostal (IC), reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), bíceps femoral (cabeça longa) (BF) e gastrocnêmio (cabeça lateral) (GL) ao longo do tempo de corrida para a determinação de índices de fadiga obtido por meio do sinal eletromiográfico.
- Determinar índices de fadiga por meio de diferentes tratamentos do sinal eletromiográfico.
- Analisar parâmetros de amplitude e frequência dos registros eletromiográficos dos músculos IC, RF, VM, VL, TA, BF e GL nos períodos de ativação pré e pós contato inter-velocidades ao longo do teste incremental e intra-velocidade em quatro intensidades de corrida.
- Analisar razões de co-ativação dos músculos ao redor das articulações do joelho (RF/BF, VL/BF e VM/BF) e tornozelo (GL/TA) nos períodos de ativação pré e pós contato inter-velocidades ao longo do teste incremental e intra-velocidade em quatro intensidades de corrida.
- Analisar frequência de passada (FP) inter-velocidades ao longo do teste incremental e intra-velocidade em quatro intensidades de corrida.
- Correlacionar as variáveis cinemáticas e eletromiográficas dos músculos acima descritos em quatro intensidades de corrida.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. Voluntários

O presente estudo foi antecipadamente submetido à avaliação do Comitê de Ética em pesquisa local e aprovado (ANEXO A). Para sua realização participaram 11 voluntários saudáveis do sexo masculino, fisicamente ativos que praticavam atividade física pelo menos duas vezes por semana sem envolver treinamento específico de corrida com frequência semanal, com média de idade de 22,7 ($\pm$ 3,4) anos, massa corporal 71,1 ($\pm$ 7,2) kg e altura 1,75 ($\pm$ 0,05) m, sem antecedentes de lesões osteomioarticulares nos membros inferiores e na coluna nos últimos seis meses, e de antropometria semelhante.

Os voluntários foram convidados a participar do estudo, assinaram termo de consentimento livre e esclarecido e foram previamente orientados sobre as atividades que seriam realizadas durante o experimento.

4.2. Equipamentos

O protocolo incremental de corrida foi realizado em uma esteira ergométrica (Inbramed – Millennium Super ATL, Porto Alegre - Brasil), a frequência cardíaca (FC) foi mensurada diretamente por meio de um frequencímetro (Polar, X-Trainer Plus, Kempele - Finland), o sinal eletromiográfico foi captado pelo sistema Telemetry 900 (Noraxon, Scottsdale - USA) e *software* Myoresearch (Noraxon, Scottsdale - USA) com um transmissor e um receptor de onda com para captação do sinal eletromiográfico dos músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA, GL e um canal foi utilizado para determinação do toque do calcâneo por meio de um *foot-switch*.

4.3. Teste incremental de corrida na esteira

Na primeira visita ao laboratório, os voluntários receberam informações a respeito dos procedimentos que seriam realizados e foram familiarizados com o ambiente de coleta e com a corrida na esteira, correndo três minutos a 8, 9 e 10 km.h^{-1} , totalizando 9 minutos de familiarização (LAVCANSKA; TAYLOR; SCHACHE, 2005).

No dia de realização do protocolo experimental, a FC foi aferida no repouso e ao final de cada estágio. O sinal EMG foi coletado durante todo o período de corrida para possibilitar a análise da atividade muscular ao longo do tempo.

O protocolo de corrida foi composto de um aquecimento de 5 minutos na velocidade de 7 km.h^{-1} , seguido do teste incremental com velocidade inicial de 8 km.h^{-1} e incremento de 1 km.h^{-1} a cada 3 minutos até a exaustão voluntária, definida como o momento em que o voluntário não fosse capaz de manter a velocidade determinada. A velocidade inicial utilizada justifica-se na medida em que para o grupo de voluntários avaliados, é a primeira velocidade em que é natural adotar a corrida como modo de locomoção. A inclinação da esteira foi mantida fixa em 1%, para aproximar o custo energético aos da corrida em ambientes abertos (JONES; DOUST, 1996).

4.4. Eletromiografia

Os sinais eletromiográficos foram registrados por eletrodos de superfície de Ag/AgCl (MediTrace[®]) descartáveis, com área de captação de 1 cm de diâmetro. Os eletrodos foram posicionados em configuração bipolar, no músculo IC no nível vertebral L2-L3 de acordo com Tsuboi et al. (1994) (figura 1), RF, VM, VL, TA (figura 2 A, B, C e D, respectivamente), BF e GL (figura 3 A e B, respectivamente), com distância entre os eletrodos de 2cm (centro a centro), de acordo com SENIAM (HERMENS et al., 1999).

Para diminuir possíveis interferências na aquisição do sinal EMG, foram realizadas tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool nos locais determinados em cada músculo para colocação dos eletrodos; um eletrodo de referência foi posicionado sobre a diáfise da tíbia direita (figura 2A).

Para melhor estabilização dos cabos e diminuição de interferências no sinal, utilizou-se fita adesiva e gaze sobre os eletrodos para evitar interferência do suor.

Além disso, foram desenvolvidos: calças com zíperes laterais para estabilização dos cabos junto à perna do voluntário e um dispositivo para melhor adequação e estabilização do transmissor de ondas foi desenvolvido para ser usado como um colete durante o teste (figura 4A e 4B).

Para a aquisição dos registros eletromiográficos foi utilizada frequência de amostragem de 1000Hz, ganho de 2000 vezes (20 vezes no pré-amplificador e 100 vezes no condicionador). Os dados brutos foram filtrados com filtro *notch* 60Hz e com passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz com filtro butterworth de quarta ordem diretamente no software *MyoResearch* XP 1.06 (Noraxon, Scottsdale - USA) e por meio do software MatLab 6.5 (MathWorks®).



Figura 1. Posicionamento dos eletrodos no músculo IC.

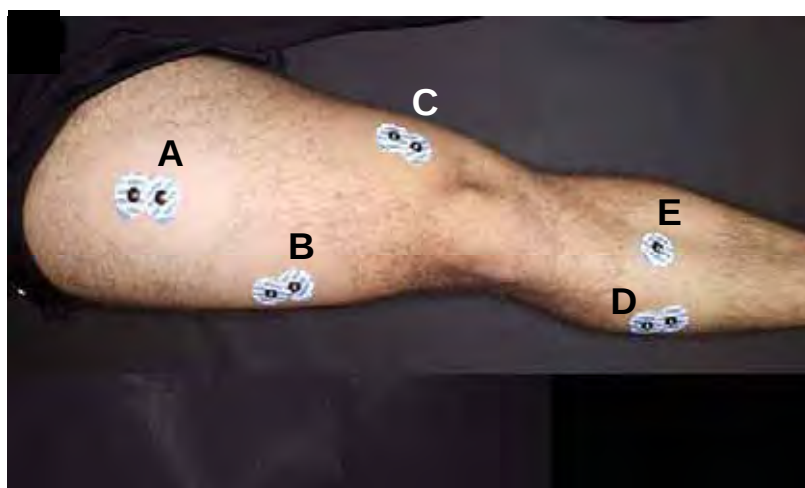


Figura 2. Posicionamento dos eletrodos nos músculos RF (A), VL (B), VM (C), TA (D) e eletrodo de referência (E).



Figura 3. Posicionamento dos eletrodos nos músculos BF (A) e GL (B).



Figura 4. **A** - Vista lateral do dispositivo estabilizador dos transmissores. **B** - Vista posterior do dispositivo estabilizador com apenas um dos transmissores e os dois conjuntos de cabos.

4.5. Cinemetria

O toque do calcâneo foi determinado com base em dados coletados simultaneamente aos dados eletromiográficos, por meio de um dos canais presente no conjunto do sistema Telemetry 900 (Noraxon). O mesmo foi adaptado para obtenção de sinais por meio de um foot switch (EMG System do Brasil). Um dispositivo confeccionado em EVA na forma de sandália foi desenvolvido (figura 5) para adequação do posicionamento do foot switch sob o calcâneo do voluntário.



Figura 5. Vista lateral da sandália confeccionada em EVA e tiras de velcro para posicionamento do *foot-switch*.

4.6. Análise dos dados

Os valores de RMS e Frequência Mediana do sinal eletromiográfico de cada músculo, bem como os valores de frequência de passada foram analisados nos dois minutos finais de cada estágio do teste incremental.

Para a determinação do LF_{EMG} e do ponto de quebra a análise da ativação muscular ao longo do protocolo incremental, foi realizada de duas formas. A primeira consistiu na obtenção de valores de RMS a cada cinco segundos, de forma que se obteve 24 valores de RMS. Na segunda obtiveram-se de valores de RMS em um ciclo de passada a cada 5% do tempo de corrida,

de forma que se obtiveram 20 valores, considerando todos os músculos (ANEXO B).

O comportamento do valor RMS de cada músculo, obtido pelas duas formas descritas, foi correlacionado em função do tempo de cada velocidade de corrida, com base nesses dados, foi realizada regressão linear para determinação dos coeficientes de inclinação de cada velocidade em cada músculo analisado. Em seguida realizou-se 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 seria zero. Assim, o LF_{EMG} de cada músculo foi determinado pelo valor do intercepto no eixo da velocidade (DEVRIES et al., 1982; MATSUMOTO et al., 1991).

Além disso, utilizou-se a metodologia descrita por Hanon et al. (1998) modificada para a identificação de um ponto de quebra no comportamento do valor RMS de cada músculo, obtido pelas duas formas descritas, ao longo do teste incremental de cada voluntário.

Os parâmetros de amplitude do sinal eletromiográfico foram obtidos em um ciclo de passada, no período de pré-ativação e de ativação pós-contato (figura 6). O ciclo de passada foi obtido entre dois toques consecutivos de calcâneo.

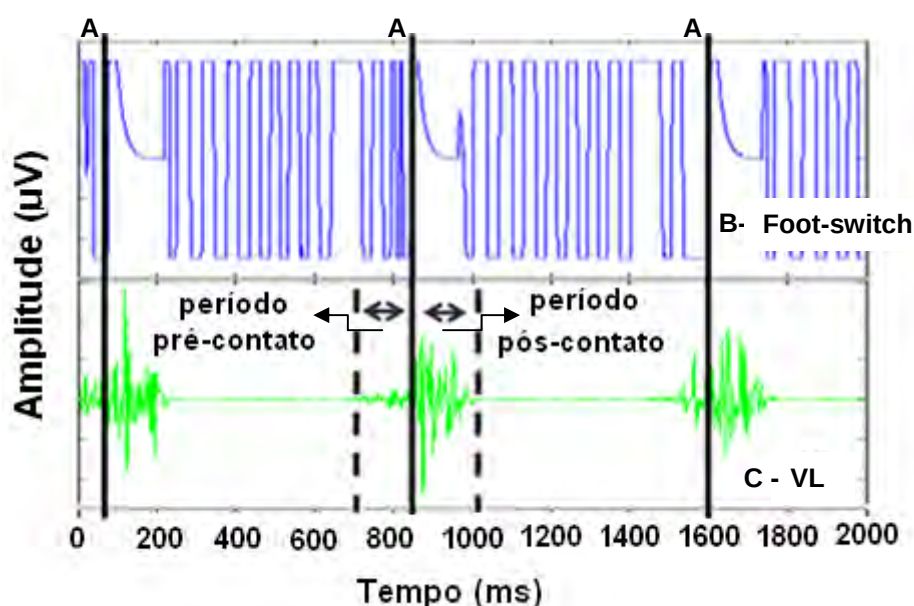


Figura 6. Ilustração da determinação do toque do calcâneo (A - linhas contínuas) a partir do sinal do foot-switch (B - topo), do período de pré ativação e ativação pós contato do músculo VL (C).

Para a determinação dos períodos ativação pré-contato foi obtido o envoltório linear da curva (figura 7) a partir do sinal eletromiográfico dos músculos VL, VM e GL. Para a determinação dos períodos de ativação pós-contato, foram obtidos o envoltório linear da curva (figura 7) obtido do sinal eletromiográfico dos músculos VL, VM, BF e GL. Devido ao comportamento do sinal do músculo RF e, considerando a função dos músculos BF e TA, não foi obtida a duração dos períodos pré-contato dos mesmos, já em relação ao período pós contato, devido ao comportamento dos músculos RF e TA no ciclo de passada não foi obtida a duração da ativação dos mesmos. O sinal bruto foi retificado e suavizado com filtro butterworth de 6Hz de segunda ordem (KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003), normalizado pelo valor de RMS obtido na velocidade de 8 km.h^{-1} (HANNON et al., 1998; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). O início da ativação muscular foi determinado como valores maiores do que três vezes o valor do desvio padrão acima da linha de base (ARAMPATZIS; MOREY-KLAPSING; BRÜGGEMANN,

2003; HODGES & RICHARDSON, 1997; MOSELEY et al., 2003) e o final da ativação foi determinado como valores menores do que três vezes o valor do desvio padrão acima da linha de base do envoltório linear após o toque de calcâneo. Assim, pôde-se obter a duração, valores de RMS e FM de ambos os períodos para os músculos analisados.

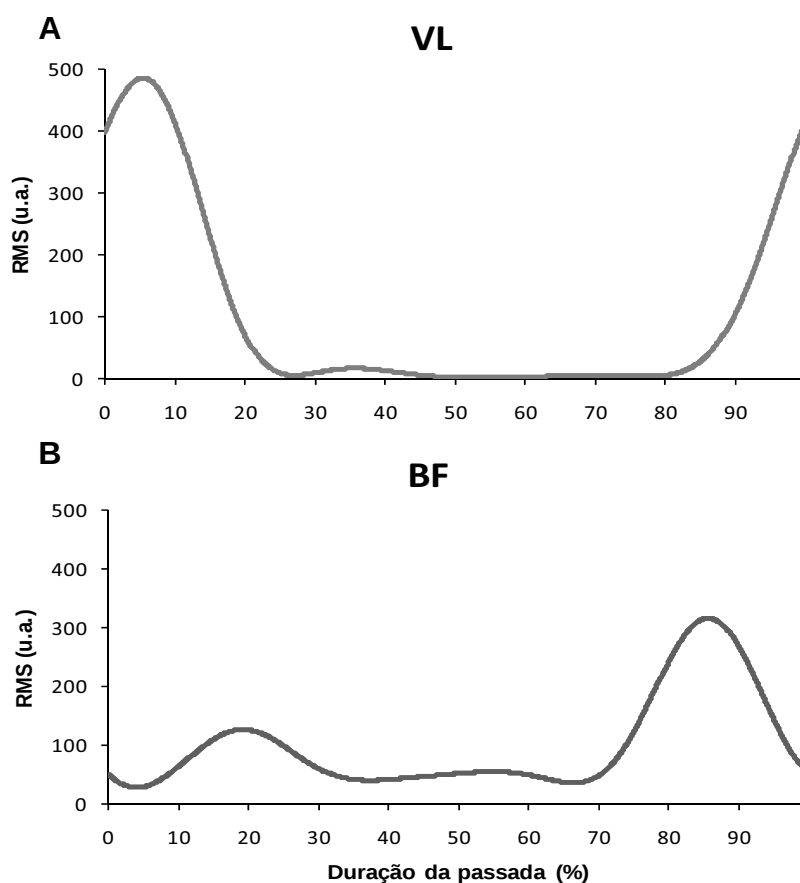


Figura 7. Curvas médias representativas de dez ciclos de passada de uma velocidade de corrida, representando o envoltório linear do sinal retificado para os músculos VL (A) e BF (B).

Ambos os parâmetros foram normalizados com base no valor obtido no primeiro intervalo (10% iniciais do estágio) da velocidade inicial (8 km.h^{-1}) (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; HANNON et al., 1998).

Os valores de amplitude e frequência dos períodos de ativação pré e pós-contato dos músculos IC e RF foram obtidos no intervalo correspondente aos períodos de pré e pós contato do músculo VL.

Com relação aos parâmetros eletromiográficos foram também obtidas as razões de co-ativação para os músculos antagonistas da articulação do joelho (RF/BF, VL/BF, VM/BF) e do tornozelo (GL/TA). Essas razões representam a quantidade de ativação dos músculos antagonistas um em relação ao outro nos períodos em que ambos estão ativos e seu estudo pode demonstrar a contribuição da atividade dos músculos na estabilização ou limitação da amplitude de movimento. No início do ciclo de passada maiores valores justificam-se na medida em que é necessária maior estabilização das articulações. Entretanto, se a co-ativação perdurar ao longo da passada pode haver diminuição da eficiência do gesto (HANSON et al., 2008; FALCONER; WINTER, 1985).

Foram obtidas as quatro razões de co-ativação do valor de RMS dos músculos RF, VL e VM em relação ao BF e do GL em relação ao TA nos períodos de ativação pré e pós-contato.

Com base no tempo de duração da passada determinou-se a FP expressa em passadas por minuto, por meio de dados obtidos a cada 10% do tempo de corrida em todas as velocidades.

A análise intra-velocidade para estudo do comportamento das variáveis anteriormente descritas foi realizada com intuito de analisar o comportamento neuromuscular e cinemático com relação ao desenvolvimento do processo de fadiga.

Para análise dos dados eletromiográficos e cinemáticos foi elaborada uma rotina em ambiente *MatLab* (versão 6.5) (ANEXO C).

A análise estatística dos dados foi realizada no *software Statistica* 7.0. Os dados foram submetidos ao teste de *Shapiro Wilk* para verificação da normalidade dos dados. A análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas e o teste de correlação de *Pearson* foram utilizados nos casos em que

foi confirmada normalidade e os testes de comparação de médias de amostras dependentes *Friedman* e teste de correlação de *Spearman* quando os dados não apresentaram distribuição normal. Adotou-se nível de significância de $p \leq 0,05$ em todas as análises.

5. ARTIGOS

Foram elaborados três artigos com base nos objetivos do presente trabalho nos quais serão expostos os capítulos introdução, justificativa, objetivos e material e métodos utilizados para cada artigo seguido dos resultados e discussão.

Os artigos elaborados intitulam-se:

- Análise de indicadores eletromiográficos de fadiga durante teste incremental de corrida.
- Correlação entre o comportamento de parâmetros eletromiográficos e cinemático em diferentes intensidades de corrida relativas ao limiar de fadiga eletromiográfico.
- Correlação entre a co-ativação e frequência de passada em diferentes intensidades de corrida relativas ao limiar de fadiga eletromiográfico.

5.1. ARTIGO 1: Análise de indicadores eletromiográficos de fadiga durante teste incremental de corrida

RESUMO

O presente estudo objetivou analisar as intensidades do limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}) e de velocidades obtidas pelo ponto de quebra por meio do cálculo da RMS considerando intervalos referentes a cinco segundos e ao ciclo de passada. Onze voluntários homens foram submetidos a um teste incremental de corrida em esteira até exaustão voluntária. Os valores de RMS foram obtidos de duas formas, a cada cinco segundos do intervalo de corrida e a cada ciclo de passada para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL. O LF_{EMG} e o ponto de quebra de cada músculo foram determinados. A análise da ANOVA *two-way* (7 músculos X 4 índices) não verificou efeito de interação, tampouco diferença entre os valores entre os músculos, entretanto, indicou diferença entre indicadores, o teste *post hoc* de Tuckey evidenciou que os valores de LF_{EMG} foram significativamente maiores ($p=0,045$) do que os obtidos para o ponto de quebra determinados pelo valores de RMS referentes ao ciclo de passada, sem diferença entre quando os valores de RMS foram obtidos a cada cinco segundos. Considerando que a utilização do ciclo de passada apresentou diferença entre LF_{EMG} e o ponto de quebra, identificando intensidade de corrida mais alta para o LF_{EMG} quando comparada a do ponto de quebra. Assim a intensidade do LF_{EMG} não representa a alteração na demanda metabólica durante teste incremental, mas uma intensidade mais alta.

Palavras-chave: Teste incremental, limiar de fadiga eletromiográfico, índices de fadiga, eletromiografia, corrida.

INTRODUÇÃO

A corrida é uma modalidade freqüentemente utilizada em avaliações físicas, entre elas o teste incremental, que permite a avaliação da capacidade aeróbia do indivíduo (DENADAI, 1995; RIBEIRO, 1995) o estudo das relações entre a demanda metabólica e o comportamento da atividade muscular (TAYLOR; BRONKS, 1994; SILVA, 2007), bem como a identificação de fatores de risco para a prática do esporte (TOMCZAK et al., 2007).

Durante essa avaliação, o indivíduo corre em diferentes velocidades até a exaustão, de maneira que seu padrão de movimento e, conseqüentemente, seu desempenho são influenciados tanto pelo desenvolvimento da fadiga quanto por alterações de intensidade. Essas alterações, comumente, levam a ajustes cinemáticos, metabólicos e neuromusculares – sendo esses últimos verificados pela eletromiografia (HANON; THEPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; KYRÖLÄINEN; AVELA; KOMI, 2005; SILVA, 2007).

Com base no comportamento dessas variáveis podem ser obtidos indicadores de fadiga com intuito de estudar o comportamento do organismo frente a uma situação fadigante, visando prescrição de treinamento mais individualizada, predição de desempenho.

Na busca de um indicador biomecânico para identificação da fadiga muscular, verifica-se na literatura um protocolo para identificação do limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}) (DEVRIES et al., 1982; MATSUMOTO et al., 1991), sendo este definido como a mais alta intensidade do exercício sustentável sem evidência de fadiga neuromuscular, ou seja, nesta intensidade a atividade eletromiográfica não se altera com o passar do tempo (coeficiente de inclinação igual a zero para a relação RMS x tempo).

Entretanto alguns trabalhos buscaram identificar alteração do comportamento muscular ao longo do teste incremental pela identificação de um ponto de quebra, que indicaria tanto a solicitação de unidades motoras adicionais devido à fadiga, quanto o recrutamento de fibras de contração rápida devido ao aumento de velocidade (TAYLOR; BRONKS, 1994; HANON et al., 1998).

Os indicadores de fadiga do sinal eletromiográfico já foram comparados a índices fisiológicos em diferentes tipos de exercício (HANON et

al., 1998; HUG et al., 2006; LUCÍA et al., 1999; SILVA, 2007; TAYLOR; BRONKS, 1994), sendo em alguns estudos determinada como intensidade mais alta (HANON et al., 1998; TAYLOR; BRONKS, 1994) e em outros equivalente (SILVA, 2007) a do LL.

Ambos indicadores neuromusculares representam uma intensidade limítrofe, acima da qual se inicia alteração do comportamento metabólico, entretanto o LF_{EMG} não é determinado diretamente durante o teste incremental. Assim, seria interessante analisar o que a intensidade do LF_{EMG} representa no comportamento do sinal eletromiográfico durante o referido teste.

Embora já tenha sido demonstrada a correlação entre indicadores biomecânicos e metabólicos, não houve estudos que comparassem diferentes métodos de determinação de índices biomecânicos em um mesmo protocolo de testes.

Além disso, para determinação desses indicadores, a maior parte dos estudos não considerou as fases do ciclo do exercício analisado, obtendo valores de amplitude do sinal ao longo do protocolo (HUG et al., 2006; LUCÍA et al., 1999; SILVA, 2007; TAYLOR; BRONKS, 1994) ou analisando *bursts* de ativação em um determinado intervalo de tempo (HANON et al., 1998; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). Considerando que essas metodologias poderiam obter valores de amplitude do sinal com número de *bursts* diferente em cada velocidade, ou obtendo quantidade diferente de picos de ativação, a variabilidade dos valores poderia aumentar.

Assim, o presente estudo teve como objetivo determinar índices de fadiga eletromiográficos pelos métodos de DeVries et al. (1982), e de Hanon et al. (1998), com intuito de verificar se as intensidades do LF_{EMG} e do ponto de quebra são equivalentes, assim como, verificar se há diferença entre diferentes metodologias para o cálculo do RMS utilizado para determinação dos mesmos.

Considerando que tanto o LF_{EMG} quanto o ponto de quebra são indicadores de fadiga da ativação muscular, hipotetiza-se que esses índices correlacionem-se entre si e apresentem valores semelhantes. Hipotetiza-se ainda que haja diferença na determinação dos índices pelo cálculo do RMS considerando intervalos referentes a cinco segundos e ao ciclo de passada.

MATERIAIS E MÉTODOS

Voluntários

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local, e para sua realização participaram 11 voluntários saudáveis do sexo masculino, fisicamente ativos que praticavam atividade física pelo menos duas vezes por semana sem envolver treinamento específico de corrida com frequência semanal, com média de idade de $22,7 \pm 3,4$ anos, massa corporal $71,1 \pm 7,2$ kg e altura $1,75 \pm 0,05$ sem antecedentes de lesões osteomioarticulares nos membros inferiores e na coluna nos últimos seis meses, e de antropometria semelhante.

Todos assinaram termo de consentimento, e foram orientados sobre os procedimentos experimentais.

Procedimentos experimentais

Os voluntários realizaram adaptação na esteira durante nove minutos (três minutos a 8, 9 e 10 km.h⁻¹) previamente ao início das coletas (LAVCANSKA; TAYLOR; SCHACHE, 2005).

O protocolo incremental de corrida foi realizado em uma esteira rolante (IMBRAMED SUPER ATL, Porto Alegre, Brasil), mantendo inclinação fixa em 1% (JONES; DOUST, 1996), com aquecimento de cinco minutos a 7 km.h⁻¹, iniciando com velocidade de 8 km.h⁻¹ e incremento de 1 km.h⁻¹ a cada 3 minutos até a exaustão voluntária, definida como o momento quando o voluntário não fosse capaz de manter a velocidade determinada.

O sinal eletromiográfico (EMG) foi captado pelo sistema Telemyo 900 (Noraxon) e *software* Myoresearch (Noraxon) com um transmissor e um receptor de onda de oito canais. Utilizou-se eletrodos de superfície passivos de Ag/AgCl (MediTrace®), em configuração bipolar, com área de captação de 1 cm de diâmetro, posicionados sobre os músculos íleo costal lombar (IC) 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) do lado direito do corpo, com distância entre os eletrodos (centro a centro) de 2cm (HERMENS et al., 1999).

Realizou-se tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool nos locais determinados em cada músculo anteriormente à colocação dos eletrodos. O eletrodo de referência foi posicionado sobre a diáfise da tíbia do membro inferior direito.

Para a aquisição dos registros eletromiográficos foi utilizada frequência de amostragem de 1000Hz, ganho de 2000 vezes (20 vezes no pré-amplificador e 100 vezes no condicionador). Os dados brutos foram filtrados com filtro *notch* 60Hz, por meio do software *MatLab* 6.5, e com passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz com filtro *butterworth* de quarta ordem diretamente no software *MyoResearch* XP 1.06 e por meio do software *MatLab* 6.5.

A frequência cardíaca (FC) foi mensurada no repouso e nos dez segundos finais de cada velocidade por meio de um freqüencímetro (Polar® X-Trainer Plus, Kempele, Finland).

Análise dos dados

Os valores de RMS do sinal eletromiográfico de cada músculo foram analisados nos dois minutos finais de cada estágio do teste incremental.

Para a determinação do LF_{EMG} e do ponto de quebra, a análise da ativação muscular ao longo do protocolo incremental foi realizada de duas formas. A primeira consistiu na obtenção de valores de RMS a cada cinco segundos, de forma que se obteve 24 valores de RMS. Na segunda obtiveram-se valores de RMS em um ciclo de passada a cada 5% do tempo de corrida, de forma que se obteve 20 valores.

Para a determinação do LF_{EMG} pelo método de DeVries et al. (1982), o comportamento do valor RMS obtido, pelas duas formas de análise, de cada músculo foi correlacionado em função do tempo de cada velocidade de corrida. Com base nesses dados, foi realizada regressão linear para determinação dos coeficientes de inclinação de cada velocidade em cada músculo analisado. Em seguida realizou-se 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 seria zero. Assim, o LF_{EMG} de cada músculo foi

determinado pelo valor do intercepto no eixo da velocidade (DEVRIES et al., 1982; MATSUMOTO et al., 1991).

Para verificação de um ponto de quebra (HANON et al., 1998) foi considerada a média dos valores de RMS, obtidos das duas formas de análise descritas, em cada velocidade. A primeira velocidade que apresentasse diferença significativa era considerada ponto de quebra do comportamento do RMS pelo tempo de execução do teste incremental.

Uma vez verificada a normalidade da distribuição dos dados (teste de *Shapiro-Wilk*), o teste *t-Student* para amostras dependentes foi utilizado para identificar diferenças entre os intervalos utilizados para o cálculo dos valores de RMS para a determinação tanto do LF_{EMG} quanto do ponto de quebra de cada músculo.

Além disso, análise de variância (ANOVA) *two-way* (7 músculos x 4 indicadores) foi realizada e quando evidenciada diferença significativa foi utilizado o teste *post hoc* de *Tuckey*. Adotou-se nível de significância de $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

Os valores de velocidade e FC máximas atingidas durante o teste incremental foram $13,6 \pm 0,7 \text{ km.h}^{-1}$ e $192 \pm 8,9 \text{ bpm}$, respectivamente.

A **Figura 1** apresenta um exemplo do comportamento dos valores médios de RMS, obtidos a partir de dados calculados a cada cinco segundos ao longo do tempo de corrida para um voluntário.

Pode-se perceber que para todos os músculos há aumento dos valores com o incremento de velocidade. Assim, todos os pontos de quebra determinados nesse estudo referem-se a pontos em que houve aumento abrupto (seta) e significativo dos valores analisados ao longo do teste.

