

EWERTON RODRIGO GASSI

**LIMIAR VENTILATÓRIO E
COMPORTAMENTO DO SINAL
ELETROMIOGRÁFICO DURANTE
EXERCÍCIO INCREMENTAL NO
CICLOERGÔMETRO**

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

Orientador: Antonia Dalla Pria Bankoff

Campinas
2008

Ewerton Rodrigo Gassi

**LIMIAR VENTILATÓRIO E COMPORTAMENTO DO
SINAL ELETROMIOGRÁFICO DURANTE
EXERCÍCIO INCREMENTAL NO
CICLOERGÔMETRO**

Este exemplar corresponde à redação final da Dissertação de Mestrado defendida por Ewerton Rodrigo Gassi e aprovada pela Comissão julgadora em: 14/02/2006.

Antonia Dalla Pria Bankoff
Orientadora

Campinas
2008

UNIDADE BC
Nº CHAMADA:
TIUNICAMP Q.216L
V. _____ EX. _____
TOMBO BCCL 76444
PROC 16P-129-08
C _____ D X
PREÇO 11,00
DATA 22-04-08
BIB-ID 432264

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA BIBLIOTECA FEF - UNICAMP

Q.216L
G748L

Gassi, Ewerton Rodrigo.

Limiar ventilatório e comportamento do sinal eletromiográfico durante exercício incremental no cicloergômetro / Ewerton Rodrigo Gassi. - Campinas, SP: [s.n.], 2006.

Orientador: Antonia Dalla Pria Bankoff.
Dissertação (mestrado) – Faculdade de Educação Física,
Universidade Estadual de Campinas.

1. Eletromiografia. 2. Limiar anaeróbio. 3. Ciclismo. I. Bankoff, Antonia Dalla Pria. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

Dedicatória

Dedico este trabalho a minha irmã Ludmila, por seu exemplo de luta e amor à vida.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, por me abençoar com as vitórias conquistadas na minha vida;

Também gostaria de agradecer à meus pais Dirço Gassi e Natalina Ferrari Gassi pelas oportunidades que me ofereceram e o amor incondicional nos momentos difíceis;

Agradeço aos verdadeiros amigos que sempre estiveram do meu lado, principalmente a equipe do LAP, em especial ao amigo Carlos Zamai;

Aos componentes da banca e todos os professores e funcionários da Faculdade de Educação Física pelo aprendizado que me proporcionaram;

E em especial, agradeço a minha orientadora, prof. Dr. Antonia Dalla Pria Bankoff, pela paciência e compreensão, não só no campo acadêmico, mas também na vida.

À todos, muito obrigado

GASSI, Ewerton Rodrigo. **Limiar ventilatório e comportamento do sinal eletromiográfico durante exercício incremental no cicloergômetro**. 2006. 79f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008.

RESUMO

Em atividades esportivas, ou mesmo de caráter recreativo, onde a capacidade aeróbia se apresenta como um fator determinante, o momento de transição entre o metabolismo predominantemente aeróbio para o anaeróbio tem recebido grande atenção dos pesquisadores. Este ponto de transição tem sido chamado de Limiar Anaeróbio (Lan) e é considerado um parâmetro extremamente importante, superando inclusive o consumo máximo de oxigênio para a prescrição e controle do treinamento. Na avaliação do Limiar Anaeróbio, a resposta do lactato sanguíneo é um dos métodos com maior aceitação, porém, limiar ventilatório que se constitui em apontar alterações em alguns parâmetros ventilatórios também têm sido muito utilizado. Porém, os resultados encontrados até o momento não são suficientes para esclarecer como a ativação muscular responde a atividades de intensidade crescente, principalmente em relação ao Limiar Anaeróbio. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi determinar o limiar ventilatório e comparar com alterações do sinal eletromiográfico. Fizeram parte do estudo oito homens (25,25 \pm 6,96 anos), ciclistas e triatletas, que se exercitaram em cicloergômetro, com a intensidade sendo aumentada em 25 W/min até que a cadência de 80 RPM não pudesse mais ser mantida. Para a coleta dos volumes gasosos foi utilizado um analisador de gases modelo VO2000 (Imbrasport[®]), e do software Aerograph. Os sinais eletromiográficos foram coletados dos músculos vasto lateral, vasto medial, reto femural, bíceps femural e semitendíneo, e processados por um eletromiógrafo da marca Lynx AI6010, contendo seis canais. A frequência de amostragem estabelecida para a aquisição dos registros eletromiográficos foi de 1024 Hz. Para filtragem do sinal eletromiográfico bruto, o filtro passa baixa foi ajustado em 500 Hz e o filtro passa alta em 10 Hz. A conversão dos sinais analógico/digital foi realizada por intermédio de uma placa A/D CAD 12/36 da marca Lynx. Para a captação e leitura dos sinais foi utilizado o software AQDADOS-Lynx. A faixa de entrada foi ajustada entre $-5.000 \mu\text{V}$ a $+5.000 \mu\text{V}$. O LV1 foi tomado como a intensidade correspondente a um aumento no VE/VO_2 sem nenhum aumento no VE/VCO_2 e comparado com a intensidade correspondente a um aumento não linear na amplitude do sinal eletromiográfico durante o protocolo incremental. Os resultados não mostraram diferença em nenhuma das variáveis selecionadas para a intensidade do LV1 (67,03 \pm 6,23 % do VO_2 pico) e do ponto referente a um aumento não linear na amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos vasto lateral (64,39 \pm 11,77 % do VO_2 pico) e reto femural (66,78 \pm 11,13 % do VO_2 pico). Para os demais músculos nenhum ponto e quebra na linearidade do sinal foi verificado.

Palavras-chaves: **Limiar ventilatório; eletromiografia; limiar de fadiga eletromiográfico;**

GASSI, Ewerton Rodrigo. **Ventilatory threshold and electromyographic sign during incremental exercise in cicloergometer** . 2006. 85f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008.

ABSTRACT

In sports, or some physical activity where the aerobic capacity if presents as a determinative factor, the transition moment enters the predominantly aerobic metabolism for the anaerobic has received great attention from the researchers. The aim of this study was to compare the alterations in the EMG sign to the ventilatory threshold (VT). Eight amateur cyclists and tri-athletes males participated in this study ($25,25 \pm 6,96$ years). Each subject performed an incremental cycling exercise until exhaustion in a cadence of 80 RPM and with the intensity being increased in 25 W/min. An analyzer of gases model VO2000 (Imbrasport®) and a software Aerograph were used to collect the gaseous volumes. The EMG signs were collected from *vastus lateralis* and *Rectus femoris* muscles and processed by an electromyography Lynx AI6010, with a sampling frequency of 1024 Hz. For the reception and reading of the signs was used the software AQDADOS (Lynx). VT was determined by a non-linear increase in VE/VO_2 without any increase in VE/VCO_2 and compared with the intensity corresponding to break point of EMG sign (BPEMG). The BPEMG and VT parameters used were the load, the time, absolute and relative VO_2 , ventilation (VE), the heart rate (HR) and the subjective perception of the effort (PSE) based on the model proposed by Borg (1970). All the values were collected in the second 10 ends of each apprenticeship. The results had not shown to difference in none of the variable selected for the corresponding intensity to LV and LF-EMG of the muscles vastus lateralis and reto femoris. The other muscles, any BPEMG of the sign it was not verified.

Keywords: **Ventilatory threshold; electromyography; electromyographic fatigue threshold;**

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Subdivisões do tecido muscular.....	p.17
Figura 2 – Sarcômero	p.18
Figura 3 - Músculos do quadríceps femural	p.27
Figura 4 - Bíceps femural	p.27
Figura 5 – Semitendíneo	p.28
Figura 6 - Resposta do sinal eletromiográfico com diferentes localização do eletrodo	p.31
Figura 7 - Exemplo de método para estimativa do LF-EMG	p.41
Figura 8 - Analisador de gases modelo VO2000.....	p.52
Figura 9 - Monitor de frequência cardíaca	p.52
Figura 10 – Eletromiógrafo Lynx AI6010	p.53
Figura 11 – Eletrodos de superfície.....	p.53
Figura 12 – Exemplo do método utilizado para detecção do limiar anaeróbio a partir do ponto de inflexão do sinal eletromiográfico para um sujeito	p.55
Figura 13 – Identificação do LV1 e LV2 de acordo com VE/VO ₂ e VE/VCO ₂	p.56
Figura 14 – Valores médios referentes ao consumo máximo de oxigênio durante o teste incremental	p.58
Figura 15 – Valores médios referentes ao consumo máximo de oxigênio relativo a massa corporal durante o teste incremental	p.59
Figura 16 – Valores médios referentes à ventilação durante o teste incremental	p.59
Figura 17 – Valores médios referentes à frequência cardíaca durante o teste incremental	p.60
Figura 18 – Valores médios referente à percepção subjetiva do esforço durante o teste incremental	p.61
Figura 19 – Exemplo do método utilizado na determinação do limiar ventilatório.....	p.61
Figura 20 – Comportamento do sinal eletromiográfico dos músculos vasto lateral e reto femoral	p.62

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características gerais da amostra.....	p.57
Tabela 2 – Parâmetros máximos alcançados durante o teste.....	p.58
Tabela 3 - Média e desvio padrão das variáveis selecionadas no LV e no LF-EMG do vasto lateral e do reto femural.....	p.64
Tabela 4 - Coeficiente de correlação linear das variáveis selecionadas no LV e no BPEMG dos músculos vasto lateral e reto femural.....	p.67

LISTA DE ABREVIATURAS

μm – micrometro

μV - microvolts

ACo – acetilcolina

ATP – adenosina tri-fosfato

BPEMG - ponto de quebra na linearidade EMG (*break point of EMG*)

Bpm – batimentos por minuto

Cm – centímetro

CO₂ – gás carbônico

EMG - sinal eletromiográfico

FC – frequência cardíaca

Hz – hertz

IAT – limiar anaeróbio individual (individual anaerobic threshold)

iEMG – sinal eletromiográfico integrado

Kg – kilograma

LF-EMG - Limiar de Fadiga Eletromiográfico

LV – limiar ventilatório

LV1 - limiar ventilatório 1

LV2 – limiar ventilatório 2

M – metro

min – minuto

ml – mililitro

MLSS – máxima fase estável do lactato (maximal lactate steady state)

mm – milímetro

mmol – milimol

mmol . l⁻¹ – milimol por litro

MPF – mediana da frequência do EMG

O₂ – oxigênio

OTG – órgão tendinoso de Golgi

PSE – percepção subjetiva do esforço

R – coeficiente de trocas gasosas

RMS – root mean square

RPM – rotações por minuto

s – segundos

Ve – ventilação

VE/VCO₂ – equivalente ventilatório do gás carbônico

VE/VO₂ – equivalente ventilatório do oxigênio

VO₂ – consumo de oxigênio

VO₂max – consumo máximo de oxigênio

W – watts

1 Introdução	13
2 Revisão da literatura	16
Sistema muscular	16
Considerações microscópicas sobre o tecido muscular	16
Considerações macroscópicas sobre o tecido muscular	23
Eletromiografia	28
Eletromiografia e ciclismo	33
Limiar Anaeróbio	36
A utilização da eletromiografia na detecção do Limiar Anaeróbio	40
3 Objetivos	49
Objetivo geral	49
Objetivos específicos	49
4 Metodologia	50
Sujeitos	50
Métodos	50
Delineamento experimental	50
Antropometria	51
Protocolo de esforço	51
Limiar de fadiga do sinal eletromiográfico	54
Limiar Ventilatório (LV)	55
Análise dos dados	56
5 Resultados e discussões	57
6 Conclusões	68
Referências	69

1 Introdução

A fadiga pode ser definida como o decréscimo na capacidade de manter um determinado esforço, ou ainda, a perda da capacidade de gerar trabalho, levando o organismo à redução do desempenho motor (FITTS, 1994).

Durante exercícios de longa duração, onde a intensidade se apresenta de forma crescente, a instalação da fadiga pode se dar em níveis metabólicos e também neuromusculares (EDWARDS, 1986).

Um recente modelo que começa a ganhar espaço nas discussões da comunidade científica é o modelo de um controle central, no cérebro, que é responsável por controlar a ativação das unidades motoras, impedindo que estas entrem em falência ou colapso (NOAKES, ST CLAIR GIBSON e LAMBERT, 2004b). Ainda, estes autores afirmam que o recrutamento muscular durante exercício voluntário nunca será máximo, e que nem todas as unidades motoras podem ser ativadas até a exaustão.

Por este modelo, o aumento na concentração de metabólicos semelhantes ao ácido láctico funcionam como sinalizadores da quantidade de unidades motoras que podem ser recrutadas durante o esforço, bem como um aumento na compensação respiratória em qualquer momento, ativado pelo sistema nervoso central (NOAKES, ST CLAIR GIBSON e LAMBERT, 2004a).

Segundo Lambert, St Clair Gibson e Noakes (2004) este sistema pode provavelmente ser controlado por mecanismos de “*feed forward*”, a partir de estruturas cerebrais ou por reflexos inibitórios que respondem a ativação de vias aferentes tipo III e IV, controlando assim a quantidade de unidades motoras ativas.

Esta teoria, que recebeu o nome de comando central, pode continuamente estar modificando as estratégias para manutenção do esforço, ajustando a quantidade de força/potência que pode ser produzida com base em cálculos metabólicos realizados pelo subconsciente. Estes cálculos têm por base experiências adquiridas durante a realização prévia do mesmo tipo de tarefa, como ocorre durante os treinamentos (ST CLAIR GIBSON e NOAKES, 2004).

Atualmente, as teorias sobre a instalação da fadiga, ou seja, o término ou a incapacidade em manter o exercício em uma intensidade constante está embasado na teoria da fadiga periférica.

Por este modelo, quando a demanda de ATP excede a capacidade do organismo em repor estes estoques na mesma frequência em que estão sendo utilizados levam a um estado de fadiga e a uma queda no desempenho.

Tanto a incapacidade do sistema cardiorrespiratório em fornecer oxigênio suficiente para as reações aeróbias, como o acúmulo de subprodutos metabólicos resultantes do metabolismo anaeróbio, semelhante ao ácido láctico têm sido citados como os principais responsáveis (KATZ e SAHLIN, 1990).

Em atividades de média e longa duração, como corridas de meio fundo e fundo, algumas provas da natação e no ciclismo o conhecimento da intensidade máxima que pode ser mantida durante a competição pode se apresentar como um fator determinante nos resultados.

A determinação da máxima intensidade em que o indivíduo pode manter o trabalho sem apresentar indícios de fadiga, têm sido alvo de inúmeras discussões, e vários métodos e terminologias surgiram com a finalidade de determinar qual a intensidade ideal para cada atleta conseguir o máximo rendimento.

Um dos termos mais utilizados na avaliação e predição da intensidade ótima de exercício é o Limiar Anaeróbio. Segundo Svedahl e MacIntosh (2003), limiar anaeróbio é definido como a intensidade de exercício, envolvendo grandes grupos musculares acima da qual o oxigênio consumido passa a ser insuficiente para suprir as demandas energéticas, aumentando assim, a contribuição da energia derivada do metabolismo anaeróbio.

Na avaliação do Limiar Anaeróbio, a resposta do lactato sanguíneo é um dos métodos com maior aceitação. Durante exercícios de intensidade crescente, a taxa de acúmulo de ácido láctico nos tecidos ativos e no sangue aumenta progressivamente, até o ponto em que a taxa de remoção não é mais capaz de manter o organismo em equilíbrio (KATZ e SAHLIN, 1990).

O limiar ventilatório se apresenta como um outro método, que têm tido grande utilização em pesquisas científicas, e que permite a identificação do início da acidose metabólica durante o exercício de cargas incrementais envolvendo parâmetros respiratórios (WASSERMAN e McILROY, 1964).

Pelo método do limiar ventilatório, a intensidade correspondente ao limiar anaeróbio pode ser determinada por um aumento não linear na ventilação (V_e), no volume de gás carbônico (CO_2), no coeficiente respiratório (R) ou nas alterações que ocorrem nos equivalentes ventilatórios do oxigênio (V_e/V_{O_2}) e do volume de gás carbônico (V_e/V_{CO_2}).

Além das respostas metabólicas, o comportamento de parâmetros neuromusculares na determinação do Limiar Anaeróbio passou a ser foco de pesquisas nas últimas décadas.

