



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

**LIMIAR DE FADIGA NEUROMUSCULAR DETERMINADO POR
DIFERENTES PERÍODOS DE ANÁLISE DO SINAL
ELETROMIOGRÁFICO**

EDUARDO BODNARIUC FONTES

Campinas – SP

Fevereiro / 2008

EDUARDO BODNARIUC FONTES

**LIMIAR DE FADIGA NEUROMUSCULAR DETERMINADO POR
DIFERENTES PERÍODOS DE ANÁLISE DO SINAL
ELETROMIOGRÁFICO**

Dissertação de Mestrado
apresentada à Pós-graduação da
Faculdade de Educação Física da
Universidade Estadual de Campinas
para a obtenção do título de Mestre
em Educação Física.

Orientador: Antônio Carlos de Moraes

Campinas - SP

Fevereiro / 2008

UNIDADE BC
Nº CHAMADA:
T/UNICAMP F 737 L
V. _____ EX. _____
TOMBO BDC 76995
PROC 162-128-02
C _____ D x
PREÇO 11,00
DATA 04-06-08
BIB-HE 436592

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA FEF - UNICAMP

F737L

Fontes, Eduardo Bodnariuc.

Limiar da fadiga neuromuscular determinado por diferentes períodos de análise do sinal eletromiográfico / Eduardo Bodnariuc Fontes. – Campinas, SP: [s.n], 2008.

Orientador: Antonio Carlos de Moraes.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas.

1. Limiar de fadiga neuromuscular. 2. Eletromiografia. 3. Fadiga. 4. Limiar anaeróbio. I. Moraes, Antonio Carlos de. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

(dilsa/fef)

Título em inglês: Neuromuscular fatigue threshold established by different analysis periods of electromyography signs.

Palavras-chave em inglês (Keywords): Neuromuscular fatigue threshold, Electromyography, Fatigue, Anaerobic threshold.

Área de Concentração: Ciência do Desporto.

Titulação: Mestrado em Educação Física

Banca Examinadora: Antonio Carlos de Moraes. Fábio Yuzo Nakamura. Mara Patricia Traina Chacon-Mikahil.

Data da defesa: 08/02/2008.

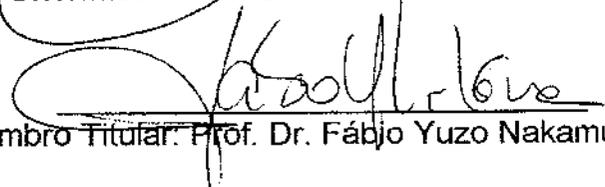
**LIMIAR DE FADIGA NEUROMUSCULAR DETERMINADO POR
DIFERENTES PERÍODOS DE ANÁLISE DO SINAL
ELETROMIOGRÁFICO**

Eduardo Bodnariuc Fontes

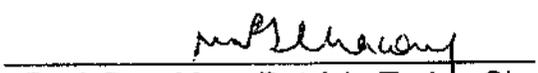
Este exemplar corresponde à redação final da
dissertação de mestrado defendida por
Eduardo Bodnariuc Fontes e aprovada pela
Comissão Julgadora em 012/2008.



Orientador: Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes

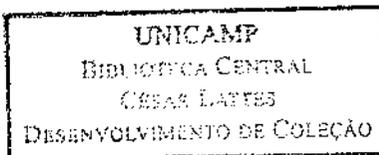


Membro Titular: Prof. Dr. Fábio Yuzo Nakamura



Membro Titular: Prof. Dra. Mara Patrícia Traina Chacon-Mikahil

**Campinas – SP
2008**



2008

AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço aos meus queridos pais, Alvaro Fontes e Maria Aparecida Bodnariuc Fontes, e irmão, Daniel Bodnariuc Fontes, pelo constante apoio, incentivo, exemplo e principalmente imenso amor e carinho prestado durante toda a minha vida.

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes, por acreditar no meu potencial acadêmico e pela orientação ao longo do processo do mestrado.

À Prof^a. Dr^a. Mara Patrícia Traina Chacon-Mikahil, Giovana Virgínia, Dona Lair, e todos colegas do Laboratório de Fisiologia do Exercício – FISEX, por todo apoio, carinho e paciência durante o processo de coletas de dados deste experimento.

Ao Prof. Dr. Fábio Yuzo Nakamura, grande pesquisador de expressável admiração, foi importante motivador nos momentos difíceis do processo do mestrado. Agradeço pelo apoio, confiança, dedicação, conselhos e amizade prestada ao longo desses anos.

Ao Prof. Dr. Edilson Serpeloni Cyrino, pelo incentivo inicial e por abrir meus olhos para a pesquisa, possuo grande admiração, tanto pelo pesquisador, bem como pelo exemplo de caráter que é.

Aos companheiros do Laboratório de Estudos Eletromiográficos - LEE, Leandro Altimari, Ezequiel Gonçalves, Ricardo Triana, Alexandre Batista, Jonas Giglio, José Luiz Dantas, pela amizade, dedicação e companheirismo prestado durante esses anos de convivência, no qual me proporcionou importantes discussões sobre os aspectos acadêmicos e sociais.

Agradeço ao amigo Nilo Okuno, pelo apoio e auxílio durante a análise dos dados deste projeto.

Aos colegas do Grupo de Estudo e Pesquisa em Metabolismo, Nutrição e Exercício (GPEMENE) da Universidade Estadual de Londrina, em especial aos amigos, Luís Alberto Gobbo, Ferdinando Carvalho, Lina Grondin e Juliana Melo, que muito contribuíram para minha formação acadêmica e interesse pela pesquisa.

Aos amigos de Londrina, Campinas, São Paulo e Maloka pelos votos de incentivo, companherismo, alegrias e apoio prestado durante os difíceis momentos durante a realização do mestrado, em especial ao Breno Bertazzoli, Rodrigo Prado e Fernando Nardini, pela estima dedicação à nossa amizade.

Agradeço os voluntários deste estudo pela paciência, seriedade e dedicação durante as fases das coletas.

Agradeço à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES pela concessão da bolsa durante o período do mestrado.

À minha namorada Fernanda de Pace, modelo de caráter e companherismo, agradeço pela paciência, incentivo, amor e carinho prestado durante os importantes momentos do processo do mestrado. A melhor massagista de almas do mundo!

Ao amigo de todas as horas, Felipe Gustavo Bernardes, de ideais semelhantes, é um grande companheiro, compartilhando constantemente aventuras e importantes descobertas dos princípios da vida. O MELHOR amigo que alguém poderia ter.

Em especial, gostaria de agradecer muito ao amigo, irmão e parceiro, Alexandre Hideki Okano, “Jahpa” ou ainda “Japon”. Grande incentivador da minha carreira acadêmica, teve papel decisivo da minha escolha por Campinas. Agradeço pela confiança, dedicação, companherismo e alegrias e tristezas compartilhadas durante o processo do mestrado. Acredito que sua amizade hoje supera as fronteiras do mundo físico, assim como outras. Além de possuir um papel extremamente importante na minha formação acadêmica, fortalece meu espírito e dá forças para seguir nos desafios da vida. É realmente uma grande sorte minha tê-lo como tutor, mestre, conselheiro e principalmente amigo, durante esses anos.

“A vida é pra valer”.

Adaptado de Chico Buarque de Holanda.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos eternos amigos Cláudio Roberto Martinês Filho (*in memorian*) e Alexandra Ramos (*in memorian*), ambos exemplos de caráter, companheirismo e amizade, o qual, invariavelmente durante esses anos, me auxiliaram à superar os desafios da vida em busca dos meus ideais.

Dedico este trabalho ao meu querido avô Mihail Bodnariuc (*in memorian*), sempre me recebendo com muito carinho e alegria, foi grande incentivador na minha carreira de professor, faz parte também da minha recarga de esperança pela constante procura de meus objetivos e conquistas.

Este trabalho também é dedicado à minha sobrinha, Isabella Martins Fontes, sempre me oportunando o sentimento de alegria de viver, me reforça a certeza de que a simplicidade, humildade e felicidade, são princípios essenciais da vida.

FONTES, Eduardo B. **LIMIAR DE FADIGA NEUROMUSCULAR DETERMINADO POR DIFERENTES PERÍODOS DE ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO**. 2008. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.

RESUMO

O propósito do presente estudo foi determinar o Limiar de Fadiga Neuromuscular - LF_{NM} estabelecido por diferentes períodos de análise do sinal eletromiográfico e comparar os mesmos com a Potência Crítica - PC em indivíduos saudáveis. A amostra foi composta por 17 voluntários saudáveis do sexo masculino ($23,4 \pm 5,2$ anos, $73,6 \pm 5,08$ kg, $177,8 \pm 7,0$ cm). Para determinar o LF_{NM} , cada sujeito realizou entre três e quatro cargas constantes no cicloergometro (modelo Corival 400, Quinton Inc, USA) até a exaustão voluntária, com cadência de 60 rpm. Utilizando um eletromiógrafo de 16 canais (MP150, Biopac Systems, Inc., USA), foram coletados sinais EMG do músculo Vasto Lateral. O LF_{NM} foi calculado pelo modelo matemático proposto por (DEVRIES et al., 1982), no qual a taxa de aumento do sinal eletromiográfico atingido durante as cargas constantes é plotado em função das respectivas cargas, sendo o intercepto "y" do prolongamento desta reta considerado o LF_{NM} . Tal procedimento foi reproduzido para cada um dos tempos de duração de análise, 30 segundos (T30s), um minuto (T1min), dois minutos (T2min) e tempo total (TTotal). PC foi determinada através do modelo hiperbólico. Utilizando a potência de LF_{NM} encontrada por TTotal, foi verificado ainda a capacidade dos voluntários de permanecer em teste retangular de 30 min, sem evidência de fadiga neuromuscular. Foram encontradas diferenças significativas entre os períodos de análise para determinação de LF_{NM} (ANOVA). Utilizando T30s a média alcançada foi $266,7 \pm 23,1$ W, com T1min ficou em $243,4 \pm 16,2$ W, para T2min obteve $232,6 \pm 18,3$ W, e utilizando TTotal a média foi de $217,2 \pm 23,1$ W, já para PC, foi encontrado valores médios de $177,9 \pm 27,3$ W. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre T30s e todos os outros períodos de análise, T1min, T2min e TTotal ($p < 0,01$). O LF_{NM} determinado com T1min, foi diferente estatisticamente também de TTotal ($p < 0,01$). Todos os períodos de análise utilizados para determinar LF_{NM} superestimaram estatisticamente PC ($p < 0,01$). Foi encontrada correlação significativa apenas para TTotal e PC ($R^2 = 0,72$). Durante o protocolo de carga retangular de 30 minutos, a média da exaustão ocorreu em $661,6 \pm 303,9$ segundos, apenas um dos voluntários completou os teste de 30 minutos. O nível de significância adotado para todas as análises foi de 5%. A partir dos resultados do presente estudo, é possível concluir que o tempo de análise influencia na determinação de LF_{NM} , superestimando PC e a capacidade de adultos jovens em realizar exercícios de carga constante de 30 minutos em cicloergômetro.

Palavras chaves: limiar de fadiga neuromuscular, limiar anaeróbio, potência crítica.

FONTES, Eduardo B. **NEUROMUSCULAR FATIGUE THRESHOLD ESTABLISHED BY DIFFERENT ANALYSIS PERIODS OF ELECTROMYOGRAPHY SIGNS**. 2008. Dissertation (Masters in Physical Education) – Faculty of Physical Education. State University of Campinas, Campinas, 2008.