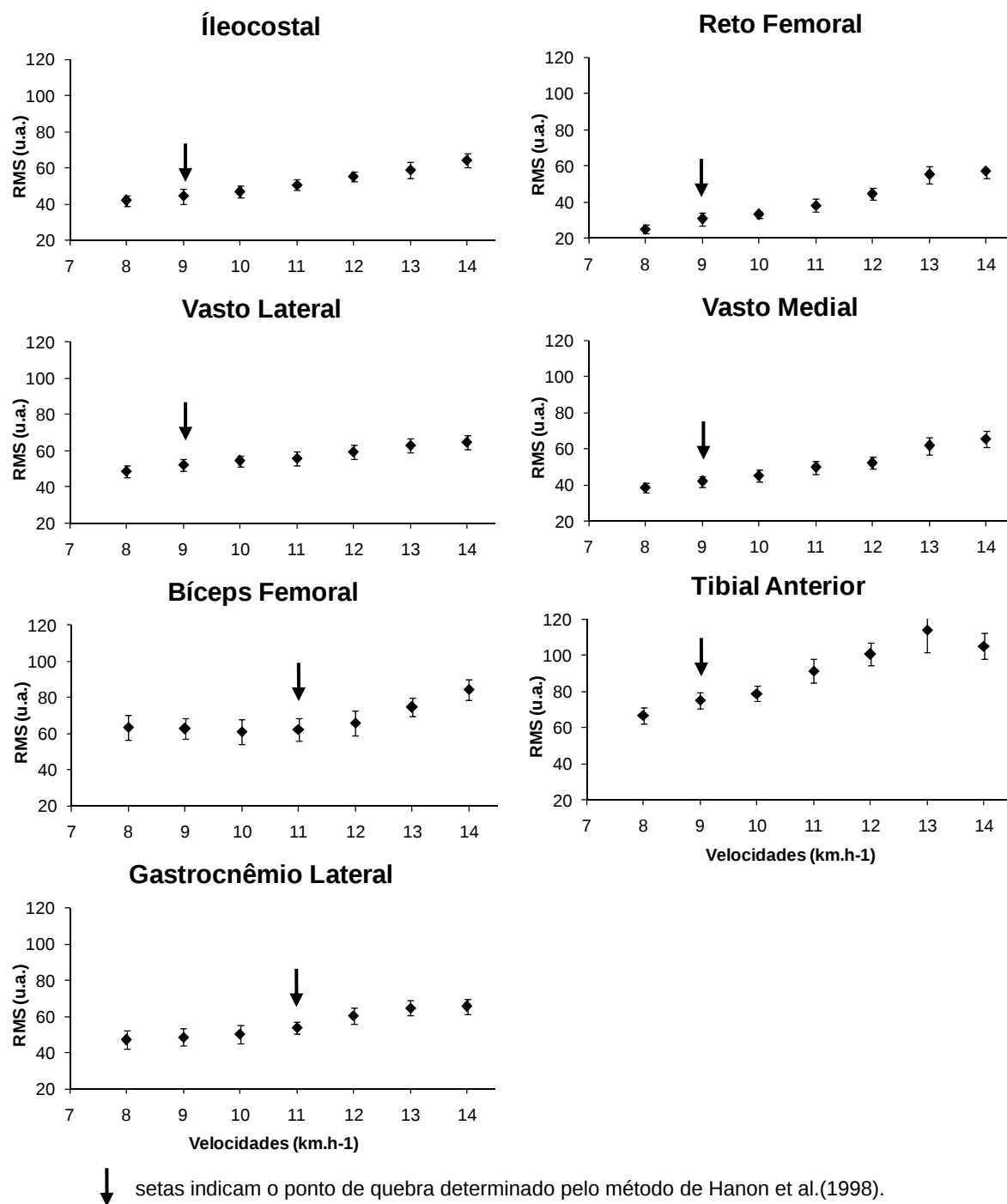


Figura 1. Comportamento dos valores de RMS médio e desvio padrão ao longo do teste incremental de corrida de um voluntário.

Os valores de LF_{EMG} e do ponto de quebra determinados por valores de RMS obtidos a cada cinco segundos ou para os 20 ciclos de passada estão apresentados na **Tabela 1**.

Tabela 1. Valores médios e desvios padrão de velocidades ($km.h^{-1}$) referentes aos índices LF_{EMG} e ponto de quebra dos músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL calculados com base nos valores de RMS obtidos a cada 5 segundos e no ciclo passada.

		Velocidade ($km.h^{-1}$)						
	Método de cálculo de RMS	IC	RF	VL	VM	BF	TA	GL
LF_{EMG}	5 segundos	10,63	10,36	11,04	10,88	10,51	10,05	10,67
		$\pm 0,74$	$\pm 0,68$	$\pm 0,77$	$\pm 0,61$	$\pm 0,51$	$\pm 1,24$	$\pm 0,66$
	Ciclo de* passada	10,68	10,42	10,77	10,29	10,64	10,30	10,90
		$\pm 0,65$	$\pm 0,51$	$\pm 0,48$	$\pm 0,74$	$\pm 0,35$	$\pm 0,64$	$\pm 0,82$
Ponto de quebra	5 segundos	9,27	9,78	9,40	9,75	9,80	9,10	9,50
		$\pm 0,47$	$\pm 0,70$	$\pm 0,70$	$\pm 1,39$	$\pm 1,32$	$\pm 0,32$	$\pm 0,76$
	Ciclo de* passada	9,64	9,88	10,00	9,43	10,40	9,60	9,57
		$\pm 0,92$	$\pm 1,13$	$\pm 1,20$	$\pm 0,53$	$\pm 1,96$	$\pm 1,07$	$\pm 1,13$

* - diferença significante entre indicadores calculados pelo método do cálculo de RMS obtido no ciclo de passada.

Não houve diferença significativa entre os valores de LF_{EMG} obtidos pelos dois métodos de determinação em nenhum dos músculos (IC $p=0,778$; RF $p=0,673$; VL $p=0,380$; VM $p=0,244$; BF $p=0,203$; TA $p=0,348$; GL $p=0,364$). Da mesma forma, o teste *t-Student* não revelou diferenças significantes entre os valores de ponto de quebra obtidos pelos dois métodos de identificação em nenhum dos músculos analisados (IC $p=0,104$; RF $p=0,170$; VL $p=0,080$; VM $p=0,356$; BF $p=0,297$; TA $p=0,177$; GL $p=0,356$).

A análise da ANOVA *two-way* (7 músculos X 4 índices) para medidas repetidas mostrou que não houve efeito de interação entre os músculos e os índices analisados, tampouco revelou diferenças significantes entre os valores de LF_{EMG} e ponto de quebra obtidos entre os músculos analisados ($p=0,174$), entretanto apresentou diferenças entre os métodos de determinação. O teste *post hoc* de *Tuckey* evidenciou que os valores de LF_{EMG} foram significativamente maiores ($p=0,045$) do que os obtidos para o ponto de

quebra determinados pelos valores de RMS obtidos em um ciclo de passada. Considerando os valores de LF_{EMG} e de ponto de quebra determinados pelos valores de RMS obtidos a cada cinco segundos do tempo de duração, o teste *post hoc* de Tuckey não evidenciou diferença significativa ($p=0,875$).

Os valores de correlação entre as duas formas de obtenção do valor de RMS para determinação do LF_{EMG} e do ponto de quebra para cada músculo estão apresentados na **Tabela 2**.

Os músculos IC, BF, RF, BF e TA apresentaram correlação alta e significativa para a determinação do LF_{EMG} pelos dois métodos utilizados. Embora os músculos VL e GL tenham apresentado correlação alta e moderada, respectivamente, não foram significantes.

Em relação à determinação do ponto de quebra, os músculos IC, RF e GL apresentaram correlação alta e significativa. Embora os músculos VL e BF apresentassem correlação moderada e o músculo VM apresente correlação alta, não foram significantes.

Tabela 2. Correlação entre as velocidades identificadas como LF_{EMG} e Ponto de quebra determinados com base nos valores de RMS obtidos a cada 5 segundos e no ciclo de passada para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

Músculos	Correlação entre índices obtidos	
	LF_{EMG}	Ponto de quebra
	r	r
IC	0,704*	0,716*
RF	0,803*	0,959*
VL	0,083	0,516
VM	0,212	0,73
BF	0,825*	0,509
TA	0,768*	0,131
GL	0,618	0,987*

r – índice de correlação, * $p \leq 0,05$.

A correlação entre as velocidades de LF_{EMG} e do ponto de quebra foi boa e apresentou significância apenas para o músculo VL ($r=0,672$, $p=0,048$) quando determinadas com valores de RMS obtidos a cada cinco segundos do tempo de corrida.

DISCUSSÃO

O presente estudo verificou que em cada uma das formas de determinação de indicador de fadiga utilizadas não houve diferença entre os valores obtidos quando comparados entre os músculos analisados. Os valores de determinação do LF_{EMG} encontrados por Silva (2007) pelo método de Devries et al. (1982) para os músculos VL, VM, BF e GL durante teste incremental de corrida em esteira, também apresentaram valores semelhantes de velocidade do limiar. Lucía et al. (1999) determinaram o LF_{EMG} para os músculos VL e RF e Hug et al., 2006 determinaram o LF_{EMG} para os músculos VL, RF, VM, Semimembranoso (SM), BF, GL, gastrocnêmio medial (GM) e TA durante teste incremental em cicloergômetro por meio de regressão linear multissegmentada. Os dois estudos obtiveram intensidades de LF_{EMG} sem diferença significativa entre os músculos analisados. No estudo de Taylor e Bronks (1994), a intensidade em que ocorreu o ponto de quebra na relação entre amplitude do sinal eletromiográfico e a intensidade de corrida durante teste incremental apresentou valores semelhantes para os músculos VL e gastrocnêmio.

Embora os músculos sejam claramente diferentes tanto em termos de distribuição de fibras, quanto na função durante a execução do exercício utilizado no teste, os valores de LF_{EMG} e ponto de quebra dos mesmos não apresentam diferença. Assim, fatores neurogênicos parecem ser responsáveis pelas intensidades dos índices obtidos. A quantidade dos metabólitos acumulados nos músculos mais envolvidos na tarefa poderia estimular aferentes dos grupos III e IV e desempenhar o papel chave na alteração da regulação central para todos os outros músculos de forma que mesmo músculos menos exigidos numa determinada tarefa apresentariam intensidades semelhantes para os índices de fadiga determinados (HUG et al., 2006).

A determinação do LF_{EMG} e do ponto de quebra com base nos valores de RMS obtidos a cada cinco segundos não apresentam diferenças significantes e, considerando o músculo VL, existe correlação boa e significativa entre os dois índices. O músculo VL foi o único em que foi possível determinar o LF_{EMG} para todos os voluntários do estudo de Hug et al. (2006), os autores sugerem que esse músculo é mais exigido durante exercício em cicloergômetro se comparado aos outros músculos analisados. Entretanto, no presente estudo a função dos músculos VL não se destaca em relação à dos outros músculos analisados durante a corrida. Em diferentes modos de exercício a análise eletromiográfica do músculo VL destaca-se por apresentar os resultados mais reproduzíveis e confiáveis (HOUSH et al., 1995), o que poderia favorecer a identificação de correlação entre os dois índices para esse músculo.

Considerando que a utilização do ciclo de 20 passadas para a determinação do LF_{EMG} e do ponto de quebra é mais seletiva em relação ao período do sinal que está sendo analisado, a diferença encontrada nos resultados pode demonstrar maior sensibilidade dessa metodologia para evidenciar diferenças entre esses dois índices.

Nesse sentido, a intensidade do LF_{EMG} seria maior do que a intensidade do ponto de quebra dos músculos analisados.

A intensidade do LF_{EMG} é determinada indiretamente por meio de cálculos matemáticos e representa o comportamento neuromuscular estável em uma intensidade fixa de exercício. A partir dessa intensidade haveria necessidade do recrutamento de novas unidades motoras para o desempenho da atividade em uma mesma intensidade de corrida. O ponto de quebra na relação entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a intensidade de execução de um teste incremental está relacionada tanto ao aumento no recrutamento devido ao desenvolvimento do processo de fadiga e conseqüente déficit de contratilidade das fibras quanto ao aumento da intensidade do exercício (HUG et al., 2006; LUCÍA et al., 1999). A intensidade do LF_{EMG} superestimou a intensidade do ponto de quebra, indicando que embora ambos indicadores representem alterações da demanda metabólica o tipo de exercício analisado deve ser levando em consideração, LF_{EMG} está mais relacionado a alterações em uma mesma intensidade de exercício, enquanto o ponto de quebra está relacionado à execução de testes incrementais.

Assim, os resultados do presente estudo permitem concluir que a determinação dos valores de RMS durante um ciclo de passada parece aumentar a sensibilidade para a determinação dos índices de fadiga e que, utilizando esse método, a velocidade em que ocorre o ponto de quebra encontrada é menor do que a do LF_{EMG} , pois a primeira representa o comportamento da atividade muscular durante o teste incremental e a segunda busca identificar a mais alta intensidade de exercício em que não haja evidência de fadiga numa mesma intensidade de corrida.

Para melhor compreensão do que representam as intensidade desses índices neuromusculares e das aplicações práticas dos mesmos, futuros estudos poderiam estudar o comportamento da atividade muscular durante testes de corrida nessas intensidades.

REFERÊNCIAS

DENADAI, B.S. Limiar anaeróbio: considerações fisiológicas e metodológicas. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v.1, n.2, pp. 74-88, 1995.

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

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**, Berlim, 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**, Heidelberg, v. 94, p. 118-125, 2005.

HERMENS, H.J. (Ed.) et al. **SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography**. 1999:(Roessingh Research and Development bv).

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

HUG, F. LAPLAUD, D.; LUCIA, A.; GRELOT, L. EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: a pilot study. **International Journal of Sports Medicine**, v. 27, p. 456-432, 2006.

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

KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P.V. Changes in muscle activity with increasing running speed. **Journal of Sports Sciences**, v.23, n.10, pp. 1101-1109, 2005.

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

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

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

RIBEIRO, J.P. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício. Aspectos fisiológicos e metodológicos. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v.64, n.2, pp. 171-181, 1995.

SILVA, S.R.D. **Fadiga muscular: análise de variáveis biomecânica e metabólica**. 2007. 89f. Tese (Doutorado em Ciências da Motricidade) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2007.

TAYLOR, A.D.; BRONKS, R. Electromyographic correlaters of the transition from aerobic to anaerobic metabolism in treadmill running. **European Journal of Applied and Occupational Physiology**, Berlim, n. 4, v. 69, p.508-515, 1994.

TOMCZAK, C.R.; JENDZJOWSKY, N.G.; RIESS, K.J.; TYMCHAK W, KIM D, HAENNEL R, HAYKOWSKY MJ. Relation of etiology of heart failure (ischemic versus nonischemic) before transplantation to delayed pulmonary oxygen uptake kinetics after heart transplantation. **American Journal of Cardiology**, v. 99, n. 12, p. 1745-1749, 2007.

5.2. ARTIGO 2: Correlação entre o comportamento de parâmetros eletromiográficos e cinemático em diferentes intensidades de corrida relativas ao limiar de fadiga eletromiográfico

RESUMO

Existem evidências que demonstram tanto aumento quanto diminuição da frequência de passada (FP) na corrida fadigante em velocidade constante e especula-se que a ativação muscular possa ser um mecanismo utilizado para o controle e manutenção desta frequência. Assim, o presente estudo objetiva estudar o comportamento da FP, amplitude (RMS) e frequência da atividade eletromiográfica nos período pré (RMS-PRE, FM-PRE) e pós contato (RMS-POS, FM-POS) dos músculos íleo-costal (IC), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL) ao longo de um teste incremental, considerando as intensidades absolutas e quatro intensidades relativas: inicial (I_{IN}), equivalente ao limiar de fadiga eletromiográfico (I_{LF}) do músculo VL, 15% abaixo (I_{AB}) e 15% acima (I_{AC}) do LF_{EMG} . Para tanto, 11 voluntários homens, fisicamente ativos, foram submetidos a um teste incremental de corrida em esteira até a exaustão. As quatro intensidades relativas foram significativamente diferentes entre elas, sendo que a velocidade do LF_{EMG} foi $10,6 \pm 0,7 \text{ km.h}^{-1}$. Ao longo do teste incremental, a FP, a RMS-PRE para o músculo IC e a RMS-POS para os músculos VL e VM apresentaram aumento a partir dos 11 km.h^{-1} . Considerando as quatro intensidades relativas, houve aumento do valores da FP, da RMS-PRE para os músculos BF, TA e GL, da RMS-POS e FM-POS para o músculo GL, da FM-POS GL apresentaram aumento a partir da I_{LF} . As correlações foram significantes para FP e FM-PRE do VL (0,78 e 0,69) na I_{AB} e I_{LF} , FM-PRE do VM (0,82) na I_{AB} , FM-POS do VL (-0,77) na I_{AC} , FM-POS do BF na I_{IN} (-0,91) e GL na LF_{AB} (-0,74) e I_{LF} (-0,73). Para a manutenção da FP ao longo do teste incremental a FM dos músculos VL e VM mantêm seus valores mais altos, possivelmente devido à maior utilização de fibras de contração rápida, levando ao melhor aproveitamento da energia elástica armazenada, com menor solicitação muscular na fase propulsiva do contato para os músculos VL, BF e GL.

Palavras-chave: Corrida, eletromiografia, frequência de passada, pré-ativação, fadiga, teste incremental.

INTRODUÇÃO

O teste incremental de corrida em esteira é amplamente utilizado com intuito de submeter o indivíduo à exaustão de forma que se possa avaliar o comportamento do organismo frente à situação fadigante. Sendo uma das formas mais freqüentes de avaliação do desempenho, possibilita o estudo do comportamento de diversas variáveis, permitindo a avaliação da capacidade aeróbia do indivíduo (DENADAI, 1995; RIBEIRO, 1995), o estudo das relações entre a demanda metabólica e o comportamento da atividade muscular (TAYLOR; BRONKS, 1994; SILVA, 2007), bem como a identificação de fatores de risco para a prática do esporte (TOMCZAK et al., 2007).

Durante esse teste, o indivíduo corre em diferentes velocidades até a exaustão, de maneira que seu padrão de movimento e, conseqüentemente, seu desempenho podem ser influenciados tanto pelo desenvolvimento da fadiga quanto por alterações de intensidade. Essas alterações, comumente, levam a ajustes cinemáticos, metabólicos e neuromusculares, que podem estar relacionados entre si e, portanto, especula-se sobre as relações de causa e efeito entre eles.

Alguns estudos identificaram uma intensidade crítica durante o teste incremental na qual houvesse alterações de parâmetros eletromiográficos que correspondesse ao aumento da demanda metabólica pelo o estudo do comportamento de parâmetros de amplitude (HANON et al. 1998; SILVA, 2007; TAYLOR; BRONKS, 1994) e freqüência do sinal eletromiográfico (TAYLOR; BRONKS, 1994), bem como da relação entre o comportamento dessas variáveis tanto em indivíduos bem treinados (HANON et al., 1998; TAYLOR; BRONKS, 1994) quanto em indivíduos fisicamente ativos, para os quais a intensidade do limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}) foi equivalente à intensidade do limiar de lactato (LL) (SILVA, 2007).

Entretanto, considerando a determinação do LF_{EMG} uma alternativa para identificação da alteração da demanda metabólica, é interessante verificar o que essa intensidade representa no comportamento de parâmetros relacionados a manutenção do desempenho.

Entre os fatores que influem no desempenho da corrida, o aumento da intensidade e duração da ativação muscular prévia ao contato com o solo, denominada pré-ativação, pode estar envolvida diretamente com o

aumento da produção de força. Tal comportamento parece ser importante para o aumento da atividade muscular na fase excêntrica do contato e preparatória para o sincronismo das ações musculares no contato com o solo. Esses parâmetros alteram a sensibilidade dos fusos musculares e potencializam a contração subsequente, geradora do impulso da passada, aumentando a tensão músculo-tendínea e melhorando a produção de força nas fases de desaceleração e /ou propulsão e contribuindo para a eficiência motora e diminuição do custo energético (ISHIKAWA; KOMI, 2007; KYRÖLÄINEN; KOMI, 1995; KYRÖLÄINEN; AVELÄ; KOMI, 2005; PAAVOLAINEN et al., 1999).

Parâmetros cinemáticos também interferem no custo metabólico da corrida em uma dada velocidade, de forma que, frequência (FP) e amplitude de passada (AP) sejam as que afetam mais claramente a economia de corrida. As alterações intra-musculares causadas pelo desenvolvimento do processo de fadiga acarretam em alterações desses parâmetros, afetando sua combinação, resultando em aumento do custo metabólico e piores valores de economia de corrida (HUNTER; SMITH, 2007).

Estudos demonstraram que durante corridas em velocidade constante a FP pode variar seu comportamento tanto em corridas de longa duração e intensidades mais baixas (PLACE et al., 2004; HUNTER; SMITH, 2007) quanto em corridas de curta duração e intensidades mais altas (BORRANI et al., 2003; GAZEAU et al., 1997; SLAWINSKI et al., 2008). A diminuição da FP pode estar relacionada à diminuição da amplitude de pré-ativação devido ao processo de fadiga (PAAVOLAINEN et al., 1999), aumentando o tempo de contato e diminuindo o aproveitamento da energia elástica. Em decorrência disso o aumento da AP, que por sua vez leva ao aumento do deslocamento do centro de massa do corpo. Esses fatores associados aumentam o custo metabólico da atividade (BORRANI et al., 2003; FARLEY; GONZALES, 1996; GAZEAU et al., 1997; SLAWINSKI et al., 2008).

Entretanto, a exemplo do que é observado no ciclismo em relação à cadência da pedalada (TAKAISHI et al., 1998) pode ocorrer aumento da FP em decorrência do processo de fadiga (PLACE et al., 2006), como um mecanismo para diminuir a força de contração muscular na fase propulsiva e, assim, utilizar maior número de fibras lentas, que têm menor custo energético, além disso, o aumento da FP aumenta o número de ciclos de contração e

relaxamento, proporcionando melhor nutrição tecidual e diminuindo o acúmulo de metabólitos.

Especula-se que entre os fatores que determinam a manutenção da FP, esteja o controle ativo da musculatura que, por meio de fenômenos neuromusculares como a pré-ativação muscular, está envolvido na regulação do *stiffness* muscular (FARLEY;GONZALES, 1996; PAAVOLAINEN et al., 1999). A melhor compreensão de fatores que alterem o comportamento de variáveis determinantes para o desempenho da corrida pode contribuir para intervenção mais adequada visando melhora do rendimento.

Assim, o presente estudo teve como objetivo analisar o comportamento da FP, bem como da RMS e FM obtidas no período de ativação pré e pós contato e verificar a correlação entre os mesmos durante o teste incremental de corrida em esteira e em quatro intensidades correspondentes a velocidade inicial (I_{IN}), correspondente a 8 km.h^{-1} , equivalente ao limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}), 15% abaixo (LF_{AB}) e 15% acima (LF_{AC}) do LF_{EMG} .

Hipotetiza-se que o LF_{EMG} represente uma intensidade limite a partir da qual haja alteração evidente do comportamento dos parâmetros eletromiográficos e cinemáticos. Além disso, hipotetiza-se que haja correlações entre o comportamento de variáveis eletromiográficas de amplitude e frequência do sinal eletromiográfico nos períodos de pré-ativação e ativação pós-contato e o comportamento da FP durante teste incremental.

MATERIAIS E MÉTODOS

Voluntários

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local, e para sua realização participaram 11 voluntários saudáveis do sexo masculino, fisicamente ativos que praticavam atividade física pelo menos duas vezes por semana sem envolver treinamento específico de corrida com frequência semanal, com média de idade de $22,7 \pm 3,4$ anos, massa corporal $71,1 \pm 7,2$ kg e altura $1,75 \pm 0,05$ sem antecedentes de lesões osteomioarticulares nos membros inferiores e na coluna nos últimos seis meses, e de antropometria semelhante.

Todos assinaram termo de consentimento, e foram orientados sobre os procedimentos experimentais.

Procedimentos experimentais

Os voluntários realizaram adaptação na esteira durante nove minutos (três minutos a 8, 9 e 10 km.h⁻¹), totalizando nove minutos, previamente ao início das coletas (LAVCANSKA; TAYLOR; SCHACHE, 2005).

O protocolo incremental de corrida foi realizado em uma esteira rolante (IMBRAMED SUPER ATL, Porto Alegre, Brasil), mantendo inclinação fixa em 1% (JONES; DOUST, 1996), com aquecimento de cinco minutos a 7 km.h⁻¹, iniciando com velocidade de 8 km.h⁻¹ e incremento de 1 km.h⁻¹ a cada três minutos até a exaustão voluntária (velocidade máxima 13,6±0,7 km.h⁻¹ e Frequência cardíaca máxima 192±8,9 bpm), definida como o momento quando o voluntário não fosse capaz de manter a velocidade determinada.

O sinal eletromiográfico (EMG) foi captado pelo sistema *Telemetry 900* (Noraxon, Scottsdale, USA) e *software Myoresearch* (Noraxon, Scottsdale, USA) com um transmissor e um receptor de onda de oito canais. Foram utilizados eletrodos de superfície passivos de Ag/AgCl (MediTrace®), em configuração bipolar, com área de captação de 1 cm de diâmetro, posicionados sobre os músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (porção longa) (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio (porção lateral) (GL) do lado direito do corpo, com distância entre os eletrodos (centro a centro) de 2cm (HERMENS et al., 1999).

Realizou-se tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool nos locais determinados em cada músculo anteriormente à colocação dos eletrodos. O eletrodo de referência foi posicionado sobre a tíbia do membro inferior direito.

Para a aquisição dos registros eletromiográficos foi utilizada frequência de amostragem de 1000Hz, ganho de 2000 vezes (20 vezes no pré-amplificador e 100 vezes no condicionador). Os dados brutos foram filtrados com filtro *notch* 60Hz, por meio do software *MatLab* 6.5, e com passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz com filtro *butterworth* de quarta ordem diretamente no software *MyoResearch* XP 1.06.

A frequência cardíaca (FC) foi mensurada no repouso e nos dez segundos finais de cada velocidade, por meio de um freqüencímetro (Polar® X-Trainer Plus, Kempele, Finland).

O toque do calcâneo foi determinado com base em dados coletados simultaneamente aos dados eletromiográficos, por meio de um dos canais presente no conjunto do sistema *Telemyo* 900 (Noraxon, Scottsdale, USA). O mesmo foi adaptado para obtenção de sinais por meio de um *foot switch* (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil). Um dispositivo confeccionado em EVA em forma de sandália foi desenvolvido para adequação do posicionamento do *foot-switch* sob o calcâneo do voluntário. Dessa maneira, foi possível identificar as variações da duração da passada (toque do calcâneo até seu contato subsequente) e calcular a FP.

Análise dos dados

Os valores de RMS e Frequência Mediana (FM) do sinal eletromiográfico de cada músculo, bem como os valores de frequência de passada (FP) foram analisados nos dois minutos finais de cada estágio do teste incremental.

Para a determinação do LF_{EMG} e para análise da ativação muscular ao longo do protocolo incremental, foram obtidos valores de RMS de um ciclo de passada a cada 5% do tempo de corrida considerando todos os músculos.

O comportamento do valor RMS de cada músculo foi correlacionado em função do tempo de cada velocidade de corrida. Com base nesses dados, foi realizada regressão linear para determinação dos coeficientes de inclinação de cada velocidade em cada músculo analisado. Em seguida realizou-se 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 seria zero. Assim, o LF_{EMG} de cada músculo foi determinado pelo valor do intercepto no eixo da velocidade (DEVRIES et al., 1982; MATSUMOTO et al., 1991).

Com intuito de analisar o comportamento neuromuscular e cinemático com relação ao desenvolvimento do processo de fadiga foram

comparadas as velocidades absolutas do teste incremental, bem como quatro intensidades relativas. As últimas foram definidas como sendo a velocidade inicial (I_{IN}) - 8 km.h^{-1} - e três intensidades de corrida obtidas em relação ao LF_{EMG} : equivalente ao LF_{EMG} (I_{LF}) 15% abaixo (I_{AB}) e 15% acima (I_{AC}) do LF_{EMG} . Essas intensidades foram aproximadas matematicamente para um valor inteiro, de forma que os dados possam ser analisados nas velocidades de corrida realizadas durante o teste incremental.

Para a determinação dos períodos de ativação pré-contato foi obtido o envoltório linear da curva (**Figura 1**) a partir do sinal eletromiográfico dos músculos VL, VM e GL, para a determinação dos períodos de ativação pós-contato, foram obtidos o envoltório linear da curva (**Figura 1**) obtido do sinal eletromiográfico dos músculos VL, VM, BF, TA e GL. O sinal bruto foi retificado e suavizado com filtro butterworth de 6Hz de segunda ordem (KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003), normalizado pelo valor de RMS obtido na velocidade de 8 km.h^{-1} (HANNON et al., 1998; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). O início da ativação muscular foi determinado como valores maiores do que três vezes o valor do desvio padrão acima da linha de base (ARAMPATZIS; MOREY-KLAPSING; BRÜGGEMANN, 2003; HODGES & RICHARDSON, 1997; MOSELEY et al., 2003) e o final da ativação foi determinado como valores menores do que três vezes o valor do desvio padrão acima da linha de base do envoltório linear após o toque de calcâneo (**Figura 2**). Assim, pôde-se obter a duração, valores de RMS e FM de ambos os períodos para os músculos analisados.

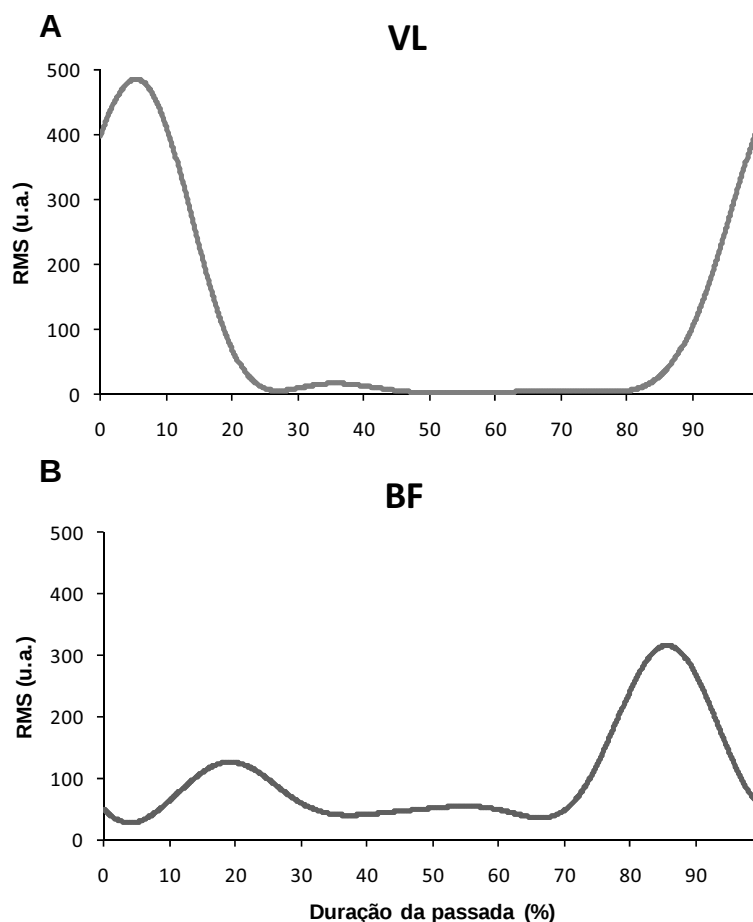


Figura 1. Curvas médias representativas de dez ciclos de passada de uma velocidade de corrida, representando o envoltório linear do sinal retificado para os músculos VL (A) e BF (B).

