Respostas eletromiográficas dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral durante esforço intermitente anaeróbio em ciclistas

Alexandre Hideki Okano[1,2,4]
Antonio Carlos de Moraes[1,4]
Antonia Dalla Pria Bankoff[3,4]
Edilson Serpeloni Cyrino[1]

[1] *Grupo de Estudo e Pesquisa em Metabolismo, Nutrição e Exercício - CEFD UEL*
[2] *Grupo de Estudo das Adaptações Fisiológicas ao Treinamento - CEFD UEL*
[3] *Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura - FEF UNICAMP*
[4] *Departamento de Ciências do Esporte - FEF UNICAMP*

Resumo: O propósito do presente estudo foi analisar as respostas eletromiográficas dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF) durante um esforço intermitente anaeróbio e estabelecer correlações entre a amplitude dos sinais eletromiográficos dos músculos VL, VM e RF e os indicadores de desempenho físico. Nove ciclistas do sexo masculino (idade=18-30 anos) foram submetidos a três testes de Wingate (W1, W2 e W3) intercalados por dois minutos de recuperação. Foi determinada a amplitude dos sinais eletromiográficos representada por *root mean square* (EMG-RMS), a freqüência mediana (FM) obtida mediante transformada de Fourier e a potência média relativa (PMR) mensuradas durante os testes de Wingate. Houve queda de 27% na PMR do W1 para o W3. Com o decorrer dos testes de Wingate, verificou-se uma pequena redução na EMG-RMS do W1 para o W3 sendo mais acentuada para o RF (13%) do que para os músculos VL e VM (6%). As respostas diferenciadas de EMG-RMS apresentadas pelos músculos podem ser explicadas pelas diferenças nas propriedades biomecânicas, arquitetônicas e morfológicas. Com relação à FM, não houve alterações com o decorrer dos testes de Wingate. De acordo com os resultados podemos concluir que o comportamento do EMG-RMS apresentado pelos músculos VL, VM e RF são diferenciados. Verificou-se uma queda na PMR e uma redução dos EMG-RMS, todavia, em diferentes proporções. Isto indica a necessidade do desenvolvimento de estudos que mensure os acúmulos de metabólitos e as respostas eletromigráficas durante esforços intermitentes de alta intensidade.

Palavras-chave: Eletromiografia, esforço intermitente, teste de Wingate, ciclistas.

Electromyographic response of vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris muscles during anaerobic intermittent effort in cyclists

Abstract: The purpose of the present study was to investigate the neuromuscular recruitment characteristics of vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), and rectus femoris (RF) during anaerobic intermittent effort in cyclists and the relationships between electromyographic signal of muscles and physical performance. Nine males cyclists (age 18-30 years) performed three Wingate Test (W1, W2, and W3) on a cycle ergometer with two minutes of rest between each exercise bout. Relative mean power (RMP), root mean square amplitude (EMG-RMS), and median frequency (Fourier Transform) were recorded throughout the cycling. RMP decreased significantly between W1 and W3 by 27%. EMG-RMS decrease was slightly more pronounced for RF (13%) than VL and VM (6%). The different EMG-RMS fatigue patterns between the VL, VM, and RF may be explained by morphological, architecture, and biomechanical factors. We concluded that EMG-RMS fatigue patterns were different between the VL, VM, and RF. MPO and EMG-RMS declined during high intensity exercise but not in the same proportion. Further investigation is required to measure both metabolite accumulation and changes in neural firing patterns during high intensity intermittent effort.

Key Words: Electromyography, intermittent effort, Wingate test, cyclists.

Introdução

Diversas modalidades esportivas apresentam como característica a intermitência, ou seja, exigem esforços de alta intensidade e curta duração, intervalados por breves períodos de recuperação. Neste sentido, muitos pesquisadores têm proposto protocolos intermitentes em cicloergômetro na tentativa de investigar o desempenho físico de atletas nesses tipos de esforços. Entretanto, a maioria dos estudos que tem adotado essa estratégia, tem analisado, via de regra, o comportamento dos sistemas de transferência de energia de forma isolada (BOGDANIS et al., 1996; BOGDANIS et al., 1995; HARGREAVES et al., 1998; McCARTNEY et al., 1986; SPRIET et al., 1989; TRUMP et al., 1996), combinada ao uso de substâncias com potencial ergogênico (BIRCH et

al., 1994; CASEY et al., 1996; EARNEST et al., 1995; GREEN et al., 2001; GREER et al., 1998; TARNOPOLSKY; MacLENNAN, 2000).

Indubitavelmente, as informações produzidas por esses estudos têm contribuído acentuadamente para o entendimento dos mecanismos fisiológicos envolvidos em esforços intermitentes, auxiliando a desvendar os fatores que contribuem para a instauração da fadiga associados aos sistemas de fornecimento de energia. Contudo, é importante destacar que, nos estudos supracitados, de modo geral, as análises foram realizadas mediante coletas de sangue ou biópsia muscular, proporcionando informações do sistema orgânico de forma global ou somente de um músculo específico, respectivamente. Por outro lado, com a utilização da eletromiografia de superfície (EMG) é possível que as coletas sejam efetuadas simultaneamente em diferentes músculos envolvidos no esforço físico, proporcionando informações quanto ao recrutamento de unidades motoras mediante a amplitude, que pode ser representada pelo valor de *root mean square* (RMS).

Neste sentido, alguns pesquisadores analisaram o comportamento de diferentes músculos durante o esforço físico realizado em cicloergômetro, verificando que os músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e o Reto Femoral (RF) apresentaram participação bastante acentuada no pedalar (JORGE; HULL, 1986). Considerando esses três músculos, não se pode perder de vista que os mesmos apresentam algumas peculiaridades quanto a composição de fibras (JOHNSON et al., 1973), a biomecânica (JACOBS; VAN INGEN SCHENAU, 1992) e a arquitetura muscular (GRAY, 1988). Com relação à composição de fibras musculares, dentre os três músculos, o RF é o que apresenta maior proporção de fibras do tipo II seguido pelos músculos VL e VM (JOHNSON et al., 1973), o que o torna mais suscetível a fadiga durante o esforço físico intenso (KOUZAKI et al., 1999). Quanto à arquitetura muscular, tanto o VL quanto o VM são músculos peniformes enquanto que o RF é um músculo fusiforme (embora as fibras superficiais estejam dispostas de maneira bipenada) (GRAY, 1988). Além disso, o VL é o que apresenta maior área de secção transversal fisiológica (ASTF) sendo o mais forte dos músculos que compõem o Quadríceps Femoral, seguido pelo VM e RF (JORGE; HULL, 1986). No que diz respeito à biomecânica, os VL e VM são músculos mono-articulares, e possuem alta capacidade de produção de força ou trabalho. Por outro lado, o RF, por cruzar a articulação do joelho e do quadril, se constitui num músculo bi-articular, tendo função de distribuir o torque para ambas as articulações e controlar a direção do movimento (JACOBS; VAN INGEN SCHENAU, 1992), apresentando uma estratégia de controle neural diferenciada dos músculos mono-articulares (EBENBICHLER et al., 1998; KOUZAKI et al., 1999).

Nas últimas décadas, a EMG de superfície tem sido amplamente utilizada como um indicador fisiológico da fadiga muscular em diferentes tipos de esforços (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; BILODEAU et al., 2003; DE LUCA, 1997; HAUTIER et al., 2000; HUNTER et al., 2003; KOUZAKI et al., 1999; MASUDA et al., 1999; MORITANI et al., 1986; MULLANY et al., 2002; VOLLESTAD, 1997). Vale ressaltar que dentre os estudos supracitados, apenas um procurou investigar o esforço intermitente de alta intensidade em cicloergômetro (HAUTIER et al., 2000).

Nas investigações de fadiga muscular empregando a EMG de superfície, a técnica usualmente empregada tem sido a análise do espectro da potência, que consiste na decomposição dos sinais eletromiográficos em vários componentes de freqüência, empregando-se um modelo matemático denominado transformada de Fourier. Essa técnica fornece alguns indicadores como a freqüência média e a freqüência mediana (FMD). Tais índices estão relacionados com a velocidade de condução do estímulo por parte da fibra muscular e alterações na sincronização e na freqüência de disparo das unidades motoras (DE LUCA, 1997).