Um aumento não linear na amplitude do sinal eletromiográfico durante os protocolos incrementais tem sido apresentado por vários pesquisadores (MIYASHITA et al. 1981; NAGATA et al. 1981; HÄNNINEN et al. 1989; AIRAKSINEN et al. 1992; LUCIA et al. 1999; HUG et al. 2003a; HUG et al. 2003b; HUG et al. 2004) e apontado como um método útil na detecção do limiar anaeróbio com base na ativação das unidades motoras dos grupos musculares ativos.

Porém, os resultados encontrados até o momento não são suficientes para esclarecer como a ativação muscular responde a atividades de intensidade crescente, principalmente em relação ao Limiar Anaeróbio, e sendo assim, investigações destinadas a estabelecer a relação entre os parâmetros metabólicos comumente utilizados na determinação do limiar anaeróbio e os sinais eletromiográficos podem ser extremamente úteis para o entendimento da interação entre as variáveis metabólicas e neuromusculares responsáveis pela instalação da fadiga.

2 Revisão da literatura

Sistema muscular

Considerações microscópicas sobre o tecido muscular

Os músculos são as únicas estruturas contráteis do corpo humano, sendo assim os responsáveis pela geração de movimento. Além disto, são os responsáveis pela manutenção da postura, pela respiração e pela produção de calor em situações de exposição ao frio.

Além dos músculos, o tecido muscular é formado por três divisões estruturais de tecido conjuntivo chamadas fâscias (figura 1). A camada mais externa que envolve todo o músculo é denominada epimísio. À medida que se aprofunda, uma nova fâscia chamada perimísio divide o músculo em conjunto de fibras individuais, os fascículos. Ainda, cada fibra muscular de um fascículo é envolta por uma outra fâscia denominada endomísio (POWERS e HOWLEY, 2000). Esta estrutura, funcionalmente serve para manter as fibras musculares unidas e para uniformizar a transferência de força aos tendões durante a contração muscular.

Dentro da fibra muscular, existem estruturas musculares fusiformes denominadas miofibrilas, onde estão localizadas as proteínas responsáveis pela contração muscular, organizadas em sarcômeros.

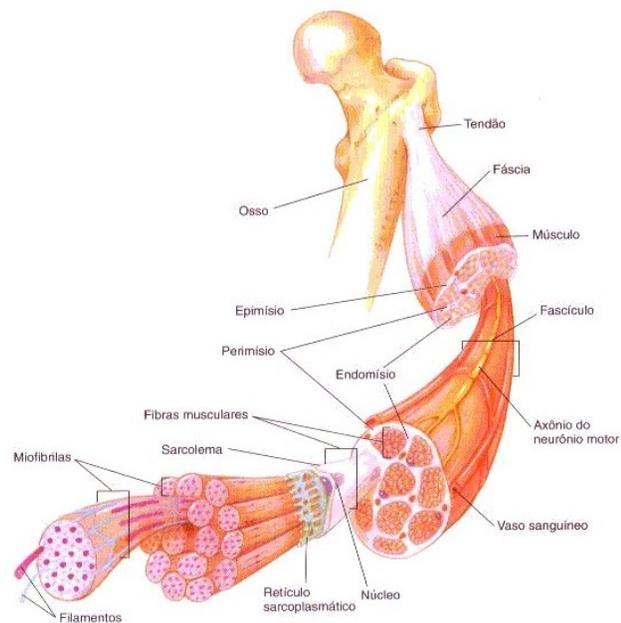


FIGURA 1 – Subdivisões do tecido muscular (adaptado de POWERS e HOWLEY, 2000)

Os sarcômeros são estruturas organizadas regularmente na miofibrila (figura 2), separados por uma camada de proteínas estruturais chamadas linha Z. Dentro dos sarcômeros, os filamentos de miosina se localizam dentro de uma faixa denominada banda H, enquanto que os filamentos de actina se localizam em uma outra faixa denominada banda I. Existe ainda uma faixa onde as proteínas se sobrepõem conhecida por zona A. Durante a contração muscular existe uma aproximação entre as linhas Z e um estreitamento da banda H (JUNQUEIRA E CARNEIRO, 1999).

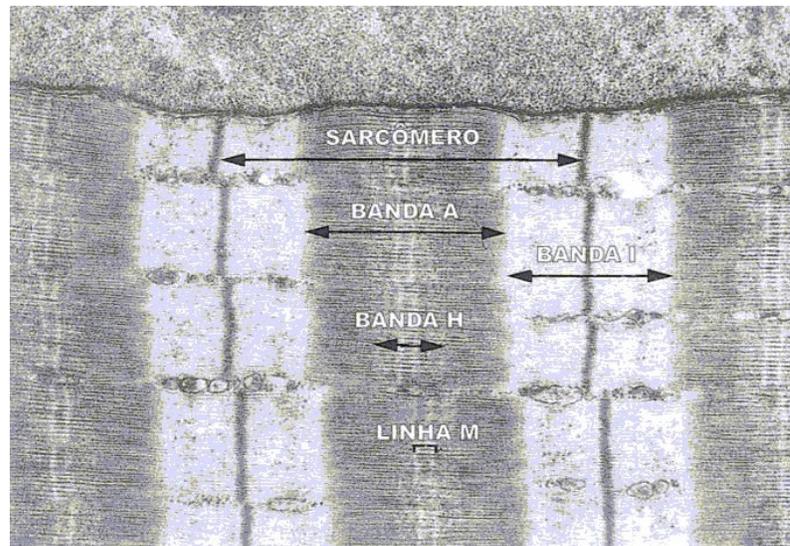


FIGURA 2 – Sarcômero (Adaptado de JUNQUEIRA E CARNEIRO, 1999).

Quando se trata da ativação direta do sistema muscular, grupos de neurônios específicos que se projetam da medula são responsáveis por esta tarefa: os neurônios motores alfa. Os neurônios motores alfa são diretamente responsáveis pela geração de tensão nos músculos e movimento nas articulações. O conjunto formado por um neurônio motor alfa e as fibras musculares por ele inervadas recebe o nome de unidade motora. A contração muscular resulta da ação individual e/ou combinada destas unidades motoras.

Os neurônios motores alfa comunicam-se com a fibra muscular através da liberação de um neurotransmissor, a acetilcolina (ACh), que é liberada por vesículas especializadas localizadas nos terminais axonais em um pequeno espaço conhecido como fenda sináptica. A ACh liberada é captada por receptores especializados localizados no sarcolema da fibra muscular desencadeia um potencial excitatório pós-sináptico, que é suficientemente forte para desencadear um potencial de ação. Este potencial será transmitido por toda extensão do sarcolema (KANDEL, SCHWARTZ e JESSEL, 2000).

A quantidade de força que pode ser produzida pela contração dos músculos esqueléticos pode ser graduada através de dois mecanismos. O primeiro diz respeito ao recrutamento adicional de unidades motoras, até então inativas. A tensão extra produzida depende da quantidade de fibras musculares existentes naquela unidade motora e respeitando uma ordem crescente, onde são recrutadas primeiro as unidades motoras menores e depois as

maiores. A codificação da força, bem como da direção do movimento são controlados pelo córtex motor primário (KANDEL, SCHWARTZ e JESSEL, 2000).

A segunda maneira está associada à comunicação entre o neurônio motora alfa e a fibra muscular. Um potencial de ação pós-sináptico desencadeado pela liberação de ACo causa uma resposta, uma rápida seqüência de contração e relaxamento, e para que se mantenha a fibra muscular em estado de contração é necessário uma seqüência contínua de potenciais de ação. Esse princípio é conhecido como somação temporal, e da mesma forma que em outros tipos de sinapses, uma atividade pré-sináptica de alta freqüência, causa aumento da tensão das fibras musculares e retifica a contração (KANDEL, SCHWARTZ e JESSEL, 2000).

Segundo os mesmos autores, as informações referentes à contração muscular são enviadas para a medula e para as áreas superiores do cérebro na forma de “*feed-back*” pela ação de dois órgãos proprioceptores, os fusos musculares e os órgãos tendinosos (OT). Os fusos musculares são estruturas especializadas, dispostas em paralelo no sentido da fibra muscular, dentro de uma cápsula fibrosa. As extremidades destas fibras especializadas são contráteis, enquanto que na região central, mais larga e não contrátil, se localizam os axônios sensoriais do grupo Ia. O fuso muscular e as terminações sensoriais Ia agem em conjunto, provendo o sistema nervoso de informações referentes ao comprimento da fibra muscular e a velocidade de variação do comprimento.

Sendo o fuso muscular um órgão proprioceptor responsável por detectar alterações no comprimento da fibra muscular, esta quando se contraísse deixaria o fuso sem informação alguma, impedindo o sistema nervoso de detectar alterações principalmente no equilíbrio postural e no funcionamento ótimo do músculo durante atividades voluntárias. Todavia, um grupo especial de neurônios motores, os neurônios motores gama, inervam as extremidades contráteis das fibras intrafusais, fazendo com que estas se contraíam, e assim o fluxo de informações possa ser mantido (KANDEL, SCHWARTZ e JESSEL, 2000).

A segunda estrutura responsável pela propriocepção dos músculos são os Órgãos Tendinos (OTs). Em forma de rede e localizados nas junções dos músculos com os tendões, atuam como sensores de tensão e possuem terminações nervosas do tipo Ib, um pouco menores que as do tipo Ia. Em circunstâncias extremas, os OT têm ação inibitória, protegendo os músculos de uma carga excessiva. Todavia, a função normal é de regulação da tensão muscular dentro de uma faixa ótima (KANDEL, SCHWARTZ e JESSEL, 2000).

Em resumo, a contração muscular segue sete passos básicos, segundo Powers e Honley (2000):

1. Os potenciais de ação que atingem as cisternas terminais dos neurônios liberam acetilcolina, que se liga a receptores especializados localizados na membrana das fibras musculares (sarcolema);
2. A chegada deste potencial de ação desencadeia uma despolarização do sarcolema, que é conduzido ao interior da célula por um conjunto de canais chamados Túbulos T;
3. Quando esta despolarização atinge o retículo sarcoplasmático, há liberação de cálcio para dentro do sarcoplasma das fibras musculares;
4. O cálcio liberado se liga a troponina, uma proteína globular fixada na molécula de tropomiosina, que possui um local de ligação especializado, que apresenta forte afinidade ao cálcio, e após esta ligação, causa uma mudança na posição da tropomiosina, que descobre os sítios ativos da proteína de actina, formando um estado de ligação forte entre esta e a molécula de miosina;
5. Nas cabeças das proteínas de miosina, conhecidas como meromiosina pesada, existe atividade ATPase, responsável pela quebra das moléculas de ATP e liberação da energia necessária para contração muscular;
6. Com a energia necessária, a cabeça de miosina puxa a actina;
7. Com a quebra do ATP, a ponte cruzada entre em um estado de ligação fraca, e este ciclo pode recomeçar enquanto houver cálcio e moléculas de ATP disponíveis. O fim do ciclo se dá pela ausência de uma destas substâncias ou quando cessa o impulso nervoso.

O sistema muscular apresenta algumas particularidades em relação às características bioquímicas e contráteis das fibras musculares. Sobre as características bioquímicas, podemos citar a quantidade de mitocôndrias presente nas fibras, número de capilares que as circundam e a quantidade de mioglobina no interior dessas, o que garante as fibras musculares uma alta capacidade de fornecimento de ATP pela via aeróbia. Ainda, a atividade da enzima ATPase, responsável pela quebra das moléculas de ATP e fornecimento de energia por vias anaeróbias, para a contração muscular.

O primeiro critério utilizado na diferenciação das fibras musculares foi a atividade da enzima ATPase (PADEKULA e HERMAN, 1955), onde dois grupos foram identificados, as fibras musculares do tipo I, com baixa atividade ATPase e as com alta atividade ATPase, chamadas fibras musculares tipo II. Posteriormente as fibras musculares tipo II foram subdivididas em tipo IIA e tipo IIB.

Quanto às características contráteis, devem ser levados em consideração alguns fatores como a produção de força máxima, caracterizada pela produção de força dividida pelo tamanho da fibra; a velocidade de contração, representada pela maior velocidade que uma fibra pode se encurtar; e a eficiência da fibra muscular medida pela quantidade de energia gasta para realizar determinado tipo de tarefa.

Kogelberg (1973) aponta para três classificações relacionadas com as capacidades funcionais das fibras musculares:

- Fibras de contração lenta, com capacidade de desenvolvimento de tensão limitada e mais resistente a fadiga;
- Fibras de contração rápida, com maior capacidade de desenvolver tensão, porém mais suscetíveis a fadiga;
- Fibras intermediárias, de contração rápida, com capacidade mediana no desenvolvimento de tensão e relativamente mais resistentes a fadiga.

Partindo destas características existem dois tipos principais de fibras musculares, ou seja, as fibras com maior presença de mitocôndrias, mioglobina e maior número de capilares, conhecidas como fibras oxidativas, ou de contração lenta ou, ainda, fibras do tipo I, que apresentam alta capacidade de produzir energia a partir de fontes aeróbias, alta resistência à fadiga, maior eficiência das fibras, uma velocidade de contração mais lenta e menor produção de força máxima. Por outro lado, as fibras que apresentam alta atividade de ATPase e grande capacidade de fornecimento de energia por vias anaeróbias, que são conhecidas como fibras glicolíticas, de contração rápida ou fibras do tipo II. Essas fibras apresentam maior velocidade de contração, maior produção de força máxima e menor eficiência durante o trabalho muscular.

A porcentagem de fibras tipo I ou tipo II podem variar dentro de um músculo ou em músculos de um mesmo grupo.

No caso dos músculos do grupo quadríceps femoral, Johnson et al. (1973) verificou que o Reto da Coxa é constituído predominantemente por mais fibras do tipo II quando comparados com os músculos Vasto Lateral e Vasto Medial.

Jennekens, Tomlinson e Walton (1971) em um estudo desenvolvido em cadáveres verificaram que o músculo Reto da Coxa contém mais de 50% de fibras tipo II, acrescentando que a maior concentração de fibras tipo II se encontra nas partes superficiais dos músculos, enquanto que as maiores concentrações de fibras tipo I estão localizadas profundamente.

Johnson et al. (1973) e Edgerton et al. (1975) verificaram que o músculo Vasto Lateral também apresenta maior proporção de fibras do tipo II que o Vasto Medial.

Staron et al. (2000) realizaram biopsia muscular no músculo Vasto Lateral em 55 mulheres e 95 homens destreinados, e classificaram as fibras musculares através da quantidade de adenosina trifosfatase miofibrilar (mATPase). Foram identificados seis tipos de fibras musculares (I, Ic, IIc, IIa, IIab e IIb), e com exceção das fibras tipo Ic nenhuma diferença foi verificada entre homens e mulheres. Quando analisamos somente os principais tipos de fibras musculares, tanto homens quanto mulheres têm aproximadamente 41% de fibras tipo I, 31% de fibras tipo IIa e 20% de fibras tipo IIb.

Em relação à área de secção transversal dos três principais tipos de fibra, foram encontrados valores maiores para os homens em comparação com as mulheres. Foram encontradas diferenças em relação ao sexo com respeito à área ocupada por cada tipo de fibra específico: para os homens $IIa > I > IIb$; para mulheres $I > IIa > IIb$ (STARON et al., 2000).

Polgar et al. (1973) também apresentam dados normativos quanto ao diâmetro médio das fibras musculares de 36 músculos coletados em seis cadáveres do sexo masculino. Com relação aos músculos envolvidos neste estudo os autores apontam para o Bíceps Femoral 60,9 μm para as fibras tipo I e 67,4 μm para as fibras tipo II. Para o Vasto Lateral, o diâmetro médio das fibras superficiais foi de 63,1 μm para fibras tipo I e 63,2 μm para as fibras tipo II. Em porções mais profundas as fibras tipo I apresentaram 64,6 μm e as tipo II 63,7 μm . O Vasto

Medial apresentou valores de 61,6 μm e 62,0 μm para as fibras tipo I e 64,7 μm e 65,7 μm para as fibras tipo II na superfície e profundamente, respectivamente. Para o Reto da Coxa, valores entre 64,6 μm e 68,7 μm foram encontrados para as fibras tipo I e 73,6 μm e 74,6 para as fibras tipo II, nas regiões superficiais e profundas das porções lateral e medial deste músculo.

Considerações macroscópicas sobre o tecido muscular

Além da organização microscópica das fibras musculares, os músculos também apresentam um arranjo em nível macroscópico. Este arranjo é conhecido como arquitetura muscular, e pode ser definido como o posicionamento das fibras musculares em relação ao eixo de geração de força.