Os parâmetros de amplitude e frequência do sinal eletromiográfico foram obtidos nos períodos pré (RMS-PRE, FM-PRE) e pós contato (RMS-POS, FM-POS) (**Figura 2**) a cada 10% do tempo de corrida em cada velocidade. Os valores de RMS-PRE, RMS-POS, FM-PRE e FM-POS dos músculos IC e RF foram obtidos no intervalo correspondente aos períodos de pré e pós contato do músculo VL.

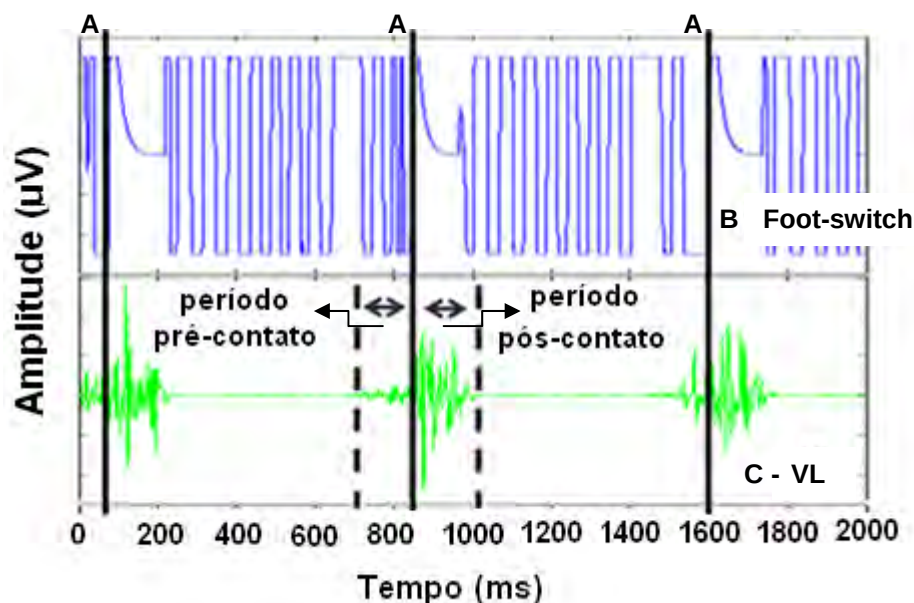


Figura 2. Ilustração da determinação do toque do calcâneo (A - linhas contínuas) a partir do sinal do *foot-switch* (B - topo), do período de pré ativação e ativação pós contato do músculo VL (C) .

Ambos os parâmetros foram normalizados com base no valor obtido no primeiro intervalo (10% iniciais do estágio) da velocidade inicial (8 km.h⁻¹) (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; HANNON et al., 1998).

Com base no tempo de duração da passada determinou-se a FP expressa em passadas por minuto, por meio de dados obtidos a cada 10% do tempo de corrida em todas as velocidades.

Para análise dos dados eletromiográficos e cinemático foi elaborada uma rotina em ambiente *MatLab* (versão 6.5) (ANEXO C).

Foram comparados os valores de cada variável entre as velocidades de corrida do teste incremental (intensidades absolutas) e entre as quatro intensidades relativas determinadas.

O comportamento intra-velocidade das variáveis foi analisado comparando-se valores obtidos a cada 10% dos dois minutos de corrida nas quatro intensidades relativas determinadas.

Com intuito de verificar a correlação entre os parâmetros eletromiográficos e cinemático durante o desenvolvimento do processo de

fadiga foram realizados testes de correlação nas quatro intensidades relativas determinadas.

A análise estatística dos dados foi realizada no *software Statistica 7.0*. Os dados foram submetidos ao teste de *Shapiro Wilk* para verificação da normalidade dos dados. A análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas e o teste de correlação de *Pearson* foram utilizados nos casos em que foi confirmada normalidade e os testes de comparação de médias de amostras dependentes *Friedman* e teste de correlação de *Spearman* quando os dados não apresentaram distribuição normal. Quando evidenciada diferença significativa para a ANOVA foi utilizado o teste *post hoc* de *Tuckey*. O nível de significância adotado foi de $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

As velocidades relativas determinadas foram $9,2 \pm 0,4$ na I_{AB} , $10,6 \pm 0,7$ na I_{LF} e $12,3 \pm 0,5$ na I_{AC} . A ANOVA para medidas repetidas evidenciou e o teste *Tuckey* apresentou diferença nos valores das três velocidades relativas determinadas.

O tempo de duração dos períodos pré e pós-contato determinados ao longo do teste incremental são apresentados na **Tabela 1**. Pode-se verificar que não houve alteração nos período pré-contato para os músculos VL, VM e GL. Em relação ao período pós-contato, não houve diferença para os músculos VL, VM e BF, entretanto o músculo GL apresentou diminuição do período pós-contato nas velocidades de 11 e 12 km.h^{-1} quando comparadas às velocidades de 8 e 9 km.h^{-1} .

O tempo de duração dos períodos pré e pós-contato determinados nas quatro intensidades relativas são apresentados **Tabela 2**. Pode-se verificar que não houve alteração nos período pré-contato para os músculos VL, VM e GL. Em relação ao período pós-contato, não houve diferença para os músculos VL, VM e BF, entretanto o músculo GL apresentou diminuição do período pós-contato nas I_{LF} e I_{AC} quando comparadas à intensidade inicial.

Tabela 1. Valores médios e desvios padrão dos períodos de pré-contato (ms) para os músculos VL, VM e GL e pós-contato para os músculos VL, VM, BF e GL ao longo do teste incremental.

		Velocidades (km.h ⁻¹)					
Período	Músculos	8	9	10	11	12	13
Pré-contato (ms)	VL	128,72	124,58	121,26	116,8	112,71	117,93
		±27,56	±26,88	±25,87	±23,22	±27,21	±20,64
	VM	131,03	127,43	124,29	130,48	113,23	118,05
		±26,02	±24,86	±24,87	±17,00	±26,40	±19,50
	GL	123,79	123,6	117,56	115,21	114,23	102,68
		±14,28	±14,07	±10,61	±25,07	±29,49	±19,62
Pós contato (ms)	VL	237,21	244,75	245,54	237,18	241,47	220,99
		±61,00	±38,67	±45,80	±46,92	±52,68	±51,93
	VM	205,42	218,81	187,86	209,04	170,38	197,22
		±56,59	±38,61	±49,96	±45,52	±57,50	±52,87
	BF	298,96	294,22	286,02	287,19	278,71	277,25
		±30,26	±27,02	±30,26	±41,37	±51,84	±48,65
	GL	^{a,b} 263,40	^{a,b} 263,00	235,99	213,95	213,39	224,41
		±26,36	±29,91	±43,96	±42,41	±43,11	±30,73

a – diferença significativa se comparado a 11 km.h⁻¹ **b** - diferença significativa se comparado a 12 km.h⁻¹, p<0,05.

Tabela 2. Valores médios (desvios padrão) da duração (ms) dos períodos de pré-contato para os músculos VL, VM e GL e pós-contato para os músculos VL, VM, BF e GL nas quatro intensidades relativas Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG} , equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG} .

Período	Músculos	Intensidades Relativas			
		Inicial	15% abaixo do LF_{EMG}	LF_{EMG}	15% acima LF_{EMG}
Pré-contato (ms)	VL	128,72 ±27,56	122,70 ±28,08	120,37 ±24,31	114,29 ±26,70
	VM	131,03 ±26,02	127,31 ±24,77	131,27 ±17,60	114,03 ±27,41
	GL	123,79 ±14,28	121,43 ±12,94	123,59 ±12,11	113,91 ±28,14
Pós contato (ms)	VL	237,21 ±61,00	240,89 ±41,43	249,72 ±45,61	234,39 ±54,60
	VM	205,42 ±56,59	213,94 ±44,54	210,83 ±46,52	179,86 ±58,31
	BF	298,96 ±30,26	293,29 ±27,73	301,21 ±38,43	285,10 ±51,07
	GL	^{a,b} 263,40 ±26,36	259,90 ±26,69	230,41 ±40,53	212,64 ±35,12

a – diferença significativa se comparado à intensidade do LF_{EMG} **b** – diferença significativa se comparado à intensidade 15% acima do LF_{EMG} , $p < 0,05$.

A FP apresentou aumento nos valores ao longo do teste incremental a partir dos 11 km.h⁻¹. Com aumento significativo em relação às velocidades de 8 e 9 km.h⁻¹. A FP média na velocidade de 12 km.h⁻¹ foi maior do que nas velocidades de 8, 9 e 10 km.h⁻¹ e a FP na velocidade de 13 km.h⁻¹ foi maior se comparada às velocidades de 8, 9, 10 e 11 km.h⁻¹.

Considerando as quatro intensidades relativas, a FP apresentou maiores valores na I_{AC}, quando comparada às I_{IN}, I_{LF} e I_{AB}.

Em relação ao comportamento do valor de RMS-PRE ao longo do teste incremental (**Figura 3**), pode-se verificar que o músculo IC foi o único que apresentou diferença significativa, com aumento nos valores a partir dos 11 km.h⁻¹. De forma que, a amplitude da pré-ativação foi maior aos 11 km.h⁻¹ se comparada às velocidades de 8 e 9 km.h⁻¹, maior na velocidade de 12 km.h⁻¹ se comparada às velocidades de 8, 9 e 10 km.h⁻¹ e maior na velocidade de 13 km.h⁻¹ se comparada às velocidades de 8, 9, 10 e 11 km.h⁻¹.

Considerando a RMS-PRE nas quatro intensidades relativas (**Figura 4**), pode-se verificar que o músculo BF foi o único que apresentou diferença significativa, com valores mais altos na I_{IN} se comparada à I_{LF} e I_{AC} e da I_{AB} e I_{LF} se comparadas à I_{AC}.

O valor de RMS-POS ao longo do teste incremental apresentou aumento para os músculos VL e VM a partir da velocidade de 11 km.h⁻¹. As velocidades de 11 e 12 km.h⁻¹ apresentaram valores mais altos com relação às velocidades de 9 km.h⁻¹ para o músculo VL e 8 e 9 km.h⁻¹ para o músculo VM. A velocidade de 13 km.h⁻¹ apresentou valores mais altos do que as velocidades de 8 e 9 km.h⁻¹ para os músculos VL e VM (**Figura 5**).

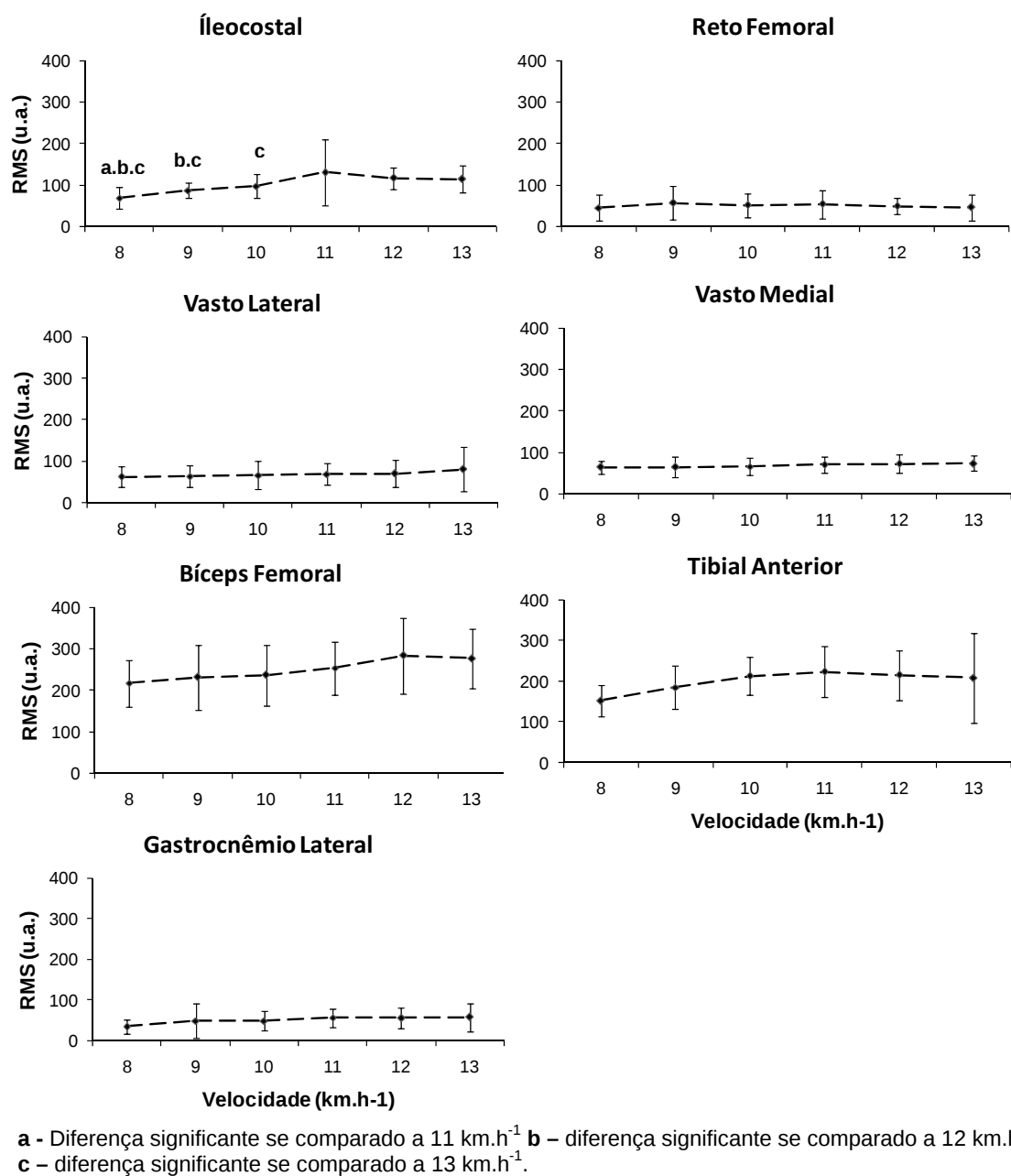


Figura 3. Valor médio e desvio padrão dos valores de RMS do período pré-contato ao longo do teste incremental para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

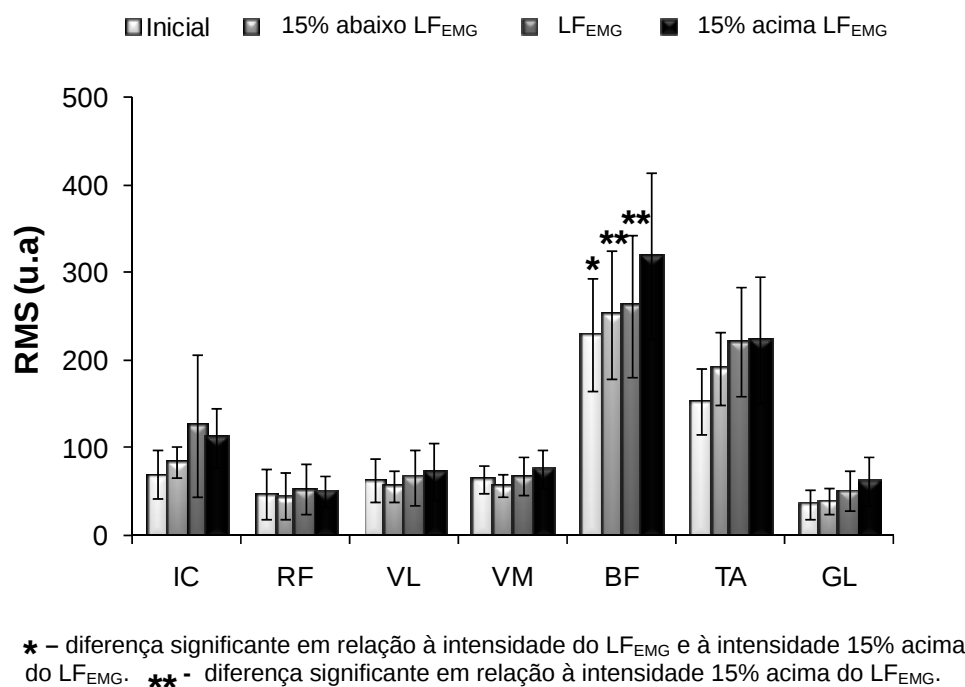
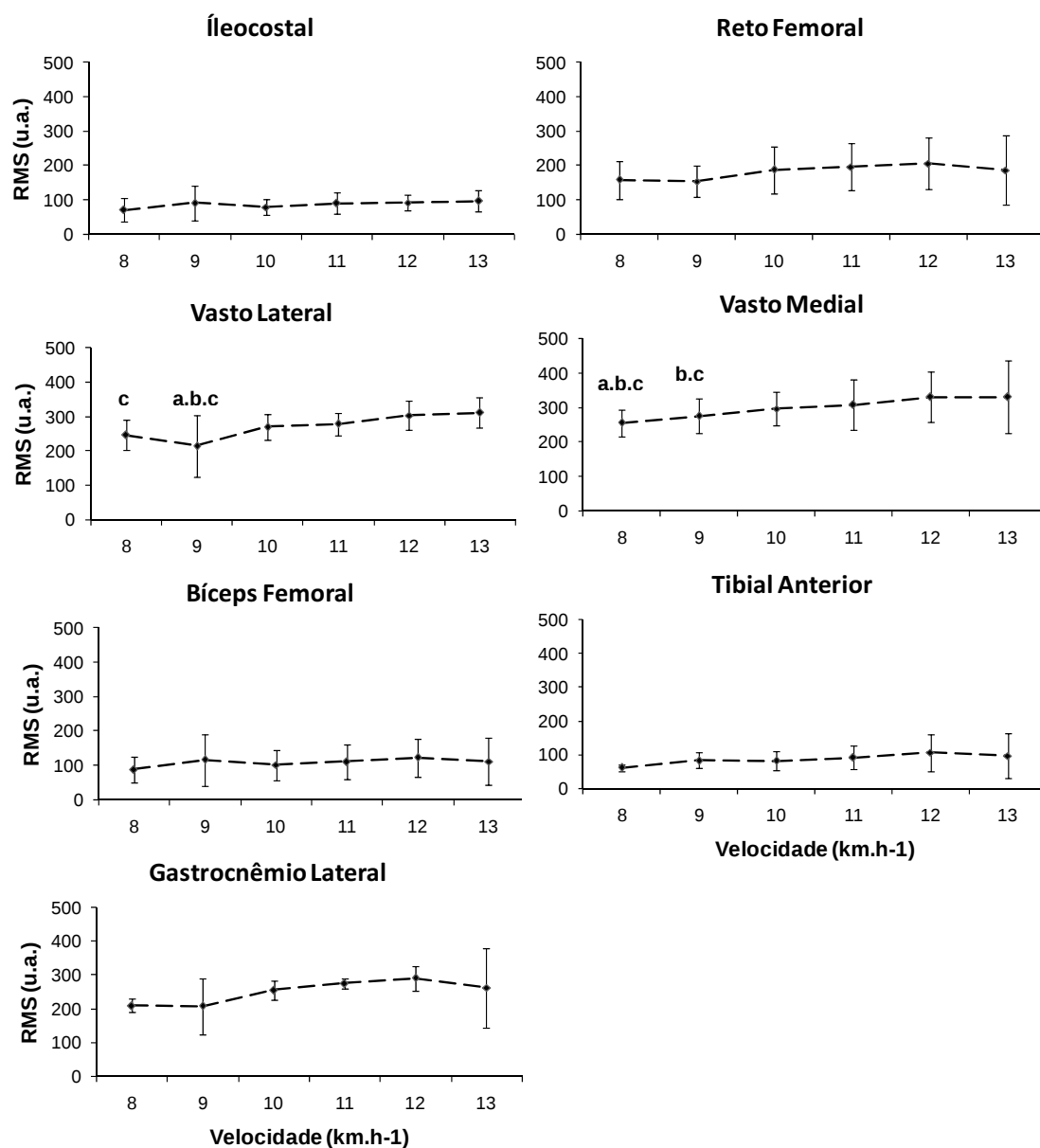


Figura 4. Valor médio e desvio padrão da RMS obtida no período pré-contato nas quatro intensidades relativas, Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG}, equivalente ao LF_{EMG} e 15% acima do LF_{EMG}, para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.



a - Diferença significativa se comparado a 11 km.h⁻¹ **b** – diferença significativa se comparado a 12 km.h⁻¹
c – diferença significativa se comparado a 13 km.h⁻¹.

Figura 5. Valores médios e desvios padrão de RMS obtidos no período pós-contato ao longo do teste incremental para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

Considerando as quatro intensidades relativas o valor de RMS-POS apresentou aumento para os músculos todos os músculos exceto o IC. Os músculos RF e VM apresentaram valores mais altos nas I_{LF} e I_{AC} com relação às I_{IN} e I_{AB} . Os músculos VL, e BF apresentaram maiores valores na I_{AC} quando comparada às I_{IN} e I_{AB} e apenas para o músculo BF quando comparada à I_{LF} . O músculo TA apresentou valores maiores na I_{AC} quando comparada à I_{IN} e o músculo GL apresentou valores maiores nas I_{LF} e I_{AC} quando comparadas à I_{IN} e maiores na I_{AC} quando comparada à I_{FAB} (**Figura 6**).

A **Figura 7** apresenta o comportamento da FM-PRE ao longo do teste incremental. Pode-se verificar pelos gráficos que não houve alteração significativa dos valores de FM para nenhum dos músculos analisados nesse período.

Da mesma forma, considerando as quatro intensidades relativas, não foi verificado nenhuma alteração significativa na FM-PRE para nenhum dos músculos analisados (**Figura 8**).

Com relação ao comportamento da FM-POS ao longo do teste incremental pode-se verificar maiores valores na velocidade de 13 km.h^{-1} em relação à velocidade de 8 km.h^{-1} para o músculo BF (**Figura 9**).

Considerando as quatro intensidades relativas, a FM-POS apresentou maiores valores nas I_{LF} e I_{AC} quando comparadas às I_{IN} e I_{AB} para o músculo GL. (**Figura 10**).

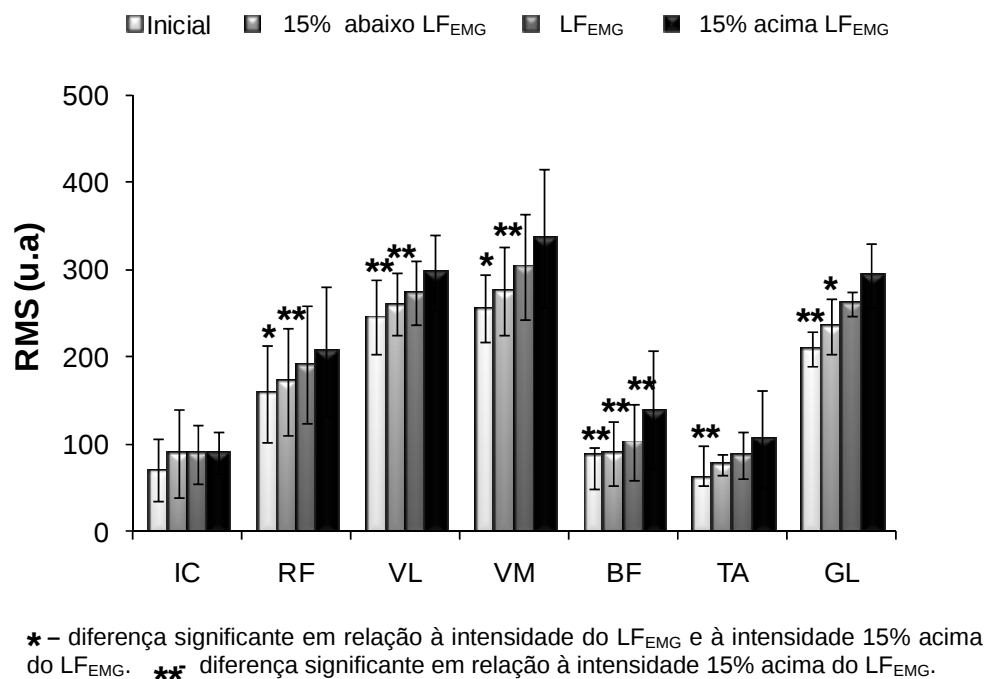


Figura 6. Valor médio e desvio padrão da RMS obtida no período pós-contato nas quatro intensidades relativas, Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG}, equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG}, para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

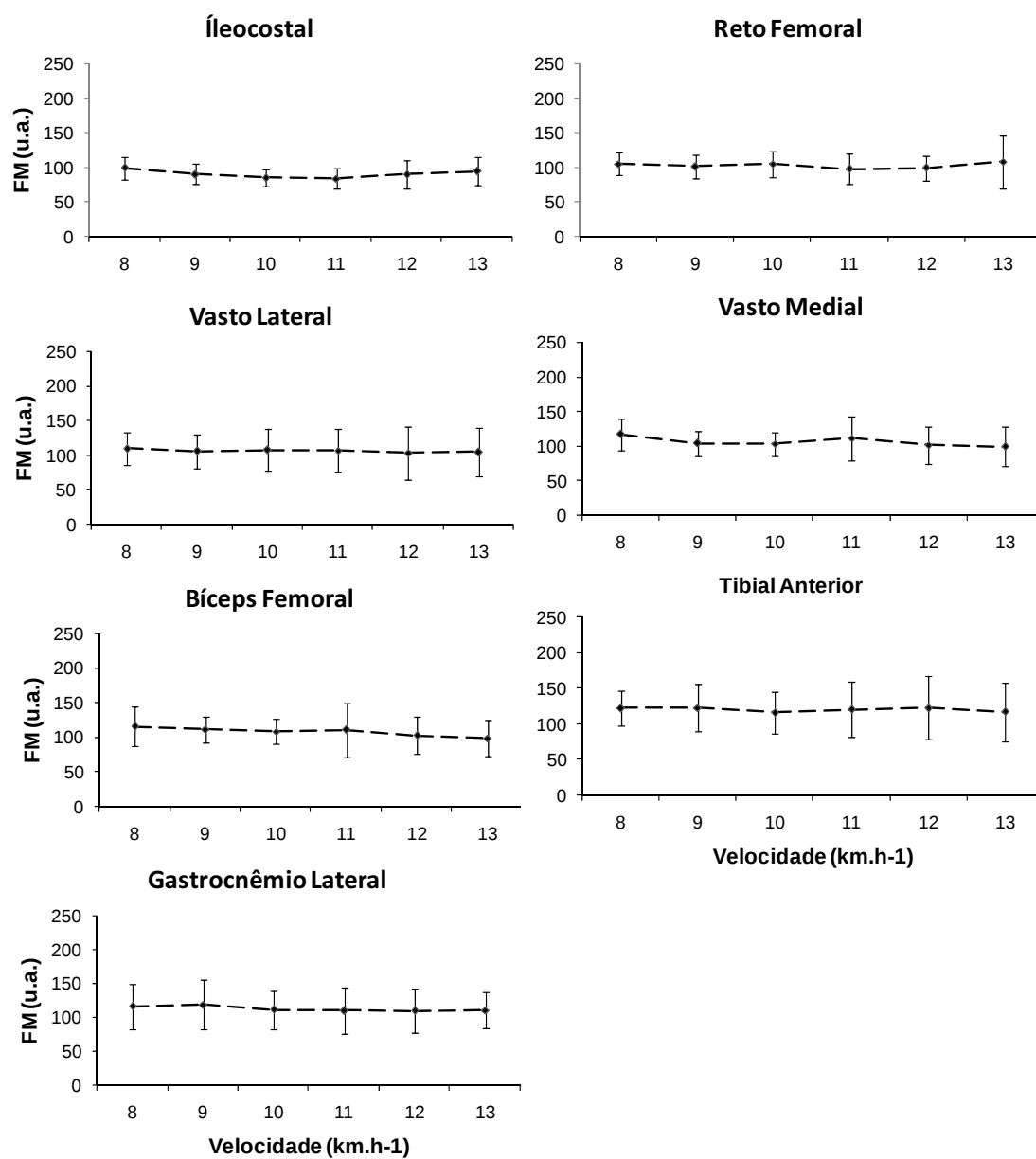


Figura 7. Valores médios e desvios padrão da FM do sinal eletromiográfico obtida no período pré-contato ao longo do teste incremental para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

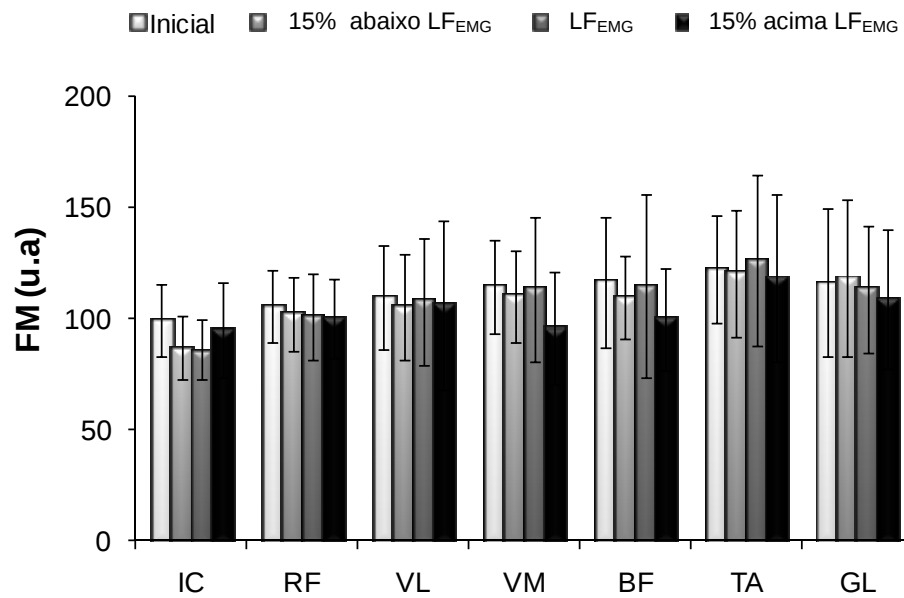


Figura 8. Valor médio e desvio padrão da FM do sinal eletromiográfico obtida no período pré-contato nas quatro intensidades relativas, Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG}, equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG}, para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