De acordo com Basmajian e De Luca (1985), durante uma contração sustentada a uma intensidade constante, os componentes de baixa freqüência dos sinais eletromiográficos aumentam gradativamente. Essas alterações causam um achatamento ou compressão para a área das freqüências mais baixas. Este deslocamento para a esquerda tem sido atribuído a uma redução na velocidade de condução do estímulo pela fibra muscular (pela queda do pH intramuscular e aumento nos níveis de potássio extracelular), e a alterações na sincronização e freqüência de disparo das unidades motoras (DE LUCA, 1997). Este comportamento tem sido evidenciado em diversos estudos, sendo que nos músculos com maior proporção de fibra tipo II, a redução da FM é mais acentuada (KUPA et al., 1995).

Considerando as diferenças relacionadas com as propriedades (composição de fibras, biomecânica e arquitetura muscular) dos músculos VL, VM e RF e a carência de estudos que analisam as respostas eletromiográficas durante esforço intermitente máximo, sobretudo, em cicloergômetro, o objetivo do presente estudo foi analisar o desempenho físico e o comportamento dos sinais EMG dos músculos VL, VM e RF em esforço intermitente anaeróbio em cicloergômetro. A hipótese deste

estudo foi a de que as diferenças nas propriedades quanto à composição de fibras, à biomecânica e à arquitetura muscular resultem em uma dissociação das respostas eletromiográficas frente ao esforço intermitente anaeróbio.

Casuística e métodos

Sujeitos

Nove ciclistas (idade de 25,61 ± 5,25 anos, massa corporal de 73,46 ± 8,75 kg, estatura de 180,52 ± 8,26 cm e IMC de 23,36 ± 1,48 kg/m^2), do sexo masculino, três de nível nacional e cinco de nível paulista, na faixa etária entre 18 a 30 anos, participaram voluntariamente deste estudo. Todos foram convenientemente informados sobre a proposta do estudo e sobre os procedimentos aos quais seriam submetidos, e posteriormente, assinaram declaração de consentimento livre e esclarecido.

Métodos

Antropometria

A massa corporal (MC) foi medida em uma balança da marca Filizola, modelo ID-1500, com precisão de 0,1 kg ao passo que a estatura (E) foi obtida um antropômetro, com precisão de 0,1 cm, de acordo com os procedimentos descritos por Gordon et al. (1988). Todos os indivíduos foram medidos descalços, vestindo apenas uma sunga. Para a caracterização da amostra, calculou-se o índice de massa corpórea (IMC) por meio do quociente MC/E^2, sendo a MC expressa em quilogramas (kg) e a E em metros (m).

Protocolo de esforço intermitente anaeróbio

O protocolo intermitente de esforço máximo consistiu de um aquecimento de quatro minutos com carga de 0,5 kpm a uma cadência entre 70 e 80 revoluções por minuto (rpm). Após o aquecimento houve um intervalo de dois minutos para medida da massa corporal, ajustes na altura do selim e da intensidade de esforço. A carga utilizada foi de 90 g.kg^{-1} da MC do avaliado, conforme sugerido por Okano et al. (2001). Os sujeitos realizaram três testes de Wingate para membros inferiores, com intervalo de dois minutos entre cada teste, sendo que todos foram orientados a permanecerem sentados no selim durante esses intervalos. O equipamento utilizado para a aplicação dos testes de Wingate foi um cicloergômetro *Monark,* para membros inferiores, com precisão de 0,25 kpm, adaptado com sensores óticos para contagem de rpm. Os índices de desempenho produzidos (potência de pico, potência média e índice de fadiga) foram determinados a partir do programa computadorizado *Wingate Test* (CEFISE). Após o encerramento do protocolo, os avaliados realizaram uma recuperação ativa no próprio cicloergômetro, sem resistência, por um período de três minutos, na tentativa de minimizar possíveis efeitos colaterais provocados pelo esforço.

Coleta e processamento dos sinais EMG

Para a coleta e o processamento dos sinais eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo da marca Lynx, modelo AI6010, contendo seis canais. A freqüência estabelecida para a aquisição dos registros eletromiográficos foi de 1200 Hz. O filtro passa baixa e passa alta foi estabelecido em 500 e 10 Hz, respectivamente. Os limites de entrada dos sinais foram estabelecidos em ± 5 V e a relação de rejeição do modo comum (CMRR) foi >80 dB. A conversão do sinal analógico em digital foi realizada por intermédio de uma placa A/D CAD 12/36 da marca Lynx Electronics Technologies. Para a captação dos sinais foi utilizado o software Aqdados (Lynx Electronics Technologies) sendo que as coletas foram realizadas durante os testes de Wingate.

Foram analisados os músculos superficiais do Quadríceps Femoral (RF, VL e VM) do membro dominante. Inicialmente, foi realizada uma assepsia dos locais utilizando álcool seguido de curetagem para reduzir a impedância da pele. Para a coleta dos sinais eletromiográficos, foram utilizados eletrodos de superfície (eletrodo placa medindo 2,4 cm X 3,3 cm – tipo clipe descartável de prata/cloreto de prata, composto de hidrogel condutor pré-pastado da marca BIO-LOGIC System Corp.). A localização dos pontos anatômicos para colocação dos eletrodos nos músculos analisados obedeceu a padronização proposta por Hermens et al. (2000). Para o VL utilizou-se com referência o ponto localizado a dois terço da distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e a borda lateral da patela. Para o RF utilizou-se como referência o ponto mediano da distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e a borda superior da patela. A referência para colocação de eletrodos do VM foi o ponto localizado a 80% da distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e a borda lateral do ligamento medial. A distância entre os eletrodos foi estabelecida em três centímetros (centro a centro). O eletrodo de referência (terra) foi posicionado no cotovelo (epicôndilo lateral).

Para cada teste de Wingate foi derivada uma representação dos sinais eletromiográficos empregando a transformada de Fourier. Esta técnica fornece um índice de fadiga muscular representada pela FM. Além disso, em todos os testes de Wingate, determinou-se a amplitude dos sinais eletromiográficos representada pelo valor de RMS. Ambos os índices foram normalizados pelo resultado obtido no primeiro teste de Wingate, sendo que para a FM, os resultados foram apresentados, também, em valores absolutos. Para o processamento dos sinais eletromiográficos foi empregado o software Acq*Knowledg* 3.7.1 (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA).

Delineamento experimental

A coleta dos dados bem como as medidas antropométricas foram realizadas no Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura, da Faculdade de Educação Física – UNICAMP. Por se tratar de um estudo de campo com humanos, onde o controle de diversas variáveis é reconhecidamente limitado, o intuito do delineamento experimental adotado foi tentar controlar algumas variáveis que pudessem exercer influência relevante no processo de investigação, possibilitando assim uma análise mais criteriosa dos achados. Dessa forma, para todas as coletas que foram realizadas neste estudo, as variáveis temperatura ambiente e umidade relativa do ar foram mantidas entre 21 e 24°C e 40 e 60%, respectivamente.

Na primeira etapa do experimento os atletas compareceram ao laboratório para receber as informações sobre a proposta do estudo e procedimentos aos quais seriam submetidos e assinaram declaração de consentimento livre e esclarecido. Em seguida, foram realizadas as medidas antropométricas para caracterização da amostra. Além disso, foram agendados os horários nos quais cada atleta deveria comparecer ao laboratório na etapa seguinte. Posteriormente, os sujeitos realizaram um teste pré-experimental semelhante ao protocolo de esforço intermitente anaeróbio com intuito de familiarizarem-se com o equipamento e o protocolo.

A partir da segunda etapa do experimento (mínimo de 48 horas após a realização do teste pré-experimental), os indivíduos retornaram ao laboratório nos horários pré-determinados, onde foram submetidos ao protocolo de esforço intermitente anaeróbio em cicloergômetro. Vale ressaltar que os sujeitos foram orientados para que não realizassem atividades físicas vigorosas, não ingerissem substâncias cafeinadas (café, chocolate, mate, pó-de-guaraná, coca-cola e guaraná) ou alcoólicas nas 24 horas precedentes ao teste, para evitar possíveis interferências.

Tratamento estatístico

Mediante o teste de Shapiro-Wilk constatou-se que os dados não apresentavam normalidade quanto à distribuição. Assim, as diferenças entre os índices de desempenho físico e os sinais eletromiográficos obtidos nos testes de Wingate foram contrastadas mediante o teste Friedman de medidas repetidas. O teste de Wilcoxon foi utilizado para a localização das diferenças quando constatadas pelo teste de Friedman. Como medidas de tendência central e de dispersão foram adotadas a mediana e a semi-amplitude interquartílica, respectivamente. As correlações entre as respostas eletromiográficas dos músculos VL, VM e RF e os indicadores de desempenho físico nos testes de Wingate foram estabelecidas pelo coeficiente de correlação de Spearman.