ABSTRACT

The purpose of this study was to establish the Neuromuscular Fatigue Threshold - LF_{NM} determined by different analysis periods of electromyography sign and compare to the Critical Power - CP in healthy young men. 17 healthy men volunteers ($23,4 \pm 5,2$ years, $73,6 \pm 5,08$ kg, $177,8 \pm 7,0$ cm) completed three or four constant loads tests on a cycling ergometer to establish LF_{NM} (model Corival 400, Quinton Inc, USA) until exhaustion, and the pedal cadence was 60 rpm. Using an amplifier with 16 channels (MP150, Biopac Systems, Inc., USA), were collected EMG signs from Vastus Lateralis muscle from the dominant side. The LF_{NM} were calculated by the mathematical model proposed by DeVries et al., (1982) where the LF_{NM} was considered the y intercept of the regression line the EMG slopes from constant load tests plotted against its respective load. CP was calculated using the hyperbolic equation model. The LF_{NM} procedure was done by each period of EMG analysis 30 seconds (T30s), one minute (T1min), two minutes (T2min) and total period (TTotal). Using LF_{NM} established by TTotal, were verified the capacity of the volunteers to complete a 30 minutes constant load test, without neuromuscular fatigue. ANOVA found statistical differences between analysis periods. Using T30s, the mean found were $266,7 \pm 23,1$ W, with T1min were $243,4 \pm 16,2$ W, for T2min were $232,6 \pm 18,3$ W, and with TTotal, the mean were $217,2 \pm 23,1$ W, however, for CP were found $177,9 \pm 27,3$ W. Were found statistical differences between T30s and all the others analysis periods, T1min, T2min and Total ($p < 0,01$). The LF_{NM} established by T1min were also different from TTotal ($p < 0,01$). All the analysis periods overestimated PC ($p < 0,01$). Were found significant correlation between only PC and TTotal ($R^2 = 0,72$). During the 30 minutes constant load test completed, the exhaustion mean time were $661,6 \pm 303,9$ seconds, and only one volunteer completed all the 30 minutes. The significance level adopted for all analysis was 5%. According to the results of this study, it is possible to conclude that the analysis periods influences the determination of LF_{NM} , and it overestimates CP and the capacity of the healthy adults to complete a 30 minutes constant load test in cycling ergometer.

keywords: neuromuscular fatigue threshold, anaerobic threshold, critical power, constant load test.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
2	OBJETIVOS	12
2.1	Objetivo geral	12
2.2	Objetivos específicos	12
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	13
3.1	Eletromiografia de superfície	13
3.2	Limiar de Fadiga Neuromuscular	14
3.2.1	Terminologia	14
3.2.2	Significado Fisiológico do Limiar de Fadiga Neuromuscular	16
3.2.3	Sensibilidade do Limiar de Fadiga Neuromuscular ao treinamento	17
3.2.4	Formas de determinação do Limiar de Fadiga Neuromuscular	17
3.2.5	Validade e relação com outros índices de capacidade aeróbia	18
3.2.6	Críticas ao modelo	21
3.3	Potência Crítica – PC	22
4	MATERIAIS E MÉTODOS	24
4.1	Seleção da amostra	24
4.2	Delineamento experimental	24
4.3	Antropometria	25
4.4	Protocolo de determinação do Limiar de Fadiga Neuromuscular (LF_{NM})	26
4.5	Coleta e processamento dos sinais EMG	29
4.6	Determinação da Potência Crítica - PC	31
4.7	Protocolo de verificação Limiar de Fadiga Neuromuscular - LF_{NM}	32
4.8	Tratamento estatístico	32
5	RESULTADOS	33
6	DISCUSSÃO	42
7	CONCLUSÕES	46
8	REFERÊNCIAS	47

1 Introdução

Nas últimas décadas, limiares metabólicos têm sido alvo de diversas investigações dentro da fisiologia do exercício, sendo considerados parâmetros importantes, superando inclusive o consumo máximo de oxigênio para a prescrição da intensidade do treinamento (KINDERMANN *et al.*, 1979; JACOBS, 1986; MEYER *et al.*, 1999), controle dos efeitos do treinamento (KEITH *et al.*, 1992; GASKILL *et al.*, 2001) e predição de desempenho físico (COYLE *et al.*, 1991; BUNC *et al.*, 1995; COYLE, 1995; ROECKER *et al.*, 1998).

O termo Limiar Anaeróbio (LAn) foi introduzido por WASSERMAN e MCILROY (1964) sendo definido como a intensidade de esforço anterior ao aumento exponencial do lactato no sangue em relação aos níveis de repouso. Este indicador de capacidade aeróbia pode auxiliar em distintas áreas da fisiologia do exercício, tanto na área ocupacional, como na preventiva e/ou na reabilitação.

Posteriormente, verificou-se a existência de dois limiares, o que levou KINDERMANN *et al.* (1979) a introduzirem o termo “transição aeróbia-anaeróbia”. O primeiro ponto de transição é identificado como limiar aeróbio (LAe), refletindo a intensidade de exercício correspondente ao início do acúmulo do lactato sanguíneo. O segundo ponto de transição seria denominado de LAn e representa a intensidade de exercício que corresponde ao máximo estado estável de lactato no sangue (MEEL) (HECK *et al.*, 1985). Os autores sugerem que a primeira transição corresponde ao LAn proposto por Wasserman e McIlroy (1964), ou ao limiar ventilatório 1 (LV1) (MCLELLAN, 1985). O segundo ponto de transição é considerado o ponto de compensação respiratória (WASSERMAN e MCILROY, 1964) ou, ainda, limiar ventilatório 2 (LV2) (MCLELLAN, 1985).

Estudiosos demonstraram que o LAn ocorre em uma taxa metabólica específica para cada indivíduo e normalmente está associado ao déficit de suprimento de oxigênio (WASSERMAN e MCILROY, 1964; WASSERMAN *et al.*, 1973). Neste sentido, a avaliação e o monitoramento de LAn podem ser considerados importantes para auxiliar na estruturação e planejamento de um programa de treinamento, estabelecendo estratégias específicas e individualizadas para cada sujeito.

De modo geral, para identificar o LAn, estudos têm utilizado diferentes métodos de avaliação, podendo ser mensurado mediante as respostas de lactato ou da glicose sangüínea (STEGMANN *et al.*, 1981; HECK *et al.*, 1985; TEGTBUR *et al.*, 1993; SIMÕES *et al.*, 1998; FONTES *et al.*, 2005), pela análise das concentrações de gases (WASSERMAN e MCILROY, 1964; WASSERMAN *et al.*, 1973), pelo limiar da percepção subjetiva de esforço (NAKAMURA *et al.*, 2005), pelo limiar do trabalho mecânico (PRINGLE e JONES, 2002), ou também, pelo limiar de fadiga neuromuscular (LF_{NM}) ou eletromiográfico (LF_{EMG}), ambos utilizando as respostas dos sinais eletromiográficos (DEVRIES *et al.*, 1982; MATSUMOTO *et al.*, 1991; MORITANI *et al.*, 1993).

A eletromiografia de superfície - EMG vem sendo considerada uma técnica de extrema relevância para o estudo da fisiologia neuromuscular (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985), uma vez que esta registra o sinal elétrico gerado pelas membranas excitáveis durante uma ação muscular. Esta técnica apresenta-se como um método interessante, pois além de ser um procedimento não-invasivo, é de fácil aplicabilidade e fornece informações sobre atividade muscular em diferentes situações ou tarefas motoras (CRAM *et al.*, 1998).

Assim, Moritani (1980) (apud MATSUMOTO *et al.*, 1991) utilizando a EMG, encontrou um aumento abrupto do sinal iEMG durante teste incremental em cicloergômetro realizado até a exaustão. Esse aumento na amplitude dos sinais eletromiográficos pode representar alterações no recrutamento e/ou na freqüência de disparo de unidades motoras, sendo denominado como limiar de fadiga eletromiográfica (LF_{EMG}). Posteriormente, dois estudos confirmaram esses achados (MORITANI *et al.*, 1981; VIITASALO *et al.*, 1985). No entanto, vale destacar que os procedimentos adotados para identificação do LF_{EMG}, assim como outros testes que buscam determinar o Lan, exigem que o avaliado realize o teste até a exaustão, o que pode dificultar a aplicação deste protocolo em alguns segmentos populacionais. Além disso, em protocolos exaustivos, o fator motivacional é um aspecto fundamental para o desempenho do avaliado durante o teste. Neste sentido, protocolos que não exijam o esforço máximo do avaliado se constituem como uma estratégia interessante para a identificação do LAn.

Em 1982, DeVries e colaboradores, propuseram uma metodologia interessante para determinar LAn. Utilizando também a EMG de superfície e assumindo pressupostos do modelo de potência crítica (MORITANI et al., 1981), apresentaram um protocolo que envolve a determinação da taxa de aumento da atividade elétrica ao longo de quatro testes retangulares (iEMG slope) com intensidades distintas. Denominado atualmente de Limiar de Fadiga Neuromuscular - LF_{NM} , é considerado o intercepto no eixo y da extrapolação da reta de regressão entre a taxa de aumento da iEMG (iEMG slope) e suas respectivas cargas. Em teoria, o LF_{NM} representaria a máxima intensidade na qual a taxa de aumento do sinal EMG seria igual à zero.

Diferentes estudos investigaram o LF_{NM} (DEVRIES, 1968; PAVLAT *et al.*, 1993; HOUSH *et al.*, 1995; PAVLAT *et al.*, 1995). No entanto, embora adotando os mesmos procedimentos metodológicos sugeridos por DeVries et al. (1982) e Moritani et al. (1993), o tempo utilizado para a análise e cálculo do LF_{NM} nos estudos foram diferentes, o que dificulta a comparação entre os mesmos.

Considerando a necessidade de se determinar o Lan por meio de protocolos confiáveis que apresentam baixa demanda metabólica, DeVries et al. (1987) sugeriram um modelo no qual as cargas empregadas para o cálculo do iEMG slope não ultrapassem dois minutos, considerando que a relação entre a carga e o sinal iEMG é linear (DEVRIES, 1968). Outros estudos utilizaram diferentes períodos de análise para determinar o LF_{NM} , encontrando discordância nos resultados (MATSUMOTO *et al.*, 1991; MORITANI *et al.*, 1993; PAVLAT *et al.*, 1993; PAVLAT *et al.*, 1995). Neste sentido, estudos que venham buscar a comparação de diferentes períodos adotados para a análise do LF_{NM} podem auxiliar na busca por respostas para determinar o melhor modelo a ser aplicado.

2 Objetivos

2.1 Objetivo geral

O propósito do presente estudo foi determinar o Limiar de Fadiga Neuromuscular - LF_{NM} estabelecido pela análise do sinal eletromiográfico de diferentes períodos dos testes retangulares e compara-lo com a Potência Crítica de indivíduos jovens saudáveis.

2.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos do presente estudo foram:

- Determinar o LF_{NM} utilizando o sinal eletromiográfico (RMS) do músculo Vasto Lateral dos 30 segundos iniciais (T30s), 60 segundos iniciais (T1min), 120 segundos iniciais (T2min) e período total (TTotal) de cada teste retangular.
- Determinar a Potência Crítica.
- Comparar o LF_{NM} determinado por diferentes períodos de análise, 30 segundos iniciais, 60 segundos iniciais, 120 segundos iniciais e período total, bem como com a Potência Crítica.
- Estabelecer correlações entre os LF_{NM} obtidos por diferentes períodos de análise, e também dos mesmos com a Potência Crítica.
- Verificar se os indivíduos poderiam manter 30 min de esforço no cicloergometro com a carga de LF_{NM} estabelecida por TTotal.

3 Revisão Bibliográfica

3.1 Eletromiografia de superfície

A Eletromiografia (EMG) analisa os aspectos relacionados à função muscular por meio de análise do sinal elétrico gerado nas membranas excitáveis, sendo considerada uma técnica de extrema relevância para o estudo da fisiologia neuromuscular (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985).

O procedimento usualmente empregado para a coleta dos sinais EMG envolve a fixação do eletrodo próximo a uma membrana excitável, sendo registrados os potenciais de ação que trafegam sobre ela. Dessa forma, o potencial de ação é registrado em Volts em relação ao tempo. Uma das limitações desta técnica é a necessidade de inserção de eletrodos dentro da célula (intracelular), fora da célula (extracelular), ou ainda, fora do ambiente celular, mas dentro do músculo (intramuscular) (ENOKA, 2000), limitando a sua utilização em tarefas que exigem movimentos bruscos e/ou amplos.

A utilização de eletrodos na pele sobre o músculo tem sido uma alternativa para a solução desse problema. Essa técnica é denominada eletromiografia de superfície e proporciona algumas vantagens interessantes, uma vez que trata-se de uma técnica não-invasiva, de fácil aplicabilidade que fornece informações sobre atividade muscular em diferentes situações ou tarefas motoras (CRAM *et al.*, 1998).

Um importante aspecto a ser analisado na utilização da EMG é a técnica empregada para o processamento dos sinais. De modo geral, os sinais EMG são analisados pelo domínio do tempo ou pelo domínio da frequência, sendo representados pela amplitude e frequência, respectivamente (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985). A amplitude reflete o número e o tamanho do potencial de ação num determinado tempo e é expressa em microvolts (μV) ou milivolts (mV) (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985). Vale ressaltar que qualquer mudança na ativação muscular em consequência das

alterações nas unidades motoras ativadas e/ou no nível de excitação muscular, resultará em modificações da amplitude (VOLLESTAD, 1997).

Embora existam diferentes índices que reflitam a amplitude (sinal bruto, EMG integrada e EMG retificada), de modo geral, é utilizado o RMS (*root mean square*). O RMS é um modelo matemático também utilizado para expressar o nível de atividade elétrica muscular, não exigindo retificação do sinal eletromiográfico, além de não ser afetado pela superposição dos potenciais de ação da unidade motora (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985).