Segundo Liber (1992), as principais formas de organização são as estruturas em paralelo ou fusiformes e as estruturas obliquas ou penadas. Nos músculos fusiformes as fibras se estendem paralelamente ao eixo de geração de força. Nos músculos penados, as fibras apresentam um pequeno ângulo em relação ao eixo de geração de força, que podem variar de 0° a 30° . Os músculos penados, por sua vez podem ser classificados em unipenados que apresentam suas fibras em apenas um sentido, como o Semitendíneo, bipenados, com fibras convergindo de ambos os lados do eixo de geração de força, como o Reto da Coxa ou multipenados, onde as fibras estão orientadas em várias direções em relação ao eixo de geração de força, como o deltóide.

A diferença na arquitetura dos músculos pode refletir em diferenças funcionais. Músculos fusiformes apresentam menor capacidade de gerar força em relação aos músculos penados, porém qualquer alteração no comprimento da fibra muscular irá resultar em um encurtamento real do músculo, aumentando assim a amplitude de movimento que este músculo pode desenvolver na articulação envolvida (LIBER, 1992). Por outro lado, os músculos penados, por apresentarem maior quantidade de fibras musculares por unidade de área, são capazes de desenvolver maior força, porém sua amplitude de movimento fica parcialmente comprometida (LIBER, 1992).

Outra característica arquitetônica do músculo que pode ser calculada é a área de secção transversa fisiológica do músculo, que é diretamente proporcional a máxima tensão que o músculo pode desenvolver. Estes valores não correspondem a secção transversa dos músculos em planos anatômicos convencionais, respeitando a orientação das fibras musculares. A área de secção transversa fisiológica do músculo é comumente conseguida através de técnicas de investigação por imagem, como a ressonância magnética, mas também pode ser calculada com base na massa do músculo (m), o ângulo de penação ($\cos \theta$), a densidade do tecido muscular ($\rho=1,056 \text{ g/cm}^3$) e o comprimento da fibra muscular (c):

$$\text{Área de secção transversa fisiológica} = \frac{m \cdot \cos \theta}{\rho \cdot c}$$

Outra característica macroscópica do sistema muscular é a diferença entre a ação de músculos que agem em uma única articulação, chamados monoarticulares e músculos que produzem movimento em duas articulações, biarticulares.

Em atividades como o ciclismo ou o simples ato de se levantar de uma cadeira a atividade de músculos biarticulares, em especial o Reto da Coxa e os isquiotibiais, apresentam movimento em uma das articulações que contraria a ação primária deste músculo. A ação extensora dos isquiotibiais predomina em relação à ação flexora do Reto da Coxa na articulação do quadril. O contrário acontece na articulação do joelho, onde a ação extensora do Reto da Coxa predomina sobre a ação flexora dos isquiotibiais. O conjunto de ambas ações (extensão do joelho e do quadril) têm sido chamado de paradoxo de Lombard (GREGOR e LAFORTUNE, 1985).

Gregor e LaFortune (1985) verificaram a influência do paradoxo de Lombard sobre a propulsão no ciclismo. A atividade eletromiográfica dos músculos Semimembranoso, Bíceps Femoral, Reto da Coxa e Vasto Lateral foram coletados em cinco sujeitos que pedalarão por quatro minutos à 60 RPM e com carga constante de 160 Watts. Para os músculos isquiotibiais, a maior atividade foi registrada entre -15° e 210° (em relação à posição do pedal; 0° = pe de vela totalmente na vertical para cima), enquanto que para o Reto da Coxa, o pico de atividade se deu entre -30° e 30° . O músculo Vasto Lateral apresentou seu pico de ativação iniciando junto como músculo Reto da Coxa, porém se manteve ativo até os 105° .

A participação do músculo reto da coxa foi verificado também em atividades mais simples, como os movimentos de flexão/extensão do joelho e do quadril, se apresentando mais ativo na fase final de extensão do joelho e entre 60° e 90° de flexão do quadril, além de apresentar um potencial de ação classificado como muito forte durante ambas as fases do chute (inicial e final) (BANKOFF et al., 2000).

Em outro estudo, realizado por dez mulheres na mesa extensora, o músculo reto da Coxa apresentou um aumento em sua atividade conforme a carga foi aumentada, e também no decorrer das séries com a mesma carga, apontando para um possível recrutamento de unidades motoras adicionais para suportar o trabalho (MORAES, et al. 2004). Todavia, a atividade do músculo Reto da Coxa e Vasto Lateral podem não apresentar diferença em relação a amplitude (RMS) e a mediana da frequência do sinal eletromiográfico durante esforço isométrico de extensão de joelho em condições normais e após a indução da fadiga (VAZ et al., 1996).

Quando foram comparadas as características do Vasto Lateral e do Vasto Medial obliquo, dois músculos monoarticulares que agem sobre a articulação do joelho, não apresentaram diferença em relação ao sinal eletromiográfico em atividades isométricas, com a articulação posicionada em 20° de flexão e com carga referente a 30% e 60% do máximo (GRABINER, KOH e MILLER, 1991).

Estes resultados se repetiram para atividades dinâmicas, onde sete sujeitos realizaram séries de oito repetições de extensão de joelho, referente aos 30° finais da extensão completa da articulação, com carga igual a 40% de sua contração voluntária máxima isométrica. Nos intervalos entre as séries, os sujeitos realizaram uma contração isométrica com 50% da carga máxima, onde foram, coletados os sinais eletromiográficos. As séries se repetiram até que os sujeitos não pudessem mais completar a tarefa. Similar aos resultados apresentados em atividades isométricas, nenhuma diferença foi observada entre o Vasto Medial obliquo e o Vasto Lateral (GRABINER, KOH e MILLER, 1991).

Durante o ciclismo ou atividades em cicloergômetro, os músculos mais solicitados segundo Jorge e Hull (1986) são os músculos da parte anterior e posterior da coxa, o grupo de flexores plantares e alguns flexores do quadril.

As características anatômicas dos músculos estudados foram apresentadas por Rasch e Burke (1977) e reproduzidas abaixo:

Vasto Lateral – um músculo grande, localizado na metade inferior da face lateral da coxa, formando a grande massa que ali se observa. O tendão inferior é uma lâmina plana, que se insere na borda superior da patela, que serve como um tendão de inserção para os três músculos (figura 3). É enervado por ramos do nervo femoral, que contém fibras do segundo, terceiro e quarto nervos lombares.

Origem – a superfície do fêmur, logo abaixo do trocanter maior e da metade superior da linha áspera;

Inserção – a borda superior e lateral da patela e o tendão do quadríceps femoral.

Vasto Medial – um músculo bipeinado, localizado na face medial da coxa, um pouco abaixo do Vasto Lateral, sendo parcialmente recoberto pelo Reto e pelo Sartório (figura 3). Recebe ramos provenientes do nervo femoral, que contém fibras do segundo, terceiro e quarto nervos lombares.

Origem – Toda extensão da linha áspera e a linha supracondilar medial.

Inserção – A borda medial da patela e o tendão do quadríceps femoral.

Reto da Coxa – é um músculo bipeinado e biarticular. O tendão superior desce pela parte média do músculo e o tendão plano inferior passa abaixo de sua superfície profunda. As fibras musculares cruzam obliquamente de um tendão para outro (figura 3). É enervado por ramos do nervo femoral, que contém fibras do segundo, terceiro e quarto nervos lombares.

Origem – espinha ilíaca ântero-inferior, entre a sua ponta e a articulação do quadril, e uma segunda porção, a posterior, numa incisura acima da borda do acetábulo.

Inserção – A borda proximal da patela.

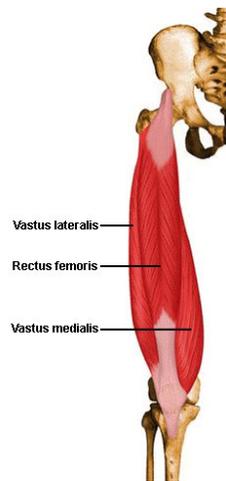


FIGURA 3 – Músculos do quadríceps femoral

Bíceps Femoral – é um músculo muito semelhante ao bíceps braquial. O tendão de origem é longo e plano, formando um septo entre o bíceps e o Semitendíneo. O tendão de inferior se estende na parte média da coxa (figura 4). A porção longa é enervada pelos ramos da porção tibial do nervo ciático, contendo fibras do primeiro, segundo e terceiro nervos sacrais. A porção curta é enervada pelos ramos da porção fibular do nervo ciático, contendo fibras do quinto nervo lombar e do primeiro e segundo nervos sacrais.

Origem – A porção longa se origina na faceta medial da tuberosidade isquiática. A porção curta se origina no lábio lateral da linha áspera.

Inserção – O côndilo lateral da tíbia e a cabeça da fíbula. O tendão de inserção deste músculo forma a parte lateral dos isqueopoplíteos.

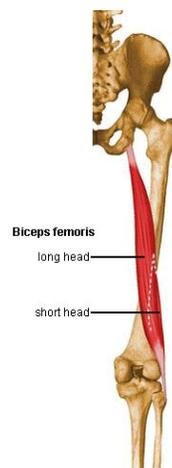


FIGURA 4 – Bíceps Femoral.

Semitendíneo – é um músculo unipenado, assim chamado pelo seu longo tendão de inserção, que alcança metade da coxa. As fibras musculares descem em diagonal, do tendão de origem para o tendão de inserção, sendo que o ventre muscular fica situado na parte superior da coxa (figura 5). É enervado através de dois ramos da porção tibial do nervo ciático, originadas no quinto nervo lombar e no primeiro e segundo nervos sacrais.

Origem – A faceta medial da tuberosidade do isquio, através de um tendão comum com o Bíceps Femoral.

Inserção – A parte superior da superfície medial da tíbia.

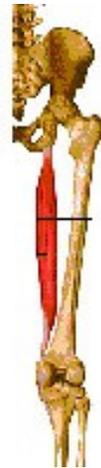


FIGURA 5 – Músculos Semitendíneo.

Eletromiografia

A Eletromiografia estuda a função muscular por análise do sinal elétrico gerado nas membranas excitáveis dos músculos e constitui um método de extrema importância para o estudo das complexidades da fisiologia neuromuscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Para o registro do eletromiograma necessita-se de um sistema com eletrodos que derivem os potenciais elétricos do músculo em contração (fase de entrada de informação), um amplificador que processe o pequeno sinal elétrico (fase de processamento) e um decodificador que permita a visualização gráfica e/ou audição dos sons emitidos, o que possibilitará a completa análise dos dados (fase de saída de informação) (SODERBERG e COOK, 1984).

O estudo dos potenciais de ação dos músculos pode ser feito através da utilização de eletrodos de agulha, fixados dentro dos músculos ou por eletrodos de superfície. Esta última, proporciona algumas vantagens por ser um método não-invasivo, de fácil aplicabilidade que fornece informações sobre atividade muscular em diferentes situações ou tarefas, principalmente em atividades dinâmicas (CRAM et al.,1998).

No Brasil, as primeiras publicações sobre a ativação muscular, a partir da eletromiografia foram desenvolvidas pelo professor Odorico Machado de Sousa, no final da década de 50, introduzindo este conhecimento técnico no meio médico-científico e acadêmico.

Posteriormente os trabalhos desenvolvidos pelos grupos dos professores Mathias Vitti, Fausto Berzin e José Furlani consolidaram a utilização da eletromiografia de superfície no estudo dos movimentos do corpo humano, através de orientações de dissertações de mestrado e teses de doutorado junto a Pós-graduação na Faculdade de Odontologia de Piracicaba (UNICAMP) e no Departamento de Anatomia, da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade de São Paulo (USP).

Em relação as aplicações da eletromiografia nas ciências do esporte, Bankoff e Vitti (1978, 1987) e Vitti e Bankoff (1979, 1984) verificaram a participação dos músculos peitoral maior e grande dorsal durante os estilos livre, costas, peito e borboleta respectivamente. Após estes estudos, mais trabalhos foram desenvolvidos com a utilização da eletromiografia na ginástica localizada (BANKOFF e FURLANI, 1986; BANKOFF e FURLANI, 1987), ginástica artística (MORAES et al., 1995) e ciclismo (CRUZ e BANKOFF, 2001).

Segundo De Luca (1997) atualmente a eletromiografia se apresenta como uma ferramenta útil e de fácil acesso para estudos biomecânicos, desde que alguns cuidados sejam tomados. Segundo o autor existem três grupos de fatores que podem afetar o sinal eletromiográfico. Os causativos, que podem ser intrínsecos (número de unidades motoras ativas, sincronização dos disparos das unidades motoras, tipo de fibra muscular, fluxo sanguíneo, diâmetro da fibra muscular, posicionamento relativo do eletrodo na fibra muscular, quantidade de tecido subcutâneo) ou extrínsecos (configuração do eletrodo, ponto motor, orientação da fibra muscular, junção músculo-tendínea, posicionamento lateral do eletrodo em relação ao ventre muscular); os intermediários (filtragem, velocidade de condução, *crosstalk*, sobreposição) e determinantes (número de unidades motoras ativas, força de contração

das unidades motoras, interação entre as fibras musculares, frequência de disparo das unidades motoras, número de unidades motoras detectadas, amplitude, duração e forma dos potenciais de ação das unidades motoras, estabilidade de recrutamento).

Os fatores causativos têm uma influência básica ou elementar sobre o sinal. Os fatores causativos extrínsecos exigem cuidados, porém, podem ser controlados pelo pesquisador, enquanto que os intrínsecos são mais difíceis de se controlar. Os fatores intermediários são aqueles influenciados por um ou mais fatores causativos e que influenciam os fatores determinantes. Estes últimos por sua vez são aqueles que apresentam uma conexão direta com as informações apresentadas pelo sinal eletromiográfico.

Atualmente existem diferentes tipos de eletrodos que podem ser utilizados para coleta do sinal eletromiográfico (circulares, em barra, adesivos e array). Uma das características essenciais é amplificação diferencial, onde o sinal é coletado em dois locais do músculo, subtraídos e somente a diferença é amplificada. Neste modelo qualquer sinal que seja comum aos dois locais de coleta será eliminado, e assim só será amplificado o sinal desejado, proveniente da atividade muscular.

Quanto ao posicionamento dos eletrodos sobre músculo, De Luca (1997) aponta que para atividades dinâmicas o melhor ponto para fixação do eletrodo é o ventre muscular, porque próximo à junção músculo-tendínea, a quantidade de fibras musculares é reduzida, afetando assim a amplitude do sinal. O posicionamento sobre o ponto motor, muito utilizado, também afeta a amplitude do sinal, devido a maior densidade neural, com os potenciais de ação viajando caudalmente e rostralmente, gerando sinais com uma frequência aumentada. O posicionamento nas porções laterais dos músculos pode facilitar o *crosstalk* e distorcer as informações referentes ao músculo desejado (figura 6).

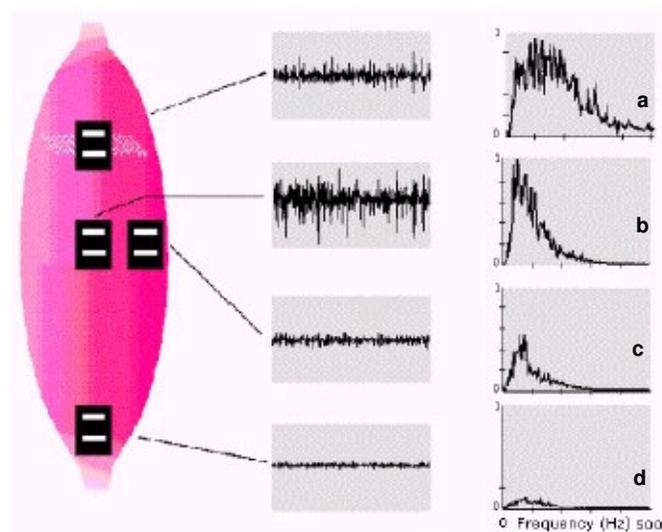


FIGURA 6 – resposta do sinal eletromiográfico (amplitude e frequência) afetado pela localização do eletrodo (a – ponto motor; b – ventre muscular; c – borda lateral do músculo; d – junção músculo-tendínea) (adaptado de DE LUCA, 1997).

Apesar destes esforços, algum ruído sempre acompanhará os sinais desejados, assim podem ser utilizadas técnicas de processamento de sinais para redução de ruídos e maior fidedignidade do sinal eletromiográfico.