Resultados

A Tabela 1 apresenta os valores da potência de pico relativa, da potência média relativa e do índice de fadiga em cada um dos três testes de Wingate.

Tabela 1. Potência de pico relativa (PPR), potência média relativa (PMR) e índice de fadiga (IF) em cada um dos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) expressas em mediana e semi-amplitude interquartílica.

	W1	W2	W2
PPR ($W.kg^{-1}$)	12,10 ± 0,53*	10,90 ± 0,69**	9,81 ± 0,98
PMR ($W.kg^{-1}$)	10,02 ± 0,37*	8,52 ± 0,71**	7,16 ± 0,71
IF (%)	39,48 ± 6,33*	45,55 ± 6,88	44,14 ± 8,05

* Diferença significativa dos testes 2 e 3 (P<0,001)
** Diferença significativa do teste 3 (P<0,001)

A potência de pico relativa apresentou uma queda significante com o decorrer dos testes de Wingate. A queda da potência de pico relativa do primeiro para o segundo teste de Wingate foi de 10%, do segundo para o terceiro teste foi de 13% e de 21,6% entre W1 e W3. De forma semelhante, a potência média relativa diminuiu em 15% do primeiro para segundo teste de Wingate, 14% do segundo para o terceiro teste e 26,9% entre W1 e W3. Houve efeito do teste sobre o índice de fadiga sendo que o índice de fadiga obtido no primeiro teste foi menor que os encontrados nos testes subseqüentes (P<0,02).

A Tabela 2 apresenta os valores de RMS normalizados dos músculos VL, VM e RF no decorrer dos três testes de Wingate.

Tabela 2. Valores de RMS normalizados (%) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femural (RF) no decorrer dos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) expressas em mediana e semi-amplitude interquartílica.

	W1	W2	W3
VL	100 ± 0	96,34 ± 4,20	94,33 ± 7,39
VM	100 ± 0	96,65 ± 11,98	94,61 ± 17,58
RF	100 ± 0	94,14 ± 4,19	87,23 ± 7,21*

* Diferença significante dos músculos VL e VM no terceiro teste de Wingate (P<0,05)

Com relação aos valores de RMS normalizados, não houve diferença significante no padrão de ativação muscular dos VL (P=0,262), VM (P=0,282) e RF (P=0,351) com o decorrer dos três testes de Wingate (W1=W2=W3; P>0,05). Por outro lado, houve diferença significante entre os valores

de RMS obtidos no terceiro teste de Wingate sendo os músculos VL e VM maiores que o RF (P<0,05).

Em termos quantitativos (Tabela 2), no presente estudo, os músculos VL e VM apresentaram redução dos valores de RMS (embora sem diferenças estatísticas) em 4% do primeiro para o segundo teste de Wingate e 2% do segundo para o terceiro teste. Para o RF, a queda na amplitude dos sinais eletromiográficos (estatisticamente não significante) foi de 6% do primeiro para o segundo teste de Wingate e 7% do segundo para o terceiro teste. Em relação aos valores iniciais (primeiro teste de Wingate), o RF foi o músculo que apresentou maior redução nos potenciais de ação com o decorrer dos três testes (13%). Por outro lado, a redução na amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) apresentada pelos músculos VL e VM, foi de 6%.

Além das informações quantitativas dos sinais eletromiográficos (RMS), é importante analisar os registros eletromiográficos obtidos durante o protocolo de esforço intermitente. Neste sentido, a Figura 1 apresenta os sinais eletromiográficos brutos do músculo VL durante os três testes de Wingate.

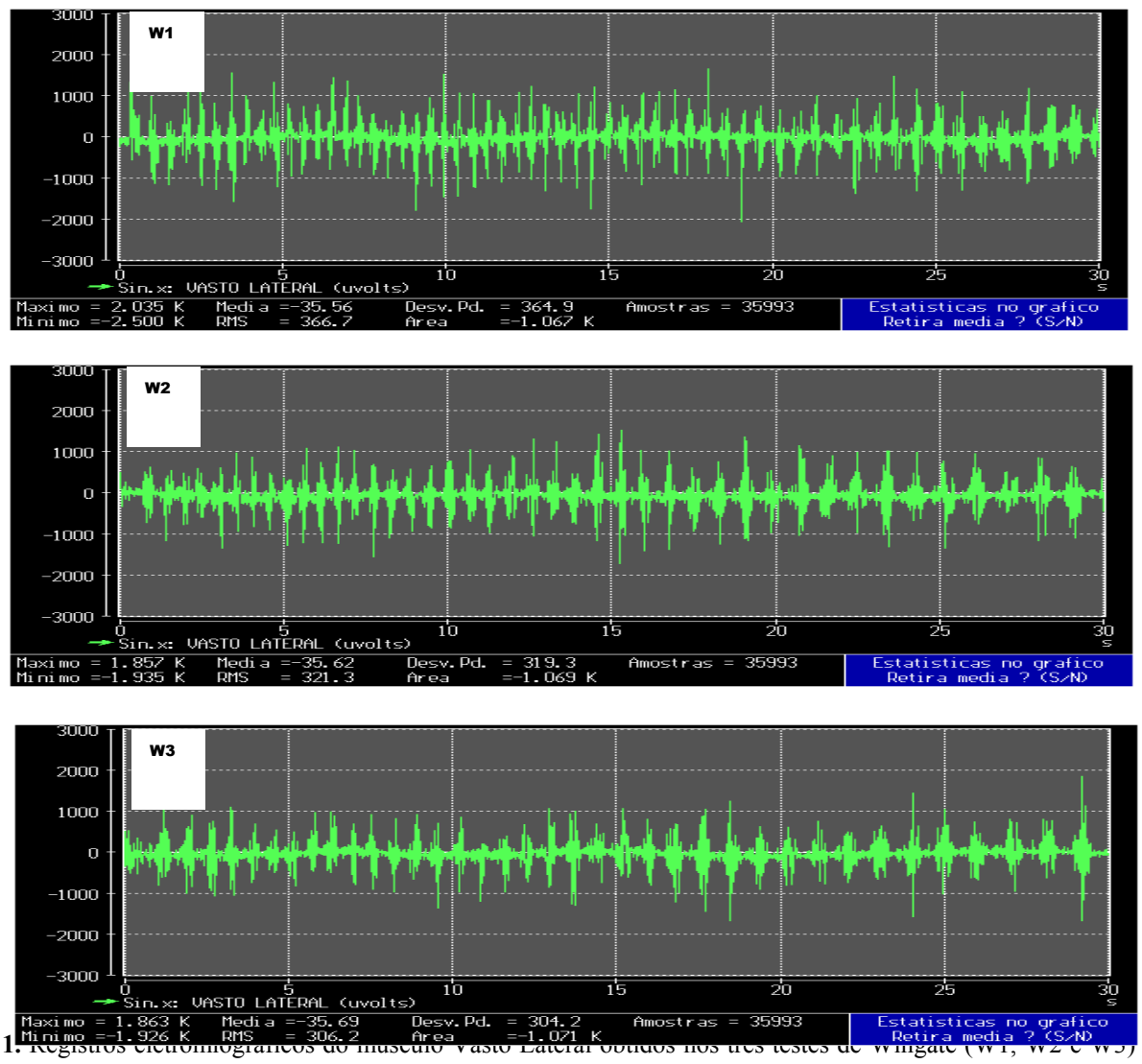

Figura 1. Registros eletromiográficos do músculo Vasto Lateral obtidos nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) em um sujeito investigado (eixo x, tempo em segundos; eixo y, amplitude em µV).

Verifica-se que o comportamento dos sinais eletromiográficos do músculo VL se modificou durante o protocolo intermitente. No primeiro teste de Wingate, durante os primeiros instantes do esforço, observa-se um padrão cuja amplitude é alta e a duração dos potenciais de ação é curta (seta amarela). Ao longo do teste, ocorreu uma redução na amplitude dos sinais eletromiográficos e um aumento na duração dos potenciais de ação (seta branca). No segundo teste de Wingate, observamos que os sinais eletromiográficos, nos segundos iniciais, apresentam uma amplitude menor do que no início do primeiro teste de Wingate. Além disso, as

alterações nas durações dos potenciais de ação (por análise visual) são evidenciadas mais precocemente (~18 s) quando comparado com o primeiro teste de Wingate. No terceiro teste de Wingate isso pode ser constatado já na metade do teste. No músculo VM (Figura 2) verificou-se o mesmo comportamento nos períodos finais dos testes. No entanto, a amplitude parece não sofrer modificações expressivas com o decorrer dos testes de Wingate.