A análise dos sinais eletromiográficos por meio da frequência propicia informações sobre como ocorrem os disparos das unidades motoras. Comumente, utiliza-se o espectro de potência, que consiste na decomposição dos sinais eletromiográficos em vários componentes de frequência, empregando-se um modelo matemático denominado Transformada Rápida de Fourier. Esta técnica fornece alguns indicadores de características do espectro da frequência, dentre os quais a frequência média, a frequência mediana e a moda do espectro (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985). Tais índices estão relacionados com a velocidade de condução do estímulo por parte da fibra muscular e alterações na sincronização e na frequência de disparo das unidades motoras (DE LUCA, 1997).

3.2 Limiar de Fadiga Neuromuscular

3.2.1 Terminologia

DeVries *et al.* (1982) foram os primeiros a implementar cargas constantes (retangulares) em exercício dinâmico com intuito de estimar intensidade de exercício, no qual a taxa de aumento do sinal eletromiográfico fosse igual à zero, denominada por eles de “*Physical Work Capacity at the Fatigue Threshold*” traduzida como Capacidade de Trabalho Físico no Limiar de Fadiga. DeVries utilizou este termo durante os três primeiros estudos utilizando esta metodologia (DEVRIES *et al.*, 1982; DEVRIES *et al.*, 1987; DEVRIES *et al.*, 1990).

Matsumoto *et al.* (1991) sugeriram o termo “*Electromyography Fatigue Threshold*” (Limiar de Fadiga Eletromiográfica) quando compararam o VO_2 alcançado na intensidade do Limiar Ventilatório (WASSERMAN e MCILROY, 1964) e VO_2 encontrado pela intensidade referente à determinação do limiar através do protocolo de cargas retangulares, encontrando forte relação entre estes índices ($r = 0,82$). Em 1993, Pavlat *et al.* publicaram um estudo examinando o emprego de cargas constantes de um minuto de duração, assim como proposto por Matsumoto, Ito e Moritani (1991), no qual também foi utilizado o termo de “Limiar de Fadiga Eletromiográfica”.

Ainda em 1993, um grupo de pesquisadores do Japão, dessa vez Moritani *et al.*, propuseram o termo “*Neuromuscular Fatigue Threshold*” (Limiar de Fadiga Neuromuscular). Neste estudo foi investigado o comportamento do VO_2 e do sinal iEMG em teste retangular de 20 minutos executado na carga encontrada por esta metodologia, não se observando aumentos significativos no decorrer do teste. Pavlat *et al.* (1995) adotaram o mesmo termo “*Neuromuscular Fatigue Threshold*” quando verificaram se essa intensidade realmente indicaria a máxima fase estável de VO_2 e do sinal EMG. Os autores encontraram valores superestimados de LF_{NM} em relação à máxima fase estável do VO_2 . O mesmo grupo de pesquisadores, que incluía o idealizador da presente metodologia, Herbert DeVries, ainda em 1995, identificaram a dissociação entre os músculos superficiais do quadríceps na determinação do “Limiar de Fadiga de Eletromiográfica”. Ao retomar esta terminologia, os autores demonstraram que o músculo Reto Femoral é mais fatigável em comparação com o Vasto Lateral e Vasto Medial.

Durante os últimos anos, aumentou o interesse dos estudiosos por identificar a transição do metabolismo aeróbio-anaeróbio do exercício prolongado através de sinais EMG. No entanto, os autores têm se utilizado de protocolos de cargas incrementais (HANON *et al.*, 1998; LUCIA *et al.*, 1999; HUG *et al.*, 2003; HUG *et al.*, 2006a). Na maioria desses estudos, o termo Limiar de Fadiga Eletromiográfica também foi empregado.

Mais recentemente, Maestu *et al.* (2006) compararam o limiar determinado por sinais eletromiográficos em protocolo incremental e retangular e, assim, definiram

esses procedimentos como Limiar de Fadiga de Eletromiográfica e Limiar de Fadiga Neuromuscular, respectivamente.

Para evitar futuras discordâncias entre os termos, o presente estudo adotou o termo Limiar de Fadiga Neuromuscular para a metodologia de cargas aqui aplicada. Este procedimento busca determinar a intensidade correspondente à faixa de transição do metabolismo aeróbio-anaeróbio através do sinal eletromiográfico, gerado a partir do implemento de cargas retangulares, corroborando com a referência mais atual referente ao tema.

3.2.2 Significado Fisiológico do Limiar de Fadiga Neuromuscular

Toshio Moritani em 1980, em sua tese de doutorado (apud (MATSUMOTO *et al.*, 1991), observou um aumento abrupto dos sinais EMG durante teste incremental em cicloergômetro realizado até a exaustão. Esse aumento na amplitude dos sinais eletromiográficos sugere alterações no recrutamento e/ou na frequência de disparo de unidades motoras. Posteriormente, outros estudos confirmaram esses achados (MORITANI *et al.*, 1981; VIITASALO *et al.*, 1985).

Alguns estudos demonstraram que existe uma relação linear entre EMG e o tempo de exercício realizado no cicloergômetro (PETROFSKY, 1979; TAYLOR e BRONKS, 1995). Quanto maior a carga imposta, maior foi a taxa de aumento do sinal eletromiográfico, indicando a necessidade de recrutamento de novas unidades motoras para a realização do esforço requerido, sugerindo maior fatigabilidade (MORITANI *et al.*, 1993). Neste sentido, DeVries *et al.* (1982) sugeriram um procedimento para determinação do LF_{EMG} baseado no teste de capacidade de trabalho físico. Este procedimento adota testes similares ao modelo de potência crítica proposto por Monod e Scherrer (1965). O protocolo envolve a determinação da taxa de aumento da atividade elétrica ao longo de testes até a exaustão (iEMG slope) empregando três ou quatro cargas retangulares com intensidades supramáximas distintas, sendo coletado os sinais eletromiográficos ao longo dos testes. Assim, as quatro cargas adotadas nos testes retangulares são plotadas em função dos quatro respectivos iEMG slopes, com o intercepto “y” sendo considerado como Limiar de Fadiga Neuromuscular LF_{NM} .

Teoricamente, o teste de LF_{NM} pode identificar o Limiar de Fadiga Neuromuscular em cicloergômetro por oferecer uma estimativa da intensidade máxima que pode ser sustentada por 30-40 minutos, sem a evidência da fadiga eletromiográfica ou neuromuscular, onde a taxa de aumento do sinal eletromiográfico é igual à zero. (MATSUMOTO *et al.*, 1991; MORITANI *et al.*, 1993)

3.2.3 Sensibilidade do Limiar de Fadiga Neuromuscular ao treinamento

DeVries *et al.* (1982) determinaram o LF_{NM} em voluntários idosos e verificaram a sensibilidade do teste sobre as possíveis adaptações ao treinamento aeróbio. Os autores dividiram os 27 voluntários em três grupos: alta intensidade ($n = 7$); baixa intensidade ($n = 10$); e controle ($n = 10$). Após 29 sessões de treinamento distribuídas em 10 semanas, os grupos de treinamento de alta intensidade e baixa intensidade aumentaram seus valores de LF_{NM} em 32% e 24%, respectivamente. No entanto, o grupo controle que não participou de nenhum dos programas de treinamento, não obteve alterações significativas (-0,25 %).

3.2.4 Formas de determinação do Limiar de Fadiga Neuromuscular

Partindo da hipótese do modelo de potência crítica proposto por Monod e Sherrer (1965), DeVries *et al.* (1982) sugeriram um procedimento para determinação do LF_{NM} com protocolo que envolve o cálculo da taxa de aumento da atividade elétrica ao longo de testes até exaustão (iEMG slope), em três ou quatro cargas retangulares com intensidades supramáximas distintas, suficientes para levar o músculo analisado à fadiga. Os testes são realizados normalmente no mesmo dia, e o intervalo de descanso entre os testes sugerido pelos autores está entre 15 e 30 minutos ou até que a frequência cardíaca retorne aos valores próximos aos de repouso. Após coleta e tratamento dos dados em domínio do tempo (iEMG ou RMS), os iEMG slopes são plotados em função das três ou quatro cargas adotadas, resultando em uma função linear, a qual é extrapolada ao eixo da potência (intercepto y), sendo este ponto

considerado o LF_{NM} (vide procedimento em protocolo de determinação de LF_{NM} no capítulo 4.4).

3.2.5 Validade e relação com outros índices de capacidade aeróbia

A validade deste procedimento foi testada por DeVries *et al.* (1982) em uma amostra de 11 sujeitos (cinco homens e seis mulheres), com faixa etária entre 19 e 32 anos. Além dos procedimentos para identificação do LF_{NM} , os sujeitos foram submetidos aos procedimentos para determinação da potência crítica e do limiar ventilatório proposto por Wasserman e Mcilroy (1964). A carga correspondente ao LF_{NM} ($190,5 \pm 14,0$ W) foi superior à da potência crítica ($169,5 \pm 12,8$ W). No entanto, a intensidade referente ao LF_{NM} não se diferiu estatisticamente do limiar ventilatório ($187,1 \pm 15,9$ W) e apresentou alta correlação com ela ($r = 0,90$; $p < 0,05$), o que indica a validade da utilização do LF_{NM} para identificação do limiar anaeróbio.

Pensando na perspectiva de ampliar a aplicação do método do LF_{NM} em populações idosas e cardiopatas, DeVries *et al.* (1987) utilizaram cargas retangulares com duração de apenas dois minutos, buscando assim evitar possíveis influências do aumento da temperatura muscular no sinal EMG e, também, minimizar a interferência do aspecto motivacional, uma vez que neste procedimento, não é necessário levar o voluntário a exaustão. Analisando 32 homens saudáveis, os autores encontraram correlação moderada do LF_{NM} com o limiar de lactato (OBLA) e a potência crítica (0,57 e 0,67, respectivamente) não sendo observadas diferenças significativas entre os índices. Analisando ainda a reprodutibilidade, os autores relataram $r = 0,95$, entre o teste e reteste, sem encontrar diferenças significativas.

Posteriormente, Matsumoto *et al.* (1991) submeteram 20 universitárias treinadas e não-treinadas ao protocolo de cargas retangulares para LF_{EMG} , com cargas fixadas em 175, 200, 250 e 300 W. Além disso, elas foram submetidas a um protocolo incremental para determinação do limiar ventilatório (WASSERMAN e MCILROY, 1964). Não foram encontradas diferenças significantes entre os valores de VO_2 correspondente ao LF_{EMG} e ao limiar ventilatório. Além disso, foi encontrada alta correlação ($r = 0,82$), indicando uma associação entre os mecanismos fisiológicos

envolvidos no LF_{NM} e no limiar ventilatório. Esses achados vão ao encontro dos resultados obtidos por DeVries *et al.* (1982).

Da mesma forma, Moritani *et al.* (1993) compararam o VO_2 correspondente ao LF_{NM} e ao limiar ventilatório proposto por (WASSERMAN e MCILROY, 1964). Neste estudo, a amostra foi constituída por 20 sujeitos (oito homens e 12 mulheres) com idade entre 19 e 29 anos. Embora os valores de VO_2 correspondente ao LF_{NM} ($1,84 \pm 0,55$ L/min) tenham sido ligeiramente superiores aos do limiar ventilatório ($1,72 \pm 0,54$ L/min), a correlação encontrada foi elevada ($r = 0,92$; $p < 0,01$).

No que diz respeito à confiabilidade do protocolo de identificação do LF_{NM} , Pavlat *et al.* (1993) demonstraram moderada reprodutibilidade do LF_{NM} determinado em cicloergômetro. Os valores de coeficiente de correlação intraclassa para testes repetidos para identificação do LF_{NM} foi de $r = 0,65$ ($p < 0,05$), sem diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores médios de LF_{NM} obtidos no teste e no reteste.

O Quadro 1 apresenta um resumo dos estudos que utilizaram do protocolo de determinação do LF_{NM} . Estão descritos as seguintes variáveis: amostra, músculo analisado, tipo de exercício realizado, tempo de análise do sinal EMG para determinar o LF_{NM} e a média dos valores de LF_{NM} encontrados.

Quadro 1. Descrição dos estudos que utilizaram o protocolo de determinação do Limiar de Fadiga Neuromuscular - LF_{NM}.