Após a coleta e gravação dos sinais brutos, estes são ratificados, filtrados digitalmente (componentes entre 20 e 500 Hz são considerados ideais para sinais mioelétrico), suavizados, para em seguida ser quantificado (em valores referentes ao RMS ou ao EMG integrado) e quando necessário normalizado a partir de valores de referência.

Em geral, os sinais eletromiográficos são analisados pelo domínio do tempo ou pelo domínio da frequência, sendo representados pela amplitude e frequência, respectivamente (BASMAJIAN; 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; DE LUCA, 1985). Qualquer mudança na ativação muscular em consequência das alterações de unidades motoras ativadas e/ou 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), em geral, utiliza-se o RMS (*root mean square*). O RMS é um modelo matemático, também utilizado para expressar em números 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 & DE LUCA, 1985).

A análise dos sinais EMG por meio da frequência (Hz) nos fornece informações de 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 um modelo matemático denominado transformada rápida de Fourrie. Esta técnica fornece alguns indicadores de características do espectro da frequência, como a frequência média, frequência mediana e moda do espetro (BASMAJIAN; DE LUCA,1985). Em geral, sugere-se a utilização da frequência mediana por sofrer menor interferência ao ruído (STULEN e DE LUCA,1981), e também por ser mais sensível às alterações metabólicas (MERLETTI et al.,1992).

De acordo com Vollestad (1997), nos esforços onde as contrações são realizadas em intensidade submáxima, observa-se aumento gradativo na amplitude dos sinais eletromiográficos. Este aumento pode ser explicado pelo baixo número de unidades motoras recrutadas no início do exercício. Com o decorrer do tempo, para a manutenção do mesmo nível de força, é necessário o recrutamento adicional de unidades motoras resultando em aumento da amplitude.

Como se pode observar, embora muitos estudos utilizem a amplitude para a análise da fadiga, parece ser conveniente associar as informações obtidas por outras técnicas de processamento dos sinais como a análise espectral.

O comportamento dos componentes relacionados à frequência, de acordo com Basmajian e De Luca (1985), apontam para um aumento gradativo dos componentes de baixa frequência, durante uma contração sustentada a uma intensidade constante. Essas alterações causam um achatamento ou compressão para a área das frequências mais baixas. Este deslocamento para a esquerda (frequências mais baixas) 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 alterações na sincronização e frequência de

disparo das unidades motoras. Este comportamento tem sido evidenciado em diversos estudos, e sem dúvida, tem sido considerado um bom índice para a análise da fadiga (DE LUCA, 1997).

Eletromiografia e ciclismo

O primeiro estudo que se preocupou em investigar a ativação muscular com auxílio da eletromiografia durante o ciclismo foi desenvolvido por Houtz e Fischer (1959) que estudaram os quatorze principais músculos de membros inferiores, verificando que em geral, a ativação aumentava conforme o aumento da carga empregada, e se iniciava em músculos que, com cargas mais baixas, se apresentavam silenciosos, principalmente os músculos que agem nas articulações do tornozelo e do pé.

Suzuki, Watanabe e Homma (1982) aplicaram um protocolo no qual os sujeitos pedalavam seguindo a cadência de 1 ciclo/segundo, e verificaram que durante o ciclismo, a atividade do músculo reto da coxa aumentava durante a fase final de flexão até o final da fase de extensão do joelho. Comportamento semelhante foi registrado para o Bíceps Femoral, onde sua atividade EMG aumentava a partir da fase final de extensão do joelho até o início da fase de flexão, dessa forma alternado sua atividade à do reto da coxa.

Estes resultados foram confirmados por Ericson (1986) que entre várias conclusões relacionadas à biomecânica do ciclismo, verificou que a atividade dos músculos vasto medial, reto da coxa e bíceps femoral aumentaram conforme a carga era aumentada (0, 120, 240 W). Com relação à velocidade, em situações de 40, 60, 80 e 100 RPM, o Vasto Medial aumentou sua atividade até a velocidade de 80 RPM, permanecendo estável quando a velocidade aplicada foi de 100 RPM. O reto da coxa e o Bíceps Femoral mantiveram o mesmo nível de ativação em todas as velocidades testadas.

A altura do selim representada pela distancia correspondente a 102, 113 e 120% da distância entre a tuberosidade isquiática e o maléolo lateral, não apresentou influencia significativa na ativação dos músculos em questão (ERICSON, 1986).

Bigland-Ritchie e Woods (1974) verificaram em um cicloergômetro motorizado, analisando somente a fase concêntrica que a atividade do Vasto Lateral aumentou linearmente com o aumento da força que era exercida durante o teste.

Posteriormente, os mesmos autores (BIGGLAND-RITCHIE e WOODS, 1976) verificaram que estes resultados também eram verificados na fase excêntrica da pedalada, porém com intensidade menor que a verificada na fase concêntrica.

Estes resultados foram confirmados por Petrofsky (1979) onde três sujeitos se exercitaram em um cicloergometro em sessões de três minutos com carga correspondente a 20%, 40%, 60%, 80% e 100% do VO_{2max} . A amplitude do sinal eletromiográfico apresentada em valores de RMS aumentou linearmente com a carga de trabalho, enquanto que a frequência mediana do espectro não apresentou nenhuma alteração em todas as cargas examinadas.

Quando foram utilizadas cargas baixas (20% e 40% do VO_{2max}) durante sessões de 80 minutos a amplitude do sinal permaneceu constante, enquanto que a frequência mediana aumentou durante os primeiros vinte minutos, e em seguida diminuiu progressivamente. Para cargas mais altas (60%, 80% e 100% do VO_{2max}) mantidas até a fadiga, a amplitude aumentou, enquanto que a frequência diminuiu (PETROFSKY, 1979).

Viitasalo et al. (1985) estudaram o comportamento do sinal mioelétrico dos músculos Vasto Medial, Vasto Lateral e reto da coxa em cinco cargas diferentes (50% da carga máxima, a carga referente ao limiar aeróbio, ao limiar anaeróbio, à carga máxima e a uma carga referente a média entre a carga máxima e a carga referente ao limiar anaeróbio) mantidas durante cinco minutos, à 60 RPM com 10 minutos de recuperação entre as cargas. Nestes músculos a atividade eletromiográfica aumentou de forma não linear, principalmente na fase descendente, a partir da intensidade correspondente ao limiar anaeróbio. Na fase ascendente, mesmo com uma amplitude menor, estes músculos também apresentaram um aumento não linear.

Durante esforço de longa duração (60 minutos), com intensidade sublimar (50% da frequência cardíaca máxima) nenhuma alteração significativa foi verificada nos valores referentes a amplitude (RMS) e frequência (frequência mediana) do sinal eletromiográfico do músculo Vasto Lateral em um grupo de sujeitos destreinados e também em um grupo de praticantes de mountain bike (JAMMES et al., 2001).

Contrariando os achados de Jammes, et al. (2001), indicando que atividades mantidas em baixa intensidade relativa não apresentavam alteração na atividade eletromiográfica, Perry et al. (2001a) verificaram que durante sessões de esforço onde a intensidade foi mantida constante (28%, 35% e 42% da potência máxima atingida) durante 60 minutos em dias diferentes, a amplitude do sinal eletromiográfico normalizado do músculo Vasto Lateral aumentou significativamente durante as sessões.

Por outro lado, Perry et al. (2001b), estudando nove sujeitos saudáveis verificaram que a frequência cardíaca, a percepção subjetiva do esforço e a atividade mecanomiográfica do Vasto Lateral apresentaram aumentos lineares em relação a intensidade do esforço. Todavia, a atividade eletromiográfica do Vasto Lateral manteve esta linearidade somente até uma determinada intensidade, a partir da qual, a amplitude do sinal apresentou um aumento exponencial. O recrutamento adicional de unidades motoras para manter o esforço foi citado pelos autores como o fenômeno responsável por este aumento não linear.

Com relação ao comportamento referente ao domínio da frequência do sinal eletromiográfico do músculo Vasto Medial, Gamet, et al. (1990) verificaram que em atividades com cargas abaixo da potência aeróbia máxima, mantidas por um curto período de tempo, tanto a média como a mediana da frequência do espectro se mostraram independentes em relação ao aumento das cargas impostas.

Em um protocolo incremental onde a intensidade foi aumentada em 1% da potência aeróbia máxima/6 segundos, o comportamento não foi muito diferente. Em um grupo de 40 sujeitos, foram verificados aumento durante todo teste; queda durante todo o teste, um aumento seguido de uma queda e uma queda seguida por um aumento para os valores referentes a média da frequência do espectro do sinal eletromiográfico dos músculos Vasto Lateral, Vasto Medial e reto da coxa(GAMET, et al., 1993).

Quando foram analisadas as relações entre variáveis metabólicas (VO_2) e eletromiográficas (RMS do músculo Vasto Lateral) durante atividade no cicloergômetro, Jammes et al. (1998) perceberam uma tendência ao equilíbrio, devido a mecanismos adaptativos que regulam a demanda energética a partir das necessidades musculares, representadas pela amplitude do sinal eletromiográfico.

O comportamento do sinal eletromiográfico em relação graduação do aumento de cargas durante os estágios em um teste incremental foram investigadas por Takaishi, Ono e Yasuda (1992), que verificaram que a carga correspondente a um aumento não linear na amplitude do sinal foi maior para aumentos de 30 e 40 Watts, quando comparado com aumentos de somente 10 Watts. Porém não foi constatada nenhuma diferença no VO_2 no momento do aumento da atividade eletromiográfica entre todas as cargas testadas.

BORRANI et al. (2001) encontraram uma associação entre o aumento na frequência mediana do sinal eletromiográfico dos músculos Vasto Medial, gastrocnêmio lateral e sóleo e o componente lento do VO_2 durante esforço realizado em uma esteira com intensidade corresponde a 95% do VO_{2max} .

Além da ativação dos músculos do grupo quadríceps, a participação dos músculos Bíceps Femoral Semitendíneo e Semimembranoso têm uma participação significativa no final da fase descendente e na fase ascendente durante ciclismo de alto nível (GREGOR, GREEN E GARHAMMER, 1982).

Bankoff, Fonseca Neto e Moraes (2004) compararam a ativação muscular dos músculos Bíceps Femoral, Semitendíneo e Semimembranoso durante o movimento de pedalar com exercício na mesa flexora, não encontraram diferença na ativação dos músculos durante cada exercício, porém, durante o exercício na mesa flexora, os valores da amplitude do sinal eletromiográfico, expressos em RMS foram maiores, possivelmente pelo exercício na mesa flexora ser executado com carga máxima, enquanto que no ciclismo foi submáxima.

Visando melhorar seus resultados, aumentando a participação dos músculos isquiotibiais, ciclistas dispõem de acessórios que podem auxiliar no seu desempenho, como diferentes tipos de pedais. Maiores potenciais de ação foram encontrados quando os atletas utilizaram pedais do tipo presilha ao invés de pedais tipo encaixe para os músculos Bíceps Femoral, Semitendíneo e Semimembranoso (CRUZ E BANKOFF, 1999).

Limiar Anaeróbio

Em atividades esportivas, ou mesmo de caráter recreativo, onde a capacidade aeróbia se apresenta como um fator determinante, o momento de transição entre o metabolismo predominantemente aeróbio para o anaeróbio tem recebido grande atenção dos pesquisadores.

Este ponto de transição tem sido chamado de Limiar Anaeróbio (Lan) e é definido como a intensidade de esforço anterior ao aumento exponencial do lactato no sangue em relação aos níveis de repouso.

Posteriormente, Kinderman et al. (1979) verificaram a ocorrência de dois limiares, o primeiro conhecido como limiar aeróbio, com intensidade de exercício correspondente ao início do acúmulo do lactato sanguíneo, e o segundo, denominado limiar anaeróbio, que representa a intensidade de exercício que corresponde a máxima fase estável de lactato no sangue (MLSS).

Para a determinação das intensidades correspondentes ao Limiar Aeróbio e Limiar Anaeróbio, Kinderman et al. (1979) e Heck et al. (1985) adotam concentrações fixas de dois e quatro mmol.l^{-1} de lactato no sangue, respectivamente.

Concentrações fixas de lactato, semelhantes a dois e quatro mmol/l , podem não ser os melhores indicadores da transição entre o metabolismo aeróbio-anaeróbio. Quando consideramos valores fixos, não são levados em consideração o nível de condicionamento de cada sujeito, podemos subestimar ou superestimar a intensidade referente ao limiar anaeróbio.

A partir destas informações, Stegmann, Kidermann e Schnabel (1981) encontraram valores de lactato sanguíneo na MLSS nos indivíduos, que variavam entre 1,4 e 7,5 mmol.l^{-1} . Tendo em vista esta grande variabilidade interindividual nos resultados encontrados, propuseram um método de determinação do limiar anaeróbio levando em consideração a mais alta taxa de eliminação de lactato, antes que um aumento na taxa de difusão acelere o acúmulo de lactato no sangue. Através deste modelo, que passou a ser chamado de IAT (do inglês *Individual Anaerobic Threshold*), o limiar anaeróbio pode ser determinado de forma individual, levando em consideração o desempenho de cada sujeito.

Tegtbur, Busse e Braumann (1993) verificaram que a utilização de esforços de alta intensidade que levariam a um aumento na concentração de lactato no sangue, seguido por um protocolo com cargas incrementais, o nível de lactato durante as primeiras cargas diminuía até uma intensidade onde voltaria a apresentar um aumento. Este ponto representa a intensidade onde a taxa de produção e a taxa de remoção de lactato estão em equilíbrio, podendo ser considerado como a intensidade correspondente ao Limiar Anaeróbio. Este protocolo ficou conhecido como Teste de Lactato Mínimo, e apresenta uma vantagem em relação aos demais

métodos por não depender da experiência do avaliador na sua determinação, e respeitar as condições individuais de cada sujeito.

A determinação da resposta do lactato sanguíneo por método direto exige coletas de sangue programadas, assim, torna-se necessária a utilização de métodos não invasivos para identificação deste fenômeno. Alguns estudos envolvendo parâmetros ventilatórios foram desenvolvidos, como uma alternativa não invasiva, que permitisse a identificação do início da acidose metabólica durante o exercício de cargas incrementais, sendo assim, denominado de Limiar Ventilatório (LV) (WASSERMAN e McILROY, 1964).

Nas primeiras experiências, o LV era determinado pelo aumento não linear da ventilação (V_e) ou no volume CO_2 , juntamente com um aumento abrupto no quociente respiratório (R). Posteriormente, verificou-se que a utilização de equivalentes ventilatórios do O_2 e do CO_2 (V_e/VO_2 e V_e/VCO_2 respectivamente) permitem uma identificação mais objetiva do LV (WASSERMAN e KOIKE, 1992).

A utilização de equivalentes ventilatórios identifica dois pontos de desequilíbrio. No primeiro, chamado de Limiar Ventilatório 1 (LV1), que corresponde aos parâmetros apresentados anteriormente (WASSERMAN e McILROY, 1964), existe um aumento do V_e/VO_2 sem uma mudança equivalente no V_e/VCO_2 , que permanece estável mesmo após alguns incrementos de carga. É explicado teoricamente pelo tamponamento dos íons H^+ pelo bicarbonato (HCO_3). Assim o CO_2 produzido pelo tamponamento se soma ao produzido pelo metabolismo celular determinando um aumento na ventilação e no volume de CO_2 expirado.

A medida que a intensidade aumenta, existe uma queda nos valores do pH sanguíneo, provocado pelo aumento na concentração de íons H^+ , determinando assim, um aumento no V_e/VCO_2 . Essa segunda fase de transição é considerada o ponto de descompensação respiratória ou ainda o Limiar Ventilatório 2 (LV2) (McLELLAN, 1985).

A relação entre ventilação e o aumento na produção de ácido lático pelos músculos em exercícios incrementais pode estar associado a incapacidade dos mecanismos de remoção e tamponamento manterem o pH sanguíneo em níveis estáveis, levando a hiperventilação, como uma tentativa do organismo de compensar a acidose metabólica (BEAVER, WASSERMAN e WHIPP, 1986).