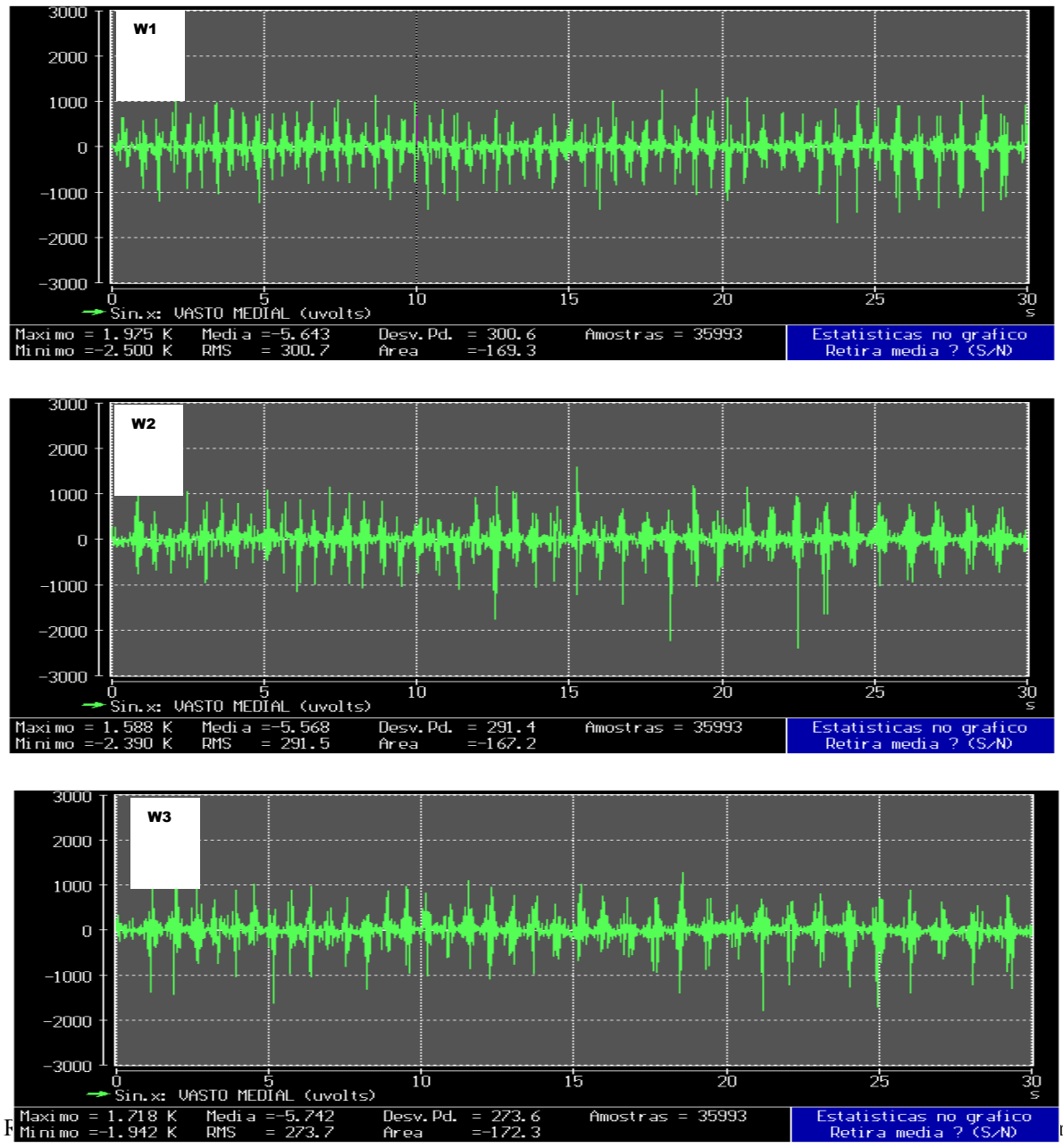

Figura 2. F n um sujeito investigado (eixo x, tempo em segundos; eixo y, amplitude em µV).

Na Figura 3 são apresentados os registros eletromiográficos do músculo RF durante o protocolo intermitente.

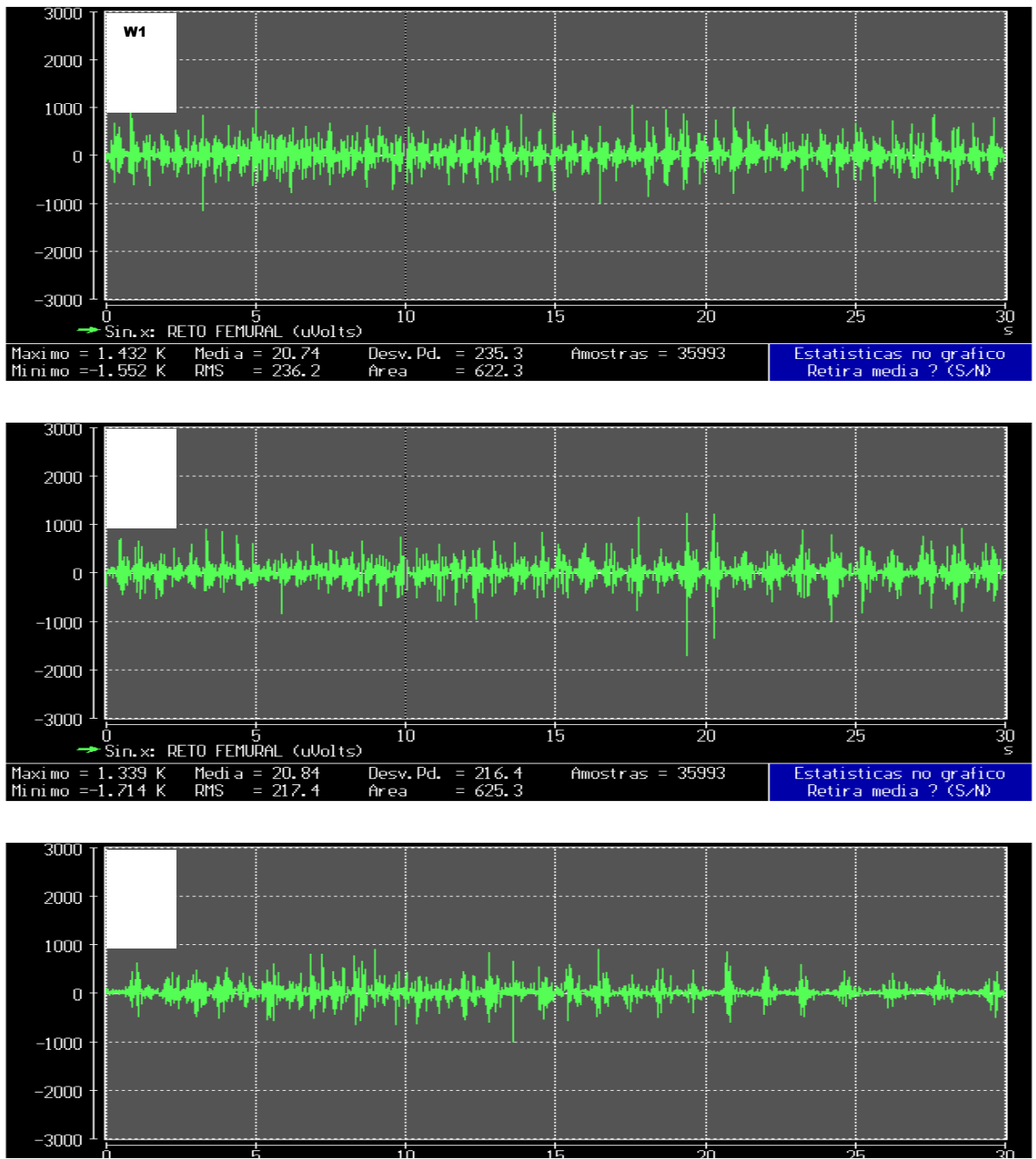

Figura 3. Registros eletromiográficos do músculo Reto Femural obtidos nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) em um sujeito investigado (eixo x, tempo em segundos; eixo y, amplitude em μV).

Um aspecto que chama a atenção é o comportamento diferenciado deste músculo em relação aos músculos VL e VM. Verifica-se que o músculo RF apresenta uma maior duração dos potenciais de ação indicando que é solicitado praticamente durante todo o ciclo na ação de pedalar. Além disso, no terceiro teste de Wingate, ocorre uma redução acentuada na amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS).