Estudos	Amostra	Músculo	Tipo de exercício	Tempo de análise	LF _{NM} (W)
					Média e DP
DeVries et al, 1982	5 homens e 6 mulheres; treinados e não-treinados; 19 - 32 anos	Vasto Lateral	Cicloergômetro	Tempo Total: 4,96min maior duração	190,5 ± 14,0
Devries et al. 1987	32 homens; treinados e não-treinados; 23,4 ± 3,1 anos	Vasto Lateral	Cicloergômetro	Até 2 min	1448kpm/min ± 390,7
Devries et al. 1989	11 homens e 16 mulheres; não-treinados; 67,6 ± 5,6 anos	Vasto Lateral	Cicloergômetro	Não informado	78,50 ± 115,71
Devries et al. 1990	16 homens e 4 mulheres; treinados e não-treinados; 29,1 ± 12,3 anos	Vasto Lateral, gastrocnêmio/sóleo	Cicloergômetro e Esteira	2 min	222 ± 83
Matsumoto et al., 1991	20 mulheres universitárias; treinadas e não-treinadas; 21 ± 6,1 anos	Vasto Lateral	Cicloergômetro	Até 1 min	164 ± 47
Moritani et al., 1993	8 homens e 12 mulheres; não-treinados; 21 ± 2,3 anos	Vasto Lateral	Cicloergômetro	Até 2 min	205 ± 9,5
Pavlat et al., 1993	8 homens; 21 ± 1 anos	Vasto Lateral	Cicloergômetro	1 min	260 ± 11
Housh et al., 1995	8 homens; 33 ± 10 anos	Vasto Lateral, Vasto Medial e Reto Femoral	Cicloergômetro	1 min	VL = 248 ± 31, VM = 223 ± 43 e RF = 220 ± 30
Pavlat et al., 1995	15 homens; 22 ± 2 anos	Vasto Lateral	Cicloergômetro	1 min	286 ± 40
Maestu et al., 2006	9 remadores; alto nível; 21 ± 4,4 anos	Vasto Lateral	Remoergômetro	Tempo Total: Até 7 min	302,2 ± 45,1

3.2.6 Críticas ao modelo

Se por um lado DeVries *et al.* (1982), Matsumoto *et al.*, (1991) e Moritani *et al.* (1993) tenham encontrado resultados que favoreçam a utilização do LF_{NM} , por outro, Pavlat *et al.*, 1993 questionaram a aplicabilidade do LF_{NM} . Os autores submeteram oito adultos ao procedimento para identificação do LF_{NM} . Em tese, a intensidade correspondente ao LF_{NM} deveria ser sustentada por um tempo de 30 - 60 min. No entanto, os indivíduos sustentaram o esforço na carga correspondente ao LF_{NM} por apenas 225s, indicando uma superestimação da intensidade do LF_{NM} . Resultados semelhantes foram verificados posteriormente pelos mesmos autores (PAVLAT *et al.*, 1995).

Os motivos para a superestimação da intensidade correspondente ao LF_{NM} não estão esclarecidos, mas uma das hipóteses é de que a determinação do LF_{NM} por um único músculo (Vasto Lateral) pode não ser representativo do grupo muscular Quadríceps Femoral, visto que o mesmo é constituído por músculos com diferentes propriedades quanto à composição de fibras musculares, arquitetura muscular e biomecânica (GRAY, 1988). Estudos demonstraram que os músculos com maior porcentagem de fibras do tipo II são mais suscetíveis à fadiga do que os músculos com predominância de fibras do tipo I (KOUZAKI *et al.*, 1999). Neste sentido, a máxima potência para a não instalação da fadiga deve ser determinada pelo músculo de menor LF_{NM} .

Neste sentido, Pavlat *et al.* (1995) submeteram oito adultos à um protocolo de identificação do LF_{NM} dos músculos que compõem o Quadríceps Femoral em cicloergômetro. Foram verificadas dissociações nas respostas dos músculos que compõem o Quadríceps Femoral frente à fadiga. O músculo RF apresentou intensidade de LF_{NM} , aproximadamente, 1 - 23% inferior ao obtido pelo VL.

Uma importante consideração a ser discutida é o intervalo de recuperação entre a aplicação das cargas. A maioria dos estudos que buscaram determinar o LF_{NM} adotou um intervalo fixo de 15 minutos, ou até os valores de frequência cardíaca retornasse a 5 ou 10 bpm dos níveis de repouso. Sabe-se atualmente que a frequência cardíaca não representa um índice confiável para a restauração das reservas

energéticas, bem como para os fatores neurais e metabólicos. Assim, é possível que o curto intervalo entre as cargas possa ter gerado valores superestimados de LF_{NM} , uma vez que a taxa de aumento (slope) do sinal EMG pode ter sido influenciado pelo acúmulo de fadiga das cargas empregadas anteriormente.

Mais recentemente, Maestu *et al.* (2006) determinaram o LF_{NM} em nove remadores de alto nível e compararam com o Limiar de Fadiga Eletromiográfica - LF_{EMG} , o limiar ventilatório proposto por Hug *et al.* (2003) e ainda com um teste de desempenho específico na distância oficial da modalidade de 2000 m, todos sendo determinados em remoergômetro. O LF_{NM} foi significativamente diferente quando comparado ao LF_{EMG} e ao limiar ventilatório, e sem correlações significativas. No entanto, LF_{NM} foi altamente relacionado ao desempenho no teste específico de 2000 metros ($r = 0,96$). De acordo com os autores, essa relação se dá devido à alta capacidade dos atletas de alto nível em exercer esforços com altos valores de consumo de oxigênio, no qual é requerido pelas fibras musculares oxidativas durante o esforço, sendo estas devidamente adaptadas às extenuantes e longas sessões de treinamento aeróbio, em particular, realizado por remadores. Deve-se levar em consideração que, para a determinação de LF_{NM} , o período de análise do sinal EMG foi durante testes máximos de distância fixa sem controle da cadência (“*all out*”) e não em testes retangulares com carga e cadência fixas, podendo assim o avaliado variar sua estratégia de ritmo e conseqüentemente alterar seu padrão de recrutamento muscular, interferindo assim na determinação de LF_{NM} .

3.3 Potência Crítica – PC

Na década de 60, Monod e Scherrer (1965) demonstraram a existência da relação hiperbólica entre potência gerada por grupos musculares sinergistas em ações monoarticulares, e o tempo de esforço até a exaustão. Além disso, eles sugeriram que essa função poderia ser linearizada ao ser transformada em uma relação entre trabalho gerado e o tempo de exaustão. Assim, foi sugerido o termo potência crítica (PC) para a assíntota da relação potência-tempo, ou a inclinação da reta de regressão da relação

trabalho-tempo. Assim, PC corresponderia à máxima intensidade de exercício sustentável por longo período de tempo, sem evidência de fadiga. Monod e Scherrer (1965) indicaram ainda, a partir da equação de PC, a capacidade de trabalho anaeróbio (CTA), sendo deduzida pelo grau de curvatura da função hiperbólica potência-tempo, ou pelo intercepto-y da função linear trabalho-tempo.

Aplicando o modelo de PC em cicloergômetro, Moritani *et al.* (1981) demonstraram alta correlação entre essa variável e o limiar ventilatório ($r = 0,93$) proposto por Wasserman *et al.* (1973). Desde então, pesquisadores têm aplicado PC e CTA em outras formas de exercício, como natação (WAKAYOSHI *et al.*, 1993), corrida (HUGHSON, 1984), e canoagem (CLINGELEFFER *et al.*, 1994; FONTES *et al.*, 2005) para mensuração da capacidade aeróbia e anaeróbia, respectivamente.

Em estudo realizado por DeVries *et al.* (1982), a PC foi determinada em cicloergômetro e apresentou valores de potência 11% superiores aos de LF_{NM} estabelecido no músculo Vasto Lateral. No entanto, esses índices foram altamente correlacionadas ($r = 0,87$).

Em teoria, os índices PC e LF_{NM} buscam determinar uma intensidade máxima de exercício no qual o indivíduo não apresente falência da atividade contrátil do músculo por longo período de tempo, conseqüentemente, estes índices deveriam ser similares. Neste sentido, Le Chevalier *et al.* (2000) verificaram essa equivalência em um estudo em que o LF_{NM} foi determinado em exercício localizado de extensão de joelho. Neste caso, o LF_{NM} não diferiu de PC e, ainda, ambos apresentaram, novamente, uma alta correlação ($r = 0,98$).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Seleção da amostra

Foram selecionados 17 voluntários saudáveis do sexo masculino, com média de idade de $23,4 \pm 5,2$ anos, massa corporal de $73,6 \pm 5,08$ kg e estatura $177,8 \pm 7,0$ cm, todos praticantes de atividades físicas recreativas de uma a três vezes por semana. Três voluntários selecionados para o presente estudo foram excluídos da análise dos dados. Dois deles apresentaram quantidade excessiva de ruídos no sinal EMG e, conseqüentemente, dificuldade ao interpretar os dados, enquanto que o outro, desistiu do estudo devido ao desconforto gerado após realizar o primeiro teste retangular exaustivo.

Os voluntários foram convenientemente informados sobre a proposta do estudo e os procedimentos aos quais foram submetidos, e assinaram termo de consentimento livre e esclarecido. O presente projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Ciências Médicas / UNICAMP (n.398 / 2007).

4.2 Delineamento experimental

A coleta dos dados do presente estudo foi realizada no Laboratório de Estudos Eletromiográficos e no Laboratório de Fisiologia do Exercício – FISEX, ambos da Faculdade de Educação Física / UNICAMP. O delineamento experimental adotado teve como intuito controlar algumas variáveis que pudessem exercer influência na investigação, possibilitando assim uma análise mais criteriosa dos achados. Portanto, as variáveis temperatura ambiente e umidade relativa do ar foram mantidas em torno de 22°C e entre 40 e 60%, respectivamente.

Na primeira etapa do experimento, os voluntários compareceram ao laboratório para receber as informações sobre a proposta do estudo e procedimentos aos quais seriam submetidos, e assinaram o termo 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 voluntário deveria comparecer ao laboratório na etapa seguinte para a determinação do LF_{NM} . Posteriormente, os sujeitos realizaram um teste pré-experimental semelhante ao protocolo de determinação do LF_{NM} para a familiarização ao equipamento e protocolo. Para a realização do teste propriamente dito, os voluntários compareceram ao laboratório para a segunda etapa entre 48 e 72 horas após o teste pré-experimental.

Os horários de avaliação de cada voluntário foram padronizados entre os dias de testes, fazendo com que estes realizassem os três ou quatro testes no mesmo horário aproximadamente, minimizando assim possíveis interferências circadianas. Vale ressaltar que os sujeitos foram orientados para que não realizassem atividades físicas vigorosas, e não ingerissem substâncias cafeinadas (café, chocolate, mate, pó-de-guaraná, coca-cola e guaraná) ou alcoólicas nas 48 horas precedentes aos testes, para evitar possíveis interferências.

4.3 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 em 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.

4.4 Protocolo de determinação do Limiar de Fadiga Neuromuscular (LF_{NM})

O protocolo de determinação do LF_{NM} consistiu em um aquecimento de três minutos com carga de 50 W em cadência livre por 3 minutos. Cada sujeito realizou entre três e quatro testes de cargas constantes (retangular) até a exaustão voluntária com rotação constante de 60 revoluções por minuto (rpm). De forma aleatorizada, as cargas foram estipuladas para que os sujeitos alcansassem exaustão voluntária entre dois e quinze minutos, variando de acordo com nível de condicionamento de cada voluntário. O término do teste foi determinado quando o voluntário atingiu a exaustão voluntária ou permaneceu por mais de 5 segundos abaixo da rotação de 60 rpm. Durante todos os testes, os voluntários receberam forte encorajamento verbal para garantir que alcançassem seu desempenho máximo. O intervalo entre os cargas foi de 48 a 72 horas. A coleta dos sinais eletromiográficos foi efetuada no músculo Vasto Lateral - VL do lado dominante do indivíduo, uma vez que sugere-se que este melhor representa a ação do pedalar (MORITANI *et al.*, 1993; LUCIA *et al.*, 1999; HUG *et al.*, 2003; HUG *et al.*, 2006b). A instrumentação e os procedimentos estão descritos adiante. O equipamento utilizado para a aplicação dos testes de LF_{NM} foi um cicloergômetro de frenagem eletromagnética do modelo Corival 400 (Quinton Inc, Groningen, Holanda). A altura do banco e a posição das mãos de cada sujeito foram padronizadas durante todos os testes, para evitar alterações na postura do avaliado e, conseqüentemente, possíveis diferenças na solicitação dos músculos.



Figura 1. Sujeito 1 durante a realização de um dos testes no cicloergômetro de frenagem eletromagnética do modelo Corival 400, (Quinton Inc, Groningen, Holanda).