Os principais receptores sensoriais associados com o controle das funções cardiovasculares e respiratórias são os aferentes do grupo III e IV, que são ativados por deformação mecânica de seu campo receptivo (mecanorreceptores) e pelo acúmulo de subprodutos metabólicos produzidos pelos músculos (quimiorreceptores). Rotto e Kaufman (1988) verificaram em gatos anestesiados que o aumento induzido na concentração de ácido láctico provocou um rápido aumento na frequência de disparos destes receptores, mesmo quando a quantidade administrada foi pequena (25 mmol/l). Outro resultado interessante nesta pesquisa foi que ao contrário do ácido láctico, a administração de lactato não provocou nenhum estímulo excitatório, sugerindo que a diminuição no pH provocados pelo ácido láctico pode ser o maior responsável pelo aumento na atividade destes receptores.

Mesmo com grande utilidade e várias pesquisas dando uma fundamentação teórica ainda existe grande controvérsia sobre os fenômenos que dão suporte aos mecanismos envolvidos na determinação do limiar anaeróbio, seja por parâmetros ventilatórios ou pela resposta do lactato sanguíneo, e ainda sobre qual o melhor protocolo para sua determinação.

Em uma meta-análise, Wyatt (1999) não encontrou diferenças significativas entre o limiar anaeróbio determinado pela resposta do lactato sanguíneo e por parâmetros ventilatórios, e verificou ainda que o $\%VO_2$ apontado como intensidade correspondente ao limiar anaeróbio foi maior em sujeitos treinados, quando comparados à sedentários, em mulheres quando comparadas a seus pares do sexo masculino, menor em ergômetros de braço em relação aos utilizados para membros inferiores e não apresentou diferença entre o cicloergômetro e a esteira.

Um dos fatores que podem influenciar a coincidência entre os fenômenos ventilatórios e o acúmulo de lactato no sangue é o nível de treinamento dos sujeitos envolvidos na pesquisa. Simon et al. (1986) verificaram que em um grupo de ciclistas treinados, o limiar ventilatório, representado por um aumento não linear na V_e não diferiu do ponto onde o lactato começou a apresentar um aumento exponencial. Porém em um grupo de sujeitos destreinados, o limiar ventilatório ocorreu em cargas mais baixas que o ponto de inflexão no lactato sanguíneo.

Por outro lado, Chicharro et al. (1997) verificaram que o LV1 determinado por um aumento no equivalente ventilatório do oxigênio ocorreu antes do Limiar de lactato (223,7W X 249,3W respectivamente) quando ciclistas foram submetidos a um protocolo de rampa.

A utilização da eletromiografia na detecção do Limiar Anaeróbio

Nas últimas décadas, grande número de pesquisadores de diversas partes do mundo (MIYASHITA et al. 1981; NAGATA et al. 1981; HÄNNINEN et al. 1989; AIRAKSINEN et al. 1992; LUCIA et al. 1999; HUG et al. 2003a; HUG et al. 2003b; HUG et al. 2004) tem se dedicado a investigar o comportamento do sinal eletromiográfico em atividades dinâmicas, semelhantes às realizadas em cicloergômetros e esteiras.

A partir destas evidências, e semelhante as investigações baseadas em parâmetros respiratórios e bioquímicos, a busca por um método de determinar a máxima intensidade que pode ser mantida sem evidências de fadiga neuromuscular, passou a ser objeto de várias investigações. Atenção especial passou a ser dada à intensidade correspondente ao Limiar Anaeróbio, acima do qual os músculos apresentariam um aumento significativo na atividade mioelétrica no cicloergômetro (VIITASALO et al. 1985).

A partir de modelos matemáticos, De Vries et al. (1982), Matsumoto et al. (1991) e Moritani et al. (1993) propuseram um método para determinação da máxima intensidade que pode ser mantida sem nenhuma alteração na amplitude do sinal eletromiográfico, chamado por eles de Limiar de Fadiga Eletromiográfico (LF-EMG). Este método consiste da coleta dos sinais eletromiográficos dos grupos musculares envolvidos, em quatro sessões com cargas diferentes, escolhidas aleatoriamente de acordo com o nível de aptidão dos envolvidos, e mantidas por períodos de 60 a 120 segundos, separadas por intervalos de recuperação que variam de quinze a vinte e cinco minutos.

A seguir o sinal eletromiográfico bruto é integrado em intervalos de cinco a doze segundos e plotados em função do tempo. A mudança na amplitude da atividade eletromiográfica, expressa em $\mu\text{V}\cdot\text{s}^{-1}$, para as quatro sessões é então plotada em função das cargas utilizadas.

O valor da intersecção projetada no eixo Y (referente às cargas utilizadas), que corresponde a uma frequência de aumento igual a zero, é tomada como a máxima intensidade que o sujeito poderia manter o trabalho sem evidência de fadiga neuromuscular, ou LF-EMG.

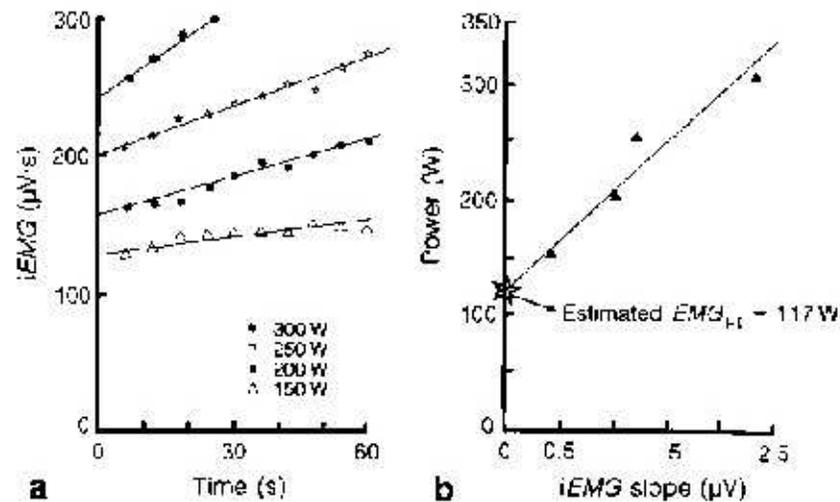


FIGURA 7 – Exemplo de método para estimativa do LF-EMG para um sujeito; a) atividade mioelétrica total é plotada em função do tempo, em intervalos de seis segundos para quatro intensidades de esforço diferentes para determinação do coeficiente de inclinação; b) o coeficiente de inclinação é plotado em função da carga utilizada, com a intensidade referente a um coeficiente de inclinação igual a zero sendo estimado como a intensidade do LF-EMG (adaptado de MATSUMOTO ITO E MORITANI, 1991).

Na comparação com outros parâmetros, Matsumoto, Ito e Moritani (1991) encontraram uma correlação alta ($r=0,823$) entre o VO_2 no LV1 e o VO_2 na intensidade correspondente ao LF-EMG. Neste estudo nenhuma diferença foi constatada entre o VO_2 no LV e LF-EMG. Todavia os autores sugerem que em indivíduos com VO_2 muito baixo, esta relação pode não ser coincidente.

Moritani, Takaishi e Matsumoto (1993) compararam os valores correspondentes ao VO_2 no LF-EMG do músculo Vasto Lateral com os valores do VO_2 no LV1. Neste estudo foi verificada uma correlação alta entre os valores de VO_2 ($r=0,923$), porém os valores de VO_2 no LF-EMG foi significativamente mais alto que o VO_2 no LV1. Os resultados podem indicar que o LF-EMG poderia estar mais próximos aos resultados referentes ao LV2.

Quando o LF-EMG do Vasto Lateral foi comparado com a intensidade correspondente a Potência Crítica, que vem sendo apresentado como um índice que tem como finalidade detectar a máxima intensidade em que o trabalho muscular pode ser mantido sem

evidências de fadiga (MORITANI et al. 1981), DeVries et al. (1982) encontraram valores significativamente mais altos para a carga onde ocorreu o LF-EMG quando comparado à carga referente à potência crítica ($169,5 \pm 12,8$ W X $190,5 \pm 14,0$ W). Todavia, o LF-EMG se apresentou similar à intensidade referente ao LV1. Uma correlação forte foi encontrada entre o LF-EMG e a Potência crítica ($r=0,877$), e também entre o LF-EMG e o LV1 ($r=0,903$).

Nem todas as pesquisas que utilizaram métodos de regressão linear na determinação do LF-EMG apresentaram valores de r^2 acima de 0,6 semelhantes aos encontrados por DeVries (1982). Em alguns estudos os valores de r^2 variaram muito (PAVLAT et al. 1993; PAVLAT et al. 1995; HOUSH et al. 1995), podendo até encontrar valores negativos para a frequência de alteração no sinal eletromiográfico em função do tempo (HOUSH et al.1995), indicando que pode não existir uma relação linear entre a atividade eletromiográfica e a intensidade do esforço, durante curtas sessões no cicloergometro.

Mesmo levando em consideração a comparação com outros indicadores, a validade deste método foi questionada por Pavlat et al. (1995) onde a intensidade correspondente ao LF-EMG pode ser mantida por somente 250 segundos no cicloergômetro. Além disto, se mostrou significativamente superior à carga estimada que poderia ser mantida pelos sujeitos por um período de 30 e 60 minutos (PAVLAT et al. 1999). Neste mesmo estudo, os autores encontraram um aumento na amplitude do sinal eletromiográfico durante toda duração de um teste até a exaustão utilizando cargas correspondentes ao LF-EMG.

Quando foram testadas as intensidades correspondentes ao LF-EMG, +40W, -20W, e -40W, Moritani, Takaishi e Matsumoto (1993) afirmaram que o LF-EMG pode ser utilizado como uma ferramenta na detecção do limiar anaeróbio, visto que em três sujeitos foi a mais alta carga que pode ser mantida por um período longo de tempo (1.200 segundos) sem evidências de fadiga neuromuscular, definido pelos autores como um aumento na atividade mioelétrica total.

A maior parte dos estudos apresentados limitou-se a coletar sinais somente do músculo Vasto Lateral, todavia, os músculos da parte anterior da coxa, apontados como os principais agonistas no movimento de pedalar, podem responder de forma diferenciada durante um mesmo protocolo de esforço. Housh et al. (1995) verificaram que o LF-EMG para o músculo Reto da Coxa foi menor que para o Vasto Lateral, apontando para diferenças principalmente nos

tipos de fibras e na arquitetura muscular como fatores determinantes na resposta dos músculos deste grupamento.

No entanto estes resultados não foram confirmados pelos mesmos pesquisadores, que verificaram a partir de um protocolo proposto por DeVries (DeVRIES et al. 1987) que existia um padrão de ativação semelhante para os três músculos selecionados (Reto da Coxa, Vasto Lateral e Vasto Medial) durante sessões de esforço com cargas constantes (HOUSH et al. 1996).

Apesar de ainda existirem controvérsias a respeito da validade do LF-EMG, a reprodutibilidade foi apresentada por Pavlat et al. (1993) com uma correlação intraclass de $r=0,65$ (EPE=7W), e sem nenhuma diferença entre as duas sessões de teste.

Além dos estudos desenvolvidos em cicloergômetro utilizando cargas constantes, a utilização de exercícios onde a intensidade é progressivamente aumentada apontam, até uma intensidade determinada, para uma relação linear entre o aumento na intensidade do exercício e um aumento na amplitude do sinal eletromiográfico, representado pelo sinal eletromiográfico integrado (iEMG) e/ou expresso em valores de “*root mean square*” (RMS).

Nestes estudos, quando uma determinada intensidade é alcançada, existe um ponto de inflexão na curva referente à amplitude do sinal eletromiográfico, passando a ser chamado de “*break point of EMG (BPEMG)*” ou ponto de quebra na linearidade do sinal eletromiográfico (MIYASHITA et al. 1981; NAGATA et al. 1981; HÄNNINEN et al. 1989; AIRAKSINEN et al. 1992; LUCIA et al. 1999; HUG et al. 2003a; HUG et al. 2003b; HUG et al. 2004). Este aumento exponencial da amplitude do sinal aponta para um recrutamento de unidades motoras adicionais para suportar o nível de trabalho exigido. Este BPEMG passou a ser investigado como um possível indicador da transição entre o metabolismo predominantemente aeróbio para o anaeróbio.

Este aumento tem sido associado a um aumento na concentração ácido láctico (HÄNNINEN et al. 1989; AIRAKSINEN et al.), e a conseqüente alteração no pH sanguíneo (MIYASHITA et al. 1981). Todavia, quando ciclistas foram submetidos a um esforço no cicloergômetro de braço antes de um protocolo incremental, com a finalidade de aumentar a concentração de lactato, Serbun et al. (1992) não encontraram nenhuma diferença entre a condição controle (somente esforço incremental) com a condição experimental (pré-exercício). A

falta de associação entre o acúmulo de lactato e alterações no sinal eletromiográfico foram também confirmadas pela falta de um ponto de inflexão durante ambas sessões de esforço.

Bouissou et al. (1989) verificaram que uma situação de alcalose induzida pela ingestão de cápsulas de bicarbonato de sódio (NaHCO_3) não alteraram a amplitude do sinal eletromiográfico, porém apresentaram uma diminuição significativa na mediana da frequência (19%) em relação a uma condição placebo, quando os sujeitos pedalarão a uma intensidade correspondente a 125% do VO_2max . Estes resultados podem apontar que ambas situações (acidose e alcalose) a amplitude do sinal não foi alterada em consequência de alterações no pH sanguíneo, todavia no estudo de Bouissou et al. (1989), a mediana da frequência se alterou, podendo indicar que este seja um índice mais sensível a alterações metabólicas que a amplitude total do sinal.

Outro fator que pode influenciar a amplitude do sinal eletromiográfico é a disponibilidade de oxigênio no ambiente (TAYLOR e BRONKS, 1996) ou diretamente para os músculos exercitados (MORITANI et al., 1992).

Taylor e Bronks (1996) em um estudo com quatorze ciclistas treinados apontam para uma tendência de aumento na atividade eletromiográfica dos músculos Vasto Lateral, Vasto Medial e reto da coxa em uma situação de 13% de hipoxia ambiental durante exercício incremental no cicloergometro. Neste estudo, foram verificados aumentos significativos nas concentrações de lactato e amônia, e uma diminuição no tempo total do teste.

Moritani et al. (1992) verificaram um aumento na amplitude do sinal eletromiográfico do músculo flexor radial do carpo em contrações isométricas com intensidade referente a 20% da contração voluntária máxima quando os músculos foram induzidos a hipoxia através da oclusão da circulação sanguínea. Também neste estudo o aumento na atividade eletromiográfica foi acompanhado por um aumento na concentração de lactato sanguíneo.

Nagata et al. (1981) verificaram que o Limiar Anaeróbio determinado por parâmetros sanguíneos semelhantes à alterações na concentração de lactato, pH, PO_2 , PCO_2 , HCO_3 foram significativamente inferiores ao ponto referente à inflexão do sinal eletromiográfico e as alterações no espectro da frequência. Esta diferença parece estar associada aos critérios selecionados para determinação do Limiar anaeróbio, uma vez que quando a intensidade referente ao BPIMG foi comparada ao LV, determinado pelo aumento na Ve , VCO_2 , Ve/VO_2 , FeO_2 e R, nenhuma diferença foi encontrada.

Quando a comparação foi feita tendo como base exclusivamente parâmetros ventilatórios, Myiashita, Kanehisa e Nemoto (1981) determinaram o limiar anaeróbio através do aumento na V_e e VCO_2 e verificaram que a atividade eletromiográfica aumentava linearmente com o aumento na carga de trabalho para os músculos Reto da Coxa, Vasto Medial e Vasto Lateral. Todavia, uma quebra na linearidade da atividade destes músculos foi notada em cargas acima do Limiar anaeróbio, principalmente para o Reto da Coxa, que apresentou uma quebra em sua linearidade em média com cargas de 220W, enquanto o Vasto Lateral e Vasto Medial já haviam apresentado um ponto de inflexão com cargas de 183W.

Estes resultados contrariam os achados de Housh et al. (1995), onde o Reto da Coxa apresentou seu LF-EMG em intensidades mais baixas que o Vasto Lateral. A divergência em relação ao comportamento do músculo reto da coxa pode estar associado ao fato dele ser um músculo biarticular, enquanto o Vasto Lateral e o Vasto Medial atuam somente na articulação do joelho.

Hanninen et al. (1989) monitoraram o comportamento do sinal eletromiográfico do Vasto Lateral em jogadores de hóquei, avaliados por um protocolo incremental em um cicloergômetro. Juntamente com os sinais eletromiográficos foram coletados dados para análise do Limiar de lactato (4 mmol/l) e o LV1. Todas as variáveis apresentaram um ponto de quebra em sua linearidade, que foram verificadas em intensidades entre 270 e 330W. Nenhuma diferença significativa foi observada entre as intensidades correspondentes aos limiares determinados por diferentes métodos.