A Tabela 3 apresenta a FM normalizada dos músculos do VL, VM e RF no decorrer dos três testes de Wingate.

Tabela 3. Freqüência mediana normalizada (%) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femural (RF) no decorrer dos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) expressas em mediana e semi-amplitude interquartílica.

	W1	**W2**	**W3**
VL	100 ± 0	98,21 ± 3,34	97,01 ± 3,18
VM	100 ± 0	99,40 ± 8,39	98,12 ± 8,35
RF	100 ± 0	101,85 ± 4,95	100,68 ± 9,37

Nos três testes de Wingate, não houve diferenças significantes entre os músculos. Da mesma forma, não foi

verificada diferenças significantes com o decorrer dos testes de Wingate em nenhum dos músculos investigados.

Na figura 4 é apresentada a FM absoluta dos músculos VL, VM e RF obtidas nos três testes de Wingate.

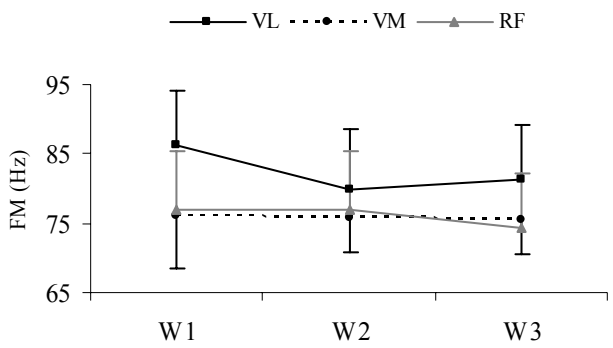

Figura 4. Freqüência mediana (FM) dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femural (RF) obtidos nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3) expressa em mediana e semi-amplitude interquartílica.

Assim como nos valores FM normalizadas, com o decorrer dos testes, não foi verificada diferenças significantes nos três músculos analisados. De forma semelhante, não houve diferenças significativas entre os músculos em nenhum dos testes de Wingate. Vale destacar que em todos os testes, o VL apresentou valores superiores aos dos músculos VM e RF, embora as diferenças não tenham sido estatisticamente significante.

A matriz dos coeficientes de correlação simples incluindo as informações relacionadas às respostas eletromiográficas dos músculos VL, VM e RF, e a potência média relativa obtida nos testes de Wingate são apresentadas na Tabela 4.

Tabela 4. Correlação entre potência média relativa (PMR) e sinais eletromiográficos dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femural (RF) nos três testes de Wingate (W1, W2 e W3).

	r	***P***
W1 – PMR x VL	0,85	0,02
W2 – PMR x VL	0,83	0,01
W3 – PMR x VL	0,80	0,01
W1 – PMR x VM	0,02	0,79
W2 – PMR x VM	0,08	0,83
W3 – PMR x VM	0,10	0,81
W1 – PMR x RF	0,11	0,35
W2 – PMR x RF	0,28	0,47
W3 – PMR x RF	0,54	0,14

Verifica-se que a essência dos coeficientes de correlação foi diferente para os três músculos. Nos três testes de Wingate, o VL foi o único músculo que apresentou correlação entre a potência média relativa e os valores de RMS. Um aspecto interessante é o aumento da correlação, além da tendência a significância estatística do músculo RF no terceiro teste de Wingate.

Discussão

Em virtude de muitas modalidades esportivas apresentarem como características a intermitência, muitos pesquisadores têm proposto modelos de avaliação em cicloergômetro com o intuito de investigar o desempenho físico neste tipo de esforço (BIRCH et al., 1994; BOGDANIS et al., 1996; BOGDANIS et al., 1995; CASEY et al., 1996; EARNEST et al., 1995; GREEN et al., 2001; GREER et al., 1998; HARGREAVES et al., 1998; McCARTNEY et al., 1986; SPRIET et al., 1989; TARNOPOLSKY; MacLENNAN, 2000; TRUMP et al., 1996). O protocolo utilizado na maioria desses estudos consiste da execução de dois a quatro esforços máximos com duração de 30 segundos em cicloergômetro. A grande diferença entre os protocolos tem sido o intervalo de recuperação adotado entre as séries que tem variado entre 90, 120, 240 ou 360 s.

Um aspecto evidente nesses estudos é a queda no desempenho físico (potência de pico e potência média), já a partir do primeiro esforço máximo (BIRCH et al., 1994; BOGDANIS et al., 1996; BOGDANIS et al., 1995; CASEY et al., 1996; EARNEST et al., 1995; GREEN et al., 2001; GREER et al., 1998; HARGREAVES et al., 1998; McCARTNEY et al., 1986; SPRIET et al., 1989; TARNOPOLSKY; MacLENNAN, 2000; TRUMP et al., 1996). Quando o sujeito realiza a segunda série, seu desempenho corresponde, a aproximadamente 80% do primeiro tiro, ou seja, existe uma queda de rendimento de ~20%. Da mesma forma, a redução no desempenho entre o teste dois e o teste três também é de ~20%. No presente estudo, a redução do desempenho físico com o decorrer dos três testes de Wingate foram inferiores aos encontrados em outros estudos (HARGREAVES et al., 1998; McCARTNEY et al., 1986; SPRIET et al., 1989). Um dos fatores que pode explicar essas diferenças é a condição física dos sujeitos analisados, ou seja, os ciclistas deste estudo provavelmente apresentavam maior adaptação para a realização de esforços de alta intensidade em relação aos indivíduos saudáveis e ativos que compuseram a amostra nos outros estudos. Um outro aspecto que pode ter influenciado na qued do desempenho físico é a especificidade do movimento para a execução da tarefa motora solicitada (ENOKA, 1995). Provavelmente, nos estudos supracitados, os voluntários não eram adaptados ao ergômetro utilizado, o que poderia facilitar

a instauração precoce da fadiga, provocando maiores quedas de desempenho.

O teste de Wingate consiste de um esforço físico realizado sob alta intensidade e curta duração (30 s). A contribuição dos sistemas oxidativo, fosfagênio e glicolítico durante o teste é 18,6, 31,1 e 50,3%, respectivamente, indicando que grande parte da produção energética, provém, predominantemente do metabolismo anaeróbio (BENEKE et al., 2002). Assim, a fadiga acarretada por esforços de alta intensidade e curta duração, realizados de forma intermitente, parece ser produto de fatores metabólicos como redução nos níveis de trifosfato de adenosina e creatina fosfato, e aumento nos níveis de fosfato inorgânico, de difosfato de adenosina, de lactato e de íons H^+ (FITTS, 1994). Embora seja reconhecida a importância dos aspectos metabólicos na instauração da fadiga, não existem dúvidas do envolvimento de outros fatores neste processo (HUNTER et al., 2003). Uma possível hipótese é a de que nos esforços intermitentes exista participação importante do controle neural para produção da força ou potência, uma vez que no primeiro teste o sujeito executa um esforço máximo voluntário, o que faz com que as fibras nervosas sensoriais (aferentes) enviem informações ao cérebro indicando que tal nível de intensidade, caso seja repetida novamente, acarretará em lesões do tecido muscular, resultando em danos celulares. Dessa forma, parece existir um mecanismo de proteção do organismo, com os esforços subseqüentes sendo regulados por processos neurais eferentes causando uma queda no desempenho e menor solicitação metabólica (ULMER, 1996).

Com relação às respostas eletromiográficas observadas no presente estudo, embora não tenham sido constatadas diferenças significantes, verificou se uma pequena redução dos sinais eletromiográficos dos músculos VL (6%), VM (6%) e RF (13%) com o decorrer dos três testes de Wingate (Tabela 2). Respostas semelhantes têm sido verificadas por outros pesquisadores em esforços de alta intensidade e curta duração (BILODEAU et al., 2003; KOUZAKI et al., 1999). Essa redução na amplitude dos potenciais de ação pode ser explicada pela incapacidade de manter o recrutamento das unidades motoras e/ou diminuição na freqüência de disparos das unidades motoras (BIGLAND-RITCHIE, 1981). No estudo de Moraes et al. (2004), durante extensões de joelhos realizadas na cadeira extensora, é demonstrada a diminuição da amplitude dos sinais eletromiográficos do músculo RF quando submetido a cargas com resistência externa por período prolongado. Possivelmente, a incapacidade de manutenção do recrutamento das unidades motoras esteja relacionada com o aumento do limiar de excitação da fibra muscular (BALOG et al., 1994). No que se refere à duração dos potenciais de ação (Figura 1), um aspecto fundamental que tem implicações diretas é a quantidade de Ca^{2+} intracelular. Um músculo em fadiga apresenta aumento na duração dos potenciais de ação que está associado com a elevação nos níveis de Ca^{2+} intracelular devido à deficiência do retículo sarcoplasmático na liberação ou recaptação do Ca^{2+}. Além do aumento na duração dos potenciais de ação, isso acarreta também em redução na capacidade de gerar tensão (FITTS et al., 1982).