O LF_{NM} foi calculado por modelo matemático proposto por DEVRIES et al. 1982. Para tanto, foi realizada uma regressão linear para determinar a taxa de aumento percentual (% slope) dos valores percentuais da amplitude de root-mean-square (RMS) dos sinais eletromiográficos (médias a cada cinco segundos) obtidos durante cada um dos três ou quatro testes. Os valores de RMS foram normalizados em função dos cinco segundos iniciais de cada teste retangular, sendo estes considerados 0%. Tal procedimento foi reproduzido para cada um dos períodos de análise, ou seja, 30 segundos iniciais (T30s), primeiro minuto (T1min), dois minutos iniciais (T2min) e tempo total (TTotal) dos respectivos testes retangulares. Exemplo típico de um sujeito está apresentado na FIGURA 2.

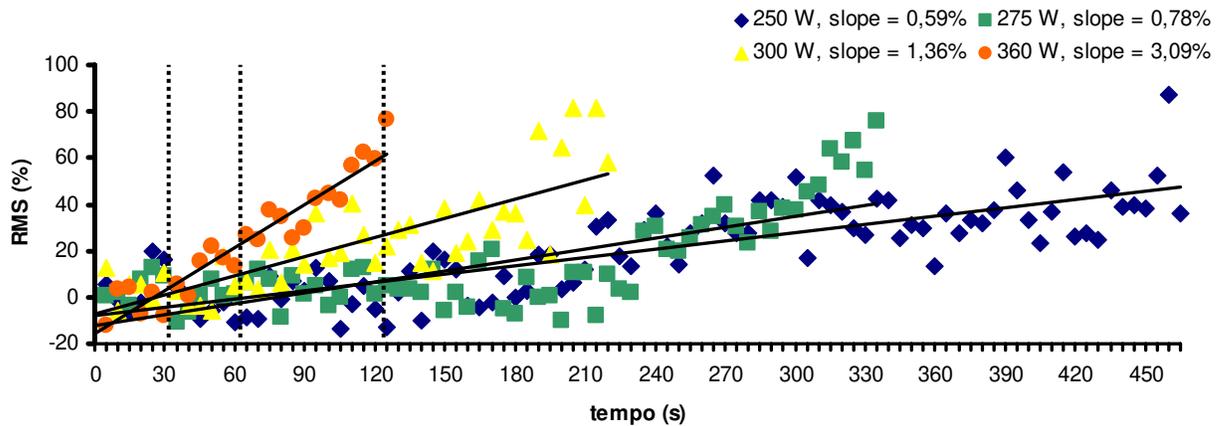


Figura 2. Exemplo da taxa de aumento da amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) ao longo do tempo expressos em porcentagem (%slope), em quatro testes retangulares até exaustão (cargas: 250, 275, 300 e 360 W).

Os slopes de três ou quatro retas obtidos com este procedimento foram utilizados para estimar os parâmetros da reta de regressão linear em função da carga (W) adotada nos respectivos testes. Utilizando o TTotal, buscou-se o melhor ajuste de R^2 entre as três ou quatro cargas realizadas, sendo o procedimento repetido para estipular o LF_{NM} com os períodos de análise T30s, T1min e T2min. O LF_{NM} foi definido como a intensidade que corresponde ao ponto de intersecção da reta de regressão no eixo da potência (y), ou seja, equivaleria à intensidade em que a porcentagem de aumento da amplitude dos sinais eletromiográficos seria igual a zero. Exemplo típico de um sujeito está apresentado na FIGURA 3.

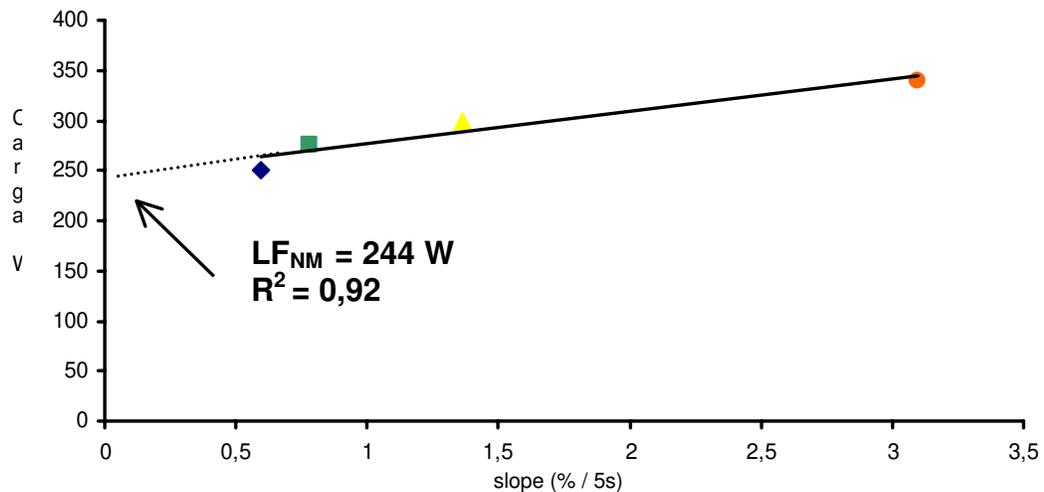


Figura 3. Exemplo de determinação do Limiar de Fadiga Neuromuscular (LF_{NM}) através da relação linear entre a taxa de aumento (slope) da amplitude dos sinais eletromiográficos (RMS) expressos em % e a carga (W). Sujeito 9.

4.5 Coleta e processamento dos sinais EMG

Para a coleta dos sinais eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo da marca Biopac (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA), modelo MP150, contendo 16 canais. (FIGURA 4A). A frequência de aquisição dos sinais eletromiográficos foi estabelecida em 2000 Hz e o filtro passa-banda foi 20 - 500 Hz. Os limites de entrada dos sinais foram estabelecidos em ± 5 mV e a relação de rejeição do modo comum (CMRR) foi de > 80 dB. Para a captação e processamento dos sinais foi utilizado o software *AcqKnowledge* 3.8.1 (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA).

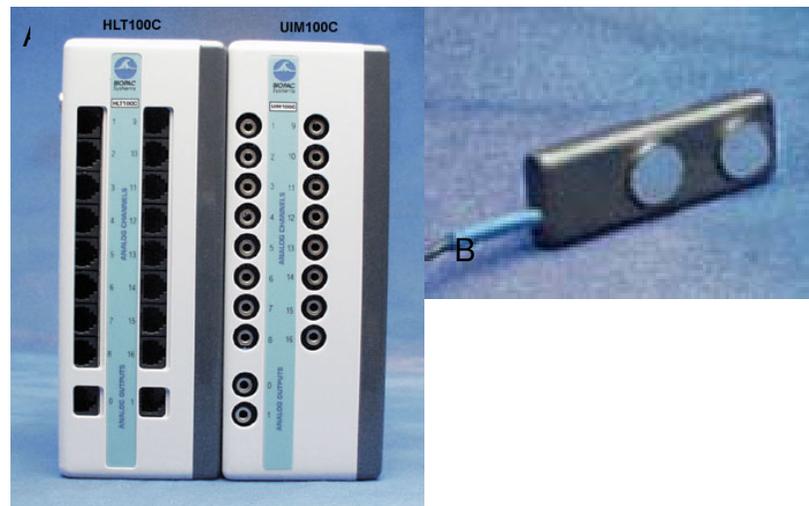


Figura 4. A) Imagem do eletromiógrafo (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA), modelo MP150, contendo 16 canais. B) Imagem do eletrodo ativo (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA), modelo TSD-150.

O músculo analisado foi o Vasto Lateral, no qual inicialmente foi realizada uma tricotomia seguida de assepsia do local com álcool e curetagem para reduzir a impedância da pele. Para a coleta dos sinais eletromiográficos, foram utilizados eletrodos ativos (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA), modelo TSD-150 (FIGURA 4B.). Os eletrodos foram colocados no músculo do lado dominante do voluntário, sendo a distância inter-eletrodos fixada em dois centímetros (centro a centro), de acordo com padronização proposta por Hermens *et al.* (2000). Foi utilizada uma fita adesiva (Micropore, 3M do Brasil) para a fixação dos eletrodos sobre a pele. O eletrodo de referência (terra) foi posicionado na borda anterior da crista ilíaca. A localização do ponto anatômico para colocação dos eletrodos no músculo analisado também obedeceu à padronização proposta por Hermens *et al.* (2000). O músculo Vasto Lateral foi localizado no ponto a dois terços da distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e a borda lateral da patela demonstrada na FIGURA 5.

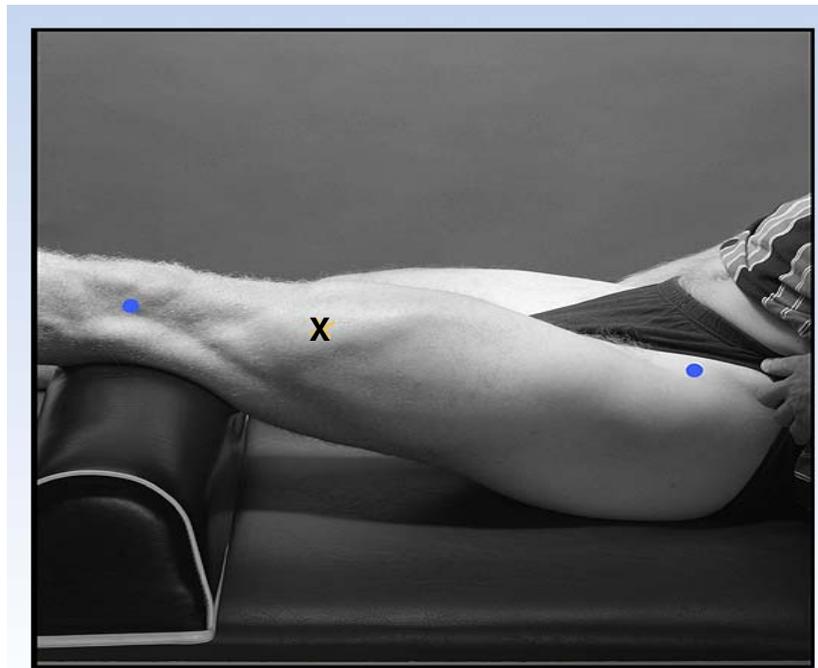


Figura 5. Localização anatômica para a colocação de eletrodos no músculo Vasto Lateral de acordo com a padronização de SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000).

4.6 Determinação da Potência Crítica - PC

Para determinar a PC de cada voluntário, os dados individuais de potência e tempo de exaustão voluntária de cada um dos três ou quatro testes, foram aplicados à equação não-linear abaixo (modelo hiperbólico). Devido às condições experimentais da presente investigação, esta é a equação que melhor se adequa, uma vez que apresenta a potência como variável independente, e o tempo como variável dependente (GAESSER *et al.*, 1995).

$$\text{Tempo} = \text{CTA} / (\text{potência} - \text{PC})$$

4.7 Protocolo de verificação Limiar de Fadiga Neuromuscular - LF_{NM}

Com intuito de verificar se o LF_{NM} corresponderia à máxima intensidade de exercício no cicloergômetro sem evidências de fadiga por longo período, sete voluntários recrutados aleatoriamente, executaram um teste de carga constante à 60 revoluções por minuto (rpm). A carga empregada foi correspondente ao LF_{NM} determinada pelo período de análise T_{Total} . Tais testes foram realizados até a exaustão voluntária, ou o término do teste foi indicado pelo avaliador quando o voluntário permanecesse abaixo de 60 rpm por mais de 5 segundos. Forte encorajamento verbal foi aplicado. Os voluntários mantiveram a altura do banco e posicionamento das mãos no cicloergômetro semelhantes aos testes realizados para determinação do LF_{NM} .

O protocolo de verificação do LF_{NM} buscou confirmar se o indivíduo era capaz de permanecer na potência encontrada pelo LF_{NM} por um período igual ou maior do que 30 minutos. Caso o voluntário completasse o teste sem exaustão, um novo teste com carga correspondente a 5% acima de LF_{NM} seria administrado, e assim sucessivamente até o avaliado entrar exaustão em período inferior a 30 minutos. Além de verificar o tempo de exaustão dos testes, o músculo VL do membro dominante dos voluntários foi monitorado através da eletromiografia, conforme os procedimentos descritos no capítulo 4.5.

4.8 Tratamento estatístico

A normalidade da distribuição dos dados foi verificada através do teste de *Shapiro-Wilk*. As diferenças entre os LF_{NM} determinados por diferentes períodos de análise, bem como PC, foram contrastadas mediante análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas. Para localizar as possíveis diferenças entre as variáveis, foi realizado o teste de post hoc de Sheffé. As correlações entre os LF_{NM} verificados nos músculos foram estabelecidas pelo coeficiente de correlação de Pearson. O nível de significância adotado para todas as análises foi de 5%.