Estes resultados foram confirmados posteriormente por Airaksinen et al. (1992), a partir da utilização dos mesmos critérios para determinação dos limiares ventilatório, de lactato e eletromiográfico, os resultados se repetiram sem apresentar nenhuma diferença entre a intensidade e o tempo correspondente à ocorrência do ponto de quebra na linearidade de todos os parâmetros.

Contrariando a maior parte das teorias que indicam que as alterações na atividade muscular são exclusivamente devidas a fatores associados à fadiga periférica, nestes estudos (HANNIENEN et al. 1989; AIRAKSINEN et al. 1992) um aumento na atividade de um músculo não envolvido com a tarefa de pedalar, vem apontar para um possível controle neural central, podendo ser ativado por estímulos de caráter físico e/ou químico.

Todavia, o ponto de quebra na linearidade do sinal nem sempre pode ser observado em todos os sujeitos que participaram deste tipo de estudo. Hug et al. (2003a) estudando sujeitos de diferentes faixas etárias e níveis de condicionamento encontraram um aumento não linear nos valores de RMS-EMG do músculo Vasto Lateral somente em um terço dos sujeitos avaliados. Todavia o VO_2 correspondente ao LF-EMG nestes sujeitos apresentou alta correlação ($r=0,977$ e $r=0,968$ $p<0,001$) com o VO_2 no Limiar Ventilatório, determinado por dois critérios de detecção (aumento não linear no VCO_2 ; um aumento não linear no Ve/VO_2).

Helal et al. (1987) também verificaram uma grande variação interindividual com relação ao sinal mioelétrico do Vasto Lateral. Em um esforço com intensidade crescente, de um total de nove sujeitos, em cinco foi verificado um ponto de inflexão na amplitude do sinal, ocorrendo um estagio depois da intensidade correspondente ao limiar de lactato. Em relação a mediana da frequência, em seis sujeitos foi verificado um ponto de deflexão, também em uma intensidade superior ao limiar de lactato.

A maior parte dos estudos se concentrou em investigação utilizando-se de indivíduos sedentários, com valores de VO_2 baixo e nenhum padrão de recrutamento muscular, afetando assim a relação entre a atividade mioelétrica total e o consumo de oxigênio (HUG et al. 2004).

Quando a atividade eletromiográfica do músculo Vasto Lateral de sujeitos com diferentes níveis de condicionamento submetidos à um protocolo de esforço incremental, o grupo formado por ciclistas bem treinados apresentou uma relação linear entre o % de aumento na atividade eletromiográfica e o VO_2 . Esta linearidade não foi verificada para o grupo de sujeitos destreinados, onde em % mais altas do VO_2 , um aumento exponencial foi verificado para a amplitude do sinal. Esta diferença não foi verificada em um outro protocolo utilizando cargas constantes (HUG et al. 2004).

Neste sentido Lucia et al. (1999) estudando os músculos Vasto Lateral e Reto da Coxa de ciclistas altamente treinados verificaram a existência de dois pontos de inflexão no sinal eletromiográfico. O primeiro BPEMG correspondeu ao Limiar de lactato e a um aumento não linear no equivalente respiratório do O_2 (Ve/VO_2), enquanto que o segundo esteve mais próximo do máximo, correspondendo ao LV2 (aumento no Ve/VO_2 concomitante com um aumento no Ve/VCO_2) e ao OBLA. Neste estudo o LF-EMG₁ e LF-EMG₂ para o Vasto Lateral correspondeu

a 62,8% e 86,9% do VO_{2max} respectivamente, enquanto para o Reto da Coxa os valores encontrados foram de 69,0% e 88,0% do VO_{2max} respectivamente.

Estes resultados foram parcialmente confirmados por HUG et al. (2003b) e Bearden e Moffatt (2001). Hug et al. (2003) verificaram que ciclistas altamente treinados apresentaram dois pontos de inflexão no sinal eletromiográfico de oito músculos selecionados (Vasto Lateral, Vasto Medial, reto da coxa, Semimembranoso, Bíceps Femoral, tibial anterior, gastrocnêmio medial e lateral), todavia, o primeiro LF-EMG ocorreu significativamente antes do LV1, representado por um aumento no Ve/VO_2 , enquanto que o segundo LF-EMG coincidiu com o LV2, representado por um aumento em ambos Ve/VO_2 e Ve/VCO_2 .

Bearden e Moffatt (2001) utilizando um protocolo com um aumento de 1W/5 s, e praticantes de ciclismo estacionário, também verificaram a existência de dois pontos de quebra na linearidade do sinal eletromiográfico. O primeiro ponto de quebra na linearidade ocorreu a 194 W para o VO_2 e em 191 W para o Vasto Lateral, 167 W para o Bíceps Femoral e 175 para o gastrocnêmio. O segundo ponto de quebra na linearidade ocorreu a 262W para o VO_2 , 258W para o Vasto Lateral, 288W para o Bíceps Femoral e 254W para o gastrocnêmio. Nenhuma diferença foi confirmada entre a intensidade correspondente as alterações respiratórias e mioelétricas, porém para os músculos Bíceps Femoral e gastrocnêmio, este segundo ponto de quebra na linearidade não foi observável para todos os sujeitos (n = 5 e n = 3, respectivamente).

Quando dois testes incrementais foram realizados em seqüência, separados por apenas sete minutos de recuperação ativa no cicloergômetro, Mateika e Duffin (1994) verificaram comportamento similar do sinal eletromiográfico do Vasto Lateral nos dois testes. Durante o primeiro teste, o limiar anaeróbio determinado por um aumento na concentração de lactato sanguíneo, na Ve e no volume de CO_2 não diferiu do BPEMG, porém no segundo teste, a intensidade correspondente à um aumento na concentração de lactato ocorreu após o BPEMG e ao aumento nos parâmetros ventilatórios.

A relação entre os ajustes e adaptações metabólicas e neuromusculares foram estudas por Lucia et al., (2000), e constataram um aumento na amplitude do sinal eletromiográfico do reto da coxa e do Vasto Lateral decorrente de um período de treinamento aeróbio de alta intensidade. Todavia, a mediana da frequência destes mesmos músculos se apresentou mais alta durante o período pré-competitivo. Concomitante as adaptações neuromusculares, uma diminuição nos níveis de lactato foram verificadas para todas as cargas

testadas. Os autores sugerem que o treinamento aumentou o recrutamento de fibras musculares com características oxidativas, visto que a produção de lactato reduziu, e a mediana da frequência no período competitivo se apresentou inferior ao período pré-competitivo.

Além da utilização de ciclistas treinados e sujeitos saudáveis nos estudos visando verificar a validade da utilização de um ponto de quebra na linearidade do sinal eletromiográfico como indicador da intensidade correspondente ao limiar anaeróbio, e sua associação com parâmetros consagrados (ventilação e lactato), este método também se mostrou válido na avaliação de transplantados cardíacos (LUCIA et al., 1997). Neste estudo o VO_2 foi semelhante para determinação

do limiar anaeróbio a partir da resposta do lactato sanguíneo, do equivalente ventilatório do O_2 (VE/VO_2) e do sinal eletromiográfico integrado (iEMG) do Vasto Lateral.

3 Objetivos

Objetivo geral

Determinar o limiar anaeróbio através de parâmetros ventilatórios e comparar com as possíveis alterações no sinal eletromiográfico.

Objetivos específicos

- Interpretar os sinais eletromiográficos dos músculos estudados durante o protocolo de esforço;
- Comparar a intensidade correspondente ao limiar anaeróbio determinado por diferentes métodos;
- Correlacionar o comportamento dos sinais eletromiográficos com alterações ventilatórias;
- Comparar o comportamento dos sinais eletromiográficos de diferentes músculos envolvidos com o ciclismo durante esforços incrementais.

4 Metodologia

Sujeitos

Inicialmente foram avaliados dez sujeitos, sendo quatro triatletas, quatro ciclistas de nível amador e dois ciclistas recreativos. Destes, um ciclista e um triatleta foram excluídos das análises devido a interferência nos sinais eletromiográficos durante a coleta. Desta forma a amostra foi constituída por oito sujeitos do sexo masculino, na faixa etária entre 20 a 35 anos ($25,25 \pm 6,96$ anos), e com tempo mínimo de prática competitiva de um ano. Todos foram convenientemente informados sobre a proposta do estudo e procedimentos a que seriam submetidos e assinaram declaração de consentimento livre e esclarecido.

Por se tratar de estudos envolvendo humanos, o projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Campinas.

Métodos

Delineamento experimental

Os sujeitos foram convidados a comparecer ao laboratório duas vezes, respeitando um intervalo entre dois e cinco dias. Na primeira, os sujeitos receberam as informações sobre as propostas do estudo e procedimentos a que seriam submetidos. Após a assinatura da declaração de consentimento livre e esclarecido, foram realizadas as medidas antropométricas para caracterização da amostra. Em seguida, os sujeitos realizaram um teste pré-experimental, similar ao utilizado durante o período experimental, no intuito de familiarizar-se com o equipamento.

Durante a segunda, os sujeitos compareceram ao laboratório, onde foram submetidos ao protocolo experimental.

Antropometria

A massa corporal foi obtida por meio de uma balança mecânica com precisão de 0,1 kg e a estatura determinada pela toesa da própria balança, com escala de precisão de 0,1 cm, de acordo com os procedimentos descritos por Gordon, Chumlea e Roche (1988). Todos os sujeitos foram medidos e pesados descalços, vestindo apenas uma sunga.

O índice de massa corpórea (IMC) foi calculado pela relação entre a massa corporal e o quadrado da estatura, sendo a massa corporal expressa em quilogramas (kg) e a estatura em metros (m).

Protocolo de esforço

O teste foi realizado no Laboratório de Eletromiografia, Biomecânica da Postura (LAP), na Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP.

Para o teste, foi utilizado um cicloergômetro com frenagem mecânica da marca Monark, com aumentos de 25 W/min na carga de esforço. Foram coletados dados referentes ao VO_2 , VCO_2 , V_e , frequência cardíaca, sinais eletromiográficos e percepção subjetiva de esforço.

O gás expirado durante o teste de esforço foi monitorado continuamente, sendo agrupados em valores médios a cada dez segundos. Para análise dos dados foram considerados os últimos dez segundos de cada estágio. Através do analisador de gases modelo VO2000 (Imbrasport[®]) (figura 8), e do software Aerograph foram verificados valores referentes à ventilação (V_e), consumo de oxigênio (VO_2), volume do gás carbônico (VCO_2) e os equivalentes ventilatórios do O_2 e do CO_2 (V_e/VO_2 e V_e/VCO_2 respectivamente). Uma seringa de três litros foi utilizada para calibrar o equipamento para os valores referentes à ventilação antes de cada teste.



FIGURA 8 - Analisador de gases modelo VO2000.

A frequência cardíaca foi registrada por um monitor de frequência cardíaca (modelo Vantage NV, Polar[®], Finland, figura 9) com registros a cada cinco segundos.



FIGURA 9 - Monitor de frequência cardíaca

Para a coleta e processamento dos sinais eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo da marca Lynx AI6010, contendo seis canais (figura 10). A frequência de amostragem estabelecida para a aquisição dos registros eletromiográficos foi de 1024 Hz. Para filtragem do sinal eletromiográfico bruto, o filtro passa baixa foi ajustado em 500 Hz e o filtro passa alta em 10 Hz. A conversão dos sinais analógico/digital foi realizada por intermédio de uma placa A/D CAD 12/36 da marca Lynx. Para a captação e leitura dos sinais foi utilizado o software AQDADOS-Lynx. A faixa de entrada foi ajustada entre $-5.000 \mu\text{V}$ a $+5.000 \mu\text{V}$.



FIGURA 10 - Eletromiógrafo Lynx AI6010

Foram utilizados eletrodos de superfície (eletrodo placa medindo 2,4 cm X 3,3 cm, com 1 cm de área ativa), tipo clipe descartável de prata/cloreto de prata, composto de hidrogel condutor pré-pastado (BIO-LOGIC System Corp) (figura 11).



FIGURA 11 – Eletrodos de superfície

Foram analisados três músculos do quadríceps femoral (Reto da Coxa, Vasto Medial e Vasto Lateral) e dois isquiotibiais (Bíceps Femoral e Semitendíneo). Optou-se por analisar os mesmos, visto que, durante a atividade de pedalar (membros inferiores), estão entre os mais solicitados (JORGE e HULL, 1986).

O posicionamento e orientação dos eletrodos foram baseados nos estudos de Hermens et al. (2000) e ajustadas a morfologia de cada sujeito.

Para o Reto da Coxa o eletrodo foi posicionado na metade da distância entre a espinha ilíaca anterior e a borda superior da patela. Para o Vasto Lateral, o eletrodo foi posicionado a dois terços da distância entre a espinha ilíaca anterior e a borda lateral da patela. Para coleta dos sinais no Vasto Medial, o eletrodo foi posicionado em 80% da distância entre a espinha ilíaca anterior e o espaço articular na borda anterior do ligamento medial.

Para o posicionamento dos músculos isquiotibiais, foi tomada a distância média entre a tuberosidade isquial e o epicôndilo lateral da tíbia, no caso do Bíceps Femoral e o epicôndilo medial da tíbia para o Semitendíneo.

O eletrodo de referência foi fixado sobre o processo estilóide da ulna, no pulso dos avaliados.

Antes da coleta dos dados, foi realizada uma tricotomia da região, assepsia da pele com algodão embebido em álcool para diminuir possíveis interferências, e os eletrodos foram fixados nos locais determinados com fita adesiva.

A percepção subjetiva de esforço foi obtida através de uma tabela, com escala de seis a vinte proposta por Borg (1970), onde os avaliados apontaram um valor ao final de cada estágio durante os protocolos incrementais.

Limiar de fadiga do sinal eletromiográfico

O método utilizado na detecção do limiar anaeróbio com base nos sinais eletromiográficos foi dado pela intensidade correspondente a um aumento não linear na amplitude do sinal eletromiográfico durante o protocolo incremental (MIYASHITA et al. 1981; NAGATA et

al. 1981; HÄNNINEN et al. 1989; AIRAKSINEN et al. 1992; LUCIA et al. 1999; HUG et al. 2003a; HUG et al. 2003b; HUG et al. 2004). A figura 12 ilustra esse método.

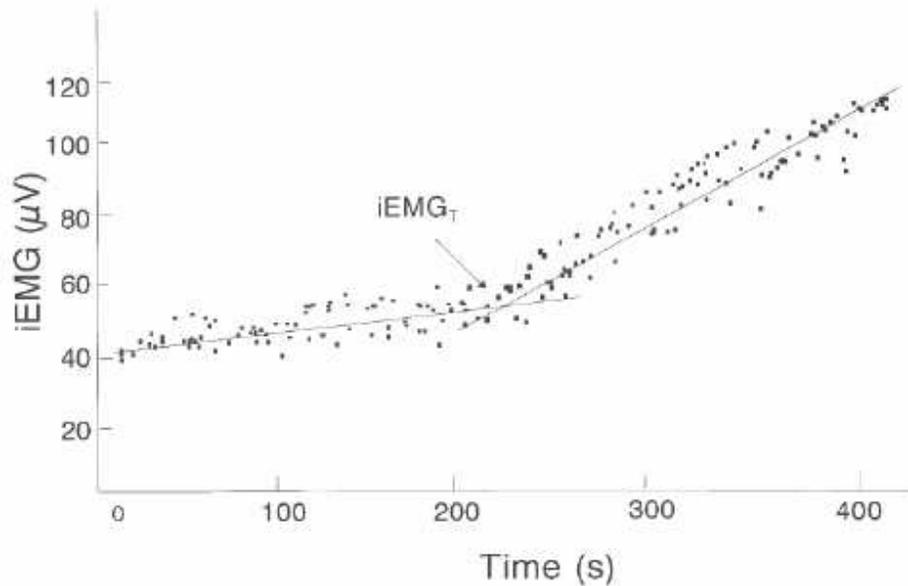


FIGURA 12 – Exemplo do método utilizado para detecção do limiar anaeróbio a partir do ponto de inflexão do sinal eletromiográfico para um sujeito (adaptado de HUG, 2003).