Um aspecto que chamou a atenção no presente estudo é o comportamento diferenciado do RF em relação aos músculos VL e VM. O fato de o músculo RF ser solicitado praticamente durante todo o ciclo na ação de pedalar pode ser explicado pela propriedade biomecânica. O músculo RF se constituí em um músculo bi-articular cuja ação é estender os joelhos e flexionar o quadril, e durante a ação de pedalar, tem grande participação durante a fase de transição entre a flexão e extensão da articulação do joelho (SUZUKI et al., 1982). Além disso, os músculos bi-articulares possuem propriedades funcionais de controle da direção do movimento e da força enquanto que os músculos mono-articulares parecem ter função de produção de força (JACOBS; VAN INGEN SCHENAU, 1992). Dessa forma, especula-se que a estratégia de recrutamento do músculo RF seja diferente em relação aos demais músculos (VL e VM) (EBENBICHLER et al, 1998; KOUZAKI et al., 1999).

Além do comportamento diferenciado verificado no padrão de solicitação do músculo RF quando comparado com os músculos VL e VM, a redução da amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) foi o dobro para o RF. Os achados no presente estudo vão ao encontro dos achados de outros pesquisadores (EBENBICHLER et al., 1998; KINUGASA et al., 2002; KOUZAKI et al., 1999; PINCIVERO et al., 2005; TESCH et al., 1990) que verificaram uma dissociação nas respostas eletromiográficas dos músculos VL, VM e RF frente ao processo de instauração da fadiga, porém, durante exercício de extensão de joelhos. Além das diferenças na biomecânica entre os músculos, outros fatores que podem explicar as respostas diferenciadas encontradas entre os músculos VL e VM e o RF estão atrelados à composição de fibras musculares e à arquitetura muscular. O RF é o que apresenta maior proporção de fibras do tipo II quando comparado com os músculos VL e VM (JOHNSON et al., 1973), constituindo-se assim, no músculo mais suscetível a fadiga.

Quanto às propriedades relacionas à arquitetura muscular, basicamente existem dois tipos de músculos que apresentam características distintas (LIEBER, 1992). Os músculos peniformes possuem as fibras dispostas no sentido diagonal, o que permite um maior acoplamento de sarcômeros em paralelo. Isso acarreta em maior ASTF resultando em maior capacidade de produção de força. Por outro lado, os músculos fusiformes, embora não apresentem grande ASTF, possuem alta capacidade de amplitude de movimento. O RF, apesar de possuir as fibras musculares superficiais arranjadas diagonalmente ao eixo de tração, é um músculo fusiforme

(GRAY, 1988) e apresenta menor ASTF do que os músculos VL e VM (WICKIEWICZ et al., 1983).

Com relação aos músculos VL e VM, embora apresentem biomecânica semelhante (mono-articulares), as características quanto à composição dos tipos de fibras são diferentes. O VL é constituído por maior proporção de fibras do tipo II em relação ao VM (EDGERTON et al., 1975; JOHNSON et al., 1973; TRAVNIK et al., 1995). Tal fato, está diretamente relacionado com uma maior produção de lactato e outros metabólitos, resultando em danos no mecanismo contrátil (GRABINER et al., 1991). Além disso, o VL apresenta maior ASTF do que o VM (WICKIEWICZ et al., 1983), o que desencadeia em maior tensão muscular absoluta e pressão intramuscular. Em situações onde a pressão intramuscular é aumentada, o fluxo sangüíneo para o músculo ativo é diminuído, contribuindo para instauração de uma condição anaeróbia (GRABINER et al., 1991). Com base nesses fatos, os resultados esperados seriam respostas diferenciadas dos músculos VL e do VM frente à fadiga. Contudo, no presente estudo, os resultados encontrados não sustentam a hipótese levantada uma vez que ambos os músculos apresentaram o mesmo comportamento durante o protocolo intermitente quanto a redução na amplitude dos sinais eletromiográficos (6%).

Resultados semelhantes foram encontrados por Grabiner et al. (1991) que compararam as respostas dos músculos VL e VM em esforços estáticos (30 e 60% da contração voluntária máxima sustentada por maior tempo possível) e dinâmicos (séries de oito extensões de joelhos, com intensidade de 40% da contração voluntária máxima, até exaustão). Os achados indicam que ambos os músculos apresentaram padrões de respostas semelhantes à fadiga para os dois tipos de exercício (estático e dinâmico). Uma das possíveis explicações para estes resultados pode estar atrelada ao *crosstalk*. O *crosstalk* refere-se à interferência de um sinal por outros sinais que emanam de músculos adjacentes (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Neste sentido, hipoteticamente, teríamos uma interferência dos músculos sinergistas (RF e Vasto Intermédio) na captação dos sinais. No entanto, é importante destacar que o músculo VM se localiza no nível do tendão dos músculos RF e Vasto Intermédio. Desta forma, o *crosstalk* seria um problema, sobretudo, do músculo VL, e a contribuição dos sinais dos músculos sinergistas poderia resultar em níveis de amplitude dos sinais eletromigráficos (RMS) superestimados, levando a interpretações equivocadas quanto ao padrão de fadiga muscular.

Com relação à FM normalizada (Tabela 3) e a FM absoluta (Figura 4), o comportamento apresentado em todos os músculos foi de estabilidade dos valores com o decorrer dos testes de Wingate. Estes achados vão ao encontro dos resultados obtidos por Pincivero et al. (2001) nos músculos VM e RF, porém, contrastam com os achados de outros pesquisadores (CRENSHAW et al., 2000; PINCIVERO et al., 2005; SO et al., 2002), que verificaram uma redução da FM nos músculos VL, VM e RF com o decorrer do teste. Um fator que pode explicar essa dicotomia entre os achados desses estudos pode estar atrelado ao protocolo adotado. Nas investigações de Crenshaw et al. (2000), Pincivero et al. (2005), e So et al. (2002), o protocolo adotado envolveu contrações voluntárias dinâmicas ou isométricas até a exaustão. Por outro lado, no presente estudo e no estudo de Pincivero et al. (2001), o protocolo empregado apresentou intervalos (dois minutos) entre os esforços. Este período adotado para intervalo parece ser suficiente para que restabeleça a FM aos valores obtidos no início do esforço (KUORINKA, 1988).

No que se refere à comparação entre a FM obtida por diferentes músculos, alguns estudos que não têm verificado diferenças entre os valores de FM encontrados nos VL, VM e RF (BILODEAU et al., 2003; GERDLE et al., 1997; WEIR et al., 1996). Por outro lado, diversos pesquisadores têm verificado valores de FM maiores no músculo RF em relação aos músculos VL e VM (GERDLE et al., 1991; MANNION; DOLAN, 1996; WRETLING et al., 1997). No presente estudo, o VL foi o músculo que apresentou valores mais elevados quando comparado aos obtidos pelos VM e RF. Resultados semelhantes têm sido verificados por outros pesquisadores (PINCIVERO et al., 2000; PINCIVERO et al., 2001; PINCIVERO et al., 2002; PINCIVERO et al. 2005), entretanto, nesses estudos, o músculo RF apresentou valores de FM maiores do que os obtidos pelo VM. Uma possível explicação para os valores superiores de FM obtidos no músculo VL em relação ao VM poderia estar atrelado à composição de fibras. Neste sentido, o VL é o que apresenta maior proporção de fibra tipo II quando comparado ao VM (maior proporção de fibra tipo I) (EDGERTON et al., 1975; JOHNSON et al., 1973; TRAVNIK et al., 1995). Tal fato acarreta em uma maior velocidade de condução do impulso resultando em valores mais elevados de FM (KUPA et al., 1995). No entanto, é importante ressaltar que dentre os três músculos investigados, o RF é o que apresenta maior proporção de fibra tipo II (JOHNSON et al., 1973). Assim, se considerarmos somente o aspecto da distribuição de fibras musculares, hipoteticamente, o RF deveria apresentar valores de FM maiores do que o músculo VL. Porém, vale ressaltar que, embora o RF possua maior proporção de fibra tipo II do que o VL, a biomecânica se difere entre os músculos.