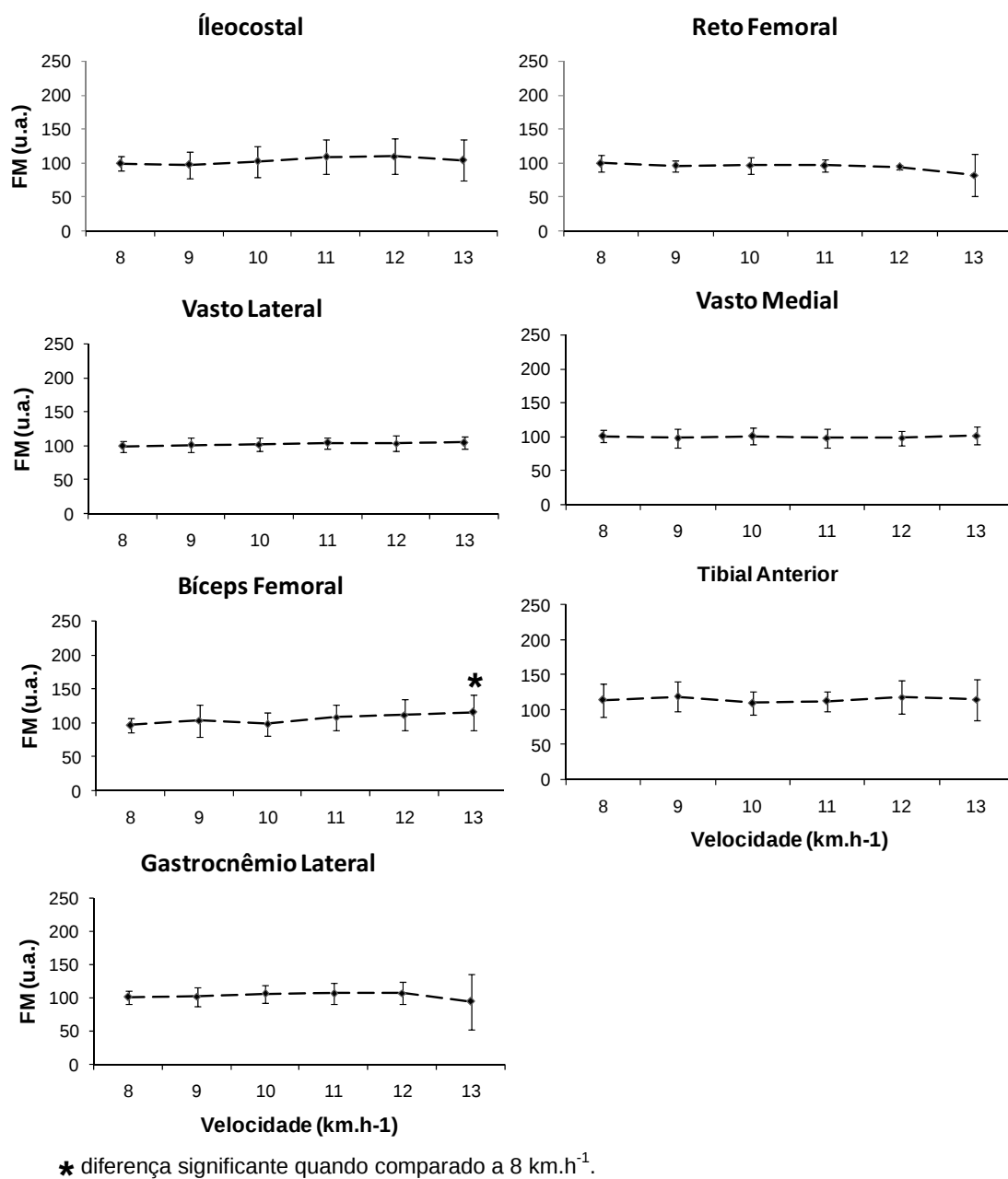


Figura 9. Valores médios e desvios padrão da FM do sinal eletromiográfico obtida no período pós-contato ao longo do teste incremental para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

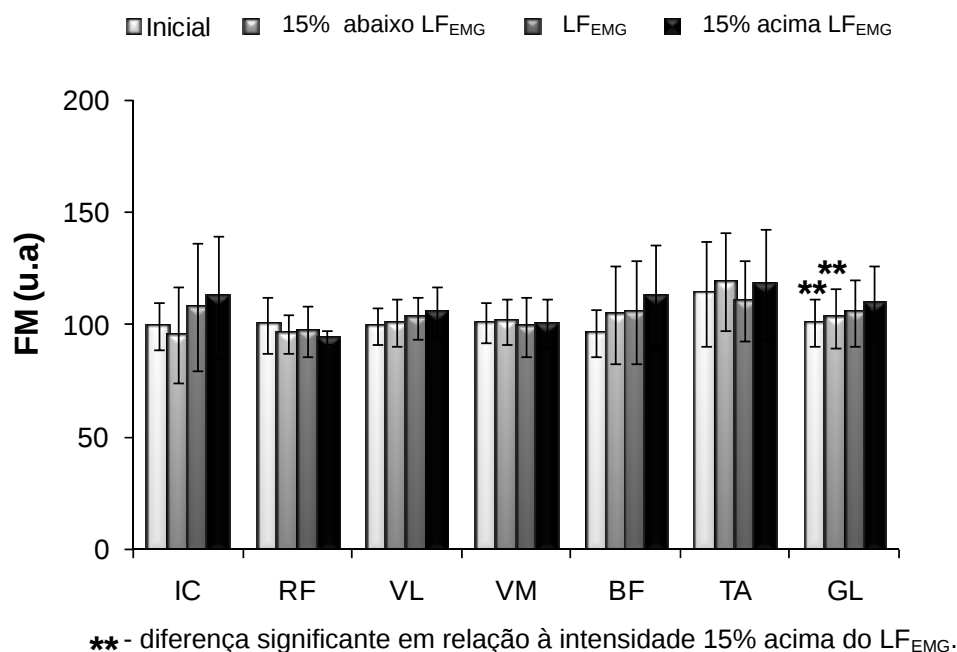


Figura 10. Valor médio e desvio padrão da FM do sinal eletromiográfico obtida no período pós-contato nas quatro intensidades relativas, Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG}, equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG}, para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

As análises intra-velocidade das variáveis eletromiográficas e cinemáticas estudadas não evidenciaram diferença significativa entre os intervalos ao longo dos dois minutos de análise de cada uma das quatro intensidades relativas.

Os dados apresentaram algumas correlações significantes entre as variáveis eletromiográficas e a FP nas quatro intensidades relativas. A FM-PRE do músculo VL apresentou índice de correlação de $r = 0,78$ na I_{AB} e $r = 0,69$ na I_{LF} , e do músculo VM, $r = 0,82$, na I_{AB} . Em relação a FM-POS do período pós-contato houve correlação negativa e significativa com a FP para os músculos VL na LF_{AC} , $r = -0,77$, BF na I_{IN} , $r = -0,91$, e GL nas I_{AB} e I_{LF} , $r = -0,74$ e $-0,73$, respectivamente.

Tabela 3. Valores do coeficiente de correlação (r) entre a FP e FM nos períodos de ativação pré e pós-contato para os músculos IC, RF, VL, VM, BF, TA e GL.

Intensidades Relativas					
Período	Músculos	Inicial	15% abaixo do LF_{EMG}	LF_{EMG}	15% acima do LF_{EMG}
Pré-contato	IC	0,25	0,14	0,01	0,07
	RF	0,10	0,11	0,32	0,08
	VL	0,59	0,78*	0,69*	0,22
	VM	0,36	0,82*	0,26	0,35
	BF	-0,33	-0,39	-0,31	-0,48
	TA	-0,01	-0,16	-0,12	-0,20
	GL	0,05	0,07	0,20	0,33
Pós-contato	IC	0,10	0,12	0,55	0,50
	RF	0,17	0,16	0,28	0,43
	VL	-0,43	-0,37	-0,24	-0,77*
	VM	-0,41	-0,23	-0,23	-0,75
	BF	-0,91*	-0,54	-0,52	-0,47
	TA	-0,01	-0,02	-0,04	-0,21
	GL	-0,28	-0,74*	-0,73*	-0,70

* correlação significante.

DISCUSSÃO

No presente estudo não foi evidenciada alteração na duração do período de pré-ativação para os músculos analisados. Com base em dados obtidos na literatura, esperava-se encontrar diminuição do período de pré-ativação, principalmente em intensidades acima da I_{LF} , ou seja, com a instalação do processo de fadiga. Entretanto, nos trabalhos que apresentaram tais resultados as duas condições de teste comparadas foram realizadas com intensidade máxima (PADUA et al., 2006; ROZZI et al., 1999). Assim, possivelmente, o protocolo utilizado neste estudo não possibilite evidenciar alterações no período de ativação pré-contato devido ao efeito do incremento de carga estar associado ao efeito devido ao desenvolvimento do processo de fadiga.

O tempo de duração do período pós-contato para o músculo GL diminuiu a partir dos 11 km.h⁻¹ e da I_{LF} . Essa redução pode estar relacionada à diminuição do tempo de contato que ocorre com incremento de velocidade (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005), favorecendo a utilização da energia elástica armazenada na fase excêntrica do contato reduzindo a ativação na fase concêntrica (KYRÖLÄINEN; KOMI, 1995; KYRÖLÄINEN; AVELÄ; KOMI, 2005; PAAVOLAINEN et al., 1999). A função do músculo gastrocnêmio é menos dependente da atividade muscular na fase concêntrica propulsiva do contato, pois esse músculo pode utilizar a energia elástica armazenada efetivamente, o que pode explicar a diferença do comportamento do GL com relação aos outros músculos (ISHIKAWA; PAKASLAHTI; KOMI, 2007).

Muitos estudos demonstraram aumento da atividade muscular com incremento de carga, tanto na pré-ativação (AVOGRADO; DONELEC; BELL, 2003; KYRÖLÄINEN; AVELÄ; KOMI, 2005) quanto na fase de contato (AVOGRADO; DONELEC; BELL, 2003; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). Considerando a função estabilizadora dos músculos do tronco durante a corrida, o aumento da RMS-PRE observada a partir dos 11 km.h⁻¹, durante o teste incremental para o músculo IC pode estar relacionada à necessidade de melhorar a estabilização da região lombo-pélvica. Essa diferença foi observada somente quando foram consideradas as velocidades absolutas do teste, de forma que a demanda metabólica não interferiu no

incremento da atividade do IC. Assim, é provável que o incremento observado seja se deva ao aumento da força de reação do solo que ocorre com incremento de velocidade (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006; SAUNDERS et al., 2004).

A FM-PRE não apresentou alteração no comportamento ao longo do teste incremental, tão pouco nas quatro intensidades relativas para nenhum dos músculos analisados. No período pré-contato, o músculo TA apresenta aumento gradual da intensidade do sinal eletromiográfico em frequências mais altas (TSCHANER; GOEPFER, 2006), entretanto, parece não haver alteração nesse comportamento com incremento de carga e início do processo de fadiga. Acima da I_{LF} poder-se-ia esperar uma redução nos valores de FM-PRE para o TA em decorrência do acúmulo de metabólitos (HANON et al., 1998; TAYLOR; BRONKS, 1994), entretanto, possivelmente o incremento de carga pode ter levado à solicitação de fibras de contração rápida mantendo os valores de FM-PRE. Com relação aos músculos IC, RF, VL, VM e BF não há relatos na literatura a respeito das características do espectro de frequência nas diferentes fases da corrida. O músculo gastrocnêmio medial apresenta grande intensidade de ativação no contato e com maiores frequências entre 0 e 100 ms da fase de cotato. Assim, possivelmente, a ausência de alterações verificada para o músculo GL, é devida à pouca solicitação de fibras de contração rápida no período pré-contato (TSCHANER; GOEPFER, 2006).

O músculo BF apresentou valores maiores de FM-POS na velocidade de 8 km.h^{-1} comparada à velocidade de 13 km.h^{-1} . Possivelmente, o aumento da velocidade de corrida e da FP levaram a diminuição do tempo de contato, levando ao aumento na solicitação de fibras de contração rápida. Corredores apresentaram diminuição do tempo de contato apenas nas velocidades finais de teste incremental de corrida (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). Não foi verificada alteração nas intensidades relativas, possivelmente porque a intensidade mais alta de corrida não foi utilizada.

A determinação de intensidades relativas permitiu evidenciar alterações no comportamento da RMS e FM não identificadas quando utilizadas analisadas as intensidades absolutas do teste incremental. Considerando as quatro intensidades relativas verificou-se aumento na RMS-PRE para o

músculo BF a partir da I_{LF} e aumento da RMS-POS dos músculos RF, VL, VM, BF, TA e GL. Os músculos BF e TA apresentam pico da ativação no período pré-contato, e os músculos RF, VL, VM e GL no período pós-contato, assim, era esperado que o incremento de velocidade levasse ao aumento na intensidade de ativação nas fases em que esses músculos são mais solicitados.

O comportamento do sinal eletromiográfico do músculo tibial anterior pode refletir a alta solicitação de ativação durante todo o ciclo (MIZRAHI; VERBISKY; ISAKOV, 2000), entretanto, com relação a ausência de aumento para o RMS-PRE do TA, com incremento de velocidade pode haver diminuição na ativação desse músculo por conta da maior amplitude de movimento do membro inferior na fase aérea pré-contato, diminuindo sua susceptibilidade à fadiga.

Da mesma forma, o músculo BF é solicitado nas fases de contato inicial e no apoio, além disso, é considerado propulsor primário do corpo. Durante a fase aérea age excentricamente, armazenando energia elástica que irá favorecer a fase propulsora subsequente (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; KYRÖLÄINEN; AVELÄ; KOMI, 2005), aumentando sua susceptibilidade à fadiga.

Com relação ao músculo GL, o aumento da RMS-PRE parece estar envolvido com o incremento de velocidade, pois a maior RMS-PRE potencializa a sensibilidade das fibras intrafusais ao estiramento, favorecendo uma resposta mais rápida dos músculos propulsores na fase excêntrica do contato. Essa facilitação permite um melhor aproveitamento da energia elástica armazenada, reduzindo a duração do contato e melhorando o desempenho (ISHIKAWA; KOMI, 2007; ISHIKAWA; PAKASLAHTI; KOMI, 2007; KOMI, 2000; KYRÖLÄINEN; KOMI, 1995; KYRÖLÄINEN; AVELÄ; KOMI, 2005; PAAVOLAINEN et al., 1999).

O aumento da FM-POS a partir da I_{AC} para o músculo GL evidenciado está relacionado à efetividade desse músculo para o aproveitamento da energia elástica armazenada (ISHIKAWA; PAKASLAHTI; KOMI, 2007), pela utilização de fibras de contração rápida no período de 0 a 100 ms pós-contato (TSCHARNER; GOEPFER, 2006), com diminuição da duração do contato e conseqüente diminuição da ativação na fase concêntrica do contato, levando a melhor efetividade do gesto e diminuição do custo da

corrida (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; ISHIKAWA; KOMI, 2007; KYRÖLÄINEN; KOMI, 1995; KYRÖLÄINEN; AVELÄ; KOMI, 2005; PAAVOLAINEN et al., 1999).

O comportamento intra-velocidade das variáveis analisadas não apresentou alteração ao longo dos dois minutos nas intensidades analisadas. Possivelmente, a duração do intervalo fosse muito curta para levar às alterações decorrentes do processo de fadiga. A literatura apresenta alterações nos parâmetros cinemáticos de FP e duração do contato entre o início e o final de estágios de quatro minutos de um teste incremental (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). Entretanto, durante protocolo de corrida fadigante não houve alterações eletromiográficas e cinemáticas nos três primeiros minutos, sendo evidenciadas entre o terceiro minuto e o final do teste (AVOGRADO; DONELEC; BELLI, 2003).

Levando-se em consideração a forte relação entre o *stiffness* vertical e a FP (FARLEY; GONZALEZ, 1996) e a especulação de que a utilização de fibras de contração rápida na ativação pré-contato seria importante na manutenção do *stiffness*, o presente estudo verificou a correlação entre a FP e a FM-PRE (PAAVOLAINEN et al., 1999; HUNTER; SMITH, 2007). A correlação positiva entre a FP e a FM-PRE do músculo VL na I_{AB} e na I_{LF} , e o músculo VM na I_{AB} , sugerem que a utilização de fibras de contração rápida no período pré-contato favorece a manutenção do *stiffness* e, conseqüentemente da FP (FARLEY; GONZALEZ, 1996). Possivelmente, em intensidades acima do LF_{EMG} , a fadiga leve ao acúmulo de metabólitos e à diminuição da velocidade de condução do impulso, levando à diminuição dos valores de FM e, conseqüentemente à perda da correlação entre FM-PRE e FP.

Em relação a FM-POS correlação negativa com a FP para os músculos VL na I_{AC} , a diminuição da FM relacionada ao aumento da FP pode estar relacionada à diminuição da velocidade de condução do impulso, pela maior solicitação desse músculo, em intensidades acima do LF_{EMG} , poderia levar à deterioração da função neuromuscular dos músculos propulsores, o que poderia prejudicar a manutenção da AP e, considerando que na corrida em esteira é necessária a manutenção da velocidade, conseqüentemente haveria aumento da FP. O estudo de Bilodeau et al. (2003) sugere que a maior concentração de fibras de contração rápida no músculo VL em comparação ao

VM, o torna mais susceptível aos efeitos da fadiga, evidente, principalmente pela análise do espectro de frequência do sinal eletromiográfico.

Considerando a correlação negativa entre FP e FM-POS dos músculos BF na I_{IN} e GL nas I_{AB} e I_{LF} , sabe-se que o músculo GL é eficiente em aproveitar a energia elástica armazenada levando a diminuição do tempo de contato e aumento da FP, tal mecanismo poderia levar a diminuição da FM-POS pela redução na ativação muscular na fase concêntrica do contato. Assim o músculo BF poderia apresentar o mesmo comportamento na I_{IN} . Entretanto, com incremento de velocidade a solicitação do BF levaria a maior utilização de fibras de contração rápida e conseqüente perda da relação entre a FM-POS e a FP.

Assim, os dados do presente estudo confirmam a hipótese de que o LF_{EMG} representa uma intensidade de corrida a partir da qual já são evidenciadas alterações no comportamento da amplitude do sinal eletromiográfico, principalmente no período pós-contato. Além disso, verificou-se que há correlação entre o comportamento da frequência do sinal eletromiográfico nos períodos pré e pós-contato e o comportamento da frequência de passada nas intensidades relativas ao LF_{EMG} . Embora se especule que haja correlação entre o comportamento de amplitude do sinal eletromiográfico e da FP, os dados do presente estudos não confirmam essa hipótese.

REFERÊNCIAS

ARAMPATZIS; A. MOREY-KLAPSING, G.; BRÜGGEMANN, g. The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p.533-544, 2003.

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

BILODEAU, M., SCHINDLER-IVENS, S., WILLIAMS, D.M., CHANDRAN, R. & SHARMA, S.S. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 83–92, 2003.

BORRANI, F.; CANDAU, R.; PERREY, S.; MILLET, G.Y.; MILLET, G.P.; ROUILLON, J.D. Does the mechanical work in runnin chane during the VO₂ slow component? **Medicine and Science in Sport and Exercise**, v.35, n.1, p.50-57, 2003.

DAVIS; De LUCA, 1996 Gait characterization via dynamic joint *stiffness*. **Gait and Posture**, v. 4, n. 3, p. 224-231, 1996.

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

DERRICK, T.R.; DEREU, D.; McCLEAN, S.P. Impacts and kinematics adjustments during na exhaustive run. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, New York,v. 34, n. 6, p. 998-1002, 2002.

FARLEY, C.T.; GOZALEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. **Journal of Biomechanics**, v. 9, n. 2, p. 181-186, 1996.

GAZEAU, F. KONRADSEN, J.P.; BILLAT, V. Biomechanical events in the time to exhaustion at maximal aerobic speed. **Archives of Physiology and Biochemistry**, v. 105, n. 6, p. 583-590, 1997.

GAZENDAM, M.G.; HOF, A.L. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. **Gait Posture**, Oxford, v. 25, n. 4, p. 604-614, 2007.

GEHRING, D.; MELNYK, M.; GOLLHOFER, A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. **Clinical Biomechanics**, *IN PRESS*.

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**, Berlim, 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**, Heidelberg, v. 94, p. 118-125, 2005.

HAUSSWIRTH, C.; BRISSWALTER, J.; VALLIER, J.M.; SMITH, D.; LEPERS, R. Evolution of electromyographic signal, running economy and perceived exertion during different prolonged *exercises*. **International Journal of Sports Medicine**, v.21, n.6, p. 429-436, 2000.

HERMENS, H.J. (Ed.) et al. **SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography**. 1999:(Roessingh Research and Development bv).

HOSKINS, W.; POLLARD, H. The management of hamstrings injury - Part 1: Issues in diagnoses. **Manual Therapy**, v. 10, n. 2, p. 96-107, 2005.

HUNTER, I.; SMITH, G.A Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 100, n. 6, p. 653-661, 2007.

ISHIKAWA M, KOMI PV. The role of the stretch reflex in the gastrocnemius muscle during human locomotion at various speeds. **Journal of Applied Physiology**, v. 103, p. 1030–1036, 2007.

ISHIKAWA, M., PAKASLAHTI, J.; KOMI, P.V. medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. **Gait & Posture**, v. 25, pp.380–384, 2007.

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

KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P.V. The function of neuromuscular system in maximal stretch-shortening cycle exercises: comparisons between power- and endurance-trained athletes. **Journal Electromyography Kinesiology**, Oxford, v.5, n.1, p. 15-25, 1995.

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

KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P.V. Changes in muscle activity with increasing running speed. **Journal of Sports Sciences**, v.23, n.10, pp. 1101-1109, 2005.

KOMI, P.V. Stretch-shortening cycle a powerful model to study normal and fatigued muscle. **Journal of Biomechanics**. V. 33, p. 1197-1206, 2000.

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

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

MIDGLEY, A.W.; McNAUGHTON, L.R.; WILKINSON, M. Is there an Optimal Training Intensity for Enhancing the Maximal Oxygen Uptake of Distance Runners? - Empirical Research Findings, Current Opinions, Physiological Rationale and Practical Recommendations. **Sports Medicine**, v.36, n. 2, p. 117 - 132, 2006.

PAAVOLAINEN, L.; NUMMELA, A.; RUSKO, H.; HÄKKINEN, K. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. **International Journal of Sports Medicine**, v. 20, p. 516–521, 1999.

PADUA, D.; ARNOLD, B.L.; PERRIN, D.H.; GANSNEDER, B.M.; CARCIAL, C.R.; GRANATA, K.P. Fatigue, vertical leg *stiffness*, and *stiffness* control strategies in males and females. **Journal of Athletic Training**, v.41, n. 3, p. 294-304, 2006.

PLACE, N.; LEPERS, R.; DELEY, G.; MILLET, G.Y. Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, v. 36, n. 8, p. 1347-1356, 2004.

ROZZI, S.L.; LEPHART, S.M.; FU, F.H. Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. **Journal of Athletic Training**, v. 34, n. 2, p. 106-114, 1999.

SAUNDERS, S.W.; RATH, D.; HODGES, P.W. Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. **Gait Posture**, Oxford, v. 20, n. 3, p. 280-290, 2004.

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

SLAWINSKI, J.; HEUBERT, R.; QUIEVRE, J. BILLAT, V.; HANNON, C. Changes in spring-mass model parameters and energy cost during track running to exhaustion. **Journal of Strength and Conditional Research**, v.23, n. 3, p. 930-936, 2008.

TSCHARNER, V.V.; GOEPFERT, B. Estimation of the interplay between groups of fast and slow muscle fibers of the tibialis anterior muscle while running. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 16, p. 188-197, 2006.

TAYLOR, A.D.; BRONKS, R. Electromyographic correlaters of the transition from aerobic to anaerobic metabolism in treadmill running. **European Journal of Applied and Occupational Physiology**, Berlim, n. 4, v. 69, p.508-515, 1994.

TAKAISHI, T.; YAMAMOTO, T.; ONO, T.; ITO, T.; MORITANI, T. neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, v. 30, n. 3, p. 442-449, 1998.

5.3. ARTIGO 3: Correlação entre a co-ativação e frequência de passada em diferentes intensidades de corrida relativas ao limiar de fadiga eletromiográfico

RESUMO

As alterações da frequência de passada (FP) na corrida estão diretamente relacionadas ao comportamento do *stiffness* muscular. Especula-se que o mecanismo mais freqüentemente utilizado para o controle do *stiffness* é a co-ativação dos músculos agonistas e antagonistas. Na corrida este pode ser um fator limitante do desempenho. Assim, o presente estudo objetiva estudar o comportamento da FP, e da co-ativação dos músculos reto femoral, vasto lateral e vasto medial em relação ao bíceps femoral (RF/BF, VL/BF, VM/BF) e do músculo gastrocnêmio lateral em relação ao tibial anterior (GL/TA) nos períodos pré (PRE) e pós-contato (POS) ao longo de um teste incremental, considerando as intensidades absolutas e quatro intensidades relativas: inicial (I_{IN}), equivalente ao limiar de fadiga eletromiográfico (I_{LF}), 15% abaixo (I_{AB}) e 15% acima (I_{AC}) do LF_{EMG} . Para tanto, 11 voluntários homens, fisicamente ativos, foram submetidos a um teste incremental de corrida em esteira até a exaustão. As quatro intensidades relativas foram significativamente diferentes entre elas, sendo que a I_{LF} foi $10,6 \pm 0,7 \text{ km.h}^{-1}$. Ao longo do teste incremental, verificou-se aumento significativo nos valores da VL/BF-POS aos 13 km.h^{-1} , velocidade mais alta do teste. Considerando as quatro intensidades relativas não houve diferença nos valores das razões PRE e POS. A FP apresentou correlação significativa e positiva com VL/BF-PRE e VM/BF-PRE na I_{LF} e na I_{AC} e correlação negativa com a VM/BF-POS na I_{AB} e I_{AC} . Todas as razões apresentaram valores mais altos no período pós-contato. Considerando a análise intra-velocidade nas intensidades relativas, não foi evidenciada alteração de nenhum dos parâmetros analisados. Nas intensidades relativas ao LF_{EMG} , maiores valores de co-ativação dos músculos ao redor da articulação do joelho parecem promover a manutenção da FP, possivelmente devido a sua função na regulação do *stiffness* muscular.

Palavras-chave: Corrida, eletromiografia, frequência de passada, co-ativação, fadiga, teste incremental.

INTRODUÇÃO

A co-ativação muscular é um fenômeno característico em diversas atividades físicas (HAKKINEN et al., 1998; HANSON et al., 2008; KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003; MIAN et al, 2006). Na locomoção, a atividade coordenada de grupos musculares possibilita que agonistas e antagonistas atuem em padrões alternados e com períodos de co-ativação (HANSON et al., 2008; HORTOBÁGYUI et al., 2005). Tal fenômeno tem sido examinado pela comparação da atividade mioelétrica dos músculos envolvidos e expresso como percentuais de valores eletromiográficos de referência (HAKKINEN et al., 1998; HANSON et al., 2008; KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003; MIAN et al, 2006).

A literatura apresenta diversas maneiras de determinação da co-ativação em diferentes formas de exercício. Hortobágyi et al. (2005) verificaram tal fenômeno dos músculos periarticulares de joelho e do tornozelo durante a marcha por meio da razão de co-ativação da RMS do músculo bíceps femoral em relação à RMS do músculo vasto lateral e da razão de co-ativação da RMS do músculo gastrocnêmio pela RMS do músculo tibial anterior.

Padua et al. (2006) calcularam a razão de co-ativação do pico de ativação do grupo quadríceps em relação aos ísquio-tibiais e do grupo tríceps sural em relação ao músculo tibial anterior e verificaram a influência de um protocolo fadigante na ativação muscular durante saltos repetidos em frequências pré-estabelecidas. Kellis e Kouvelioti (2007) determinaram a razão dos músculos do quadríceps (soma da ativação dos músculos vasto lateral e vasto medial) pelo ísquio-tibial lateral (bíceps femoral) durante aterrissagem de saltos após dois tipos de protocolos fadigantes. Ambos trabalhos verificaram que há uma tendência de diminuição da ativação do grupo antagonista para facilitação da ativação do agonista após o protocolo fadigante.

Sugere-se que a co-ativação do agonista e do antagonista também seja dependente de coordenação e sincronismo requeridos para se obter os resultados mais eficientes de desempenho (HANSON et al., 2008; KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003; WINTER; FALCONER, 1985).

Em tarefas que envolvam deslocamento, o aumento da co-ativação pode auxiliar no aumento do *stiffness* das articulações e melhorar a estabilidade no contato com o solo, convertendo o estresse não axial em

estresse axial e compressivo, reduzindo o estresse tênsil sobre o osso, funcionando como absorvedores de choque para diminuir o impacto na perna durante o contato inicial (MIZRAHI; VERBITSKY; ISAKOV, 2000). Entretanto, ativação elevada do antagonista pode limitar o potencial completo da função muscular agonista (FALCONER; WINTER, 1985). O *stiffness* resulta da relação entre o deslocamento articular e uma determinada força aplicada à articulação (DAVIS; De LUCA, 1996). Quanto menor a força necessária para provocar o movimento articular menor o *stiffness* e maior a complacência do músculo. Sugere-se que o mecanismo mais freqüentemente utilizado para o controle do *stiffness* muscular é a co-ativação dos músculos agonistas e antagonistas (KUITUNEN; KOMI; KYRÖLÄINEN, 2002).

As variáveis cinemáticas também têm papel no custo metabólico associado à corrida (DERRICK, DEREU; McCLEAN, 2002). Embora as mesmas pareçam ajustar-se durante o processo de fadiga com o objetivo de minimizar o aumento dos parâmetros metabólicos (AVOGADRO; DOLENEC; BELL, 2003), não se sabe de que maneira os critérios de otimização dessas variáveis ocorrem, tampouco se estabeleceu a existência de correlação entre essas alterações e as observadas na atividade muscular.

Em protocolos que comparavam alterações pré-determinadas na freqüência de passada foi demonstrado que as mesmas estão associadas às alterações de *stiffness* muscular (FARLEY; GONZALES, 1996; HUNTER; SMITH, 2007). Considerando tais fatos, para manutenção dos valores de freqüência de passada e *stiffness* durante um exercício fadigante, seria necessário a utilização de fibras musculares rápidas adicionais (PAAVOLAINEN et al., 1999; HUNTER; SMITH, 2007).

Estudos demonstraram que durante corridas em velocidade constante a freqüência de passada pode variar a resposta em decorrência da fadiga tanto em corridas de longa duração e intensidades mais baixas (PLACE et al., 2004; HUNTER; SMITH, 2007) quanto em corridas de curta duração e intensidades mais altas (BORRANI et al., 2003; GAZEAU et al., 1997; SLAWINSKI et al., 2008).

Considerando a co-ativação como um fenômeno neuromuscular, o estudo do seu comportamento frente ao incremento de carga e ao início do

processo de fadiga pode auxiliar na identificação de fatores que interfiram no desempenho durante a corrida.