Limiar Ventilatório (LV)

A intensidade correspondente a um aumento no VE/VO_2 sem nenhum aumento no VE/VCO_2 foi tomada como um primeiro limiar ventilatório (LV1). À medida que a intensidade aumenta, existe um aumento na acidose metabólica, até um ponto, chamado limiar ventilatório 2 (LV2) ou ponto de descompensação respiratória, que foi identificado em duplicata considerando o segundo incremento no VE/VO_2 e um aumento abrupto do VE/VCO_2 , de acordo com os critérios propostos por McLellan (1985). A figura 13 ilustra a identificação dos limiares.

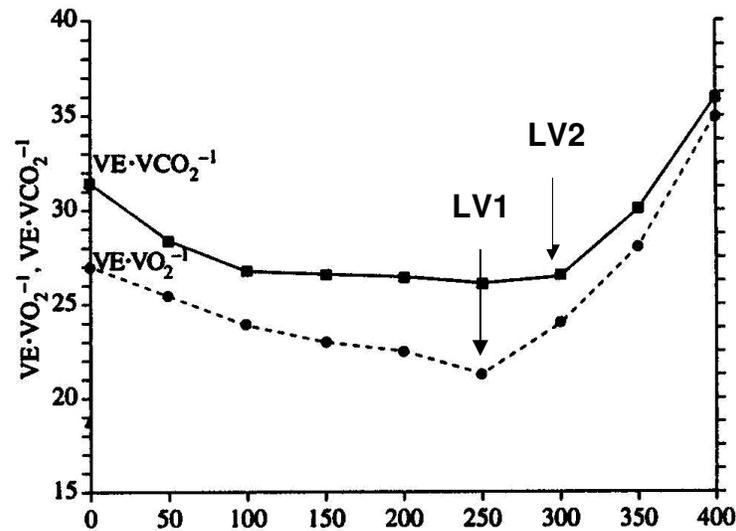


FIGURA 13 - Identificação do LV1 e LV2 de acordo com VE/VO_2 e VE/VCO_2

Análise dos dados

Estatística descritiva foi utilizada para caracterização da amostra, apresentando valores referentes às variáveis selecionadas no estudo.

Seguindo a determinação da intensidade correspondente ao limiar anaeróbio determinado por parâmetros ventilatórios e o ponto de quebra na linearidade do sinal eletromiográfico dos músculos selecionados, a carga (W), ativação das unidades motoras (V), a frequência cardíaca (bpm), VO_2 e percepção subjetiva do esforço foram comparados a partir da Análise de Variância (ANOVA). Diferenças entre os parâmetros selecionados foram localizadas com o auxílio do teste “*post hoc*” de Scheffe.

O Coeficiente de Correlação Linear de Pearson foi utilizado para verificar a relação existente entre as variáveis selecionadas no instante correspondente ao Limiar ventilatório e ao ponto de quebra na linearidade do sinal eletromiográfico. O nível de significância adotado para todas as análises foi 5% ($p < 0,05$).

5 Resultados e discussões

A tabela 1 apresenta os resultados em média e desvio padrão referente às características gerais da amostra.

Tabela 1- Características gerais da amostra:

	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
IDADE (anos)	25,25	6,96
MASSA CORPORAL (kg)	73,09	4,42
ESTATURA (cm)	182,13	5,05
IMC (km/m²)	22,07	1,67

O protocolo de esforço foi completado por todos os participantes, e apresentou uma duração média de 892,5 (\pm 227,8) segundos. Os parâmetros máximos relacionados ao teste são apresentados na tabela 2.

Os valores máximos referentes ao consumo de oxigênio (VO₂) durante o teste, apresentado pelos sujeitos do presente estudo foram de 3,66 (\pm 0,47) l/min. Durante o teste, os valores referentes ao consumo de oxigênio aumentaram de forma linear (FIGURA 14), apresentando uma correlação significativa ($r = 0,99$, $p < 0,001$) com o aumento na carga de trabalho. Os valores do VO₂ relativos à massa corporal são apresentados na figura 15.

Os valores referentes ao pico do consumo de oxigênio estão abaixo dos valores relacionados na literatura para atletas das mesmas modalidades. A cadência escolhida (80 RPM) ou a dificuldade de familiarização com o equipamento utilizado no teste, que não apresenta as mesmas condições dos equipamentos utilizados em treinamentos e competições, pode ter influenciado no desempenho dos participantes. Outro fator que pode ter influenciado diz respeito a falta de uma preparação profissional, visto que todos sujeitos competem em categorias amadoras, ou ainda ao fato de triatletas não basearem seu treinamento somente no ciclismo.

Tabela 2- Parâmetros máximos alcançados durante o teste:

	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
CARGA MÁXIMA (Watts)	343,75	91,37
TEMPO TOTAL (s)	892,5	227,77
VO₂ PICO (ml/kg/s)	52,62	4,24
VO₂ PICO (l/min)	3,66	0,47
VENTILAÇÃO (l/min)	106,29	21,22
FREQÜÊNCIA CARDÍACA MÁXIMA (bat/min)	183,5	10,93
FREQÜÊNCIA CARDÍACA RELATIVA (%)	94,31	6,00
PERSEPCÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO	18,25	1,67

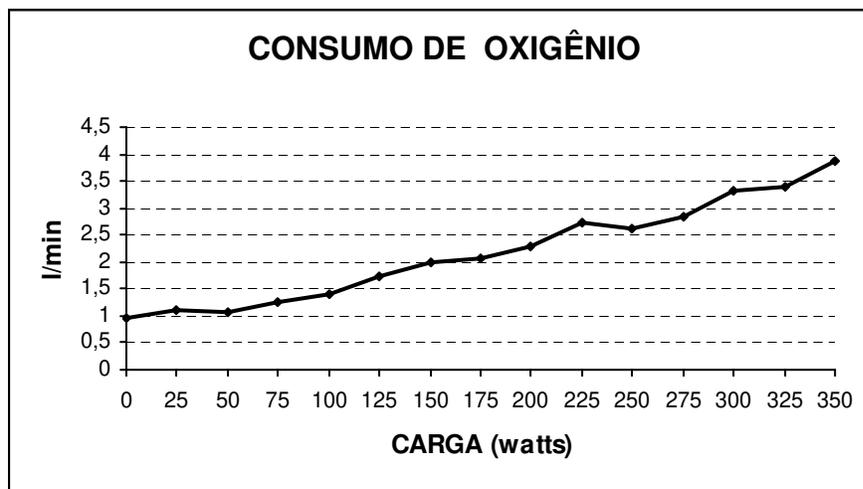


FIGURA 14 – Valores médios dos oito sujeitos, referentes ao consumo máximo de oxigênio durante o teste incremental.

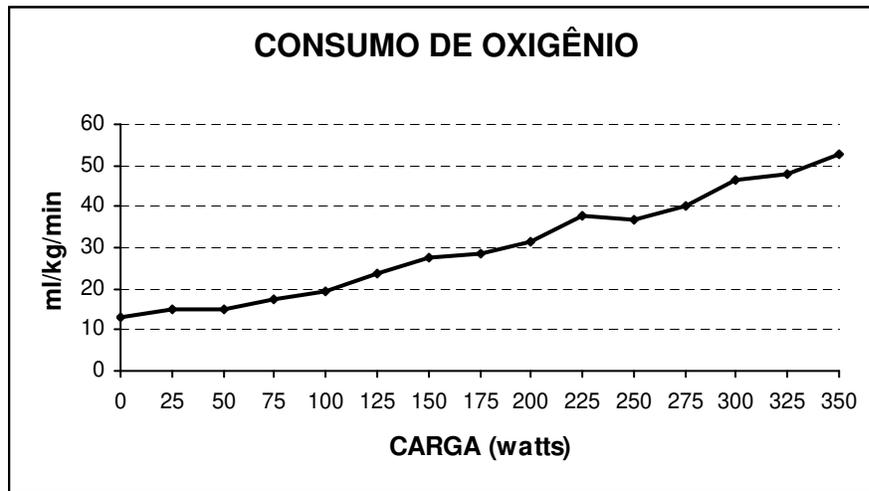


FIGURA 15 – Valores médios dos oito sujeitos, referentes ao consumo máximo de oxigênio relativo a massa corporal durante o teste incremental.

A ventilação (V_e) apresentou um primeiro período praticamente estável, a seguir foi verificado um aumento até próximo aos 250 watts, onde outro aumento não linear pode ser identificado (FIGURA 16).

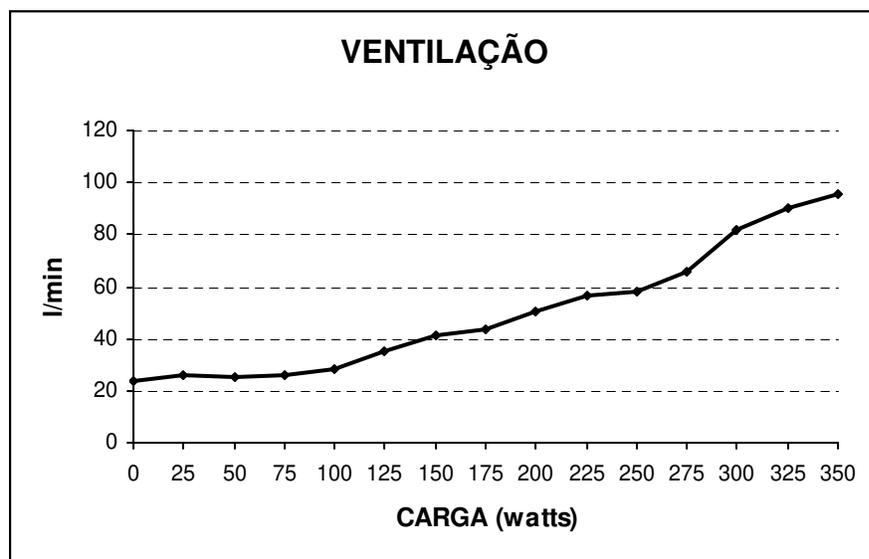


FIGURA 16 – Valores médios dos oito sujeitos, referentes à ventilação durante o teste incremental.

A frequência cardíaca também apresentou um período praticamente estável, seguido por um aumento que se seguiu até os 225 watts, onde se estabilizou até os 250 watts e voltou a aumentar linearmente até o fim do teste (FIGURA 17).

Os valores relativos da frequência cardíaca máxima alcançada durante o teste, em relação à frequência cardíaca máxima prevista para a idade ($220 - \text{idade}$) foi de $94,3 (\pm 6,0)$ % em média.

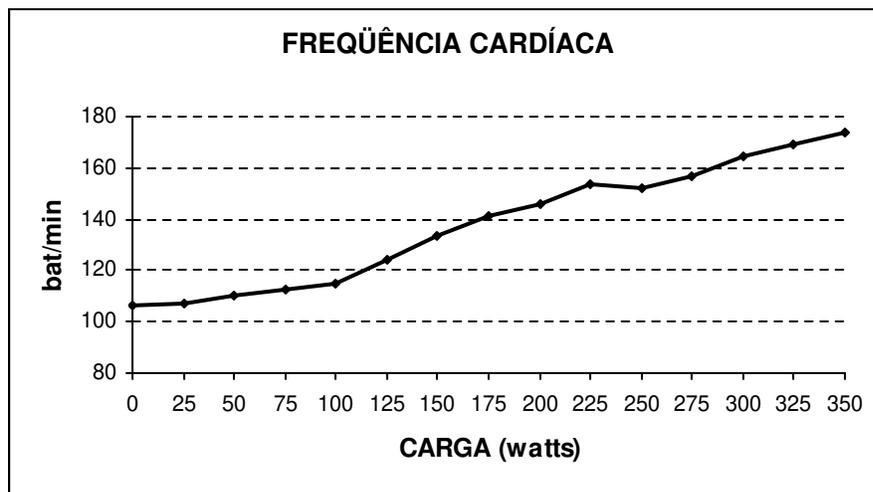


FIGURA 17 – Valores médios dos oito sujeitos, referentes à frequência cardíaca durante o teste incremental.

A percepção subjetiva do esforço (PSE) aumentou de forma linear com o aumento da carga ($r = 0,99$; $p < 0,001$), com os primeiros estágios sendo considerados como aquecimento, chegando até valores máximos de $18,25 (\pm 1,67)$, considerado como muito forte (FIGURA 18). Para apenas um sujeito, o esforço foi considerado máximo (valor = 20).

Como critério para determinação do limiar anaeróbio (LV) foi tomado o ponto em que foi verificado um aumento no equivalente ventilatório do oxigênio (V_e/V_{O_2}), que corresponde ao ponto em que se inicia o acúmulo de lactato no sangue.

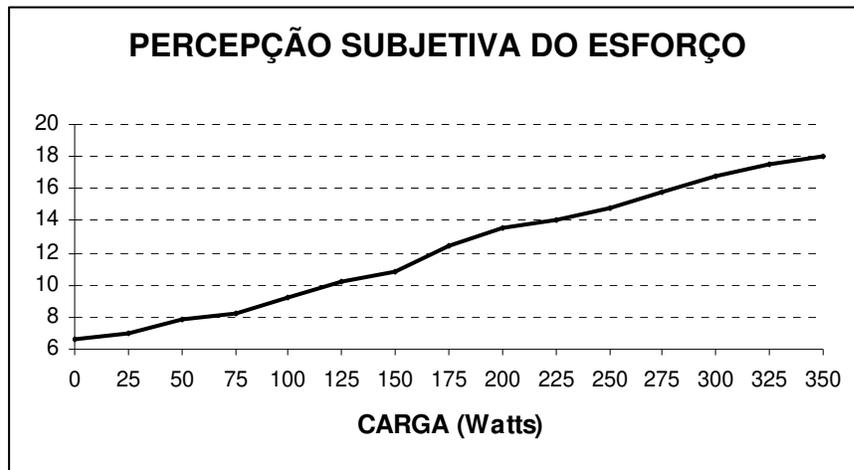


FIGURA 18 – Valores médios dos oito sujeitos, referente à percepção subjetiva do esforço durante o teste incremental.

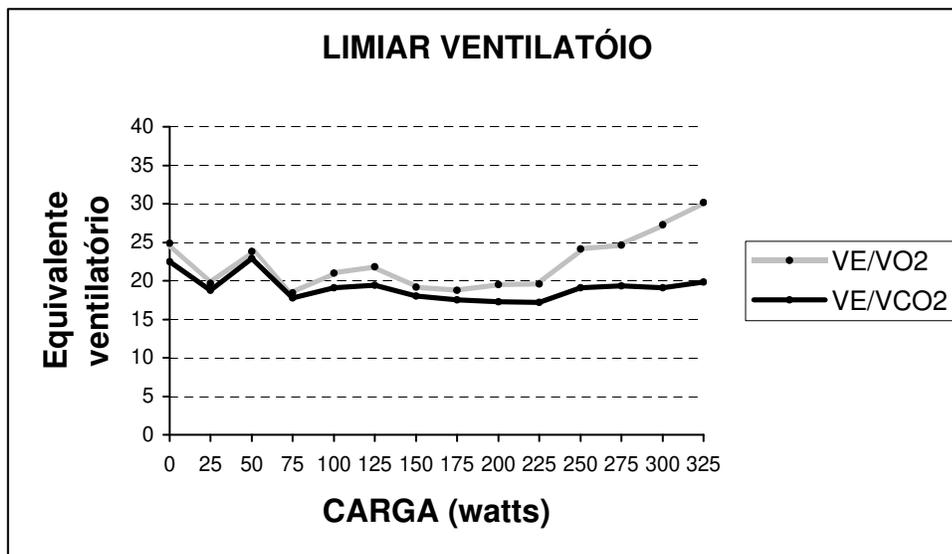


FIGURA 19 – Exemplo do método utilizado na determinação do limiar ventilatório em um dos participantes do estudo (a seta indica a intensidade correspondente ao aumento no V_e/V_{O_2}).

O comportamento do sinal eletromiográfico (EMG) não se apresentou de forma similar para todos os sujeitos e em todos os músculos estudados. Devido a grande variação em relação aos valores individuais de RMS, a representação em valores médios não representa corretamente as tendências individuais.