Portanto, podemos especular que a inconsistência nos resultados encontrados pelos diferentes estudos esteja atrelada aos aspectos da composição de fibras, da arquitetura muscular e da grande variabilidade de distribuição de fibras musculares apresentada por diferentes indivíduos (LEXELL et al., 1983).

O VL, em todos os testes, se apresentou como a única variável que apresentou correlação entre a potência média relativa e a amplitude dos sinais eletromiográficos (Tabela 4). Uma das possíveis explicações para isso pode estar relacionada à ASTF do músculo VL, que segundo Johnson et al. (1973) e Lieber (1992), é a maior dentre os três músculos estudados na presente investigação. Portanto, o músculo VL apresenta maior capacidade de tensão em relação aos demais músculos. Os músculos VL e VM, juntos, são responsáveis por 50% da produção de força do Quadríceps Femoral (JORGE; HULL, 1986).

Uma das limitações do presente estudo está atrelada ao processamento dos sinais eletromiográficos empregado. A adoção da transformada de Fourier exige que os sinais coletados sejam estacionários (obtida em contrações isométricas) (BONATO et al., 2001; KARLSSON et al., 2000; KNAFLITZ et al., 1999). Embora diversos pesquisadores tenha utilizado a transformada de Fourier para análise eletromiográfica durante contrações dinâmicas (GAMET et al., 1996; HELAL et al., 1987; HUG et al., 2003; HUNTER et al., 2003; PETROFSKY, 1979), possivelmente, esta não seja um procedimento mais adequado uma vez que durante contrações dinâmicas, os sinais eletromiográficos apresentam características não-estacionárias. Neste sentido, uma das estratégias é a utilização da distribuição tempo-freqüência que pode ser uma alternativa para as novas investigações a serem realizadas (BONATO et al., 2001; KARLSSON et al., 2000; KNAFLITZ et al., 1999).

Em síntese, os resultados encontrados no presente estudo demonstraram que a magnitude da queda de desempenho físico observada durante o protocolo intermitente foi maior que a redução dos potenciais de ação dos músculos VL, VM e RF. Além disso, com o decorrer dos três testes de Wingate, o RF foi o que apresentou maior redução nos sinais eletromiográficos quando comparados aos músculos VL e VM. Com relação à FM, os valores não sofreram alterações com o decorrer dos testes, possivelmente, em função do intervalo empregado no protocolo. Embora não tenha sido estatisticamente significante, dentre os três músculos investigados, o VL foi o que apresentou valores de FM absoluta mais elevada. Além disso, em todos os testes de Wingate foram encontradas altas correlações entre a potência média relativa e os valores de RMS do VL, indicando ser um músculo importante para o desempenho físico realizado no cicloergômetro, sobretudo, neste tipo de esforço.

Referências

BALOG, E.M.; THOMPSON, L.V.; FITTS, R.H. Role of sarcolemma action potentials and excitability in muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.76, n.5, p.2157-62, 1994.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. **Muscles alive - their functions revealed by electromyography.** 5th ed. Baltimore: Willians & Wilkins, 1985.

BENEKE, R.; POLLMANN, C.; BLEIF, I.; LEITHAUSER, R.M.; HUTLER, M. How anaerobic is the Wingate Anaerobic Test for humans? **European Journal of Applied Physiology,** New York, v.87, n.4-5, p.388-92, 2002.

BIGLAND-RITCHIE, B. EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. **Exercise and Sport Science Reviews**, New York, v.9, p.75-117, 1981.

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**, New York, v.13, n.1, p.83-92, 2003.

BIRCH, R.; NOBLE, D.; GREENHAFF, P.L. The influence of dietary creatine supplementation on performance during repeated bouts of maximal isokinetic cycling in man. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, New York, v.69, n.3, p.268-76, 1994.

BOGDANIS, G.C.; NEVILL, M.E.; BOOBIS, L.H.; LAKOMY, H.K. Contribution of phosphocreatine and aerobic metabolism to energy supply during repeated sprint exercise. **Journal of Applied Physiology,** Washington, v.80, n.3, p.876-84, 1996.

BOGDANIS, G.C.; NEVILL, M.E.; BOOBIS, L.H.; LAKOMY, H.K.; NEVILL, A.M. Recovery of power output and muscle metabolites following 30 s of maximal sprint cycling in man. **Journal of Physiology**, London, v.482, pt.2, p.467-80, 1995.

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,** New York, v.48, n.7, p.745-53, 2001.

CASEY, A.; CONSTANTIN-TEODOSIU, D.; HOWELL, S.; HULTMAN, E.; GREENHAFF, P.L. Creatine ingestion favorably affects performance and muscle metabolism during maximal exercise in humans. **The American Journal of Physiolgy,** Bethesda, v.271, pt.1, n.1, p.E31-7, 1996.

CRENSHAW, A.G.; GERDLE, B.; HEIDEN, M.; KARLSSON, S.; FRIDEN, J. Intramuscular pressure and electromyographic responses of the vastus lateralis muscle

during repeated maximal isokinetic knee extensions. **Acta Physiologica Scandinavica**, Stockholm, v.170, n.2, p.119-26, 2000.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v.13, p.135-63, 1997.

EARNEST, C.P.; SNELL, P.G.; RODRIGUEZ, R.; ALMADA, A.L.; MITCHELL, T.L. The effect of creatine monohydrate ingestion on anaerobic power indices, muscular strength and body composition. **Acta Physiologica Scandinavica**, Stockholm, v.153, n.2, p.207-9, 1995.

EBENBICHLER, G.; KOLLMITZER, J.; QUITTAN, M.; UHL, F.; KIRTLEY, C.; FIALKA, V. EMG fatigue patterns accompanying isometric fatiguing knee-extensions are different in mono- and bi-articular muscles. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, Amsterdam, v.109, n.3, p.256-62, 1998.

EDGERTON, V.R.; SMITH, J.L.; SIMPSON, D.R. Muscle fibre type populations of human leg muscles. **The Histochemical Journal**, London, v.7, n.3, p.259-66, 1975.

ENOKA, R.M. Morphological features and activation patterns of motor units. **Journal of Clinical Neurophysiology**, New York, v.12, n.6, p.538-59, 1995.

FITTS, R.H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. **Physiological Reviews**, Washington, v.74, n.1, p.49-94, 1994.

FITTS, R.H.; COURTRIGHT, J.B.; KIM, D.H.; WITZMANN, F.A. Muscle fatigue with prolonged exercise: contractile and biochemical alterations**. The American Journal of Physiolgy**, Bethesda, v.242, n.1, p.C65-C73, 1982.

GAMET, D.; DUCHÊNE, J.; GOUBEL, F. Reproducibility of kinetics of electromyogram spectrum parameters during dynamic exercise. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, New York, v.74, n.6, p.504-510, 1996.

GERDLE, B.; HENRIKSSON-LARSEN, K.; LORENTZON, R.; WRETLING, M.L. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. **Acta Physiologica Scandandinavica**, Stockholm, v.142, n.4, p.457-65, 1991.

GERDLE, B.; KARLSSON, S.; CRENSHAW, A.G.; FRIDEN, J. The relationships between EMG and muscle morphology throughout sustained static knee extension at two submaximal force levels. **Acta Physiologica Scandinavica**, Stockholm, v.160, n.4, p.341-51, 1997.

GORDON, C.C.; CHUMLEA, W.C.; ROCHE, A.F. Stature, recumbent length, and weight. In: LOHMAN, T.G.; ROCHE, A.F.; MARTORELL, R. (Ed.). **Anthropometric standardization reference manual**. Champaign, Illinois: Human Kinetics Books, 1988. p.3-8.

GRABINER, M.D.; KOH, T.J.; MILLER, G.F. Fatigue rates of vastus medialis oblique and vastus lateralis during static and dynamic knee extension. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v.9, n.3, p.391-7, 1991.

GRAY, H. **Gray anatomia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.

GREEN, J.M.; McLESTER, J.R.; SMITH, J.E.; MANSFIELD, E.R. The effects of creatine supplementation on repeated upper- and lower- body Wingate performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Champaign, v.15, n.1, p.36-41, 2001.

GREER, F.; McLEAN, C.; GRAHAM, T.E. Caffeine, performance, and metabolism during repeated Wingate exercise tests. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.85, n.4, p.1502-8, 1998.

HARGREAVES, M.; MCKENNA, M.J.; JENKINS, D.G.; WARMINGTON, S.A.; LI, J.L.; SNOW, R.J.; FEBBRAIO, M.A. Muscle metabolites and performance during high-intensity, intermittent exercise. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.84, n.5, p.1687-91, 1998.