Diante do acima exposto, o presente estudo teve como objetivo analisar o comportamento da frequência de passada (FP) e das razões de co-ativação dos músculos antagonistas que atuam nas articulações do joelho (RF/BF, VL, BF, e VM/BF) e tornozelo (GL/TA) nos períodos pré e pós contato e verificar a correlação entre os mesmos durante o teste incremental de corrida em esteira e em quatro intensidades correspondentes a velocidade inicial (I_{IN}), correspondente a 8 km.h^{-1} , equivalente ao limiar de fadiga eletromiográfico (I_{LF}), 15% abaixo (I_{AB}) e 15% acima (I_{AC}) do LF_{EMG} .

Hipotetiza-se haja aumento da ativação dos músculos agonistas e diminuição da ativação dos músculos antagonistas tanto na fase pré quanto pós-contato para facilitar a ativação agonista e contribuir na efetividade do gesto motor, interferindo nos valores de co-ativação. Além disso, hipotetiza-se que haja correlações entre o comportamento da co-ativação e da FP durante teste incremental, considerando a relação entre esses parâmetros e a manutenção do *stiffness* muscular.

MATERIAIS E MÉTODOS

Voluntários

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local, e para sua realização participaram 11 voluntários saudáveis do sexo masculino, fisicamente ativos que praticavam atividade física pelo menos duas vezes por semana sem envolver treinamento específico de corrida com frequência semanal, com média de idade de $22,7 \pm 3,4$ anos, massa corporal $71,1 \pm 7,2$ kg e altura $1,75 \pm 0,05$ sem antecedentes de lesões osteomioarticulares nos membros inferiores e na coluna nos últimos seis meses, e de antropometria semelhante.

Todos assinaram termo de consentimento, e foram orientados sobre os procedimentos experimentais.

Procedimentos experimentais

Os voluntários realizaram adaptação na esteira durante nove minutos (três minutos a 8, 9 e 10 km.h⁻¹), totalizando nove minutos, previamente ao início das coletas (LAVCANSKA; TAYLOR; SCHACHE, 2005).

O protocolo incremental de corrida foi realizado em uma esteira rolante (IMBRAMED SUPER ATL, Porto Alegre, Brasil), mantendo inclinação fixa em 1% (JONES; DOUST, 1996), com aquecimento de cinco minutos a 7 km.h⁻¹, iniciando com velocidade de 8 km.h⁻¹ e incremento de 1 km.h⁻¹ a cada três minutos até a exaustão voluntária (velocidade máxima 13,6±0,7 km.h⁻¹ e frequência cardíaca máxima 192±8,9 bpm), definida como o momento quando o voluntário não fosse capaz de manter a velocidade determinada.

O sinal eletromiográfico (EMG) foi captado pelo sistema *Telemetry 900* (Noraxon, Scottsdale, USA) e *software Myoresearch* (Noraxon, Scottsdale, USA) com um transmissor e um receptor de onda de oito canais. Foram utilizados eletrodos de superfície passivos de Ag/AgCl (MediTrace®), em configuração bipolar, com área de captação de 1 cm de diâmetro, posicionados sobre os músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (porção longa) (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio (porção lateral) (GL) do lado direito do corpo, com distância entre os eletrodos (centro a centro) de 2cm (HERMENS et al., 1999).

Realizou-se tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool nos locais determinados em cada músculo anteriormente à colocação dos eletrodos. O eletrodo de referência foi posicionado sobre a tíbia do membro inferior direito.

Para a aquisição dos registros eletromiográficos foi utilizada frequência de amostragem de 1000Hz, ganho de 2000 vezes (20 vezes no pré-amplificador e 100 vezes no condicionador). Os dados brutos foram filtrados com filtro *notch* 60Hz, por meio do software *MatLab* 6.5, e com passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz com filtro *butterworth* de quarta ordem diretamente no software *MyoResearch XP* 1.06.

A frequência cardíaca (FC) foi mensurada no repouso e nos dez segundos finais de cada velocidade, por meio de um freqüencímetro (Polar® X-Trainer Plus, Kempele, Finland).

O toque do calcâneo foi determinado com base em dados coletados simultaneamente aos dados eletromiográficos, por meio de um dos

canais presente no conjunto do sistema *Telemetry* 900 (Noraxon, Scottsdale, USA). O mesmo foi adaptado para obtenção de sinais por meio de um *foot switch* (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil). Um dispositivo confeccionado em EVA em forma de sandália foi desenvolvido para adequação do posicionamento do *foot switch* sob o calcâneo do voluntário. Dessa maneira, foi possível identificar as variações da duração da passada (toque do calcâneo até seu contato subsequente) e calcular a FP.

Análise dos dados

Os valores de RMS e Frequência Mediana (FM) do sinal eletromiográfico de cada músculo, bem como os valores de frequência de passada (FP) foram analisados nos dois minutos finais de cada estágio do teste incremental.

Para a determinação do LF_{EMG} e para análise da ativação muscular ao longo do protocolo incremental, foram obtidos valores de RMS de um ciclo de passada a cada 5% do tempo de corrida considerando todos os músculos.

O comportamento do valor RMS de cada músculo foi correlacionado em função do tempo de cada velocidade de corrida. Com base nesses dados, foi realizada regressão linear para determinação dos coeficientes de inclinação de cada velocidade em cada músculo analisado. Em seguida realizou-se 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 seria zero. Assim, o LF_{EMG} de cada músculo foi determinado pelo valor do intercepto no eixo da velocidade (DEVRIES et al., 1982; MATSUMOTO et al., 1991).

Com intuito de analisar o comportamento neuromuscular e cinemático com relação ao desenvolvimento do processo de fadiga foram comparadas as velocidades absolutas do teste incremental, bem como quatro intensidades relativas. As últimas foram definidas como sendo a velocidade inicial (I_{IN}) - 8 km.h^{-1} - e três intensidades de corrida obtidas em relação ao LF_{EMG} : equivalente ao LF_{EMG} (I_{LF}) 15% abaixo (I_{AB}) e 15% acima (I_{AC}) do LF_{EMG} . Essas intensidades foram aproximadas matematicamente para um valor inteiro,

de forma que os dados possam ser analisados nas velocidades de corrida realizadas durante o teste incremental.

Para a determinação dos períodos de ativação pré-contato foi obtido o envoltório linear da curva (**Figura 1**) a partir do sinal eletromiográfico dos músculos VL, VM e GL, para a determinação dos períodos de ativação pós-contato, foram obtidos o envoltório linear da curva (**Figura 1**) obtido do sinal eletromiográfico dos músculos VL, VM, BF, TA e GL. O sinal bruto foi retificado e suavizado com filtro butterworth de 6Hz de segunda ordem (KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003), normalizado pelo valor de RMS obtido na velocidade de 8 km.h⁻¹ (HANNON et al., 1998; HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). O início da ativação muscular foi determinado como valores maiores do que três vezes o valor do desvio padrão acima da linha de base (ARAMPATZIS; MOREY-KLAPSING; BRÜGGEMANN, 2003) e o final da ativação foi determinado como valores menores do que três vezes o valor do desvio padrão acima da linha de base do envoltório linear após o toque de calcâneo (**Figura 2**). Assim, pôde-se obter a duração, valores de RMS e FM de ambos os períodos para os músculos analisados.

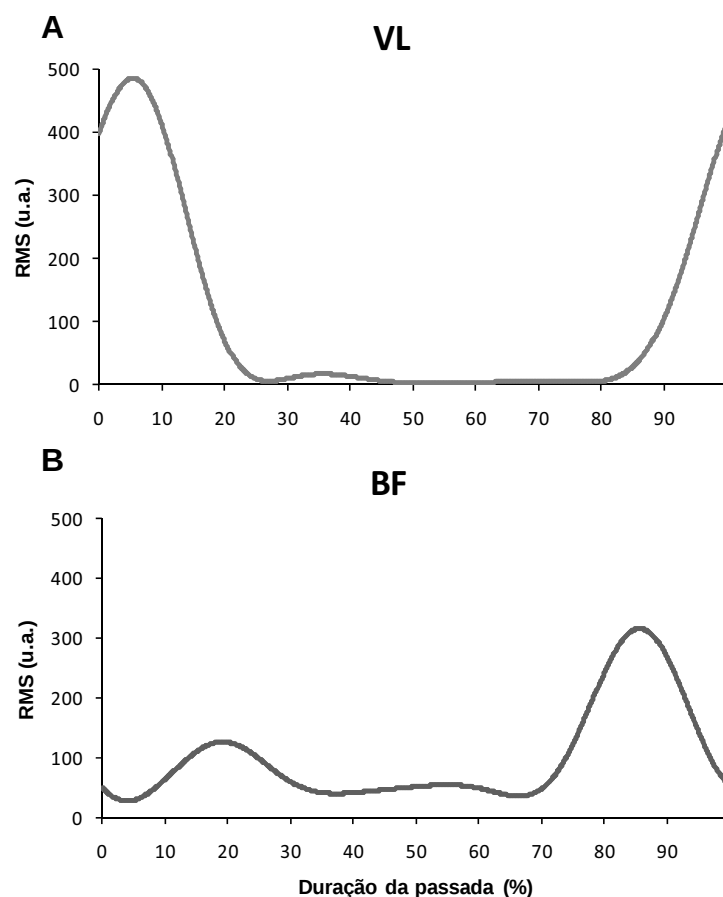


Figura 1. Curvas médias representativas de dez ciclos de passada de uma velocidade de corrida, representando o envoltório linear do sinal retificado para os músculos VL (A) e BF (B).

Os parâmetros de amplitude e frequência do sinal eletromiográfico foram obtidos nos períodos pré (RMS-PRE, FM-PRE) e pós-contato (RMS-POS, FM-POS) (**Figura 2**) a cada 10% do tempo de corrida em cada velocidade. Os valores de RMS-PRE, RMS-POS, FM-PRE e FM-POS do músculo IC e RF foram obtidos no intervalo correspondente aos períodos de pré e pós contato do músculo VL e do músculo TA essas variáveis foram obtidas com base no intervalo correspondente para o músculo GL.

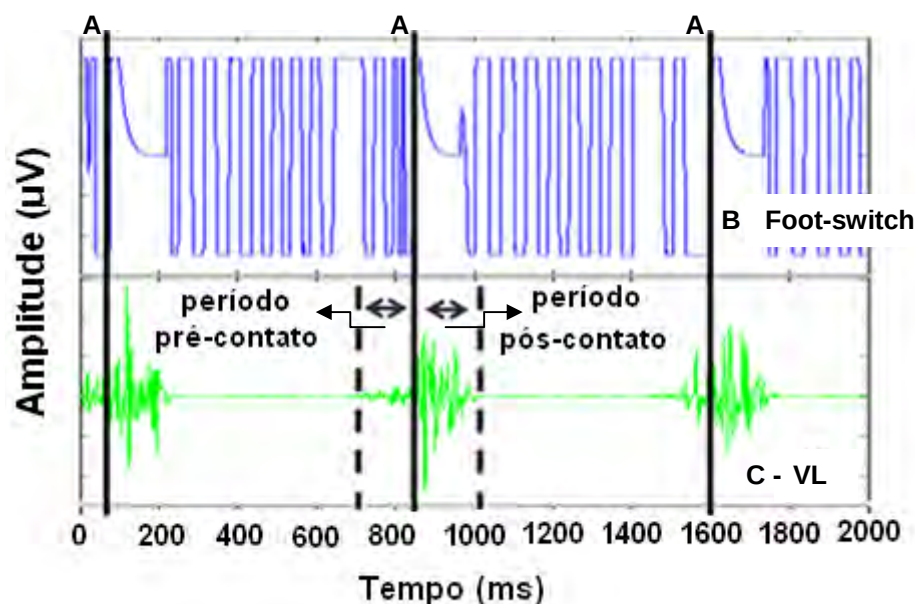


Figura 2. Ilustração da determinação do toque do calcâneo (A - linhas contínuas) a partir do sinal do foot-switch (B - topo), do período de pré ativação e ativação pós contato do músculo VL (C).

Ambos os parâmetros foram normalizados com base no valor obtido no primeiro intervalo (10% iniciais do estágio) da velocidade inicial (8 km.h^{-1}) (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; HANNON et al., 1998).

Com relação aos parâmetros eletromiográficos foram também obtidas as razões de co-ativação para os músculos antagonistas da articulação do joelho e do tornozelo. Foram obtidas as quatro razões de co-ativação do valor de RMS dos músculos RF, VL e VM em relação ao BF (RF/BF, VL/BF e VM/BF) e do GL em relação ao TA (GL/TA) nos períodos de ativação pré e pós-contato.

Com base no tempo de duração da passada determinou-se a FP expressa em passadas por minuto, por meio de dados obtidos a cada 10% do tempo de corrida em todas as velocidades.

Para análise dos dados eletromiográficos e cinemático foi elaborada uma rotina em ambiente *MatLab* (versão 6.5) (ANEXO C).

Foram comparados os valores de cada variável entre as velocidades de corrida do teste incremental (intensidades absolutas) e entre as quatro intensidades relativas determinadas.

O comportamento intra-velocidade das variáveis foi analisado comparando-se valores obtidos a cada 10% dos dois minutos de corrida nas quatro intensidades relativas determinadas.

Com intuito de verificar a correlação entre os parâmetros eletromiográficos e cinemático durante o desenvolvimento do processo de fadiga foram realizados testes de correlação nas quatro intensidades relativas determinadas.

A análise estatística dos dados foi realizada no *software Statistica 7.0*. Os dados foram submetidos ao teste de *Shapiro Wilk* para verificação da normalidade dos dados. A análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas e o teste de correlação de *Pearson* foram utilizados nos casos em que foi confirmada normalidade e os testes de comparação de médias de amostras dependentes *Friedman* e teste de correlação de *Spearman* quando os dados não apresentaram distribuição normal. Foi realizada ainda ANOVA *two-way* e teste de *Friedman* pra verificar diferenças entre as razões obtidas tanto ao longo do teste incremental quanto para as quatro intensidades relativas. Quando evidenciada diferença significativa para a ANOVA foi utilizado o teste *post hoc* de *Tuckey*. O nível de significância adotado foi de $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

As velocidades relativas determinadas foram $9,2 \pm 0,4$ na I_{AB} , $10,6 \pm 0,7$ na I_{LF} e $12,3 \pm 0,5$ na I_{AC} . A ANOVA para medidas repetidas evidenciou e o teste *Tuckey* apresentou diferença nos valores das três velocidades relativas determinadas.

A FP apresentou aumento nos valores ao longo do teste incremental a partir dos 11 km.h^{-1} . Com aumento significativo em relação às velocidades de 8 e 9 km.h^{-1} . A FP média na velocidade de 12 km.h^{-1} foi maior do que nas velocidades de 8, 9 e 10 km.h^{-1} e a FP na velocidade de 13 km.h^{-1} foi maior se comparada às velocidades de 8, 9, 10 e 11 km.h^{-1} .

Considerando as quatro intensidades relativas, a FP apresentou maiores valores na I_{AC} , quando comparada às I_{IN} , I_{LF} e I_{AB} . Não foi verificada

diferença significativa pra nenhuma das razões de co-ativação entre as velocidades absolutas nem entre as diferentes razões obtidas no período pré-contato.

Pode-se verificar pelo gráfico da **Figura 3** que o comportamento das quatro razões foi semelhante ao longo do teste incremental, de forma que as quatro razões apresentam diminuição entre 8 e 9 km.h⁻¹ e aumento entre 9 e 10 km.h⁻¹, com manutenção dos valores até a última velocidade do teste.

Não houve diferença significativa para nenhuma das razões de co-ativação do período pré-contato entre as quatro intensidades relativas. Pode-se notar um comportamento similar das entre as razões RF/BF, VL/BF e VM/BF (**Figura 4**).

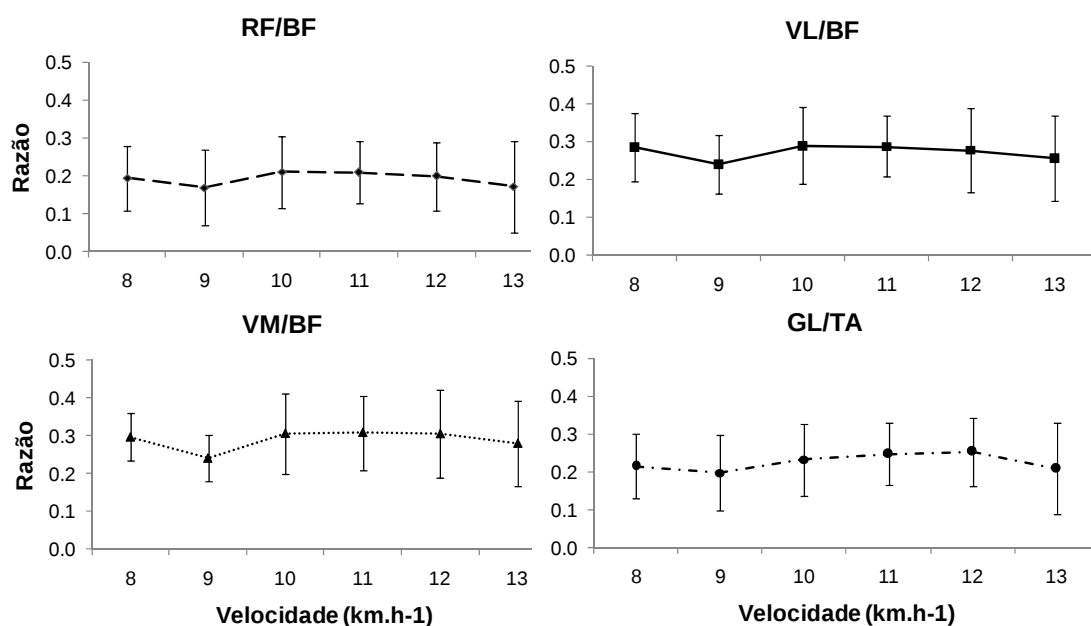


Figura 3. Valores médios e desvios padrão das razões de co-ativação RF/BF, VL/BF, VM/BF e GL/TA no período pré-contato ao longo do teste incremental.

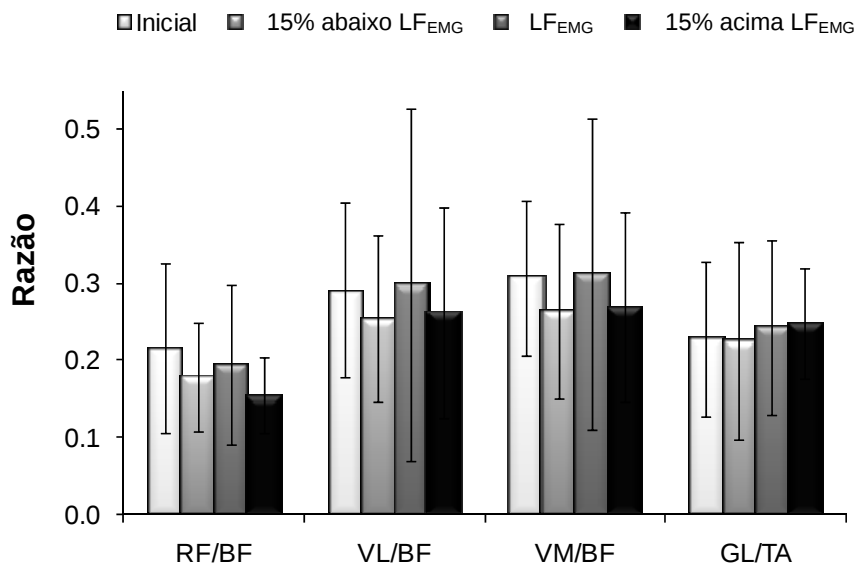


Figura 4. Valor médio e desvio padrão das razões de co-ativação RF/BF, VL/BF, VM/BF e GL/TA no período pré-contato nas quatro intensidades relativas: Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG}, equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG}.

Considerando as razões de co-ativação obtidas no período pós-contato, foi verificada diferença significativa para VL/BF-POS com valores maiores na velocidade de 9 km.h^{-1} quando comparada à velocidade de 13 km.h^{-1} , pode-se perceber pelo gráfico da **Figura 5** que o comportamento da VM/BF-POS é semelhante ao comportamento da VL/BF-POS. Foi verificada diferença significativa entre RF/BF-POS em todas as velocidades quando comparada com o valor das razões VL/BF-POS, VM/BF-POS e GL/TA-POS na velocidade de 13 km.h^{-1} . Entretanto não foi verificada diferença entre as razões VL/BF-POS, VM/BF-POS e GL/TA-POS ao longo do teste incremental.

Em relação ao comportamento das razões do período pós-contato, não foi verificada diferença significativa entre as quatro intensidades relativas nem entre as diferentes razões (**Figura 6**).

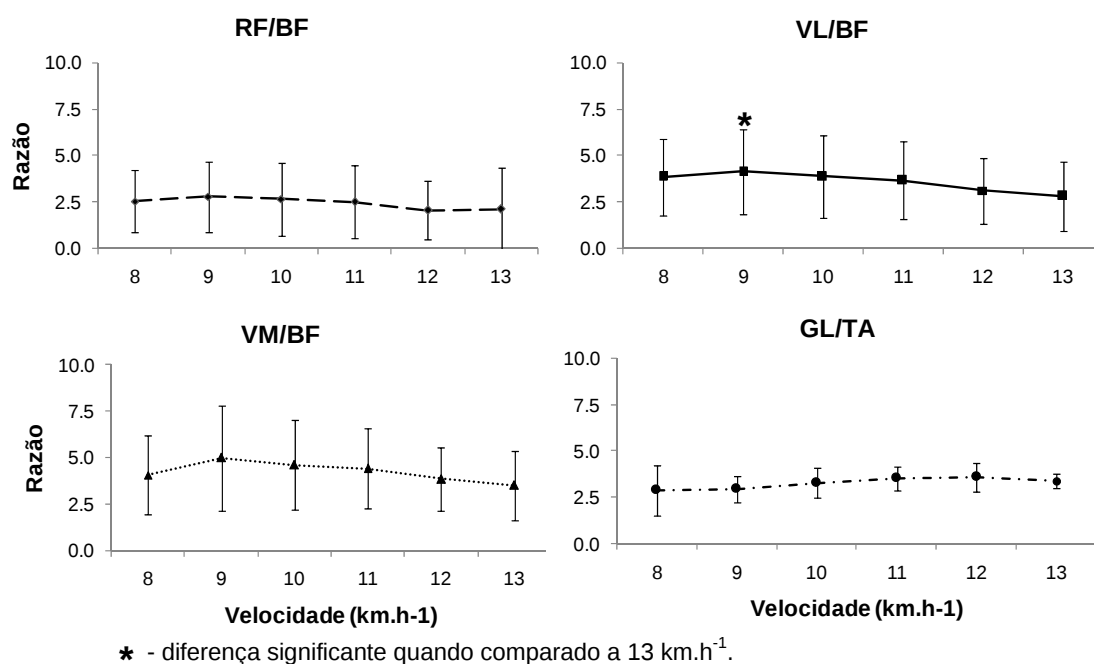


Figura 5. Valor médio e desvio padrão das razões de co-ativação RF/BF, VL/BF, VM/BF e GL/TA no período pós-contato ao longo do teste incremental.

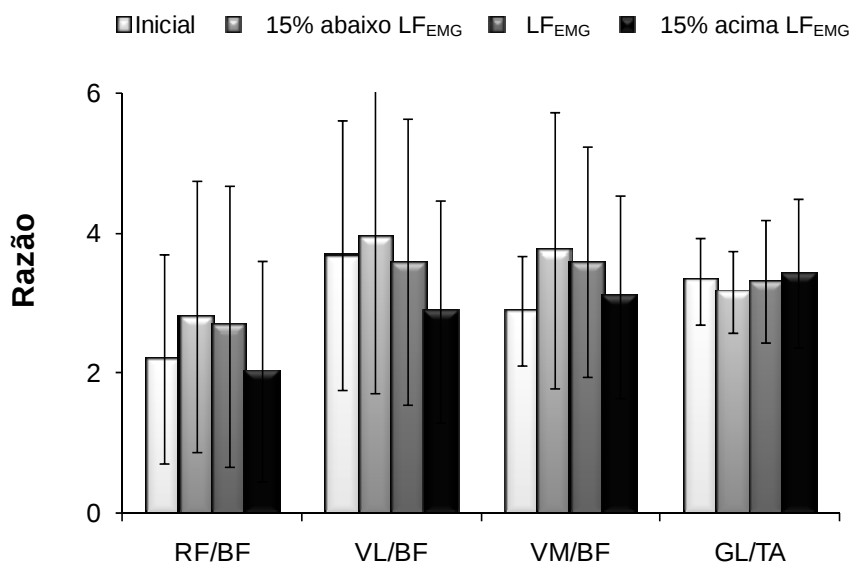


Figura 6. Valor médio e desvio padrão das razões de co-ativação RF/BF, VL/BF, VM/BF e GL/TA no período pós-contato nas quatro intensidades relativas: Inicial, 15% abaixo do LF_{EMG}, equivalente ao LF_{EMG} e 15% do LF_{EMG}.

A comparação entre os valores das razões obtidas nos períodos pré e pós-contato mostrou valores mais altos para todas as razões no período pós-contato se comparado ao período pré-contato.

As análises intra-velocidade das variáveis eletromiográficas e cinemáticas estudadas não evidenciaram diferença significativa entre os intervalos ao longo dos dois minutos de análise de cada uma das quatro intensidades relativas.

Os dados apresentaram algumas correlações significantes (**Tabela 1**) entre o comportamento das razões e a FP nas quatro intensidades relativas. A VL/BF-PRE apresentou correlação boa na I_{LF} , $r = 0,68$, e correlação alta na I_{AC} , $r = 0,73$, e a VM/BF-PRE apresentou correlação alta nas I_{LF} e I_{AC} , $r = 0,82$ e $r = 0,75$, respectivamente. Em relação ao período pós-contato houve alta correlação negativa e significativa para VM/BF nas I_{AB} e I_{LF} , $r = -0,77$ e $r = -0,76$, respectivamente.

Tabela 1. Valores do coeficiente de correlação (r) entre a FP e razões de co-ativação RF/BF, VL/BF, VM/BF e GL/TA nos períodos de ativação pré e pós-contato.

Intensidades Relativas					
Período	Razões de co-ativação	Inicial	15% abaixo do LF_{EMG}	LF_{EMG}	15% acima do LF_{EMG}
Pré-contato	RF/BF	0,19	0,14	0,64	0,05
	VL/BF	0,75	0,43	0,68*	0,73*
	VM/BF	0,07	0,57	0,82*	0,75
	GL/TA	0,35	0,28	0,17	0,07
Pós-contato	RF/BF	0,25	0,17	0,31	0,15
	VL/BF	-0,52	-0,42	-0,23	-0,38
	VM/BF	-0,49	-0,77*	-0,76*	-0,56
	GL/TA	0,55	0,56	0,37	0,33

* correlação significativa.

DISCUSSÃO

O presente estudo não evidenciou alteração das razões de co-ativação no período pré-contato. A manutenção desses valores possivelmente se deva às características do protocolo de corrida incremental, pois as análises intervalocidades absolutas ou relativas vão associar os efeitos do incremento de velocidade e da instalação do processo de fadiga. Embora a literatura apresente aumento nos valores de razão após exercícios fadigantes em diferentes tarefas, as situações pré e pós indução da fadiga foram realizadas na mesma intensidade (KELLIS; KOUVELIOTI, 2007; MIZRAHI; VERBISKY; ISAKOV, 2000; PADUA et al., 2006). Nessas condições, a diminuição da ativação da musculatura antagonista e aumento da ativação da musculatura agonista parecem estar envolvidos em um mecanismo de inibição da musculatura antagonista após a fadiga dos músculos agonistas para facilitar a ativação dos mesmos e manter o desempenho da tarefa (PADUA et al., 2006).

A diminuição da VL/BF-POS pode ser resultado da soma do efeito do incremento de carga que levaria a maior recrutamento de fibras tanto para musculatura agonista quanto antagonista e da maior fadigabilidade do BF, por ser biarticular e ter maior solicitação durante o ciclo da passada (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005).

A correlação positiva entre a FP e a VL/BF-PRE e a VM/BF-PRE nas I_{LF} e I_{AC} sugere que a co-ativação dos músculos antagonistas da articulação do joelho na fase pré-contato favorece a manutenção do *stiffness* e, conseqüentemente da FP (FARLEY; GONZALEZ, 1996). Quanto maior for a razão de co-ativação da articulação do joelho no período PRE determinada no presente estudo, maior é a ativação do músculo agonista em relação à ativação do músculo antagonista.

As correlações verificadas nas I_{LF} e I_{AC} demonstram as razões de co-ativação VL/BF-PRE e VM/BF-PRE só interferem nos valores de FP em intensidades mais altas, e que esse controle está relacionado ao processo de fadiga. Como descrito anteriormente, em situações fadigantes ocorre a inibição da ativação antagonista, levando à facilitação da ativação do músculo agonista, favorecendo sua função (PADUA et al., 2006). Esse fenômeno ocorrendo no período pré-contato, possivelmente aumenta o *stiffness* vertical, promovendo

aumento nos valores da FP (FARLEY; GONZALEZ, 1996; SLAWINSKI et al., 2008).

A maior concentração de fibras de contração rápida no músculo VL em comparação ao VM, o torna mais susceptível aos efeitos da fadiga (BILODEAU et al., 2003), assim, possivelmente, a inibição da ativação do VL, não verificada pelo sinal eletromiográfico por conta do maior recrutamento de fibras adicionais para a manutenção da função desse músculo, impossibilitando a correlação entre o comportamento da VL/BF-POS e a FP.

Considerando a alta correlação negativa encontrada entre a FP e VM/BF-POS nas I_{AB} e I_{LF} , cabe ressaltar que na fase pós-contato, o BF atua como agonista do movimento, assim sua maior ativação leva a diminuição da razão de co-ativação. A correlação evidenciada apenas nas intensidades mais baixas pode se demonstra que com a instalação do processo de fadiga a correlação se perde. A ativação do músculo BF, propulsor primário da corrida, permite manutenção dos valores de AP, antes do início da fadiga, assim maiores valores de RMS-POS para o BF, refletiriam em menores valores de FP em intensidades mais baixas.

O comportamento intra-velocidade das variáveis analisadas não apresentou alteração ao longo dos dois minutos nas intensidades analisadas. Possivelmente, a duração do intervalo fosse muito curta para levar às alterações decorrentes do processo de fadiga. A literatura apresenta alterações nos parâmetros cinemáticos de FP e duração do contato entre o início e o final de estágios de quatro minutos de um teste incremental (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005). Entretanto, durante protocolo de corrida fadigante não houve alterações eletromiográficas e cinemáticas nos três primeiros minutos, sendo evidenciadas entre o terceiro minuto e o final do teste (AVOGRADO; DONELEC; BELLI, 2003).