5 RESULTADOS

Os valores de média e desvio padrão de LF_{NM} determinado pelos diferentes períodos de análise estão descritos na Tabela 1. Utilizando TTotal, o valor médio de LF_{NM} ficou em $217,2 \pm 23,1$ W. Analisando com T30s, foi alcançado $266,7 \pm 23,1$ W, para T1min, encontrou-se $243,4 \pm 16,2$ W, e com T2min foi $232,6 \pm 18,3$ W, já para PC, a média dos valores foi $177,9 \pm 27,3$ W. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre T30s e todos os outros períodos de análise, T1min, T2min e TTotal ($p < 0,01$). O LF_{NM} determinado com T1min, foi diferente estatisticamente também de TTotal ($p < 0,01$). Ao confrontar T2min com TTotal, o valor de “ p ” apresentou tendência à diferenciar-se estatisticamente ($p = 0,09$). Todos os períodos de análise utilizados para determinar LF_{NM} , ou seja T30s, T1min, T2min e TTotal, superestimaram estatisticamente PC ($p < 0,01$), apresentando valores 50, 36, 30 e 22 % acima, respectivamente.

As plotagens entre o slope do sinal EMG e suas respectivas cargas utilizadas nos testes retangulares para determinar o LF_{NM} com T30s, T1min, T2min e Total, resultaram em R^2 médio de $0,47 \pm 0,29$, $0,65 \pm 0,33$, $0,80 \pm 0,23$ e $0,95 \pm 0,07$, respectivamente. A média dos valores de R^2 para PC foi 0,93. Ao determinar o LF_{NM} com os valores de TTotal, o melhor ajuste da reta de regressão entre os slopes e suas respectivas cargas (R^2) ocorreu apenas com 3 cargas em sete voluntários.

Tabela 1. Valores de média e desvio padrão do Limiar de Fadiga Neuromuscular - LF_{NM} determinado por diferentes tempos de análise (T30s, T1min, T2min e TTotal) e respectivos R^2 ($p < 0,05$). $n = 14$

	T30s	T1min	T2min	TTotal	PC
LF_{NM}	266,9 ^{abc*}	243,4 ^{a*}	232,6 [*]	217,2 [*]	177,9
(W)	± 26,0	± 16,2	± 18,3	± 23,1	± 27,3
R^2	0,47	0,65	0,80	0,95	0,93
	± 0,29	± 0,33	± 0,23	± 0,07	± 0,08

^a diferença significativa em relação ao TTotal ($p < 0,01$)

^b diferença significativa em relação ao T2min ($p < 0,01$)

^c diferença significativa em relação ao T1min ($p < 0,01$)

* diferença significativa em relação à PC ($p < 0,01$)

A Tabela 2 apresenta os valores individuais da taxa de aumento (slope) do sinal EMG tratado em RMS e expressos em % / 5 s e seus respectivos R^2 das cargas retangulares realizadas. Os testes descartados para alcançar o melhor ajuste de R^2 entre as cargas e os slopes estão em **negrito** e *itálico*.

Tabela 2. Valores individuais da taxa de aumento do sinal EMG (RMS) (slope) (% / 5 s) e respectivos R² das cargas testes retangulares realizadas para T30s, T1min, T2min e TTotal.

Sujeito	Cargas (W)	Slope (% / 5 s)				R ²			
		T30s	T1min	T2min	TTotal	T30s	T1min	T2min	TTotal
1	200	5,87	2,26	1,05	1,58	0,76	0,48	0,44	0,89
	240	0,61	0,53	0,79	1,7	0,04	0,07	0,36	0,7
	260	-0,27	1,05	1,83	2,66	0,03	0,42	0,72	0,8
	300	0,04	2,93	3,89	3,89	0,05	0,71	0,8	0,8
2	260	-2,29	0,18	0,06	1,03	0,25	0,01	0,06	0,61
	280	3,16	0,38	0,61	2,02	0,62	0,04	0,33	0,79
	300	5,61	1,35	3,38	6,7	0,68	0,17	0,66	0,77
	340	3,12	0,66	1,34	3,56	0,79	0,08	0,35	0,73
3	200	-4,32	-0,11	0,22	0,05	0,24	0,001	0,03	0,11
	260	2,98	1,2	0,48	0,4	0,32	0,17	0,08	0,48
	280	7,92	1,79	1,4	2,18	0,36	0,12	0,27	0,81
	320	20,04	8,6	6,34	3,44	0,67	0,55	0,6	0,84
4	220	4,02	1,32	0,7	0,93	0,44	0,25	0,34	0,75
	240	0,68	0,57	0,4	0,91	0,06	0,15	0,24	0,79
	260	-1,07	-0,27	0,44	1,09	0,07	0,02	0,19	0,64
	320	1,67	1,86	2,69	2,69	0,28	0,69	0,85	0,85
5	260	1,54	1,72	0,91	1,75	0,12	0,47	0,48	0,84
	300	0,48	0,97	3,97	3,97	0,03	0,23	0,82	0,82
	320	1,90	1,79	2,49	2,59	0,46	0,7	0,75	0,75
	340	3,4	3,18	4,74	4,77	-0,46	0,8	0,83	0,80
6	230	1,84	-0,43	0,2442	0,2262	0,16	0,04	0,05	0,12
	260	1,02	0,49	0,5616	0,5646	0,14	0,07	0,28	0,56
	280	0,21	0,74	1,05	0,9184	0,004	0,16	0,5	0,61
	320	1,08	1,82	2,27	1,9494	0,31	0,65	0,84	0,87
7	250	1,97	-0,54	-0,0535	0,5941	0,16	-0,54	0,001	0,65
	275	2,2	-0,043	0,202	0,7811	0,5	-0,04	0,04	0,56
	300	-0,39	-0,008	1,2522	1,3603	0,01	-0,01	0,5	0,63
	340	0,73	2,06	2,604	3,0955	0,04	2,06	0,78	0,91

8	240	-1	0,07	0,53	0,7518	0,23	0,0075	0,53	0,85
	260	-0,0009	0,74	1,75	2,61	0	0,2	0,8	0,92
	300	0,03	1,07	1,57	2,95	0,0002	0,45	0,77	0,83
9	240	-0,29	0,217	0,94	-0,35	0,001	0,003	0,29	0,89
	270	1,35	0,27	0,72	0,46	0,36	0,03	0,36	0,49
	300	7,43	1,14	1,31	1,27	0,27	0,04	0,26	0,53
	330	1,67	1,63	2,003	2,52	0,21	0,34	0,62	0,8
10	240	-1,09	0,14	-0,037	0,01	0,41	0,02	0,004	0,01
	270	0,99	3,43	-0,58	1,04	0,28	0,82	0,14	0,68
	300	0,29	1,73	1,57	1,78	0,02	0,7	0,8	0,83
	330	12,5	5,6	-0,004	4,66	0,3	0,37	0,0002	0,46
11	190	0,48	0,55	-0,03	0,19	0,01	0,03	0,03	0,12
	234	-0,86	-0,02	0,67	0,55	0,05	0,0002	0,13	0,59
	260	-0,10	-0,38	0,003	0,54	0,0005	0,04	0,0	0,37
	280	0,42	0,56	2,01	0,84	0,06	0,16	0,45	0,74
12	225	-0,57	-0,66	0,03	0,12	-0,57	0,15	0,03	0,2
	240	0,79	-0,26	-0,17	0,21	0,79	0,02	-0,17	0,39
	256	0,58	0,57	1,60	2,43	0,58	0,07	0,59	0,85
13	310	5,62	10,54	10,01	6,39	36,8	0,25	0,41	0,49
	190	1,93	-0,33	-1,16	-0,1	0,59	0,07	0,71	0,36
	208	1,04	0,55	1,19	0,14	0,05	0,07	0,58	0,11
	224	-0,64	-0,23	0,67	0,79	0,03	0,02	0,29	0,81
14	280	2,2	0,54	0,88	1,92	0,4	0,10	0,36	0,61
	230	-1,09	0,14	-0,04	0,01	-1,09	0,02	0,004	0,01
	270	0,99	3,43	0,58	1,04	0,28	0,81	0,14	0,68
	300	0,3	1,74	1,57	1,78	0,02	0,70	0,8	0,83
	330	12,47	1,99	4,66	2,62	0,30	0,37	0,46	0,46

A Tabela 3, apresenta os valores individuais da relação entre o slope e as respectivas cargas realizadas (R^2), e ainda o intercepto “y”, considerado como o Limiar de Fadiga Neuromuscular - LFNM, utilizando T30s, T1min, T2min e TTotal.

Tabela 3. Valores individuais da relação entre o slope e as cargas realizadas (R^2) e o intercepto “y” de T30s, T1min, T2min e TTotal.

Sujeito	Relação entre slope e cargas realizadas (R^2)					Intercepto “y” (W)				
	T30s	T1min	T2min	TTotal	PC	T30s	T1min	T2min	TTotal	PC
1	0,23	0,98	1	0,98	1	270,8	230,5	224,6	190,4	163
2	0,47	0,97	0,99	0,98	0,70	281,2	224,2	237,7	222,3	184
3	0,96	0,76	0,74	0,97	1	227,9	226,7	223,7	196,3	181
4	0,87	0,64	0,95	0,98	0,84	274,1	250,9	236,8	207,5	133
5	0,39	0,42	0,89	0,93	1	269,3	240,1	254,9	213,7	208
6	0,25	0,99	0,95	0,96	0,97	302,2	245,9	229,8	227,1	177
7	0,6	0,86	0,43	0,71	0,99	279,6	231,6	227,4	220,9	176
8	0,37	0,86	0,97	0,92	0,98	313,4	279,9	260	244,2	201
9	0,21	0,92	0,75	0,99	1	271,6	241,1	210,8	254,3	228
10	0,42	0,23	0,52	0,99	1	268,8	254,3	263,8	238,3	228
11	0,16	0,09	0,97	0,93	0,99	258,7	249,6	196,7	170,3	162
12	0,95	0,94	0,95	0,97	0,98	236,6	240,7	236,3	229,2	204
13	0,05	0,33	0,3	0,98	0,99	217,6	219,4	217,6	195,9	172
14	0,64	0,19	0,83	0,99	0,99	165,2	257,5	250,9	230,1	216

A Tabela 4 refere-se aos valores de correlação de Pearson entre o LF_{NM} determinado pelos diferentes períodos de análise (T30s, T1min, T2min e TTotal), bem como, com PC. Não foram encontradas correlações significativas entre os diferentes períodos de análise do sinal EMG, no entanto, quando TTotal foi confrontado com PC, a correlação foi significativa, alcançando $r = 0,72$. Correlações moderadas foram encontradas para TTotal com T2min (0,58), T2min com T1min (0,54) e T1min com T30s (0,59). No entanto os valores de correlação para T30s com TTotal (0,46), T30s com T2min (0,38), T1min com TTotal (0,40), e PC com T30s (0,06), T1min (0,32) e T2min (0,42) foram apenas fracas.

Tabela 4. Valores de correlação de Pearson entre o Limiar de Fadiga Neuromuscular - LF_{NM} determinado por T30s, T1min, T2min, TTotal e PC ($p < 0,05$).

	T30s	T1min	T2min	PC
TTotal	0,46	0,40	0,58	0,72
T30s		0,59	0,38	0,06
T1min			0,54	0,32
T2min				0,42

Os valores individuais de tempo de exaustão e suas respectivas cargas estão descritos na Tabela 5. A média das cargas administradas durante o Teste 1, Teste 2, Teste 3 e Teste 4 e seus tempos de exaustão foram $231,4 \pm 24,6$ W ($530,7 \pm 438,7$ s), $264,4 \pm 23,2$ W ($289,4 \pm 90,8$ s), $287,5 \pm 26,1$ W ($204,4 \pm 68,0$ s) e $325,0 \pm 20,5$ W ($135,6 \pm 37,4$ s), respectivamente. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as cargas referentes aos Testes 1, Teste 2, Teste 3 e Teste 4.

Tabela 5. Valores individuais do tempo de exaustão nas respectivas cargas realizadas durante os quatro testes.