HAUTIER, C.A.; ARSAC, L.M.; DEGHDEGH, K.; SOUQUET, J.; BELLI, A.; LACOUR, J.R. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.32, n.4, p.839-43, 2000.

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

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.10, n.5, p.361-74, 2000.

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

HUNTER, A.M.; ST CLAIR GIBSON, A.; LAMBERT, M.I.; NOBBS, L.; NOAKES, T.D. Effects of supramaximal exercise on the electromyographic signal. **British Journal of Sports Medicine**, Loughborough, v.37, n.4, p.296-9, 2003.

JACOBS, R.; VAN INGEN SCHENAU, G.J. Control of an external force in leg extensions in humans. **Journal of Physiology**, London, v.457, p.611-26, 1992.

JOHNSON, M.A.; POLGAR, J.; WEIGHTMAN, D.; APPLETON, D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. **Journal of the Neurological Sciences**, Amsterdam, v.18, n.1, p.111-129, 1973.

JORGE, M.; HULL, M.L. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. **Journal of Biomechanics**, New York, v.19, n.9, p.683-94, 1986.

KARLSSON, S.; YU, J.; AKAY, M. Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, New York, v.47, n.2, p.228-238, 2000.

KINUGASA, R.; HAYASHI, S.; IINO, N.; TAMURA, M.; OOUCHI, T.; HORI, A. Recruitment pattern of quadriceps femoris muscles during repetitive knee extension exercise by muscle functional MRI. **Journal of Physical Exercise and Sports Science**, Tokyo, v.8, p.1-6, 2002.

KNAFLITZ, M.; BONATO, P. Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.9, n.5, p.337-50, 1999.

KOUZAKI, M.; SHINOHARA, M.; FUKUNAGA, T. Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, New York, v.80, n.1, p.9-15, 1999.

KUORINKA, I. Restitution of EMG spectrum after muscular fatigue. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, New York, v.57, n.3, p.311-315, 1988.

KUPA, E.J.; ROY, S.H.; KANDARIAN, S.C.; DE LUCA, C.J. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.79, n.1, p.23-32, 1995.

LEXELL, K.; HENRIKSSON-LARSEN, K.; SJOSTROM M. Distribution of different fibre types in human skeletal muscles. 2. A study of cross-sections of whole m. vastus lateralis. **Acta Physiologica Scandinavica**, Stockholm, v.117, n.1, p.115-122, 1983.

LIEBER, R.L. **Skeletal muscle structure and function**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1992.

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**, New York, v.74, n.5, p.411-419, 1996.

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**, New York, v.9, n.1, p.39-46, 1999.

McCARTNEY, N.; SPRIET, L.L.; HEIGENHAUSER, G.J.; KOWALCHUK, J.M.; SUTTON, J.R.; JONES, N.L. Muscle power and metabolism in maximal intermittent exercise. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.60, n.4, p.1164-9, 1986.

MORAES, A.C.; BANKOFF, A.D.; OKANO, A.H.; SIMÕES, E.C.; RODRIGUES C.E. Analysis of knee movements on leg extension machine: an electromyography study of the rectus femoris muscle. **Electromyograhy and Clinical Neurophysiology**, Louvain, v.44, n.1, p.15-21, 2004.

MORITANI, T.; MURO, M.; NAGATA, A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.60, n.4, p.1179-85, 1986.

MULLANY, H.; O'MALLEY, M.; ST CLAIR GIBSON, A.; VAUGHAN, C. Agonist-antagonist common drive during fatiguing knee extension efforts using surface electromyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.12, n.5, p.375-84, 2002.

OKANO, A.H.; DODERO, S.R.; COELHO, C.F.; GASSI, E.R.; ALTIMARI, L.R.; SILVA, C.C.; OKANO, R.O.; CYRINO, E.S. Efeito da aplicação de diferentes cargas sobre o desempenho motor no teste de Wingate. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v.9, n.4, p.39-44, 2001.

PETROFSKY, J.S. Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, New York, v.41, n.1, p.1-15, 1979.

PINCIVERO, D.M.; GREEN, R.C.; MARK, J.D.; CAMPY, R.M. Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.10, n.3, p.189-196, 2000.

PINCIVERO, D.M.; CAMPY, R.M.; SALFETNIKOV, Y.; BRIGHT, A.; COELHO, A.J. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.90, n.3, p.804-10, 2001.

PINCIVERO, D.M.; COELHO, A.J.; CAMPY, R.M.; SALFETNIKOV, Y.; BRIGHT A. The effects of voluntary contraction effort on quadriceps femoris electromyogram median frequency in humans: a muscle and sex comparison. **European Journal of Applied Physiology**, New York, v.87, n.4-5, p.448-455, 2002.

PINCIVERO, D.M.; GANDHI, V.; TIMMONS, M.K.; COELHO, A.J. Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. **Journal of Biomechanics,** New York, 2005. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MImg&_imagekey=B6T82-4F7Y922-6-1&_cdi=5074&_user=972058&_orig=search&_coverDate=01%2F14%2F2005&_sk=999999999&view=c&wchp=dGLbVlz-zSkzS&md5=1de0b7837be8186da97712103df67924&ie=/sdarticle.pdf>. Acesso em: 07 de fevereiro de 2005.

SO, R.; CHAN, K.; SIU, O. EMG power frequency spectrum shifts during repeated isokinetic knee and arm movements. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, Washington, v.73, n.1, p.98-106, 2002.

SPRIET, L.L.; LINDINGER, M.I.; McKELVIE, R.S.; HEIGENHAUSER, G.J.; JONES, N.L. Muscle glycogenolysis and H+ concentration during maximal intermittent cycling. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.66, n.1, p.8-13, 1989.

SUZUKI, S.; WATANABE, S.; HOMMA, S. EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities. **Brain Research,** Amsterdam, v.240, n.2, p.245-58, 1982.

TARNOPOLSKY, M.A.; MacLENNAN, D.P. Creatine monohydrate supplementation enhances high-intensity exercise performance in males and females. **International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism**, Champaign, v.10, n.4, p.452-63, 2000.

TESCH, P.A.; DUDLEY, G.A.; DUVOISIN, M.R.; HATHER, B.M.; HARRIS, R.T. Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. **Acta Physiologica Scandinavica**, Stockholm, v.138, n.3, p.263-71, 1990.

TRAVNIK, L.; PERNUS, F.; ERZEN, I. Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. **Journal of Anatomy**, London, v.187, pt 2, p.403-11, 1995.

TRUMP, M.E.; HEIGENHAUSER, G.J.; PUTMAN, C.T.; SPRIET, L.L. Importance of muscle phosphocreatine during intermittent maximal cycling. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.80, n.5, p.1574-80, 1996.

ULMER, H.V. Concept of an extracellular regulation of muscular metabolic rate during heavy exercise in humans by psychophysiological feedback. **Experientia,** Basel, v.52, n.5, p.416-20, 1996.

VOLLESTAD, N.K. Measurement of human muscle fatigue. **Journal of Neuroscience Methods**, Amsterdam, v.74, n.2, p.219-27, 1997.

WEIR, J.P.; McDONOUGH, A.L.; HILL, V.J. The effects of joint angle on electromyographic indices of fatigue. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, New York, v.73, n.3-4, p.387-92, 1996.

WICKIEWICZ, T.L.; ROY, R.R.; POWELL, P.L.; EDGERTON, V.R. Muscle architecture of the human lower limb. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.179, p.275-83, 1983.

WRETLING, M.L.; HENRIKSSON-LARSEN, K.; GERDLE, B. Inter-relationship between muscle morphology, mechanical output and electromyographic activity during fatiguing dynamic knee-extensions in untrained females. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, New York, v.76, n.6, p.483-90, 1997.

Este estudo teve apoio financeiro do CNPq e os resultados apresentados são pertinentes à dissertação de mestrado.

Este artigo foi aprovado na categoria de tema livre premiado do VI Congresso Internacional de Educação Física e Motricidade Humana e X Simpósio Paulista de Educação Física, na cidade de Rio Claro, Estado de São Paulo, Brasil,realizado entre os dias 25 a 28 de maio de 2005. Os critérios de arbitragem (i.e., processo duplo cego de revisão por pares) sob os quais o manuscrito foi analisado foram aqueles recomendados pela Motriz.

Endereço:
Alexandre Hideki Okano
Av. Érico Veríssimo, 701. Caixa Postal 6134
Campinas SP
13083-851
e-mail: ahokano@fef.unicamp.br