A hipótese da alteração das razões de coativação pela diminuição da ativação dos músculos antagonistas e maior ativação agonista em decorrência da fadiga, não foi confirmada. Além disso, os dados do presente estudo confirmam a hipótese de que há correlação entre o comportamento da FP e da co-ativação dos músculos que atuam na articulação do joelho nas intensidades relativas ao LF_{EMG} . Entretanto, não foi verificada correlação entre a

co-ativação dos músculos que atuam na articulação do tornozelo e a FP nas intensidades relativas analisadas.

REFERÊNCIAS

ARAMPATZIS; A. MOREY-KLAPSING, G.; BRÜGGEMANN, g. The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 13, p.533-544, 2003.

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

BILODEAU, M., SCHINDLER-IVENS, S., WILLIAMS, D.M., CHANDRAN, R. & SHARMA, S.S. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 13, p. 83–92, 2003.

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

CAVANAGH, P.R.; McCLAY, I.S.; LAKE, M.J. Muscle activity in running. In: **Biomechanics of distance running**. Human Kinetics Books, 1990.

DAVIS, R.B. DeLUCA, P.A. Gait characterization via dynamic joint stiffness. **Gait & Posture**, Oxford, v. 4, p. 224-231, 1996.

DERRICK, T.R.; DEREU, D.; McCLEAN, S.P. Impacts and kinematics adjustments during na exhaustive run. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, New York,v. 34, n. 6, p. 998-1002, 2002.

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

FALCONER, K. WINTER, D. A quantitative assesment of co-contraction at the ankle joint in walking. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Belgium, v. 25, p.135-149, 1985.

FARLEY, C.T.; GOZALEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. **Journal of Biomechanics**, v. 9, n. 2, p. 181-186, 1996.

HAKKINEN, K.; KALLINEN, M; IZQUIERDO, M.; JOKELAINEN, ;K.; LASSILA, H.; MALKIA, E.; KRAEMER, W.J.; NEWTON, R.U.; ALEN, M. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middleaged and older people. **Journal of Applied Physiology**, v. 84, n. 4, p. 1341–1349, 1998.

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**, Berlim, 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**, Heidelberg, v. 94, p. 118-125, 2005.

HANSON, A.M.; PADUA, D.A.; BLACKBURN, J.T.; PRENTICE, W.E.; HITH, C.J. Muscle activation during side-step cutting manoeuvres in male and female soccer athletes. **Journal of Athletic Training**, v. 43, n. 2, p 133-143, 2008.

HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. **Experimental Brain Research**, v.114, n.2, p.362-370, 1997.

HORTOBÁGYI, T.; WESTERKAMP, L.; BEAM, S.; MOODY, J.; GARRY, J.; HOLBERT, D.; DeVITA, P. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v. 20, p.97-104, 2005.

HUNTER, I.; SMITH, G.A Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 100, n. 6, p. 653-661, 2007.

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

KELLIS, E.; ARABATZI, F.; PAPADOPOULOS, C. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 13, p.223-238, 2003.

KELLIS, E.; KOUVELIOTI, V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction force during drop landing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, *IN PRESS*.

KUITUNEN, S.; KOMI, P., KYRÖLÄINEN, H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. **Medicine and Sciences in Sport and Exercise**, New York, v.43, n.1, p. 166-173, 2002.

KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P.V. Changes in muscle activity with increasing running speed. **Journal of Sports Sciences**, v.23, n.10, pp. 1101-1109, 2005.

KYRÖLÄINEN, H., PULLINEN, T., CANDAU, R., AVELA, J., HUTTUNEN, P.; KOMI, P.V.(2000). Effects of marathon running on running economy and kinematics. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v.82: 297-304.

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

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

MIAN, O.S.; THOM, J.M.; ARDIGO, L.P.; NARICI, M. V.; MINETTI, A. E. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. **Acta Physiologica**, v.186, p.127-139, 2006.

MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E. Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. **Clinical Biomechanics**, v. 15, p. 15-20, 2000.

PAAVOLAINEN, L.; NUMMELA, A.; RUSKO, H.; HÄKKINEN, K. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. **International Journal of Sports Medicine**, v. 20, p. 516–521, 1999.

PADUA, D.; ARNOLD, B.L.; PERRIN, D.H.; GANSNEDER, B.M.; CARCIAL, C.R.; GRANATA, K.P. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. **Journal of Athletic Training**, v.41, n. 3, p. 294-304, 2006.

PLACE, N.; LEPEERS, R.; DELEY, G.; MILLET, G.Y. Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, New York, v. 36, n. 8, p. 1347-1356, 2004.

SLAWINSKI, J.; HEUBERT, R.; QUIEVRE, J. BILLAT, V.; HANNON, C. Changes in spring-mass model parameters and energy cost during track running to exhaustion. **Journal of Strength and Conditional Research**, v.23, n. 3, p. 930-936, 2008.

SILVA, P.B.; FRAGA, C.H.W.; SILVA, S.R.D.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Análise de parâmetros eletromiográficos e cinemático em diferentes velocidades de corrida. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 8, n.14, 2007a.

SILVA, P.B.; FRAGA, C.H.W.; SILVA, S.R.D.; CARDOZO, A.C.; GONCALVES, M. EMG and kinematic analysis of an incremental running test. In: **Proceedings International Symposium of Biomechanics in Sport**, Ouro Preto, 2007b.

TAYLOR, A.D.; BRONKS, R. Electromyographic correlaters of the transition from aerobic to anaerobic metabolism in treadmill running. **European Journal of Applied and Occupational Physiology**, Berlim, n. 4, v. 69, p.508-515, 1994.

6. CONCLUSÃO GERAL

O presente estudo confirma a hipótese de que os índices de fadiga LF_{EMG} e ponto de quebra correlacionam-se entre si, entretanto, a determinação do índice com valores de RMS obtido em um ciclo de passada permitiu verificar que a intensidade do LF_{EMG} é mais alta do que a do ponto de quebra. Os dados obtidos demonstram que as variáveis eletromiográficas e cinemática analisadas apresentam alteração do seu comportamento a partir do LF_{EMG} , quando é possível verificar os efeitos da instalação do processo de fadiga. Assim, em um teste incremental a I_{LF} não representa a intensidade com alteração do comportamento metabólico durante um teste incremental.

Não foi verificada a diminuição da duração do período pré-contato, o aumento da FM até a LF_{EMG} , tampouco o aumento da co-ativação com o desenvolvimento do processo de fadiga, possivelmente devido à soma dos efeitos desse fenômeno aos efeitos do incremento de carga.

A curta duração dos intervalos de análise não permitiu verificar alterações intra-velocidade. Foi evidenciada correlação significativa entre o comportamento da FP e da co-ativação dos músculos do joelho, bem como entre a FP e a FM nos períodos pré e pós-contato nas intensidades relativas ao LF_{EMG} . Demonstrando que a maior solicitação da ativação muscular agonista e com maiores frequências do sinal levam ao aumento da frequência de passada.

REFERÊNCIAS

AMADIO, A.C.; DUARTE, M.: Fundamentos biomecânicos para análise do movimento. 162p. **Editora USP**, São Paulo, 1996.

ARAMPATZIS; A. MOREY-KLAPSING, G.; BRÜGGEMANN, g. The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p.533-544, 2003.

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

BIJKER, K.E.; GROOT, G.; HOLLANDER, A.P. Differences in leg muscle activity during running and cycling in humans. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 87, p. 556–561, 2002.

BILODEAU, M., SCHINDLER-IVENS, S., WILLIAMS, D.M., CHANDRAN, R. & SHARMA, S.S. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 83–92, 2003.

BOBBERT; M.F.; YEADON, M.R.; NIGG, B.M. Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. **Journal of Biomechanics**, v. 25, n. 3, p.223-234, 1992.

BONATO, P.; ROY, S.H.; KNAFLITZ, M.; DE LUCA, C.J. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 48, n. 7, p. 745-753, 2001.

BORRANI, F.; CANDAU, R.; PERREY, S.; MILLET, G.Y.; MILLET, G.P.; ROUILLON, J.D. Does the mechanical work in runnin chane during the VO₂ slow component? **Medicine and Science in Sport and Exercise**, v.35, n.1, p.50-57, 2003.

BORRANI, F.; CANDAU, R.; PERREY, S.; MILLET, G.Y.; FUCHSLOCHER, J.; ROUILLON, J.D. Is the VO₂ slow component dependent on progressive recruitment of fast-twitch fibers in trained runners? **Journal of Applied Physiology**, v. 90, p.2212-2220, 2001.

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

CAPPELINNI, G.; IVANENKO, Y.P.; POPPELE, R.E.; LACQUANTINI F. Motor patterns in human walking and running. **Journal of Neurophysiology**, v.95, n.6, p. 3426-3437, 2006.

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

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**, v. 37, p. 1081-1085, 2004.

CAVANAGH, P.R.; McCLAY, I.S.; LAKE, M.J. Muscle activity in running. In: **Biomechanics of distance running**. Human Kinetics Books, 1990.

CHRISTENSEN, H.; SØGAARD, K.; JENSEN, B.R.; FINSEN, L.; SJØGAARD, 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.

DAVIS, R.B. DeLUCA, P.A. Gait characterization via dynamic joint stiffness. **Gait & Posture**, Oxford, v. 4, p. 224-231, 1996.

DEKKER, R.; GROOTHOFF, J.W.; VAN DER SLUIS, C.K.; EISMA, W.H.; TEN DUIS, H.J. Long-term disabilities and handicaps following sports injuries: outcome after outpatient treatment. **Disability & Rehabilitation**, v. 25, n. 20, p. 1153 – 1157, 2003.

DENADAI, B.S. Limiar anaeróbio: considerações fisiológicas e metodológicas. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v.1, n.2, pp. 74-88, 1995.

DERRICK, T.R.; DEREU, D.; McCLEAN, S.P. Impacts and kinematics adjustments during na exhaustive run. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, New York,v. 34, n. 6, p. 998-1002, 2002.

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

DUTTO, D.J; SMITH, G.A. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, v. 34, n. 8, p. 1324-1331, 2002.

FARLEY, C.T.; GOZALEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. **Journal of Biomechanics**, v. 9, n. 2, p. 181-186, 1996.

FIGUEIRA, T.R.; CAPUTO, F.; PELARIGO, J.G.; DENADAI, B.S. Influence of exercise mode and maximal lactate-steady-state concentration on validity of OBLA to predict maximal lactate-steady-state in active individuals. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.11, n. 3, p. 280-286, 2008.

FALCONER, K. WINTER, D. A quantitative assesment of co-contraction at the ankle joint in walking. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 25, p.135-149, 1985.

GAZEAU, F. KONRADSEN, J.P.; BILLAT, V. Biomechanical events in the time to exhaustion at maximal aerobic speed. **Archives of Physiology and Biochemistry**, v. 105, n. 6, p. 583-590, 1997.

GAZENDAM, M.G.; HOF, A.L. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. **Gait Posture**, Oxford, v. 25, n. 4, p. 604-614, 2007.

GEHRING, D.; MELNYK, M.; GOLLHOFER, A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. **Clinical Biomechanics**, *IN PRESS*.

GIBSON, H.; EDWARDS, R.H.T. Muscular exercise and fatigue. **Sports Medicine**, Auckland, v. 2, n. 2, p. 120-132, 1985.

GIRARD, O.; CHEVALIER, R.; LEVEQUE, F.; MICALLEF, J.P.; MILLET, G.P.; specific iincremental test for aerobic fitness in tennis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 40, p. 791-796, 2006.

GONÇALVES, M. Limiar de fadiga eletromiográfica. In: DENADAI, B.S. **Avaliação aeróbia: determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo**. Rio Claro: Motrix, 2000. Cap. 7. p. 129-154.

GUIDETTI L.; RIVELLINI G.; FIGURA, F. EMG patterns during running: intra- and inter-individual variability. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 6, n. 1, p. 3748, 1996.

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

HAKKINEN, K.; KALLINEN, M; IZQUIERDO, M.; JOKELAINEN, ;K.; LASSILA, H.; MALKIA, E.; KRAEMER, W.J.; NEWTON, R.U.; ALEN, M. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middleaged and older people. **Journal of Applied Physiology**, v. 84, n. 4, p. 1341–1349, 1998.

HÄNNINEN, O.; AIRAKSINEN, O.; KARIPOHJA, M.; MANNINEN, K.; SIHVONEN, T.; PEKKARINEN, H. On-line determination of anaerobic threshold with rms-EMG. **Biomedical and Biochemical Acta**, Berlim, v. 48, n. 5/6, p. S493-S503, 1989.

HANON, C.; THÉPAUT-MATHIEU, C.; HAUSSWIRTH, C.; LE CHEVALIER, J.M. Electromyogram as an indicator of neuromuscular fatigue during incremental exercise. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlim, 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**, Heidelberg, v. 94, p. 118-125, 2005.

HANSON, A.M.; PADUA, D.A.; BLACKBURN, J.T.; PRENTICE, W.E.; HITH, C.J. Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. **Journal of Athletic Training**, v. 43, n. 2, p 133-143, 2008.

HAUSSWIRTH, C.; BRISSWALTER, J.; VALLIER, J.M.; SMITH, D.; LEPERS, R. Evolution of electromyographic signal, running economy and perceived exertion during different prolonged *exercises*. **International Journal of Sports Medicine**, v.21, n.6, p. 429-436, 2000.

HAY, J.G. **Biomecânica das técnicas desportivas**. 2ed, Rio de Janeiro: Interamericana, 1981.

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

HERMENS, H.J. (Ed.) et al. **SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography**. 1999:(Roessingh Research and Development bv).

HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. **Experimental Brain Research**, v.114, n.2, p.362-370, 1997.

HORTOBÁGYI, T.; WESTERKAMP, L.; BEAM, S.; MOODY, J.; GARRY, J.; HOLBERT, D.; DeVITA, P. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v. 20, p.97-104, 2005.

HOSKINS, W.; POLLARD, H. The management of hamstrings injury - Part 1: Issues in diagnoses. **Manual Therapy**, v. 10, n. 2, p. 96-107, 2005.

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

HRELJAC, A.; MARSHALL, R.N.; HUME, P.A. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, New York, v.32, n.9, p.1635-1641, 2000.

HRELJAC, A. Impact and overuse injuries in runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, New York, v.36, n.5, p. 845-849, 2004.

HUG, F. LAPLAUD, D.; LUCIA, A.; GRELOT, L. EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: a pilot study. **International Journal of Sports Medicine**, v. 27, p. 456-432, 2006.

HUNTER, I.; SMITH, G.A Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 100, n. 6, p. 653-661, 2007.

HUTCHINSON, M.R.; CAHOON, S.; ATKINS, T. Chronic leg pain: putting the diagnostic pieces together. **The Physicians and Sports Medicine**. v. 26, n. 7., 1998.

ISHIKAWA M, KOMI PV. The role of the stretch reflex in the gastrocnemius muscle during human locomotion at various speeds. **Journal of Applied Physiology**, v. 103, p. 1030–1036, 2007.

ISHIKAWA, M., PAKASLAHTI, J.; KOMI, P.V. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. **Gait & Posture**, v. 25, pp.380–384, 2007.

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

JØRGENSEN, K.; FALLENTIN, N.; KROGH-LUND, C.; JENSEN, B. Electromyography and fatigue during prolonged, low-level static contractions. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 57, n. 3, p. 316-321, 1988.

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

KELLIS, E.; ARABATZI, F.; PAPADOPOULOS, C. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 13, p.223-238, 2003.

KELLIS, E.; KOUVELIOTI, V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction force during drop landing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, *IN PRESS*.

KROSSHAUG T.; ANDERSEN T.E.; OLSEN O.; MYKLEBUST G.; BAHR R. Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: limitations and possibilities. **British Journal of Sports Medicine**, v.6, n.39, p. 330-9, 2005.

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

KUIPERS, H.; RIETJENS, G.; VERSTAPPEN, F.; SCHOENMAKERS, H.; HOFMAN, G. Effects of stage duration in incremental running tests on

physiological variables. **International Journal of Sports Medicine**, v. 24, p. 486-491, 2003.

KUITUNEN, S.; KOMI, P., KYRÖLÄINEN, H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. **Medicine and Sciences in Sport and Exercise**, New York, v.43, n.1, p. 166-173, 2002.

KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P.V. The function of neuromuscular system in maximal stretch-shortening cycle exercises: comparisons between power- and endurance-trained athletes. **Journal Electromyography Kinesiology**, Oxford, v.5, n.1, p. 15-25, 1995.

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

KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P.V. Changes in muscle activity with increasing running speed. **Journal of Sports Sciences**, v.23, n.10, pp. 1101-1109, 2005.

KYRÖLÄINEN, H., PULLINEN, T., CANDAU, R., AVELA, J., HUTTUNEN, P.; KOMI, P.V.(2000). Effects of marathon running on running economy and kinematics. **European Journal of Applied Physiology**, 82: 297-304.

KOMI, P.V. Stretch-shortening cycle a powerful model to study normal and fatigued muscle. **Journal of Biomechanics**. V. 33, p. 1197-1206, 2000.

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

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

MANNION, A.F.; DOLAN, P. Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 74, n. 5, p. 411-419, 1996.

MARTIN, P.E.; SANDERSON, D.J. **Biomechanics of walking and running**. Philadelphia: Lippincot Williams & Wilkins, p. 639-659, 2000.

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

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

MIAN, O.S.; THOM, J.M.; ARDIGO, L.P.; NARICI, M. V.; MINETTI, A. E. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. **Acta Physiologica**, v.186, p.127-139, 2006.

MIDGLEY, A.W.; McNAUGHTON, L.R.; WILKINSON, M. Is there an Optimal Training Intensity for Enhancing the Maximal Oxygen Uptake of Distance Runners? - Empirical Research Findings, Current Opinions, Physiological Rationale and Practical Recommendations. **Sports Medicine**, v.36, n. 2, p. 117 - 132, 2006.

MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E. Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. **Clinical Biomechanics**, v. 15, p. 15-20, 2000.

MURPHY, D.F.; CONNOLLY, D.A.J.; BEYNNON, B.D. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. **British Journal of Sports Medicine**, v.37, 2003.

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

NOVACHEK, T.F. The biomechanics of running. **Gait & Posture**, Oxford, v. 7, n. 1, p.77-95, 1998.

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

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

PAAVOLAINEN, L.; NUMMELA, A.; RUSKO, H.; Neuromuscular characteristics and muscle power as determinants of 5-km running performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 31, n.1, p.124-130, 1999.

PAAVOLAINEN, L.; NUMMELA, A.; RUSKO, H.; HÄKKINEN, K. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. **International Journal of Sports Medicine**, v. 20, p. 516–521, 1999.

PADUA, D.; ARNOLD, B.L.; PERRIN, D.H.; GANSNEDER, B.M.; CARCIAL, C.R.; GRANATA, K.P. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. **Journal of Athletic Training**, v.41, n. 3, p. 294-304, 2006.

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 and Occupational Physiology**, Berlim, v. 67, n. 4, p. 305-308, 1993.

PETROFSKY, J.S.; LIND, A. Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlim, v. 43, n. 2, p. 173-182, 1980.

PLACE, N.; LEPERS, R.; DELEY, G.; MILLET, G.Y. Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, v. 36, n. 8, p. 1347-1356, 2004.

PRILUTSKY, B.I.; GREGOR, R.J.; RYAN, M.M. Coordination of two-joint rectus femoris and hamstrings during the swing phase of human walking and running. **Experimental Brain Research**, v. 120, n. 4, p. 479-486, 1998.

QUEEN, R.M.; GROSS, M.T.; LIU, H.Y. Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds. **Gait and Posture**, Oxford, v.23, n. 3, p. 282-287, 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**, Oxford, v. 15, p. 210–221, 2005.

RIBEIRO, J.P. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício. Aspectos fisiológicos e metodológicos. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v.64, n.2, pp. 171-181, 1995.

SAUNDERS, S.W.; RATH, D.; HODGES, P.W. Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. **Gait Posture**, Oxford, v. 20, n. 3, p. 280-290, 2004.

SAUNDERS, S.W.; SCHACHE, A.; RATH, D.; HODGES, P.W. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 8, p. 784–793, 2005.

SCHENCK RC, et al. **Medicina Esportiva e Treinamento Atlético**. Roca, 2003.

SEBOÜÉ, B.; GUINCESTRE, J.Y. Muscular fatigue. **Annales de Réadaptation et de Médecine Physique**, v. 49, 2006.

SLAWINSKI, J.; HEUBERT, R.; QUIEVRE, J. BILLAT, V.; HANNON, C. Changes in spring-mass model parameters and energy cost during track running to exhaustion. **Journal of Strength and Conditional Research**, v.23, n. 3, p. 930-936, 2008.

SILVA, S.R.D. **Fadiga muscular: análise de variáveis biomecânica e metabólica.** 2007. 89f. Tese (Doutorado em Ciências da Motricidade) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2007.

SILVA, P.B.; FRAGA, C.H.W.; SILVA, S.R.D.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Análise de parâmetros eletromiográficos e cinemático em diferentes velocidades de corrida. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 8, n.14, 2007b.

SILVA, P.B.; FRAGA, C.H.W.; SILVA, S.R.D.; CARDOZO, A.C.; GONCALVES, M. EMG and kinematic analysis of an incremental running test. In: **Proceedings International Symposium of Biomechanics in Sport**, 2007b.

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

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

STULEN, F.B.; DE LUCA, C.J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction-velocity. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 28 , n. 7, p. 515-523, 1981.

SWANSON, S.C.; CALDWELL, G.E. An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, New York, v. 32, n.6, p. 1146-55, 2000.

TAKAISHI, T.; YAMAMOTO, T.; ONO, T.; ITO, T.; MORITANI, T. neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, v. 30, n. 3, p. 442-449, 1998.

TAYLOR, A.D.; BRONKS, R. Electromyographic correlaters of the transition from aerobic to anaerobic metabolism in treadmill running. **European Journal of Applied and Occupational Physiology**, Berlim, n. 4, v. 69, p.508-515, 1994.

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

TOMCZAK, C.R.; JENDZJOWSKY, N.G.; RIESS, K.J.; TYMCHAK W, KIM D, HAENNEL R, HAYKOWSKY MJ. Relation of etiology of heart failure (ischemic versus nonischemic) before transplantation to delayed pulmonary oxygen uptake kinetics after heart transplantation. **American Journal of Cardiology**, v. 99, n. 12, p. 1745-1749, 2007.

TRIMBLE, M.H ; KUKULKA, C.G. ; THOMAS, R.S. Reflex facilitation during the stretch shortening cycle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 10, p. 179-187, 2000.

TSCHARNER, V.V.; GOEPFERT, B. Estimation of the interplay between groups of fast and slow muscle fibers of the tibialis anterior muscle while running. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 16, p. 188-197, 2006.

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

VØLLESTAD, 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.; HÄKINEN, K. Acute changes in muscle activation and leg extension performance after different running exercises in elite long distance runners. **European Applied Physiology**, v. 96, p. 283-291, 2006.

WAKELING, J.M.; LIPHARDT, A.-M.; NIGG, B.M. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. **Journal of Biomechanics**, v. 36, p. 1761–1769, 2003.

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

WEN, D.Y., PUFFER J.C., SCHMALZRIED T.P. Injuries in runners: a prospective study of alignment. **Clinical Journal of Sports Medicine**, v. 8, p.187-194, 1998.

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**, v. 17, p. 177-184, 2002.

WILLEMS, T.; WITVROUW, E.; DELBAERE, K.; DE COCK, A.; DE CLERCQ, D. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. **Gait and Posture**, Oxford, v.21, 2005.

ANEXO A



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,

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 B

%% ROTINA DA DETERMINAÇÃO DO EMGLF COM VALORES DE RMS OBTIDOS
A CADA 5 SEGUNDOS

%% Calculando as mesmas variaveis para os 7 musculos a cada 10% do
%% arquivo de corrida (2 minutos finais)

% Frequencia de amostragem dos dados EMG
freq_emg = 1000;
fs = freq_emg;
analise = 1;
musc = input('Quantos musculos? (7 ou 15): ', 's') ;
musc = str2num(musc);

% Solicitando informacao do arquivo
voluntario = input ('entre com a variavel sujeito (ex. leandro): ', 's') ;

% Solicitando informacao para verificar a continuidade da analise
corta_amostra = 'S';

corta_amostra = input('Voce deseja selecionar uma amostra? (S ou N) : ', 's');

% Iniciando o primeiro LOOP para selecionar a amostra (enquanto for solicitado)
varias vezes

continua = 's' ;
k=1;

while continua == 'S'| continua == 's';

% Solicitando informacao da quarta parte do arquivo
velocidade = input ('entre com o valor da velocidade de teste: ', 's') ;

% Contatenando as informacoes para constituir o nome completo
nome_emg = ['emg', voluntario, 'emg', velocidade] ;
nome_arq_emg = [nome_emg, '.txt'] ;

% Carregando o arquivo utilizando o comando EVAL
eval([' load ' nome_arq_emg]);

% Definindo as variaveis utilizando o comando EVAL:

eval(['tempo =' nome_emg '(:,1) ;'])
eval(['m1 =' nome_emg '(:,3) ;'])
eval(['m2 =' nome_emg '(:,4) ;'])
eval(['m3 =' nome_emg '(:,5) ;'])
eval(['m4 =' nome_emg '(:,6) ;'])
eval(['m5 =' nome_emg '(:,7) ;'])
eval(['m6 =' nome_emg '(:,8) ;'])
eval(['m7 =' nome_emg '(:,9) ;'])

```
eval(['foot =' nome_emg '(:,2) ;'])
```

```
% Filtrando os dados EMG
```

```
% Realizando a filtragem dos dados com filtro passa alta de 20 Hz
```

```
n=2;
Wn=20/(freq_emg/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'high');
m1 = filtfilt(b,a,m1);
m2 = filtfilt(b,a,m2);
m3 = filtfilt(b,a,m3);
m4 = filtfilt(b,a,m4);
m5 = filtfilt(b,a,m5);
m6 = filtfilt(b,a,m6);
m7 = filtfilt(b,a,m7);
```

```
% Realizando a filtragem dos dados com filtro passa baixa de 500 Hz
```

```
n=4;
Wn=499/(freq_emg/2);
[d,c] = butter(n,Wn,'low');
m1 = filtfilt(d,c,m1);
m2 = filtfilt(d,c,m2);
m3 = filtfilt(d,c,m3);
m4 = filtfilt(d,c,m4);
m5 = filtfilt(d,c,m5);
m6 = filtfilt(d,c,m6);
m7 = filtfilt(d,c,m7);
```

```
% Realizando a filtragem dos dados com filtro passabanda de 60 Hz
%filtro notch de 60Hz
```

```
fn = 60;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
```

```
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);
```

```
%filtro notch de 120Hz
```

```
fn = 120;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
```

```
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
```

```

m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);

```

```
%filtro notch de 180Hz
```

```

fn = 180;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];

```

```

m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);

```

```
%filtro notch de 240Hz
```

```

fn = 240;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];

```

```

m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);

```

```

% Definindo um looping que realize a analise do rms pela função rms_emg em
% cada linha das matrizes a cada 5 segundos em um intervalo de dois minutos
% de corrida

```

```

i=1;
j=1;

```

```
while j <= (length(tempo))-5000
```

```

    mm1_5 = m1(j:(j+5000));
    mm2_5 = m2(j:(j+5000));
    mm3_5 = m3(j:(j+5000));
    mm4_5 = m4(j:(j+5000));
    mm5_5 = m5(j:(j+5000));
    mm6_5 = m6(j:(j+5000));
    mm7_5 = m7(j:(j+5000));

```

```
    rmsemgmm1_5=rms_emg(mm1_5, 1/1000,0.025);
```

```

rmsemgmm2_5=rms_emg(mm2_5, 1/1000,0.025);
rmsemgmm3_5=rms_emg(mm3_5, 1/1000,0.025);
rmsemgmm4_5=rms_emg(mm4_5, 1/1000,0.025);
rmsemgmm5_5=rms_emg(mm5_5, 1/1000,0.025);
rmsemgmm6_5=rms_emg(mm6_5, 1/1000,0.025);
rmsemgmm7_5=rms_emg(mm7_5, 1/1000,0.025);

avgrmsemm1_5=mean(rmsemm1_5);
avgrmsemm2_5=mean(rmsemm2_5);
avgrmsemm3_5=mean(rmsemm3_5);
avgrmsemm4_5=mean(rmsemm4_5);
avgrmsemm5_5=mean(rmsemm5_5);
avgrmsemm6_5=mean(rmsemm6_5);
avgrmsemm7_5=mean(rmsemm7_5);

avgrmsm1_2min(i,:)=avgrmsemm1_5;
avgrmsm2_2min(i,:)=avgrmsemm2_5;
avgrmsm3_2min(i,:)=avgrmsemm3_5;
avgrmsm4_2min(i,:)=avgrmsemm4_5;
avgrmsm5_2min(i,:)=avgrmsemm5_5;
avgrmsm6_2min(i,:)=avgrmsemm6_5;
avgrmsm7_2min(i,:)=avgrmsemm7_5;

j=j+5000;
i=i+1;

end

% Salvando os dados

rms_med_2min = [avgrmsm1_2min avgrmsm2_2min avgrmsm3_2min
avgrmsm4_2min avgrmsm5_2min avgrmsm6_2min avgrmsm7_2min];
%avgrmsm8_2min avgrmsm9_2min avgrmsm10_2min avgrmsm11_2min
avgrmsm12_2min avgrmsm13_2min avgrmsm14_2min avgrmsm15_2min

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'rms_med_2min', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' rms_med_2min ']);

%% Determinação dos slopes

m=1;
analise_coef = 1;
while m <= musc
    ord = (rms_med_2min(:,m));
    absc = (1:(length(avgrmsm1_2min)));
    [a,b] = polyfit(absc,ord,1);

    % calculando slope e intercepto de cada musculo