Sujeitos	Teste 1		Teste 2		Teste 3		Teste 4	
	Carga (W)	Exaustão (s)						
1	200	441	240	213	260	172	300	110
2	260	315	280	352	300	196	340	143
3	200	1500	260	385	280	294	320	170
4	220	268	240	278	260	199	320	110
5	260	264	300	145	320	125	340	105
6	230	427	260	306	280	210	320	144
7			260	271	300	192	320	149
8	250	500	275	365	300	247	340	154
9	240	1320	270	365	300	255	330	160
10	240	1185	270	330	300	185		
11	190	960	234	390	260	235	280	245
12	225	720	240	474	256	255	310	130
13	190	1050	208	480	224	410	280	145
14	230	1185	270	330	300	185	330	105
média	231,4	530,7	264,4	289,4	287,5	204,4	325	135,6
dp	24,6	438,7	23,2	90,8	26,1	68,0	20,5	37,4

Durante o protocolo de verificação do LF_{NM} , apenas um dos voluntários permaneceu na carga correspondente à este método por mais de 30 minutos, enquanto que os outros cinco alcançaram a exaustão em média aos $661,6 \pm 303,9$ segundos. A Figura 6 apresenta a plotagem do sinal EMG tratado em RMS e expresso em % e o respectivo tempo de duração do teste de um sujeito. Neste caso, foi encontrado uma taxa de aumento do sinal (%slope) EMG de $1,003 \% / 5$ segundos.

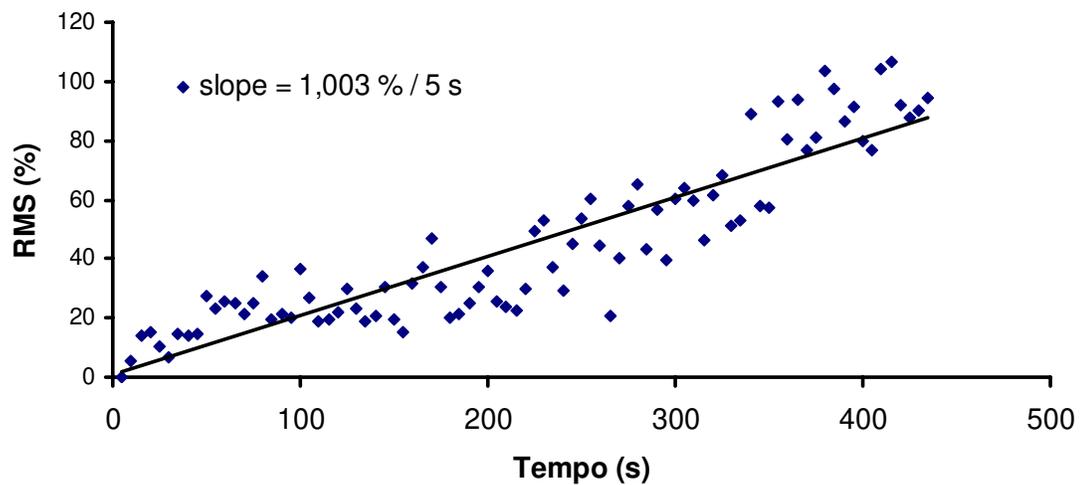


FIGURA 6. Gráfico ilustrativo dos valores de RMS do músculo VL de um voluntário durante o protocolo de verificação do LF_{NM} executado com a carga referente ao LF_{NM} estabelecido por TTotal.

A Figura 7 representa a plotagem dos slopes do sinal EMG (RMS) expresso em $\% / 5$ s registrado no músculo VL no transcorrer do protocolo de verificação do LF_{NM} dos sete sujeitos que realizaram o teste.

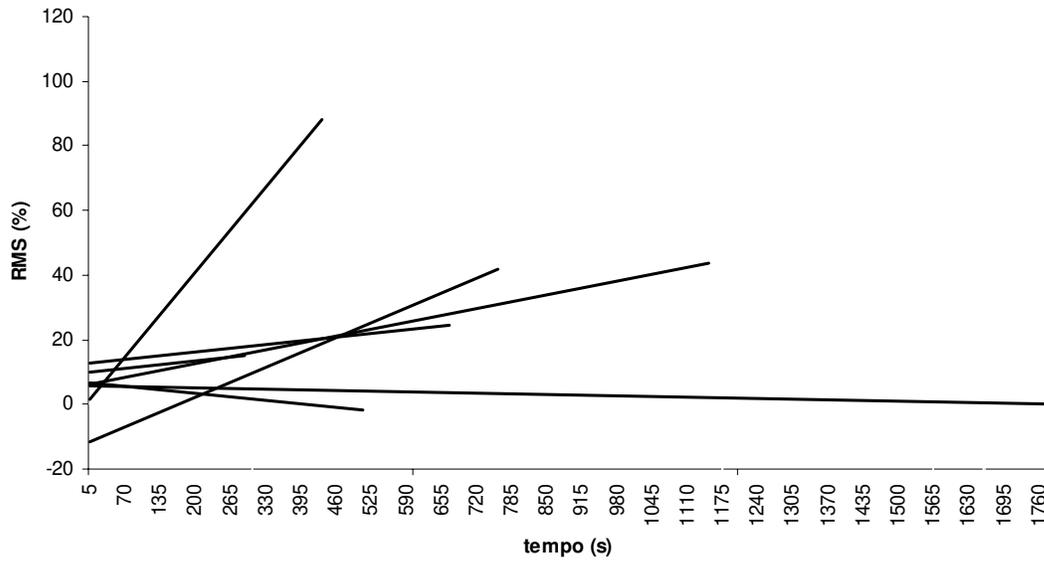


FIGURA 7. Plotagem dos slopes do sinal EMG (RMS) expresso em % / 5 s adquirido do músculo VL durante o protocolo de verificação do LF_{NM} dos sete indivíduos que realizaram o teste.

6 DISCUSSÃO

A contração muscular durante tensões submáximas causa alterações fisiológicas no sistema neuromuscular os quais se manifestam pelo aumento da solicitação neural ao músculo. A quantidade desse impulso neural tem sido mensurado por iEMG ou ainda RMS (EDWARDS e LIPPOLD, 1956; KOMI e VIITASALO, 1977; VIITASALO e KOMI, 1977; HUNTER *et al.*, 2003; HUG *et al.*, 2006a; DIMITROV *et al.*, 2008).

DeVries, H. (1968) demonstrou em seus experimentos que a relação EMG / tempo é linear para a maioria dos indivíduos, e que a taxa de aumento (slope) é inversamente proporcional ao tempo de execução em determinada carga. Especula-se que há um recrutamento progressivo de unidades motoras adicionais para compensar o déficit de força das unidades motoras fatigadas. Portanto, o uso de iEMG ou RMS, aparentemente torna-se interessante para estimar o limiar de fadiga de um determinado músculo, com a vantagem de não ser afetado por fatores subjetivos como a motivação, além de ser um procedimento não-invasivo.

A busca por testes objetivos para avaliar a capacidade aeróbia, que possuem baixa demanda energética, e pouca influência da motivação do avaliado, parece ser interessante para populações especiais, como idosos e cardiopatas, ou ainda, para atletas que necessitam de um controle minucioso e constante da condição física durante o macrociclo de treinamento. Neste sentido, foi criada a proposta do teste de LF_{NM} , uma vez que cargas constantes de pouca duração são empregadas. Entretanto, dentre os estudos que existem na literatura atual, há divergência entre a duração dos testes retangulares utilizados para determinar o LF_{NM} . Em apenas dois estudos, foram administrados testes retangulares até a exaustão (DEVRIES *et al.*, 1982; MAESTU *et al.*, 2006). Por outro lado, há quatro outros estudos com testes de um minuto (MATSUMOTO *et al.*, 1991; PAVLAT *et al.*, 1993; HOUSH *et al.*, 1995; PAVLAT *et al.*, 1995). Existem ainda, mais três estudos com testes de dois minutos de duração (DEVRIES *et al.*, 1987; DEVRIES *et al.*, 1990; MORITANI *et al.*, 1993). Neste sentido, a presente investigação, além de comparar os diferentes períodos de análise do sinal EMG já encontrado na literatura, determinou o LF_{NM} também com 30 segundos iniciais

dos testes retangulares, uma vez que, caso este tempo de análise fosse semelhante aos demais, geraria menor demanda energética, maior comodidade ao avaliado, e conseqüentemente, maior aplicabilidade do teste. No entanto, os resultados apresentaram diferenças entre os LF_{NM} determinados pelos diferentes períodos de análise e, no caso, T30s foi o que apresentou maior discrepância entre os LF_{NM} .

Originalmente, DeVries et al. (1982), ao propor o modelo de determinação do LF_{NM} , utilizaram para análise o sinal EMG referente ao período total dos testes retangulares, e encontraram valores de LF_{NM} ($190 \pm 14,0$ W) superestimados em 11 % em relação à PC ($169,5 \pm 12,8$ W). No entanto, esses modelos foram altamente correlacionados ($r = 0,86$). Os resultados do presente estudo corroboram com os achados de DeVries et al. (1982), já que o LF_{NM} , também determinado por TTotal, foi superior aos valores de PC (22 %), indicando que, mesmo relacionados ($r = 0,72$), as metodologias não apresentam o mesmo significado fisiológico. Vale ressaltar que no presente estudo, os testes retangulares realizados pelos voluntários obedeceram o intervalo de 24 a 48h, diferentemente de DeVries et al. (1982), que adotaram apenas 30 min. É provável que este intervalo de recuperação não tenha sido suficiente para a restauração dos estoques de energia; portanto, acarretando um acúmulo de fadiga no transcorrer dos testes, estabelecendo valores inferiores de LF_{NM} em relação ao presente estudo.

Ao estabelecer o LF_{NM} com apenas testes retangulares de dois minutos de duração, DeVries et al. (1987) determinou o LF_{NM} e comparou com PC; entretanto não encontraram diferenças significantes entre estes índices. Em contrapartida, os achados do presente estudo indicaram que T2min superestimou PC em 30 %, com fraca correlação entre eles.

Um aspecto evidente demonstrado pelos resultados do presente estudo foi a superestimação do LF_{NM} , visto que apenas um dos voluntários permaneceu mais que 30 minutos na carga encontrada pelo LF_{NM} , determinado pelo período total do período de análise do sinal EMG (TTotal). Tais resultados corroboram as indicações descritas por PAVLAT et al. (1993), no qual, analisando também indivíduos saudáveis, descreveram que os sujeitos permaneceram na carga do LF_{NM} por apenas 225 ± 72 s.

No entanto, o tempo de análise para determinar o LF_{NM} foi com apenas o primeiro minuto dos testes retangulares.

Na maioria dos estudos analisando LF_{NM} , o sinal EMG captado durante os testes retangulares foi tratado em iEMG ou RMS, sendo calculados médias a cada 10 segundos, e, a partir de então, estimou-se o slope de cada potência realizada. Contudo, na presente investigação, além de estimar o LF_{NM} com 60 segundos iniciais (T1min), 120 segundos iniciais (T2min) e tempo total (TTotal) dos testes retangulares, foi estabelecido também o LF_{NM} com os 30 segundos iniciais (T30s), tentando, portanto, aumentar a acurácia das análises, foi calculou-se as médias a cada cinco segundos.

Os LF_{NM} determinados por T30s, T1min, e T2min demonstraram ser ainda superiores aos valores de TTotal, demonstrando que o sinal EMG tratado em RMS não é linear quando plotado em função do tempo. Nos segundos iniciais dos testes retangulares, o sistema neuromuscular aparentemente demonstra que necessita de alguns segundos para se adaptar à carga imposta pelo cicloergometro, comprovado pelas variações da taxa de aumento do sinal EMG (slope) entre os períodos de análise. Na medida que o tempo de análise diminui, o slope indicado pela inclinação da reta de regressão também é diminuído, sugerindo menor fatigabilidade, e conseqüentemente maiores valores de LF_{NM} .

DeVries et al. (1982) ao proporem o modelo de LF_{NM} , sugerem que o valor de R^2 da plotagem entre a taxa de aumento (slope) do sinal EMG e sua respectiva carga aplicada durante os testes retangulares, devem ser de no mínimo 0,60, e, portanto, resultados inferiores a esse deveriam ser excluídos da análise de dados. No entanto, o presente estudo, buscando a comparação entre os tempos de análise do sinal EMG durante as cargas retangulares, considerou os dados de todos os voluntários, independente do valor de R^2 encontrado. Determinando o LF_{NM} com TTotal, 100 % dos voluntários atenderiam ao critério proposto por DeVries et al. (1982), para T2min, 78 %, utilizando T1min, 64 %, já para T30s, em apenas 35 % dos voluntários seria possível a análise dos dados. É possível notar que o R^2 diminui na medida que o tempo de análise fica menor, sugerindo inferior aplicabilidade aos períodos mais curtos de análise do sinal EMG para determinar o LF_{NM} .

Outro fator importante a levar em consideração é a execução dos testes retangulares no mesmo dia. Buscando a viabilidade do modelo de LF_{NM} , todos os estudos envolvendo o modelo de LF_{NM} , utilizaram-se de testes realizados no mesmo dia, variando o intervalo de 15 a 30 minutos entre eles. No entanto, sabe-se que a resíntese de glicogênio muscular, importante substrato energético para esforços dessa característica, não é completa durante este período (LIMA-SILVA *et al.*, 2007), portanto, no presente estudo, buscando anular a hipótese de que os voluntários sofressem alguma influência do acúmulo de fadiga entre as cargas, e possivelmente, maior restauração dos estoques de glicogênio, os testes foram executados em diferentes dias, com intervalo de 24 à 48 horas.

Aparentemente, o processo de instalação da fadiga, bem como a exaustão voluntária durante exercícios supramáximos, estão atrelados a diferentes fatores fisiológicos, e não podem ser demonstrado unicamente pelos indicadores neuromusculares. Portanto, sugere-se a realização de estudos futuros que venham monitorar simultaneamente outras variáveis fisiológicas, como o consumo de oxigênio, concentração de lactato sanguíneo, frequência cardíaca, percepção subjetiva de esforço, atividade cerebral e até mesmo fluxo de oxigênio, para assim entender melhor o processo da fadiga para este tipo de esforço físico.

7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados do presente estudo, é possível concluir que o período de análise do sinal EMG alcançado durante as cargas retangulares realizadas em cicloergômetro, interferem na determinação do LF_{NM} .

O LF_{NM} determinado pelo período total de análise do sinal EMG (TT_{Total}), superestimou PC e a intensidade que pode ser mantida em exercício no cicloergômetro por mais de 30 minutos, sem evidências de fadiga neuromuscular.

8 REFERÊNCIAS

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. *Muscles alive - their functions revealed by electromyography*. 5 ed. Baltimore: Willians & Wilkins, 1985. 555 p.

BUNC, V.; HOFMANN, P.; LEITNER, H.; GAISL, G. Verification of the heart rate threshold. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.70, n.3, p.263-9, 1995.

CLINGELEFFER, A.; MC NAUGHTON, L.; DAVOREN, B. Critical power may be determined from two tests in elite kayakers. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.68, n.1, p.36-40, 1994.

COYLE, E.F. Integration of the physiological factors determining endurance performance ability. *Exerc Sport Sci Rev*, v.23, p.25-63, 1995.

COYLE, E.F.; FELTNER, M.E.; KAUTZ, S.A.; HAMILTON, M.T.; MONTAIN, S.J.; BAYLOR, A.M.; ABRAHAM, L.D.; PETREK, G.W. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc*, v.23, n.1, p.93-107, 1991.

CRAM, J.R.; KASMAN, G.S.; HOLTZ, J. *Introduction to surface electromyography* Gaithersburg: Aspen, 1998. 408 p.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomec*, v.13, p.135-63, 1997.

DEVRIES, H.A. Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. *Am J Phys Med*, v.47, n.3, p.125-35, 1968.

DEVRIES, H.A.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; EVANS, S.A.; THARP, G.D.; HOUSH, D.J.; HUGHES, R.A. Factors affecting the estimation of physical working capacity at the fatigue threshold. *Ergonomics*, v.33, n.1, p.25-33, 1990.

DEVRIES, H.A.; MORITANI, T.; NAGATA, A.; MAGNUSSEN, K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics*, v.25, n.9, p.783-91, 1982.

DEVRIES, H.A.; TICHY, M.W.; HOUSH, T.J.; SMYTH, K.D.; TICHY, A.M.; HOUSH, D.J. A method for estimating physical working capacity at the fatigue threshold (PWCFT). *Ergonomics*, v.30, n.8, p.1195-204, 1987.

DIMITROV, G.V.; ARABADZHIEV, T.I.; HOGREL, J.Y.; DIMITROVA, N.A. Simulation analysis of interference EMG during fatiguing voluntary contractions. Part II - Changes in amplitude and spectral characteristics. *J Electromyogr Kinesiol*, v.18, n.1, p.35-43, 2008.

EDWARDS, R.G.; LIPPOLD, O.C. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *J Physiol*, v.132, n.3, p.677-81, 1956.

ENOKA, R.M. *Bases neuromecânicas da cinesiologia*. 2 ed. São Paulo: Editora Manole, 2000. 450 p.

FONTES, E.B.; NAKAMURA, F.Y.; GOBBO, L.A.; ALTIMARI, L.R.; MELO, J.C.; CARVALHO, F.O.; OKANO, A.H.; BORGES, T.O.; SILVA, S.G.; CYRINO, E.S. A velocidade crítica representa a máxima fase estável de lactato sangüíneo na canoagem? *FIEP Bulletin*, v.75, p.427-30, 2005.

GAESSER, G.A.; CARNEVALE, T.J.; GARFINKEL, A.; WALTER, D.O.; WOMACK, C.J. Estimation of critical power with nonlinear and linear models. *Med Sci Sports Exerc*, v.27, n.10, p.1430-8, 1995.

GASKILL, S.E.; WALKER, A.J.; SERFASS, R.A.; BOUCHARD, C.; GAGNON, J.; RAO, D.C.; SKINNER, J.S.; WILMORE, J.H.; LEON, A.S. Changes in ventilatory threshold with exercise training in a sedentary population: the HERITAGE Family Study. *Int J Sports Med*, v.22, n.8, p.586-92, 2001.

GRAY, H. *Anatomia* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988p.

HANON, C.; THEPAUT-MATHIEU, C.; HAUSSWIRTH, C.; LE CHEVALIER, J.M. Electromyogram as an indicator of neuromuscular fatigue during incremental exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.78, n.4, p.315-23, 1998.

HECK, H.; MADER, A.; HESS, G.; MUCKE, S.; MULLER, R.; HOLLMANN, W. Justification of the 4-mmol/l lactate threshold. *Int J Sports Med*, v.6, n.3, p.117-30, 1985.

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

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. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.71, n.2-3, p.131-6, 1995.

HUG, F.; FAUCHER, M.; KIPSON, N.; JAMMES, Y. EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. *Clin Physiol Funct Imaging*, v.23, n.4, p.208-14, 2003.

HUG, F.; LAPLAUD, D.; LUCIA, A.; GRELOT, L. A comparison of visual and mathematical detection of the electromyographic threshold during incremental pedaling exercise: a pilot study. *J Strength Cond Res*, v.20, n.3, p.704-8, 2006a.

HUG, F.; LAPLAUD, D.; LUCIA, A.; GRELOT, L. EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: a pilot study. *Int J Sports Med*, v.27, n.6, p.456-62, 2006b.

HUGHSON, R.L. Methodologies for measurement of the anaerobic threshold. *Physiologist*, v.27, n.4, p.304-11, 1984.

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

JACOBS, I. Blood lactate. Implications for training and sports performance. *Sports Med*, v.3, n.1, p.10-25, 1986.

KEITH, S.P.; JACOBS, I.; MCLELLAN, T.M. Adaptations to training at the individual anaerobic threshold. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.65, n.4, p.316-23, 1992.

KINDERMANN, W.; SIMON, G.; KEUL, J. The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.42, n.1, p.25-34, 1979.

KOMI, P.V.; VIITASALO, J.T. Changes in motor unit activity and metabolism in human skeletal muscle during and after repeated eccentric and concentric contractions. *Acta Physiol Scand*, v.100, n.2, p.246-54, 1977.

KOUZAKI, M.; SHINOHARA, M.; FUKUNAGA, T. Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.80, n.1, p.9-15., 1999.

LE CHEVALIER, J.M.; VANDEWALLE, H.; THEPAUT-MATHIEU, C.; STEIN, J.F.; CAPLAN, L. Local critical power is an index of local endurance. *Eur J Appl Physiol*, v.81, n.1-2, p.120-7, 2000.

LIMA-SILVA, A.E.; FERNANDES, T.C.; DE-OLIVEIRA, F.R.; NAKAMURA, F.Y.; GEVAERD, M.D.S. Metabolismo do glicogênio muscular durante o exercício físico: mecanismos de regulação. *Revista de Nutrição.*, v.20, n.4, p.417-29, 2007.

LUCIA, A.; SANCHEZ, O.; CARVAJAL, A.; CHICHARRO, J.L. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *Br J Sports Med*, v.33, n.3, p.178-85, 1999.

MAESTU, J.; CICCHELLA, A.; PURGE, P.; RUOSI, S.; JURIMAE, J.; JURIMAE, T. Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue. *J Strength Cond Res*, v.20, n.4, p.824-8, 2006.

MATSUMOTO, T.; ITO, K.; MORITANI, T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.63, n.1, p.1-5, 1991.

MCLELLAN, T.M. Ventilatory and plasma lactate response with different exercise protocols: a comparison of methods. *Int J Sports Med*, v.6, n.1, p.30-5, 1985.

MEYER, T.; GABRIEL, H.H.; KINDERMANN, W. Is determination of exercise intensities as percentages of VO₂max or HRmax adequate? *Med Sci Sports Exerc*, v.31, n.9, p.1342-5, 1999.

MONOD, H.; SHERRER, J. The work capacity of a synergic muscular group. *Ergonomics*, v.8, p.329-38, 1965.

MORITANI, T.; NAGATA, A.; DEVRIES, H.A.; MURO, M. Critical power as a measure of physical work capacity and anaerobic threshold. *Ergonomics*, v.24, n.5, p.339-50, 1981.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. *J Appl Physiol*, v.74, n.4, p.1729-34, 1993.

NAKAMURA, F.Y.; GANCEDO, M.R.; SILVA, L.A.D.; LIMA, J.R.P.D.; KOKUBUN, E. Utilização do esforço percebido na determinação da velocidade crítica em corrida aquática. *Rev Bras Med Esporte*, v.11, n.1, 2005.

PAVLAT, D.J.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; ECKERSON, J.M. Electromyographic responses at the neuromuscular fatigue threshold. *J Sports Med Phys Fitness*, v.35, n.1, p.31-7, 1995.

PAVLAT, D.J.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; SCHMIDT, R.J.; ECKERSON, J.M. An examination of the electromyographic fatigue threshold test. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.67, n.4, p.305-8, 1993.

PETROFSKY, J.S. Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.41, n.1, p.1-15, 1979.

PRINGLE, J.S.; JONES, A.M. Maximal lactate steady state, critical power and EMG during cycling. *Eur J Appl Physiol*, v.88, n.3, p.214-26, 2002.

ROECKER, K.; SCHOTTE, O.; NIESS, A.M.; HORSTMANN, T.; DICKHUTH, H.H. Predicting competition performance in long-distance running by means of a treadmill test. *Med Sci Sports Exerc*, v.30, n.10, p.1552-7, 1998.

SIMÕES, H.G.; CAMPBELL, C.S.G.; BALDISSERA, V.; DENADAI, B.S.; KOKUBUN, E. Determinação do limiar anaeróbio por meio de dosagens glicêmicas e lactacidêmicas

em testes de pista para corredores. *Revista Paulista de Educação Física*, v.12, n.1, p.17-30, 1998.

STEGMANN, H.; KINDERMANN, W.; SCHNABEL, A. Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. *Int J Sports Med*, v.2, n.3, p.160-5, 1981.

TAYLOR, A.D.; BRONKS, R. Reproducibility and validity of the quadriceps muscle integrated electromyogram threshold during incremental cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.70, n.3, p.252-7, 1995.

TEGTBUR, U.; BUSSE, M.W.; BRAUMANN, K.M. Estimation of an individual equilibrium between lactate production and catabolism during exercise. *Med Sci Sports Exerc*, v.25, n.5, p.620-7, 1993.

VIITASALO, J.H.; KOMI, P.V. Signal characteristics of EMG during fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.37, n.2, p.111-21, 1977.

VIITASALO, J.T.; LUHTANEN, P.; RAHKILA, P.; RUSKO, H. Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. *Acta Physiol Scand*, v.124, n.2, p.287-93, 1985.

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

WAKAYOSHI, K.; YOSHIDA, T.; UDO, M.; HARADA, T.; MORITANI, T.; MUTOH, Y.; MIYASHITA, M. Does critical swimming velocity represent exercise intensity at maximal lactate steady state? *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.66, n.1, p.90-5, 1993.

WASSERMAN, K.; MCILROY, M.B. Detecting the Threshold of Anaerobic Metabolism in Cardiac Patients During Exercise. *Am J Cardiol*, v.14, p.844-52, 1964.

WASSERMAN, K.; WHIPP, B.J.; KOYL, S.N.; BEAVER, W.L. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol*, v.35, n.2, p.236-43, 1973.