```

```

        slope_int = [(a(1,1))];
        slopes(m,:) = slope_int;
        m = m+1;
        analise_coef = analise_coef+1;
    end
    vel = str2num(velocidade);
    slopes_trans(k,:) = (slopes)';
    velo(k,:) = vel;
    k=k+1;

    %%%%%%%%%% POSSIBILITANDO AO USUARIO SELECIONAR NOVA
    AMOSTRA %%%%%%%%%%
    % Pergunta para decidir sobre o primeiro LOOP

    continua = input('Voce quer rodar outra velocidade? ( S ou N ): ', 's') ;

end

m=1;
analise_coef_2min = 1;
while m <= musc
    ord_2min = (velo);
    absc_2min = (slopes_trans(:,m));
    [a_2min,b_2min] = polyfit(absc_2min,ord_2min,1);

    intercepto_int = (a_2min(1,2));
    intercepto(:,m) = intercepto_int;
    m = m+1;
    analise_coef_2min = analise_coef_2min+1;
end

emglf_5s = [intercepto];
%avgrmsm8_2min avgrmsm9_2min avgrmsm10_2min avgrmsm11_2min
avgrmsm12_2min avgrmsm13_2min avgrmsm14_2min avgrmsm15_2min

arq_ascii=[voluntario, 'emglf_5s', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' emglf_5s ']);

%% ROTINA DA DETERMINAÇÃO DO EMGLF COM VALORES DE RMS OBTIDOS
EM CICLOS DE PASSADA

%% Calculando as mesmas variaveis para os 15 musculos a cada 10% do
%% arquivo de corrida (2 minutos finais)

% Frequencia de amostragem dos dados EMG
freq_emg = 1000;
fs = freq_emg;
analise = 1;
musc = input('Quantos musculos? ( 7 ou 15 ): ', 's') ;
musc = str2num(musc);

% Solicitando informacao do arquivo

```

```

voluntario = input ('entre com a variavel sujeito (ex. leandro): ', 's') ;

% Solicitando informacao para verificar a continuidade da analise
corta_amostra = 'S';

corta_amostra = input('Voce deseja selecionar uma amostra? (S ou N) : ', 's');

% Iniciando o primeiro LOOP para selecionar a amostra (enquanto for solicitado)
varias vezes

continua = 's' ;
k=1;

while continua == 'S'| continua == 's';

    % Solicitando informacao da quarta parte do arquivo
    velocidade = input ('entre com o valor da velocidade de teste: ', 's') ;

    % Contatenando as informacoes para constituir o nome completo
    nome_emg = ['emg', voluntario, 'emg', velocidade] ;
    nome_arq_emg = [nome_emg, '.txt'] ;

    % Carregando o arquivo utilizando o comando EVAL
    eval( [' load ' nome_arq_emg ] );

    % Definindo as variaveis utilizando o comando EVAL:

    eval(['tempo =' nome_emg '(:,1) ;'])
    eval(['m1 =' nome_emg '(:,3) ;'])
    eval(['m2 =' nome_emg '(:,4) ;'])
    eval(['m3 =' nome_emg '(:,5) ;'])
    eval(['m4 =' nome_emg '(:,6) ;'])
    eval(['m5 =' nome_emg '(:,7) ;'])
    eval(['m6 =' nome_emg '(:,8) ;'])
    eval(['m7 =' nome_emg '(:,9) ;'])
    eval(['foot =' nome_emg '(:,10) ;'])

    % Gerando uma figura para determinação do toque de calcaneo a cada 10% do
    % tempo onde serao selecionadas dez passadas, uma por looping para
    % determinação dos intervalos de analise

    warning off MATLAB:polyfit:PolyNotUnique

    j=1;
    m=1;
    p=1;
    i=5;
    while j <= (length(foot)-(i*freq_emg))

        trecho_foot = foot(j:(j+(i*freq_emg)));
        figure

```

```

plot(m4(j:(j+(i*freq_emg))), 'g')
hold on
plot(m6(j:(j+(i*freq_emg))), 'r')
hold on
plot(trecho_foot, 'b')

k=1;

while k <= 3

    disp('Clique no toque do calcaneo')
    [x_inicio, y_inicio] = ginput(1);
    toque = round(x_inicio+j);

    toque_calc_trecho(k,:)=(toque);

    k=k+1;

end

close
toque_calc_col(:,m) = (toque_calc_trecho);
m=m+1;
p=p+1;
j=j+round((length(foot))*0.05);
end

% Filtrando os dados EMG

% Realizando a filtragem dos dados com filtro passa alta de 20 Hz
n=2;
Wn=20/(freq_emg/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'high');
m1 = filtfilt(b,a,m1);
m2 = filtfilt(b,a,m2);
m3 = filtfilt(b,a,m3);
m4 = filtfilt(b,a,m4);
m5 = filtfilt(b,a,m5);
m6 = filtfilt(b,a,m6);
m7 = filtfilt(b,a,m7);

% Realizando a filtragem dos dados com filtro passa baixa de 500 Hz

n=4;
Wn=499/(freq_emg/2);
[d,c] = butter(n,Wn,'low');
m1 = filtfilt(d,c,m1);
m2 = filtfilt(d,c,m2);
m3 = filtfilt(d,c,m3);
m4 = filtfilt(d,c,m4);
m5 = filtfilt(d,c,m5);
m6 = filtfilt(d,c,m6);
m7 = filtfilt(d,c,m7);

```

```
% Realizando a filtragem dos dados com filtro passabanda de 60 Hz
%filtro notch de 60Hz
```

```
fn = 60;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
```

```
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);
```

```
%filtro notch de 120Hz
```

```
fn = 120;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
```

```
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);
```

```
%filtro notch de 180Hz
```

```
fn = 180;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
```

```
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);
```

```
%filtro notch de 240Hz
```

```
fn = 240;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
```

```

m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);

% Definindo um looping que realize a analise do rms pela funcao rms_emg em
% cada linha das matrizes de posicao de toque do calcaneo e retirada do
% halux

p=1;
while p <= 20

    i=1;
    j=1;

    while j <= 2

        intervalo_passada =
        (((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000))))
        ;
        fator_correcao_passada = (length(intervalo_passada))/900;
        intervalo_interpol_passada =
        (round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)):(fator_correcao_passada):(round(((toque_calc
        _col(j,p)/fs)*1000)))+(length(intervalo_passada)));

        mm1_passada =
        m1(((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000
        ))));
        mm2_passada =
        m2(((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000
        ))));
        mm3_passada =
        m3(((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000
        ))));
        mm4_passada =
        m4(((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000
        ))));
        mm5_passada =
        m5(((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000
        ))));
        mm6_passada =
        m6(((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000
        ))));
        mm7_passada =
        m7(((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000
        ))));

        m1_interpol_passada =
        spline(intervalo_passada,mm1_passada,intervalo_interpol_passada);

```

```

        m2_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm2_passada,intervalo_interpol_passada);
        m3_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm3_passada,intervalo_interpol_passada);
        m4_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm4_passada,intervalo_interpol_passada);
        m5_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm5_passada,intervalo_interpol_passada);
        m6_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm6_passada,intervalo_interpol_passada);
        m7_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm7_passada,intervalo_interpol_passada);

        rmsemgmm1_passada=rms_emg(m1_interpol_passada, 1/1000,0.025);
        rmsemgmm2_passada=rms_emg(m2_interpol_passada, 1/1000,0.025);
        rmsemgmm3_passada=rms_emg(m3_interpol_passada, 1/1000,0.025);
        rmsemgmm4_passada=rms_emg(m4_interpol_passada, 1/1000,0.025);
        rmsemgmm5_passada=rms_emg(m5_interpol_passada, 1/1000,0.025);
        rmsemgmm6_passada=rms_emg(m6_interpol_passada, 1/1000,0.025);
        rmsemgmm7_passada=rms_emg(m7_interpol_passada, 1/1000,0.025);

        avgrmsemgmm1_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm1_passada);
        avgrmsemgmm2_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm2_passada);
        avgrmsemgmm3_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm3_passada);
        avgrmsemgmm4_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm4_passada);
        avgrmsemgmm5_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm5_passada);
        avgrmsemgmm6_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm6_passada);
        avgrmsemgmm7_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm7_passada);

        mm1_passada_abs_col = rmsemgmm1_passada;
        mm2_passada_abs_col = rmsemgmm2_passada;
        mm3_passada_abs_col = rmsemgmm3_passada;
        mm4_passada_abs_col = rmsemgmm4_passada;
        mm5_passada_abs_col = rmsemgmm5_passada;
        mm6_passada_abs_col = rmsemgmm6_passada;
        mm7_passada_abs_col = rmsemgmm7_passada;

        mm1_passada_abs(i,:) = mm1_passada_abs_col;
        mm2_passada_abs(i,:) = mm2_passada_abs_col;
        mm3_passada_abs(i,:) = mm3_passada_abs_col;
        mm4_passada_abs(i,:) = mm4_passada_abs_col;
        mm5_passada_abs(i,:) = mm5_passada_abs_col;
        mm6_passada_abs(i,:) = mm6_passada_abs_col;
        mm7_passada_abs(i,:) = mm7_passada_abs_col;

        j=j+1;
        i=i+1;

    end

    avgrmsemgmm1_passada(p,:)=mean(avgrmsemgmm1_passada_col);
    avgrmsemgmm2_passada(p,:)=mean(avgrmsemgmm2_passada_col);
    avgrmsemgmm3_passada(p,:)=mean(avgrmsemgmm3_passada_col);
    avgrmsemgmm4_passada(p,:)=mean(avgrmsemgmm4_passada_col);

```

```

avgrmsemm5_passada(p,:)=mean(avgrmsemm5_passada_col);
avgrmsemm6_passada(p,:)=mean(avgrmsemm6_passada_col);
avgrmsemm7_passada(p,:)=mean(avgrmsemm7_passada_col);

avgrmsm1_passada=mean(avgrmsemm1_passada);
avgrmsm2_passada=mean(avgrmsemm2_passada);
avgrmsm3_passada=mean(avgrmsemm3_passada);
avgrmsm4_passada=mean(avgrmsemm4_passada);
avgrmsm5_passada=mean(avgrmsemm5_passada);
avgrmsm6_passada=mean(avgrmsemm6_passada);
avgrmsm7_passada=mean(avgrmsemm7_passada);

p=p+1;

end

% Salvando os dados

rms_passada = [avgrmsemm1_passada avgrmsemm2_passada
avgrmsemm3_passada avgrmsemm4_passada avgrmsemm5_passada
avgrmsemm6_passada avgrmsemm7_passada];

rms_med_passada = [avgrmsm1_passada avgrmsm2_passada avgrmsm3_passada
avgrmsm4_passada avgrmsm5_passada avgrmsm6_passada avgrmsm7_passada];

% Salvando os dados

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'rms_med_2min', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' rms_med_2min ']);

%% Determinação dos slopes

m=1;
analise_coef = 1;
while m <= musc
    ord = (rms_passada(:,m));
    absc = (1:(length(avgrmsemm1_passada)))';
    [a,b] = polyfit(absc,ord,1);

    % calculando slope e intercepto de cada musculo

    slope_int = [(a(1,1))];
    slopes(m,:) = slope_int;
    m = m+1;
    analise_coef = analise_coef+1;
end
vel = str2num(velocidade);
slopes_trans(k,:) = (slopes)';
velo(k,:) = vel;
k=k+1;

```

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% POSSIBILITANDO AO USUARIO SELECIONAR NOVA
AMOSTRA %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Pergunta para decidir sobre o primeiro LOOP

continua = input('Voce quer rodar outra velocidade? ( S ou N ): ', 's') ;

end

m=1;
analise_coef_2minpas = 1;
while m <= musc
    ord_2minpas = (velo);
    absc_2minpas = (slopes_trans(:,m));
    [a_2minpas,b_2minpas] = polyfit(absc_2minpas,ord_2minpas,1);

    intercepto_int = (a_2minpas(1,2));
    intercepto(:,m) = intercepto_int;
    m = m+1;
    analise_coef_2minpas = analise_coef_2minpas+1;
end

emglf_20pas= [intercepto];

arq_ascii=[voluntario, 'emglf_20pas', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' emglf ']);

```

ANEXO C

% ROTINA PARA DETERMINAÇÃO DO CICLO DE PASSADA E AS VARIÁVEIS
DEPENDENTES DELA

% Frequencia de amostragem dos dados EMG

freq_emg = 1000;

fs = freq_emg;

analise = 1;

musc = input('Quantos musculos? (7 ou 15): ', 's') ;

musc = str2num(musc);

% Solicitando informacao do arquivo

voluntario = input ('entre com a variavel sujeito (ex. leandro): ', 's') ;

% Solicitando informacao para verificar a continuidade da analise

corta_amostra = 'S';

corta_amostra = input('Voce deseja selecionar uma amostra? (S ou N) : ', 's');

% Iniciando o primeiro LOOP para selecionar a amostra (enquanto for solicitado)
varias vezes

continua = 's' ;

k=1;

while continua == 'S'| continua == 's';

% Solicitando informacao da quarta parte do arquivo

velocidade = input ('entre com o valor da velocidade de teste: ', 's') ;

% Contatenando as informacoes para constituir o nome completo

nome_emg = ['emg', voluntario, 'emg', velocidade] ;

nome_arq_emg = [nome_emg, '.txt'] ;

% Carregando o arquivo utilizando o comando EVAL

eval([' load ' nome_arq_emg]);

% Definindo as variaveis utilizando o comando EVAL:

eval(['tempo =' nome_emg '(:,1) ;'])

eval(['m1 =' nome_emg '(:,3) ;'])

eval(['m2 =' nome_emg '(:,4) ;'])

eval(['m3 =' nome_emg '(:,5) ;'])

eval(['m4 =' nome_emg '(:,6) ;'])

eval(['m5 =' nome_emg '(:,7) ;'])

eval(['m6 =' nome_emg '(:,8) ;'])

eval(['m7 =' nome_emg '(:,9) ;'])

eval(['foot =' nome_emg '(:,2) ;'])

% Envelope do sinal retificado

n=2;

Wn=6/(freq_emg/2);

```
[b,a] = butter(n,Wn);
```

```
m1_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m1)));
m2_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m2)));
m3_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m3)));
m4_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m4)));
m5_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m5)));
m6_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m6)));
m7_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m7)));
```

```
% Gerando uma figura para determinação do toque de calcaneo a cada 10% do
% tempo onde serao selecionadas dez passadas, uma por looping para
% determinação dos intervalos de analise
```

```
warning off MATLAB:polyfit:PolyNotUnique
```

```
j=1;
m=1;
p=1;
i=5;
while j <= (length(foot)-(i*freq_emg))

    trecho_foot = foot(j:(j+(i*freq_emg)));
    figure
    plot(m3(j:(j+(i*freq_emg))), 'g')
    hold on
    plot(m7(j:(j+(i*freq_emg))), 'r')
    hold on
    plot(trecho_foot, 'b')
```

```
k=1;
```

```
while k <= 3
```

```
    disp('Clique no toque do calcaneo')
    [x_inicio, y_inicio] = ginput(1);
    toque = round(x_inicio+j);
```

```
    toque_calc_trecho(k,:)=(toque);
```

```
    k=k+1;
```

```
end
```

```
close
```

```
toque_calc_col(:,m) = (toque_calc_trecho);
```

```
% duracao da passada
```

```
tempo_passada_col(:,m) = ((diff(toque_calc_trecho)));
tempo_passada((p:p+1),:) = ((diff(toque_calc_trecho)));
m=m+1;
p=p+1;
```

```

j=j+round((length(foot))*0.10);

end

% Salvando os dados
% Tempo de duração da fase

tempo_passada = (tempo_passada);
tempo_passada_col = (tempo_passada_col);
arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'tempo_passada', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii , ' tempo_passada ']);
arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'tempo_passada_col', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii , ' tempo_passada_col ']);
toque_calc = (toque_calc_col);
arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'toque_calc', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii , ' toque_calc ']);

% Definindo variaveis cinematicas

% determinação do valor de velocidade em km/h

velocidade_valor = str2num(velocidade);

% Frequencia de passada (em passadas por minuto)

freq_passada =mean(60./(tempo_passada/fs));

freq_passada_col = mean((60./((tempo_passada_col/fs))))';

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'freq_passada_col', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii , ' freq_passada_col ']);

% Filtrando os dados EMG

% Realizando a filtragem dos dados com filtro passa alta de 20 Hz
n=2;
Wn=20/(freq_emg/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'high');
m1 = filtfilt(b,a,m1);
m2 = filtfilt(b,a,m2);
m3 = filtfilt(b,a,m3);
m4 = filtfilt(b,a,m4);
m5 = filtfilt(b,a,m5);
m6 = filtfilt(b,a,m6);
m7 = filtfilt(b,a,m7);

% Realizando a filtragem dos dados com filtro passa baixa de 500 Hz

n=4;
Wn=499/(freq_emg/2);
[d,c] = butter(n,Wn,'low');
m1 = filtfilt(d,c,m1);
m2 = filtfilt(d,c,m2);
m3 = filtfilt(d,c,m3);

```

```

m4 = filtfilt(d,c,m4);
m5 = filtfilt(d,c,m5);
m6 = filtfilt(d,c,m6);
m7 = filtfilt(d,c,m7);

```

```

% Realizando a filtragem dos dados com filtro passabanda de 60 Hz
%filtro notch de 60Hz

```

```

fn = 60;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];

```

```

m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);

```

```

%filtro notch de 120Hz

```

```

fn = 120;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];

```

```

m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);

```

```

%filtro notch de 180Hz

```

```

fn = 180;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];

```

```

m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);

```

```

%filtro notch de 240Hz

```

```

fn = 240;

```

```

alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];

m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);
m5 = filter(num,den,m5);
m6 = filter(num,den,m6);
m7 = filter(num,den,m7);

% Envelope do sinal retificado
n=2;
Wn=6/(freq_emg/2);
[b,a] = butter(n,Wn);

m1_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m1)));
m2_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m2)));
m3_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m3)));
m4_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m4)));
m5_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m5)));
m6_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m6)));
m7_envelope = filtfilt(b,a,(abs(m7)));

% Definindo um looping que realize a analise do rms pela função rms_emg em
% cada linha das matrizes de posição de toque do calcaneo e retirada do
% halux

p=1;
while p <= 10

    i=1;
    j=1;

    while j <= 2

        intervalo_passada =
        (((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000)))));
        ;
        fator_correcao_passada = ((length(intervalo_passada))/900);
        intervalo_interpol_passada =
        (round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)):(fator_correcao_passada):(round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))+(length(intervalo_passada)));

        mm1_passada =
        m1((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000)))));
        mm2_passada =
        m2((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000)))));
        mm3_passada =
        m3((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000)))));

```

```

    mm4_passada =
m4((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):((round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000
)))));
    mm5_passada =
m5((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):((round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000
)))));
    mm6_passada =
m6((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):((round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000
)))));
    mm7_passada =
m7((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):((round(((toque_calc_col((j+1),p))/fs*1000
)))));

    m1_passada_env =
m1_envelope((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):((round(((toque_calc_col((j+1),
p))/fs*1000)))));
    m2_passada_env =
m2_envelope((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):((round(((toque_calc_col((j+1),
p))/fs*1000)))));
    m3_passada_env =
m3_envelope((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):((round(((toque_calc_col((j+1),
p))/fs*1000)))));
    m4_passada_env =
m4_envelope((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):((round(((toque_calc_col((j+1),
p))/fs*1000)))));
    m5_passada_env =
m5_envelope((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):((round(((toque_calc_col((j+1),
p))/fs*1000)))));
    m6_passada_env =
m6_envelope((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):((round(((toque_calc_col((j+1),
p))/fs*1000)))));
    m7_passada_env =
m7_envelope((((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):((round(((toque_calc_col((j+1),
p))/fs*1000)))));

    m1_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm1_passada,intervalo_interpol_passada);
    m2_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm2_passada,intervalo_interpol_passada);
    m3_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm3_passada,intervalo_interpol_passada);
    m4_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm4_passada,intervalo_interpol_passada);
    m5_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm5_passada,intervalo_interpol_passada);
    m6_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm6_passada,intervalo_interpol_passada);
    m7_interpol_passada =
spline(intervalo_passada,mm7_passada,intervalo_interpol_passada);

    m1_interpol_env =
spline(intervalo_passada,m1_passada_env,intervalo_interpol_passada);
    m2_interpol_env =
spline(intervalo_passada,m2_passada_env,intervalo_interpol_passada);

```

```

    m3_interpol_env =
    spline(intervalo_passada,m3_passada_env,intervalo_interpol_passada);
    m4_interpol_env =
    spline(intervalo_passada,m4_passada_env,intervalo_interpol_passada);
    m5_interpol_env =
    spline(intervalo_passada,m5_passada_env,intervalo_interpol_passada);
    m6_interpol_env =
    spline(intervalo_passada,m6_passada_env,intervalo_interpol_passada);
    m7_interpol_env =
    spline(intervalo_passada,m7_passada_env,intervalo_interpol_passada);

    rmsemgmm1_passada=rms_emg(m1_interpol_passada, 1/1000,0.025);
    rmsemgmm2_passada=rms_emg(m2_interpol_passada, 1/1000,0.025);
    rmsemgmm3_passada=rms_emg(m3_interpol_passada, 1/1000,0.025);
    rmsemgmm4_passada=rms_emg(m4_interpol_passada, 1/1000,0.025);
    rmsemgmm5_passada=rms_emg(m5_interpol_passada, 1/1000,0.025);
    rmsemgmm6_passada=rms_emg(m6_interpol_passada, 1/1000,0.025);
    rmsemgmm7_passada=rms_emg(m7_interpol_passada, 1/1000,0.025);

    avgrmsemgmm1_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm1_passada);
    avgrmsemgmm2_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm2_passada);
    avgrmsemgmm3_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm3_passada);
    avgrmsemgmm4_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm4_passada);
    avgrmsemgmm5_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm5_passada);
    avgrmsemgmm6_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm6_passada);
    avgrmsemgmm7_passada_col(i,:)=mean(rmsemgmm7_passada);

    m1_interpol_env_p(:,i) = m1_interpol_env';
    m2_interpol_env_p(:,i) = m2_interpol_env';
    m3_interpol_env_p(:,i) = m3_interpol_env';
    m4_interpol_env_p(:,i) = m4_interpol_env';
    m5_interpol_env_p(:,i) = m5_interpol_env';
    m6_interpol_env_p(:,i) = m6_interpol_env';
    m7_interpol_env_p(:,i) = m7_interpol_env';

    mm1_passada_abs_col = rmsemgmm1_passada;
    mm2_passada_abs_col = rmsemgmm2_passada;
    mm3_passada_abs_col = rmsemgmm3_passada;
    mm4_passada_abs_col = rmsemgmm4_passada;
    mm5_passada_abs_col = rmsemgmm5_passada;
    mm6_passada_abs_col = rmsemgmm6_passada;
    mm7_passada_abs_col = rmsemgmm7_passada;

    mm1_passada_abs(i,:) = mm1_passada_abs_col;
    mm2_passada_abs(i,:) = mm2_passada_abs_col;
    mm3_passada_abs(i,:) = mm3_passada_abs_col;
    mm4_passada_abs(i,:) = mm4_passada_abs_col;
    mm5_passada_abs(i,:) = mm5_passada_abs_col;
    mm6_passada_abs(i,:) = mm6_passada_abs_col;
    mm7_passada_abs(i,:) = mm7_passada_abs_col;

    j=j+1;
    i=i+1;

```

```

end

avgrmsemgmm1_passada(p,:)=mean(avgrmsemgmm1_passada_col);
avgrmsemgmm2_passada(p,:)=mean(avgrmsemgmm2_passada_col);
avgrmsemgmm3_passada(p,:)=mean(avgrmsemgmm3_passada_col);
avgrmsemgmm4_passada(p,:)=mean(avgrmsemgmm4_passada_col);
avgrmsemgmm5_passada(p,:)=mean(avgrmsemgmm5_passada_col);
avgrmsemgmm6_passada(p,:)=mean(avgrmsemgmm6_passada_col);
avgrmsemgmm7_passada(p,:)=mean(avgrmsemgmm7_passada_col);

avgrmsm1_passada=mean(avgrmsemgmm1_passada);
avgrmsm2_passada=mean(avgrmsemgmm2_passada);
avgrmsm3_passada=mean(avgrmsemgmm3_passada);
avgrmsm4_passada=mean(avgrmsemgmm4_passada);
avgrmsm5_passada=mean(avgrmsemgmm5_passada);
avgrmsm6_passada=mean(avgrmsemgmm6_passada);
avgrmsm7_passada=mean(avgrmsemgmm7_passada);

m1_interpol_env_g_col(:,p) = (mean(m1_interpol_env_p'));
m2_interpol_env_g_col(:,p) = (mean(m2_interpol_env_p'));
m3_interpol_env_g_col(:,p) = (mean(m3_interpol_env_p'));
m4_interpol_env_g_col(:,p) = (mean(m4_interpol_env_p'));
m5_interpol_env_g_col(:,p) = (mean(m5_interpol_env_p'));
m6_interpol_env_g_col(:,p) = (mean(m6_interpol_env_p'));
m7_interpol_env_g_col(:,p) = (mean(m7_interpol_env_p'));

m1_interpol_env_g = (mean(m1_interpol_env_g_col'));
m2_interpol_env_g = (mean(m2_interpol_env_g_col'));
m3_interpol_env_g = (mean(m3_interpol_env_g_col'));
m4_interpol_env_g = (mean(m4_interpol_env_g_col'));
m5_interpol_env_g = (mean(m5_interpol_env_g_col'));
m6_interpol_env_g = (mean(m6_interpol_env_g_col'));
m7_interpol_env_g = (mean(m7_interpol_env_g_col'));

p=p+1;

end

% Salvando os dados

rms_passada = [avgrmsemgmm1_passada avgrmsemgmm2_passada
avgrmsemgmm3_passada avgrmsemgmm4_passada avgrmsemgmm5_passada
avgrmsemgmm6_passada avgrmsemgmm7_passada];

rms_med_passada = [avgrmsm1_passada avgrmsm2_passada avgrmsm3_passada
avgrmsm4_passada avgrmsm5_passada avgrmsm6_passada avgrmsm7_passada];

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'rms_passada', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' rms_passada ']);

curvas = [(mean((m1_interpol_env_g_col')))(mean((m2_interpol_env_g_col'))')
(mean((m3_interpol_env_g_col')))(mean((m4_interpol_env_g_col'))')

```

```

(mean((m5_interpol_env_g_col))) (mean((m6_interpol_env_g_col)))
(mean((m7_interpol_env_g_col)));
arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'curvas', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' curvas ']);

%Criando looping para identificar o inicio da pre-ativação considerando
%sinal 3X o DP acima da linha de base

warning off MATLAB:colon:operandsNotRealScalar

% Gerando figura para determinação do periodo com menor ativação
% para cada musculo
p=1;

while p <= 10

    i=1;
    j=1;

    while j <= 2

        figure

        plot(m3_envelope(((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col(j
+1),p))/fs*1000))))))
        disp('Clique no inicio do trecho com atividade mais baixa')
        [x_inicio_m3, y_inicio_m3] = ginput(1);
        inicio_trecho_m3 = round(x_inicio_m3);

        disp('Clique no final do trecho com atividade mais baixa')
        [x_final_m3, y_final_m3] = ginput(1);
        final_trecho_m3 = round(x_final_m3);

        close

        m3_lbase(1,:) =
        max(abs(m3_envelope((inicio_trecho_m3+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(fi
nal_trecho_m3+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))))))+3*std(abs(m3_envelope((i
nicio_trecho_m3+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(final_trecho_m3+((round((
toque_calc_col(j,p)/fs)*1000))))))));

        figure

        plot(m4_envelope(((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col(j
+1),p))/fs*1000))))))
        disp('Clique no inicio do trecho com atividade mais baixa')
        [x_inicio, y_inicio] = ginput(1);
        inicio_trecho_m4 = round(x_inicio);

        disp('Clique no final do trecho com atividade mais baixa')
        [x_final, y_final] = ginput(1);
        final_trecho_m4 = round(x_final);

        close

```

```

        m4_lbase(1,:) =
max(abs(m4_envelope((inicio_trecho_m4+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(fi
nal_trecho_m4+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))))))+3*std(abs(m4_envelope((i
nicio_trecho_m4+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(final_trecho_m4+((round((
toque_calc_col(j,p)/fs)*1000))))))));

```

```

figure

```

```

plot(m5_envelope(((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j
+1),p))/fs*1000))))))

```

```

disp('Clique no inicio do trecho com atividade mais baixa')

```

```

[x_inicio, y_inicio] = ginput(1);

```

```

inicio_trecho_m5 = round(x_inicio);

```

```

disp('Clique no final do trecho com atividade mais baixa')

```

```

[x_final, y_final] = ginput(1);

```

```

final_trecho_m5 = round(x_final);

```

```

close

```

```

        m5_lbase(1,:) =
max(abs(m5_envelope((inicio_trecho_m5+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(fi
nal_trecho_m5+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))))))+3*std(abs(m5_envelope((i
nicio_trecho_m5+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(final_trecho_m5+((round((
toque_calc_col(j,p)/fs)*1000))))))));

```

```

figure

```

```

plot((m7_envelope(((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(round(((toque_calc_col((j
+1),p))/fs*1000))))))

```

```

disp('Clique no inicio do trecho com atividade mais baixa')

```

```

[x_inicio, y_inicio] = ginput(1);

```

```

inicio_trecho_m7 = round(x_inicio);

```

```

disp('Clique no final do trecho com atividade mais baixa')

```

```

[x_final, y_final] = ginput(1);

```

```

final_trecho_m7 = round(x_final);

```

```

close

```

```

        m7_lbase =
max(abs(m7_envelope((inicio_trecho_m7+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(fi
nal_trecho_m7+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))))))+3*std(abs(m7_envelope((i
nicio_trecho_m7+((round(((toque_calc_col(j,p)/fs)*1000)))):(final_trecho_m7+((round((
toque_calc_col(j,p)/fs)*1000))))))));

```

```

j=j+1;

```

```

i=i+1;

```

```

end

```

```

m3_base(p,:) = m3_lbase;

```

```

m4_base(p,:) = m4_lbase;

```

```

m5_base(p,:) = m5_lbase;

```

```

m7_base(p,:) = m7_lbase;

p=p+1;
end

p=1;

while p <= 10

    i=1;
    j=1;

    while j <= 2

        trecho_passada =
            (((round(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col((j+1),p))))))));
        intervalo_pre =
            round((((length((((round(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col((j+1),p))))))
            ))*0.5)+((round(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col((j+1),p))))))));
        intervalo_pos =
            round((((round(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col(j,p)))))+(length((((ro
            und(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col((j+1),p)))))))/2)))));

        inicio_pre_m3 = (find((m3_envelope(intervalo_pre))>m3_base(p,:)));
        inicio_pre_m4 = (find((m4_envelope(intervalo_pre))>m4_base(p,:)));
        inicio_pre_m7 = (find((m7_envelope(intervalo_pre))>m7_base(p,:)));

        tempo_pre_m3 = round((intervalo_pre(end,:))-
            ((intervalo_pre(1,:)+(inicio_pre_m3(1,:))));
        tempo_pre_m4 = round((intervalo_pre(end,:))-
            ((intervalo_pre(1,:)+(inicio_pre_m4(1,:))));
        tempo_pre_m7 = round((intervalo_pre(end,:))-
            ((intervalo_pre(1,:)+(inicio_pre_m7(1,:))));

        trecho_pre_m3 = (((round(((toque_calc_col((j+1),p)))))-
            tempo_pre_m3):((round(((toque_calc_col((j+1),p))))));
        trecho_pre_m1 = trecho_pre_m3;
        trecho_pre_m2 = trecho_pre_m3;
        trecho_pre_m4 = (((round(((toque_calc_col((j+1),p)))))-
            tempo_pre_m4):((round(((toque_calc_col((j+1),p))))));
        trecho_pre_m5 = trecho_pre_m4;
        trecho_pre_m7 = (((round(((toque_calc_col((j+1),p)))))-
            tempo_pre_m7):((round(((toque_calc_col((j+1),p))))));
        trecho_pre_m6 = trecho_pre_m7;

        inicio_pos_m3 = (find(abs(m3_envelope(intervalo_pos))>m3_base(p,:)));
        inicio_pos_m4 = (find(abs(m4_envelope(intervalo_pos))>m4_base(p,:)));
        inicio_pos_m5 = (find(abs(m5_envelope(intervalo_pos))>m5_base(p,:)));
        inicio_pos_m7 = (find(abs(m7_envelope(intervalo_pos))>m7_base(p,:)));

        tempo_pos_m3 = ((intervalo_pos(1,:)+(inicio_pos_m3(end,:)));
        tempo_pos_m4 = ((intervalo_pos(1,:)+(inicio_pos_m4(end,:)));
        tempo_pos_m5 = ((intervalo_pos(1,:)+(inicio_pos_m5(end,:)));
        tempo_pos_m7 = ((intervalo_pos(1,:)+(inicio_pos_m7(end,:)));

```

```

trecho_pos_m3 = (((round(((toque_calc_col(j,p)))))):tempo_pos_m3)';
trecho_pos_m2 = trecho_pos_m3;
trecho_pos_m1 = trecho_pos_m3;
trecho_pos_m4 = (((round(((toque_calc_col(j,p)))))):tempo_pos_m4)';
trecho_pos_m5 = (((round(((toque_calc_col(j,p)))))):tempo_pos_m5)';
trecho_pos_m7 = (((round(((toque_calc_col(j,p)))))):tempo_pos_m7)';
trecho_pos_m6 = trecho_pos_m7;

m1_pre = m1(trecho_pre_m1);
m2_pre = m2(trecho_pre_m2);
m3_pre = m3(trecho_pre_m3);
m4_pre = m4(trecho_pre_m4);
m5_pre = m5(trecho_pre_m5);
m6_pre = m6(trecho_pre_m6);
m7_pre = m7(trecho_pre_m7);

m1_pos = m1(trecho_pos_m1);
m2_pos = m2(trecho_pos_m2);
m3_pos = m3(trecho_pos_m3);
m4_pos = m4(trecho_pos_m4);
m5_pos = m5(trecho_pos_m5);
m6_pos = m6(trecho_pos_m6);
m7_pos = m7(trecho_pos_m7);

fator_correcao_pre_m1 = ((length(trecho_pre_m1))/300);
intervalo_interpol_pre_m1 =
trecho_pre_m1(1,:):(fator_correcao_pre_m1):trecho_pre_m1(end,:);
fator_correcao_pre_m2 = ((length(trecho_pre_m2))/300);
intervalo_interpol_pre_m2 =
trecho_pre_m2(1,:):(fator_correcao_pre_m2):trecho_pre_m2(end,:);
fator_correcao_pre_m3 = ((length(trecho_pre_m3))/300);
intervalo_interpol_pre_m3 =
trecho_pre_m3(1,:):(fator_correcao_pre_m3):trecho_pre_m3(end,:);
fator_correcao_pre_m4 = ((length(trecho_pre_m4))/300);
intervalo_interpol_pre_m4 =
trecho_pre_m4(1,:):(fator_correcao_pre_m4):trecho_pre_m4(end,:);
fator_correcao_pre_m5 = ((length(trecho_pre_m5))/300);
intervalo_interpol_pre_m5 =
trecho_pre_m5(1,:):(fator_correcao_pre_m5):trecho_pre_m5(end,:);
fator_correcao_pre_m6 = ((length(trecho_pre_m6))/100);
intervalo_interpol_pre_m6 =
trecho_pre_m6(1,:):(fator_correcao_pre_m6):trecho_pre_m6(end,:);
fator_correcao_pre_m7 = ((length(trecho_pre_m7))/300);
intervalo_interpol_pre_m7 =
trecho_pre_m7(1,:):(fator_correcao_pre_m7):trecho_pre_m7(end,:);

m1_interpol_pre = spline(trecho_pre_m1,m1_pre,intervalo_interpol_pre_m1);
m2_interpol_pre = spline(trecho_pre_m2,m2_pre,intervalo_interpol_pre_m2);
m3_interpol_pre = spline(trecho_pre_m3,m3_pre,intervalo_interpol_pre_m3);
m4_interpol_pre = spline(trecho_pre_m4,m4_pre,intervalo_interpol_pre_m4);
m5_interpol_pre = spline(trecho_pre_m5,m5_pre,intervalo_interpol_pre_m5);
m6_interpol_pre = spline(trecho_pre_m6,m6_pre,intervalo_interpol_pre_m6);
m7_interpol_pre = spline(trecho_pre_m7,m7_pre,intervalo_interpol_pre_m7);

```

```

    fator_correcao_pos_m1 = ((length(trecho_pos_m1))/500);
    intervalo_interpol_pos_m1 =
trecho_pos_m1(1,:):(fator_correcao_pos_m1):trecho_pos_m1(end,:);
    fator_correcao_pos_m2 = ((length(trecho_pos_m2))/500);
    intervalo_interpol_pos_m2 =
trecho_pos_m2(1,:):(fator_correcao_pos_m2):trecho_pos_m2(end,:);
    fator_correcao_pos_m3 = ((length(trecho_pos_m3))/500);
    intervalo_interpol_pos_m3 =
trecho_pos_m3(1,:):(fator_correcao_pos_m3):trecho_pos_m3(end,:);
    fator_correcao_pos_m4 = ((length(trecho_pos_m4))/500);
    intervalo_interpol_pos_m4 =
trecho_pos_m4(1,:):(fator_correcao_pos_m4):trecho_pos_m4(end,:);
    fator_correcao_pos_m5 = ((length(trecho_pos_m5))/500);
    intervalo_interpol_pos_m5 =
trecho_pos_m5(1,:):(fator_correcao_pos_m5):trecho_pos_m5(end,:);
    fator_correcao_pos_m6 = ((length(trecho_pos_m6))/500);
    intervalo_interpol_pos_m6 =
trecho_pos_m6(1,:):(fator_correcao_pos_m6):trecho_pos_m6(end,:);
    fator_correcao_pos_m7 = ((length(trecho_pos_m7))/500);
    intervalo_interpol_pos_m7 =
trecho_pos_m7(1,:):(fator_correcao_pos_m7):trecho_pos_m7(end,:);

    m1_interpol_pos = spline(trecho_pos_m1,m1_pos,intervalo_interpol_pos_m1);
    m2_interpol_pos = spline(trecho_pos_m2,m2_pos,intervalo_interpol_pos_m2);
    m3_interpol_pos = spline(trecho_pos_m3,m3_pos,intervalo_interpol_pos_m3);
    m4_interpol_pos = spline(trecho_pos_m4,m4_pos,intervalo_interpol_pos_m4);
    m5_interpol_pos = spline(trecho_pos_m5,m5_pos,intervalo_interpol_pos_m5);
    m6_interpol_pos = spline(trecho_pos_m6,m6_pos,intervalo_interpol_pos_m6);
    m7_interpol_pos = spline(trecho_pos_m7,m7_pos,intervalo_interpol_pos_m7);

    mm1_pos_contato_100 =
m1(((round(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col(j,p)))))+100);
    mm2_pos_contato_100 =
m2(((round(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col(j,p)))))+100);
    mm3_pos_contato_100 =
m3(((round(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col(j,p)))))+100);
    mm4_pos_contato_100 =
m4(((round(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col(j,p)))))+100);
    mm5_pos_contato_100 =
m5(((round(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col(j,p)))))+100);
    mm6_pos_contato_100 =
m6(((round(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col(j,p)))))+100);
    mm7_pos_contato_100 =
m7(((round(((toque_calc_col(j,p))))):((round(((toque_calc_col(j,p)))))+100);

[tpm1,ppm1,ppfm1_pre,mfm1_pre,mpfm1_pre,ezcm1,fym1,psdm1]=welchspectral(m1_
interpol_pre,fs);

[tpm2,ppm2,ppfm2_pre,mfm2_pre,mpfm2_pre,ezcm2,fym2,psdm2]=welchspectral(m2_
interpol_pre,fs);

```

```
[tpm3,ppm3,ppfm3_pre,mfm3_pre,mpfm3_pre,ezcm3,fym3,psdm3]=welchspectral(m3_
interpol_pre,fs);
```

```
[tpm4,ppm4,ppfm4_pre,mfm4_pre,mpfm4_pre,ezcm4,fym4,psdm4]=welchspectral(m4_
interpol_pre,fs);
```

```
[tpm5,ppm5,ppfm5_pre,mfm5_pre,mpfm5_pre,ezcm5,fym5,psdm5]=welchspectral(m5_
interpol_pre,fs);
```

```
[tpm6,ppm6,ppfm6_pre,mfm6_pre,mpfm6_pre,ezcm6,fym6,psdm6]=welchspectral(m6_
interpol_pre,fs);
```

```
[tpm7,ppm7,ppfm7_pre,mfm7_pre,mpfm7_pre,ezcm7,fym7,psdm7]=welchspectral(m7_
interpol_pre,fs);
```

```
mf_m1_pre_col(i,:)=mfm1_pre;
mf_m2_pre_col(i,:)=mfm2_pre;
mf_m3_pre_col(i,:)=mfm3_pre;
mf_m4_pre_col(i,:)=mfm4_pre;
mf_m5_pre_col(i,:)=mfm5_pre;
mf_m6_pre_col(i,:)=mfm6_pre;
mf_m7_pre_col(i,:)=mfm7_pre;
```

```
rmsemgmm1_pre=rms_emg(m1_interpol_pre, 1/1000,0.025);
rmsemgmm2_pre=rms_emg(m2_interpol_pre, 1/1000,0.025);
rmsemgmm3_pre=rms_emg(m3_interpol_pre, 1/1000,0.025);
rmsemgmm4_pre=rms_emg(m4_interpol_pre, 1/1000,0.025);
rmsemgmm5_pre=rms_emg(m5_interpol_pre, 1/1000,0.025);
rmsemgmm6_pre=rms_emg(m6_interpol_pre, 1/1000,0.025);
rmsemgmm7_pre=rms_emg(m7_interpol_pre, 1/1000,0.025);
```

```
avgrmsemgmm1_pre_col(i,:)=mean(rmsemgmm1_pre);
avgrmsemgmm2_pre_col(i,:)=mean(rmsemgmm2_pre);
avgrmsemgmm3_pre_col(i,:)=mean(rmsemgmm3_pre);
avgrmsemgmm4_pre_col(i,:)=mean(rmsemgmm4_pre);
avgrmsemgmm5_pre_col(i,:)=mean(rmsemgmm5_pre);
avgrmsemgmm6_pre_col(i,:)=mean(rmsemgmm6_pre);
avgrmsemgmm7_pre_col(i,:)=mean(rmsemgmm7_pre);
```

```
mm1_pre_abs_col = rmsemgmm1_pre;
mm2_pre_abs_col = rmsemgmm2_pre;
mm3_pre_abs_col = rmsemgmm3_pre;
mm4_pre_abs_col = rmsemgmm4_pre;
mm5_pre_abs_col = rmsemgmm5_pre;
mm6_pre_abs_col = rmsemgmm6_pre;
mm7_pre_abs_col = rmsemgmm7_pre;
```

```
[tpm1,ppm1,ppfm1_pos,mfm1_pos_100,mpfm1_pos,ezcm1,fym1,psdm1]=welchspectr
al(mm1_pos_contato_100,fs);
```

```
[tpm2,ppm2,ppfm2_pos,mfm2_pos_100,mpfm2_pos,ezcm2,fym2,psdm2]=welchspectr
al(mm2_pos_contato_100,fs);
```

```
[tpm3,ppm3,ppfm3_pos,mfm3_pos_100,mpfm3_pos,ezcm3,fym3,psdm3]=welchspectr  
al(mm3_pos_contato_100,fs);
```

```
[tpm4,ppm4,ppfm4_pos,mfm4_pos_100,mpfm4_pos,ezcm4,fym4,psdm4]=welchspectr  
al(mm4_pos_contato_100,fs);
```

```
[tpm5,ppm5,ppfm5_pos,mfm5_pos_100,mpfm5_pos,ezcm5,fym5,psdm5]=welchspectr  
al(mm5_pos_contato_100,fs);
```

```
[tpm6,ppm6,ppfm6_pos,mfm6_pos_100,mpfm6_pos,ezcm6,fym6,psdm6]=welchspectr  
al(mm6_pos_contato_100,fs);
```

```
[tpm7,ppm7,ppfm7_pos,mfm7_pos_100,mpfm7_pos,ezcm7,fym7,psdm7]=welchspectr  
al(mm7_pos_contato_100,fs);
```

```
mf_m1_pos_col_100(i,:)=mfm1_pos_100;  
mf_m2_pos_col_100(i,:)=mfm2_pos_100;  
mf_m3_pos_col_100(i,:)=mfm3_pos_100;  
mf_m4_pos_col_100(i,:)=mfm4_pos_100;  
mf_m5_pos_col_100(i,:)=mfm5_pos_100;  
mf_m6_pos_col_100(i,:)=mfm6_pos_100;  
mf_m7_pos_col_100(i,:)=mfm7_pos_100;
```

```
rmsemgmm1_pos=rms_emg(m1_interpol_pos, 1/1000,0.025);  
rmsemgmm2_pos=rms_emg(m2_interpol_pos, 1/1000,0.025);  
rmsemgmm3_pos=rms_emg(m3_interpol_pos, 1/1000,0.025);  
rmsemgmm4_pos=rms_emg(m4_interpol_pos, 1/1000,0.025);  
rmsemgmm5_pos=rms_emg(m5_interpol_pos, 1/1000,0.025);  
rmsemgmm6_pos=rms_emg(m6_interpol_pos, 1/1000,0.025);  
rmsemgmm7_pos=rms_emg(m7_interpol_pos, 1/1000,0.025);
```

```
avgrmsemgmm1_pos_col(i,:)=mean(rmsemgmm1_pos);  
avgrmsemgmm2_pos_col(i,:)=mean(rmsemgmm2_pos);  
avgrmsemgmm3_pos_col(i,:)=mean(rmsemgmm3_pos);  
avgrmsemgmm4_pos_col(i,:)=mean(rmsemgmm4_pos);  
avgrmsemgmm5_pos_col(i,:)=mean(rmsemgmm5_pos);  
avgrmsemgmm6_pos_col(i,:)=mean(rmsemgmm6_pos);  
avgrmsemgmm7_pos_col(i,:)=mean(rmsemgmm7_pos);
```

```
mm1_pos_abs_col = rmsemgmm1_pos;  
mm2_pos_abs_col = rmsemgmm2_pos;  
mm3_pos_abs_col = rmsemgmm3_pos;  
mm4_pos_abs_col = rmsemgmm4_pos;  
mm5_pos_abs_col = rmsemgmm5_pos;  
mm6_pos_abs_col = rmsemgmm6_pos;  
mm7_pos_abs_col = rmsemgmm7_pos;
```

```
tempo_pre_m3_1(i,:)=length(trecho_pre_m3);  
tempo_pre_m4_1(i,:)=length(trecho_pre_m4);  
tempo_pre_m7_1(i,:)=length(trecho_pre_m7);
```

```
tempo_pos_m3_1(i,:)=length(trecho_pos_m3);  
tempo_pos_m4_1(i,:)=length(trecho_pos_m4);
```

```

tempo_pos_m5_1(i,:)=length(trecho_pos_m5);
tempo_pos_m7_1(i,:)=length(trecho_pos_m7);

j=j+1;
i=i+1;

end

avgrmsemgmm1_pre(p,:)=mean(avgrmsemgmm1_pre_col);
avgrmsemgmm2_pre(p,:)=mean(avgrmsemgmm2_pre_col);
avgrmsemgmm3_pre(p,:)=mean(avgrmsemgmm3_pre_col);
avgrmsemgmm4_pre(p,:)=mean(avgrmsemgmm4_pre_col);
avgrmsemgmm5_pre(p,:)=mean(avgrmsemgmm5_pre_col);
avgrmsemgmm6_pre(p,:)=mean(avgrmsemgmm6_pre_col);
avgrmsemgmm7_pre(p,:)=mean(avgrmsemgmm7_pre_col);

avgrmsm1_pre=mean(avgrmsemgmm1_pre);
avgrmsm2_pre=mean(avgrmsemgmm2_pre);
avgrmsm3_pre=mean(avgrmsemgmm3_pre);
avgrmsm4_pre=mean(avgrmsemgmm4_pre);
avgrmsm5_pre=mean(avgrmsemgmm5_pre);
avgrmsm6_pre=mean(avgrmsemgmm6_pre);
avgrmsm7_pre=mean(avgrmsemgmm7_pre);

mf_m1_pre(p,:)=mean(mf_m1_pre_col);
mf_m2_pre(p,:)=mean(mf_m2_pre_col);
mf_m3_pre(p,:)=mean(mf_m3_pre_col);
mf_m4_pre(p,:)=mean(mf_m4_pre_col);
mf_m5_pre(p,:)=mean(mf_m5_pre_col);
mf_m6_pre(p,:)=mean(mf_m6_pre_col);
mf_m7_pre(p,:)=mean(mf_m7_pre_col);

avgrmsemgmm1_pos(p,:)=mean(avgrmsemgmm1_pos_col);
avgrmsemgmm2_pos(p,:)=mean(avgrmsemgmm2_pos_col);
avgrmsemgmm3_pos(p,:)=mean(avgrmsemgmm3_pos_col);
avgrmsemgmm4_pos(p,:)=mean(avgrmsemgmm4_pos_col);
avgrmsemgmm5_pos(p,:)=mean(avgrmsemgmm5_pos_col);
avgrmsemgmm6_pos(p,:)=mean(avgrmsemgmm6_pos_col);
avgrmsemgmm7_pos(p,:)=mean(avgrmsemgmm7_pos_col);

avgrmsm1_pos=mean(avgrmsemgmm1_pos);
avgrmsm2_pos=mean(avgrmsemgmm2_pos);
avgrmsm3_pos=mean(avgrmsemgmm3_pos);
avgrmsm4_pos=mean(avgrmsemgmm4_pos);
avgrmsm5_pos=mean(avgrmsemgmm5_pos);
avgrmsm6_pos=mean(avgrmsemgmm6_pos);
avgrmsm7_pos=mean(avgrmsemgmm7_pos);

mf_m1_pos_100(p,:)=mean(mf_m1_pos_col_100);
mf_m2_pos_100(p,:)=mean(mf_m2_pos_col_100);
mf_m3_pos_100(p,:)=mean(mf_m3_pos_col_100);
mf_m4_pos_100(p,:)=mean(mf_m4_pos_col_100);
mf_m5_pos_100(p,:)=mean(mf_m5_pos_col_100);
mf_m6_pos_100(p,:)=mean(mf_m6_pos_col_100);

```

```

mf_m7_pos_100(p,:)=mean(mf_m7_pos_col_100);

mf_m1_pos(p,:)=mean(mf_m1_pos_col);
mf_m2_pos(p,:)=mean(mf_m2_pos_col);
mf_m3_pos(p,:)=mean(mf_m3_pos_col);
mf_m4_pos(p,:)=mean(mf_m4_pos_col);
mf_m5_pos(p,:)=mean(mf_m5_pos_col);
mf_m6_pos(p,:)=mean(mf_m6_pos_col);
mf_m7_pos(p,:)=mean(mf_m7_pos_col);

duracao_pre_m3(p,:) = mean(tempo_pre_m3_1);
duracao_pre_m4(p,:) = mean(tempo_pre_m4_1);
duracao_pre_m7(p,:) = mean(tempo_pre_m7_1);

duracao_pos_m3(p,:) = mean(tempo_pos_m3_1);
duracao_pos_m4(p,:) = mean(tempo_pos_m4_1);
duracao_pos_m5(p,:) = mean(tempo_pos_m5_1);
duracao_pos_m7(p,:) = mean(tempo_pos_m7_1);

p=p+1

end

% Salvando os dados

duracao_pre = [duracao_pre_m3 duracao_pre_m4 duracao_pre_m7];

duracao_pos = [duracao_pos_m3 duracao_pos_m4 duracao_pos_m5
duracao_pos_m7];

rms_pre = [avgrmsemm1_pre avgrmsemm2_pre avgrmsemm3_pre
avgrmsemm4_pre avgrmsemm5_pre avgrmsemm6_pre
avgrmsemm7_pre];

rms_med_pre = [avgrmsm1_pre avgrmsm2_pre avgrmsm3_pre avgrmsm4_pre
avgrmsm5_pre avgrmsm6_pre avgrmsm7_pre];

rms_pos = [avgrmsemm1_pos avgrmsemm2_pos avgrmsemm3_pos
avgrmsemm4_pos avgrmsemm5_pos avgrmsemm6_pos
avgrmsemm7_pos];

rms_med_pos = [avgrmsm1_pos avgrmsm2_pos avgrmsm3_pos avgrmsm4_pos
avgrmsm5_pos avgrmsm6_pos avgrmsm7_pos];

freq_mediana_pre = [mf_m1_pre mf_m2_pre mf_m3_pre mf_m4_pre mf_m5_pre
mf_m6_pre mf_m7_pre];

freq_mediana_pos = [mf_m1_pos mf_m2_pos mf_m3_pos mf_m4_pos mf_m5_pos
mf_m6_pos mf_m7_pos];

freq_mediana_pos_100 = [mf_m1_pos_100 mf_m2_pos_100 mf_m3_pos_100
mf_m4_pos_100 mf_m5_pos_100 mf_m6_pos_100 mf_m7_pos_100];

```

```

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'duracao_pre', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' duracao_pre ']);

```

```

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'duracao_pos', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' duracao_pos ']);

```

```

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'freq_pre', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' freq_mediana_pre ']);

```

```

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'freq_pos_100', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' freq_mediana_pos_100 ']);

```

% Contatenando as informacoes para constituir o nome completo

```

nome_envelope = [ voluntario, '8', 'curvas' ] ;
nome_arq_envelope = [nome_envelope, '.txt'] ;
nome_passada = [ voluntario, '8', 'rms_passada' ] ;
nome_arq_passada = [nome_passada, '.txt'] ;
nome_freq_pre = [ voluntario, '8', 'freq_pre' ] ;
nome_arq_freq_pre = [nome_freq_pre, '.txt'] ;
nome_freq_pos = [ voluntario, '8', 'freq_pos' ] ;
nome_arq_freq_pos = [nome_freq_pos, '.txt'] ;

```

% Carregando o arquivo utilizando o comando EVAL

```

eval( [' load ' nome_arq_envelope] );
eval( [' load ' nome_arq_passada] );
eval( [' load ' nome_arq_freq_pre] );
eval( [' load ' nome_arq_freq_pos] );

```

% Definindo as variaveis utilizando o comando EVAL:

```

eval(['m1_norm_env =' nome_envelope '(1,1) ;'])
eval(['m2_norm_env =' nome_envelope '(1,2) ;'])
eval(['m3_norm_env =' nome_envelope '(1,3) ;'])
eval(['m4_norm_env =' nome_envelope '(1,4) ;'])
eval(['m5_norm_env =' nome_envelope '(1,5) ;'])
eval(['m6_norm_env =' nome_envelope '(1,6) ;'])
eval(['m7_norm_env =' nome_envelope '(1,7) ;'])

```

```

eval(['m1_norm_rms =' nome_passada '(1,1) ;'])
eval(['m2_norm_rms =' nome_passada '(1,2) ;'])
eval(['m3_norm_rms =' nome_passada '(1,3) ;'])
eval(['m4_norm_rms =' nome_passada '(1,4) ;'])
eval(['m5_norm_rms =' nome_passada '(1,5) ;'])
eval(['m6_norm_rms =' nome_passada '(1,6) ;'])
eval(['m7_norm_rms =' nome_passada '(1,7) ;'])

```

```

eval(['m1_norm_freq_pre =' nome_freq_pre '(1,1) ;'])
eval(['m2_norm_freq_pre =' nome_freq_pre '(1,2) ;'])
eval(['m3_norm_freq_pre =' nome_freq_pre '(1,3) ;'])
eval(['m4_norm_freq_pre =' nome_freq_pre '(1,4) ;'])
eval(['m5_norm_freq_pre =' nome_freq_pre '(1,5) ;'])
eval(['m6_norm_freq_pre =' nome_freq_pre '(1,6) ;'])
eval(['m7_norm_freq_pre =' nome_freq_pre '(1,7) ;'])

```

```

eval(['m1_norm_freq_pos =' nome_freq_pos '(1,1) ;'])
eval(['m2_norm_freq_pos =' nome_freq_pos '(1,2) ;'])
eval(['m3_norm_freq_pos =' nome_freq_pos '(1,3) ;'])
eval(['m4_norm_freq_pos =' nome_freq_pos '(1,4) ;'])
eval(['m5_norm_freq_pos =' nome_freq_pos '(1,5) ;'])
eval(['m6_norm_freq_pos =' nome_freq_pos '(1,6) ;'])
eval(['m7_norm_freq_pos =' nome_freq_pos '(1,7) ;'])

curvas_norm = 100*[((mean((m1_interpol_env_g_col')))/mean(m1_norm_env))
((mean((m2_interpol_env_g_col')))/mean(m2_norm_env))
((mean((m3_interpol_env_g_col')))/mean(m3_norm_env))
((mean((m4_interpol_env_g_col')))/mean(m4_norm_env))
((mean((m5_interpol_env_g_col')))/mean(m5_norm_env))
((mean((m6_interpol_env_g_col')))/mean(m6_norm_env))
((mean((m7_interpol_env_g_col')))/mean(m7_norm_env))];

rms_passada_norm = 100*[avgrmsemm1_passada./m1_norm_rms
avgrmsemm2_passada./m2_norm_rms avgrmsemm3_passada./m3_norm_rms
avgrmsemm4_passada./m4_norm_rms avgrmsemm5_passada./m5_norm_rms
avgrmsemm6_passada./m6_norm_rms avgrmsemm7_passada./m7_norm_rms];

rms_pre_norm = 100*[avgrmsemm1_pre./m1_norm_rms
avgrmsemm2_pre./m2_norm_rms avgrmsemm3_pre./m3_norm_rms
avgrmsemm4_pre./m4_norm_rms avgrmsemm5_pre./m5_norm_rms
avgrmsemm6_pre./m6_norm_rms avgrmsemm7_pre./m7_norm_rms];

rms_pos_norm = 100*[avgrmsemm1_pos./m1_norm_rms
avgrmsemm2_pos./m2_norm_rms avgrmsemm3_pos./m3_norm_rms
avgrmsemm4_pos./m4_norm_rms avgrmsemm5_pos./m5_norm_rms
avgrmsemm6_pos./m6_norm_rms avgrmsemm7_pos./m7_norm_rms];

freq_mediana_pre_norm = 100*[mf_m1_pre./m1_norm_freq_pre
mf_m2_pre./m2_norm_freq_pre mf_m3_pre./m3_norm_freq_pre
mf_m4_pre./m4_norm_freq_pre mf_m5_pre./m5_norm_freq_pre
mf_m6_pre./m6_norm_freq_pre mf_m7_pre./m7_norm_freq_pre];

freq_mediana_pos_norm = 100*[mf_m1_pos./m1_norm_freq_pos
mf_m2_pos./m2_norm_freq_pos mf_m3_pos./m3_norm_freq_pos
mf_m4_pos./m4_norm_freq_pos mf_m5_pos./m5_norm_freq_pos
mf_m6_pos./m6_norm_freq_pos mf_m7_pos./m7_norm_freq_pos];

rms_pre_razao_m3 = rms_pre_norm(:,3);
rms_pre_razao_m4 = rms_pre_norm(:,4);
rms_pre_razao_m7 = rms_pre_norm(:,7);

rms_pos_razao_m3 = rms_pos_norm(:,3);
rms_pos_razao_m4 = rms_pos_norm(:,4);
rms_pos_razao_m7 = rms_pos_norm(:,7);

razoes_pre =
[rms_pre_norm((1:(length(rms_pre_razao_m3))),2)./rms_pre_norm((1:(length(rms_pre_razao_m3))),5) rms_pre_norm(:,3)./rms_pre_norm((1:(length(rms_pre_razao_m3))),5)

```

```

rms_pre_norm(:,4)./rms_pre_norm((1:(length(rms_pre_razao_m4))),5)
rms_pre_norm(:,7)./rms_pre_norm((1:(length(rms_pre_razao_m7))),6)];

razoes_pos =
[rms_pos_norm((1:(length(rms_pos_razao_m3))),2)./rms_pos_norm((1:(length(rms_pos_razao_m3))),5) rms_pos_norm(:,3)./rms_pos_norm(:,5)
rms_pos_norm(:,4)./rms_pos_norm((1:(length(rms_pos_razao_m4))),5)
rms_pos_norm(:,7)./rms_pos_norm((1:(length(rms_pos_razao_m7))),6)];

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'razoes_pre', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' razoes_pre ']);

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'razoes_pos', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' razoes_pos ']);

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'rms_passada_norm', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' rms_passada_norm ']);

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'rms_pre_norm', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' rms_pre_norm ']);

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'rms_pos_norm', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' rms_pos_norm ']);

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'rms_med_pos', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' rms_med_pos ']);

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'freq_mediana_pre_norm', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' freq_mediana_pre_norm ']);

arq_ascii=[voluntario, velocidade, 'freq_mediana_pos_norm', '.xls'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' freq_mediana_pos_norm ']);

k=k+1;

%%%%%%%%%%%%% POSSIBILITANDO AO USUARIO SELECIONAR NOVA
AMOSTRA %%%%%%%%%%%%%%
% Pergunta para decidir sobre o primeiro LOOP

continua = input('Voce quer rodar outra velocidade? ( S ou N ): ', 's') ;
end

```