Um exemplo do comportamento padrão dos músculos Vasto Lateral e Reto da Coxa são apresentados na figura 20

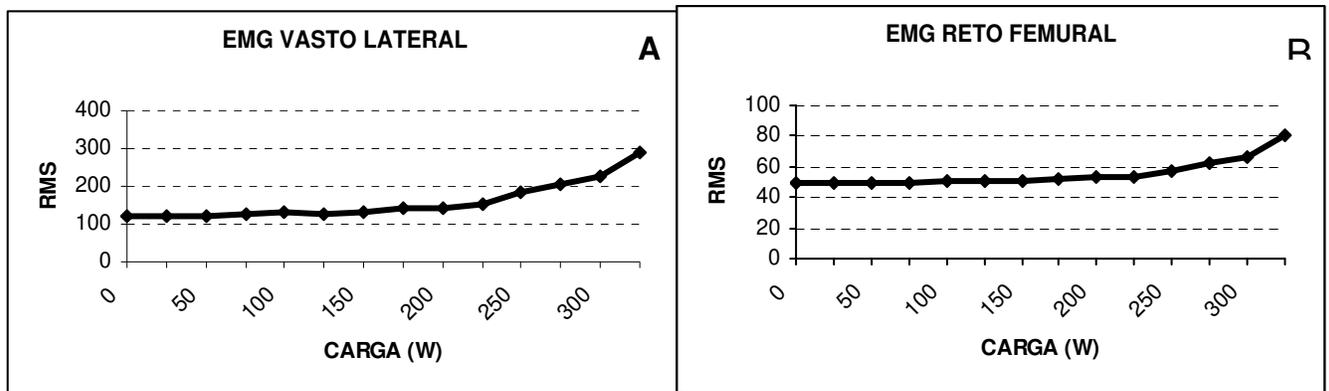


FIGURA 20 – Comportamento do sinal eletromiográfico dos músculos vasto (A) lateral e Reto da Coxa (B) para um dos participantes do estudo (as setas indicam a intensidade correspondente a quebra na linearidade do EMG).

Para os músculos Vasto Lateral e Reto da Coxa, todos os sujeitos apresentaram pelo menos um ponto de quebra na linearidade do sinal (BPEMG). Em um dos sujeitos o Vasto Lateral apresentou dois BPEMG, e para o Reto da Coxa, este comportamento foi verificado em dois casos. Nos casos onde mais de um BPEMG foi verificado, a intensidade referente ao primeiro BPEMG foi tomada para comparação com o LV.

Resultados de estudos envolvendo diferentes populações, como ciclistas bem treinados (LUCIA, et al. 1999; HUG et al. 2003a; HUG et al. 2003b; HUG et al. 2004), praticantes de hóquei (HANNINEN et al. 1989; AIRAKSINEN, et al. 1992), sujeitos ativos (BEARDEN e MOFFATT, 2001), sedentários (NAGATA, et al. 1981; MIYASHITA, KANEHISA e NEMOTO, 1981; HUG et al. 2004; HUG et al. 2003), sedentários de meia idade (HUG et al. 2003) e transplantados cardíacos (LUCIA, et al. 1997) apontam para pelos menos um BPEMG durante testes incrementais em cicloergômetro.

O aumento na amplitude do sinal eletromiográfico durante esforços incrementais pode estar associado ao recrutamento de unidades motoras adicionais para compensar a falências das unidades motoras previamente ativas, que não podem mais manter a atividade na intensidade desejada (MORITANI e DeVRIES, 1978).

Quanto à ocorrência de dois BPEMG em um sujeito para o músculo Vasto Lateral e dois para o Reto da Coxa, Hug et al. 2003; Lucia, et al. 1999 relatam fenômeno semelhante, porém somente quando ciclistas altamente treinados foram avaliados.

Este fator pode ser devido ao nível de condicionamento dos atletas, onde somente atletas altamente treinados seriam hábeis em recrutar um número suficiente de unidades motoras (principalmente fibras tipo IIb) em intensidades próximas à máxima (LUCIA et al. 1999).

O Vasto Medial somente apresentou um BPEMG em quatro sujeitos (50%) da amostra, enquanto que para o Bíceps Femoral e o Semitendíneo este comportamento foi evidenciado em dois e um sujeitos (25% e 13%), respectivamente.

Por outro lado, BPEMG foram verificados para o Vasto Medial (MIYASHITA, KANEHISA e NEMTO, 1981; HUG et al. 2003b), para o Bíceps Femoral (BEARDEN e MOFFATT, 2001; HUG et al. 2003b), gastrocnêmio (HANNINEN et al. 1989; AIRAKSINEN, et al. 1992; BEARDEN e MOFFATT, 2001; HUG et al. 2003b) e para músculos que não participam da ação de pedalar como o músculo frontalis (HANNINEN et al. 1989; AIRAKSINEN, et al. 1992).

A carga referente ao LV ($215,63 \cdot 37,65$ watts) não apresentou diferença em relação ao BPEMG do Vasto Lateral e do Reto da Coxa ($198,88 \pm 48,99$ e $184,38 \pm 37,65$ watts respectivamente).

Para o VO_2 , tanto em valores absolutos como relativos a massa corporal, bem como para os valores referentes a ventilação, nenhuma diferença entre os valores das variáveis selecionadas foi verificada.

Na intensidade correspondente ao limiar ventilatório o VO_2 representava $67,03 (\pm 6,23) \%$ dos valores máximos, enquanto para que no BPEMG do Vasto Lateral e do Reto da Coxa estes valores foram pouco menores ($64,39 \pm 11,77$ e $66,78 \pm 11,13$), porém sem diferença significativa.

Comportamento semelhante foi verificado para a frequência cardíaca. Em média o LV ocorreu a $79,22 (\pm 10,23) \%$ do máximo alcançado durante o teste. Valor bem

semelhante foram verificado no instante referente ao BPEMG do Vasto Lateral ($79,06 \pm 10,23$ %), e ao BPEMG do Reto da Coxa ($77,30 \pm 10,35$ %).

Nenhuma diferença foi verificada em relação a percepção subjetiva do esforço entre o LV e o BPEMG dos músculos selecionados.

A tabela 3 apresenta os valores correspondentes aos parâmetros analisados nos instantes referentes ao LV e ao BPEMG do Vasto Lateral e do Reto da Coxa.

Tabela 3 – Média e desvio padrão das variáveis selecionadas no LV e no BPEMG do Vasto Lateral e do Reto da Coxa.

	LV (Ve/VO₂)	BPEMG VL	BPEMG RF
CARGA (watts)	215,63 ± 65,38	198,88 ± 48,99	184,38 ± 37,65
TEMPO (s)	564,75 ± 160,56	532,5 ± 117,56	502,5 ± 90,36
VO₂ (ml/kg/min)	33,76 ± 6,03	32,33 ± 7,15	33,52 ± 6,87
VO₂ (l/min)	2,48 ± 0,4	2,35 ± 0,45	2,43 ± 0,42
% VO₂MAX (%)	67,03 ± 6,23	64,39 ± 11,77	66,78 ± 11,13
VE (l/min)	50,78 ± 8,82	49,56 ± 10,64	50,81 ± 10,18
FC (bat/min)	145,38 ± 15,77	145,13 ± 20,78	141,88 ± 20,78
FC (%)	79,22 ± 7,23	79,06 ± 10,23	77,30 ± 10,35
<i>PSE</i>	12,5 ± 2,0	12,38 ± 2,39	12,88 ± 1,89

A quebra na linearidade do sinal eletromiográfico tem sido apontada como início da transição entre o metabolismo predominantemente aeróbio para o anaeróbio, e comparada com métodos consagrados como a concentração de lactato sanguíneo (NAGATA et al. 1981; VIITASALO, et al. 1985; HANNINEN, et al. 1989; AIRAKISEN et al 1992; LUCIA et al. 1999) ou o limiar ventilatório (MIYASHITA, KANEHISA e NEMOTO, 1981; HANNINEN, et al. 1989; AIRAKISEN et al 1992; HUG et al. 2003a; HUG et al. 2003b; HUG et al. 2004).

Este aumento na amplitude do sinal eletromiográfico pode ocorrer como consequência das alterações nos padrões de recrutamento de fibras musculares, passando de

unidades motoras predominantemente tipo I para unidades motoras tipo II (NAGATA et al. 1981; VIITASALO, et al. 1985).

A coincidência entre o LV determinado por um aumento no V_e/VO_2 (LV1) e o BPEMG pode estar relacionado a presença de receptores sensoriais que respondem ao aumento na carga de trabalho, e estimulam alterações respiratórias (ROWELL e O'LEARLY, 1990).

Em ciclistas de elite, Lucia et al. (1999) verificaram a ocorrência de dois BPEMG, e verificaram que a primeira quebra na linearidade do sinal eletromiográfico foi coincidente com o LV1 determinado por um aumento no V_e/VO_2 e e o segundo BPEMG também coincidiu com o LV2 determinado por um aumento em ambos o V_e/VO_2 e V_e/VCO_2 .

Bearden e Moffatt (2001) também verificaram dois BPEMG para os músculos Vasto Lateral, Bíceps Femoral e gastrocnêmio lateral em uma amostra de oito sujeitos treinados e com experiência em ciclismo estacionário. O primeiro BPEMG ocorreu em uma intensidade correspondente a aproximadamente 58% do VO_2 pico e o segundo BPEMG à aproximadamente 75% VO_2 pico. O primeiro BPEMG não apresentou diferença em relação ao LV1, e da mesma forma, o segundo BPEMG também ocorreu em intensidade similar ao LV2.

Por outro lado, Hug, et al. (2003a) utilizando os mesmos critérios na detecção do LV, e também estudando ciclistas de elite, verificaram dois BPEMG, porém o primeiro BPEMG aconteceu significativamente antes do LV1, enquanto para o segundo BPEMG a intensidade foi semelhante ao LV2.

Miyashita, Kanehisa e Nemoto (1981) verificaram o comportamento do sinal eletromiográfico dos músculos Vasto Lateral, Vasto Medial e Reto da Coxa em cinco sujeitos destreinados, durante um teste incremental. Verificaram que no momento referente ao LV determinado por um aumento na V_e e no VCO_2 , somente para dois dos sujeitos foi verificado um BPEMG na carga referente ao LV. Nos outros três casos, o BPEMG ocorreu em cargas superiores ao LV.

Por outro lado, Hanninen et al. (1989) e Airaksinen et al. (1992) verificaram que a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos Vasto Lateral e gastrocnêmio aumentou de forma não linear a partir da carga referente ao limiar anaeróbio, determinado por parâmetros ventilatórios (aumento no V_e/VO_2) e pela concentração de lactato sanguíneo (4 mmol/l).

Hug et al. (2003b) apontaram para uma alta correlação entre alterações no comportamento do sinal eletromiográfico, envolvendo a amplitude do sinal e componentes da frequência com dois critérios de determinação do LV (aumento no VCO_2 e um aumento no V_e/VO_2).

Alem disto, o aumento na concentração de lactato concomitante a um aumento na atividade mioelétrica reforça a teoria que aponta para o recrutamento de fibras tipo II, com características anaeróbias, para compensar a incapacidade do sistema aeróbio, predominante em fibras tipo I em manter o esforço, e conseqüentemente levando a uma acidose metabólica que pode alterar as funções contráteis normais da fibra muscular (GREEN e PATLA, 1990).

Apesar de diferenças anatômicas (monoarticular e biarticular (GREGOR E LAFORTUNE 1985; STENDOTTER et al. 2003)) e histoquímicas (diferentes quantidades de fibras musculares (JOHNSON et al. 1973)), nenhuma diferença foi constatada entre o BPEMG do Reto da Coxa e Vasto Lateral para todas as variáveis selecionadas.

Lucia et al. (1999) confirmam este comportamento, mostrando que para ciclistas de elite, o Vasto Lateral e o Reto da Coxa apresentaram dois BPEMG, que ocorreram entre 60-70% e 80-90% do VO_{2max} respectivamente, sem nenhuma diferença entre os dois músculos.

Por outro lado, Miyashita, Kanehisa e Nemoto (1981) verificaram que no momento referente ao LV, a ativação dos vastos lateral e medial representava uma intensidade superior a verificada para o Reto da Coxa (59,4%, 58,6% e 35,3% da carga máxima alcançada durante o teste, respectivamente).

Foram encontradas correlações significativas entre os valores referentes à carga, ao tempo, ao VO_2 , a FC absoluta e relativa aos valores máximos e a PSE no LV e no BPEMG do Vasto Lateral.

Para as correlações entre o LV e BPEMG do Reto da Coxa, valores significativos foram encontrados para o VO_2 , a FC absoluta e relativa aos valores máximos e a PSE. A tabela 4 apresenta o coeficiente de correlação das variáveis selecionadas no LV e no BPEMG dos dois músculos.

Tabela 4 – coeficiente de correlação linear das variáveis selecionadas no LV e no BPEMG dos músculos Vasto Lateral e Reto da Coxa.

	BPEMG VASTO LATERAL	BPEMG RETO DA COXA
CARGA	0,80*	0,55
TEMPO	0,78*	0,50
VO₂	0,70	0,73*
VO₂	0,71*	0,76*
RELATIVO		
% VO₂ MAX	0,49	0,57
Ve	0,66	0,67
FC	0,88*	0,90*
%FC	0,85*	0,87*
BORG	0,97*	0,85*

Entre os dois músculos estudados, todas as variáveis se correlacionaram significativamente, variando entre $r = 0,89$ e $r = 0,97$ ($p < 0,005$).

Os resultados encontrados no presente estudo podem ser úteis na análise do comportamento do sinal eletromiográfico durante um protocolo incremental, porém quando associamos as condições de laboratório com condições reais de competição vários cuidados devem ser tomados.

A cadência escolhida (80 RPMs), não necessariamente é a preferida entre os competidores, e além disto, com o aumento da intensidade, somente a força aplicadas aos pedais pode ser alterada, enquanto em situações de treino ou competição, tanto a força aplicada aos pedais como a cadência estão envolvidos no processo de manutenção da atividade (ERICSON, 1986).

6 Conclusões

- A eletromiografia se mostrou útil na determinação do limiar anaeróbio, sendo uma alternativa não invasiva para avaliação e prescrição de treinamentos, principalmente com características aeróbias;
- Nenhuma diferença foi verificada entre a intensidade correspondente ao limiar ventilatório e a intensidade correspondente a um aumento não linear nos valores referentes a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos Vasto Lateral e Reto da Coxa;
- Correlações significativas foram encontradas entre os valores referentes ao limiar ventilatório e ao ponto de quebra na linearidade do sinal eletromiográfico dos músculos vasto Lateral e Reto da Coxa, para as variáveis estudadas;
- Nenhuma diferença foi verificada entre o comportamento do Vasto Lateral e o Reto da Coxa;
- Para os músculos Vasto Medial, Semitendíneo e Bíceps Femoral, não foi verificado um ponto de quebra em sua linearidade;

Referências

AIRAKSINEN, O., REMES, A., KOLARI, P.J., SIHVONEN, T., HANNINEN, O., PENTTILA, I. Real-time evaluation of anaerobic threshold with rms-EMG of working and nonworking muscles during incremental bicycle ergometer test. *Acupunct Electrother Res*, v.17, n.4, p.259-71, 1992.

BANKOFF, A. D. P., VITTI, M. Simultaneous EMG of latissimus dorsi and sternocostal party pectoralis major muscles during crawl stroke. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, v.18, p.289-95, 1978.

_____ Studio tramite esame eletromiografico dell'azione congiuntado muscoli gran dorsali e gran pettorale nel movimenti del nuolo dorsale. *Chinesiologia Scinetifica. Unione Nazionale de Chinesiologia*, v.5, n.2, p.22-29, 1987.

BANKOFF, A. D. P., FURLANI, J. Estudo Eletromiográfico dos músculos reto abdominal e obliquo externo em diversos exercícios e em diversas posições. *Revista Brasileira de Ciências Morfológicas*. v.2, n.2, 1986.

_____ Studio eletromiográfico del retto dell'abdome e del muscoli obliqui esterni durante l'exercizio físico. *Chinesiologia Scinetifica. Unione Nazionale de Chinesiologia*, v.5, n.2, p.29-34, 1987.

BANKOFF, A. D. P., MORAES, A. C., PELLEGRINOTTI, I. L., GALDI, E. H. G. Study of the explosive strength of the rectus femoris muscle using electromyography. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. v.40, n.6, p.351-56, 2000.

BANKOFF, A. D. P., FONSECA NETO, D. R., MORAES, A.C. Electromyography study of the hamstring muscles while exercising on a bicycle and the Roman table. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* v. 44, n. 5, p.293-300, 2004.

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

BEARDEN, S.E., MOFFATT, R.J. Leg electromyography and the VO₂-power relationship during bicycle ergometry. *Med Sci Sports Exerc*, v.33, n.7, p.1241-5, 2001.

BEAVER, W. L., WASSERMAN, K., WHIPP, B. J. Bicarbonate buffering of lactic acid generated during exercise. *J Appl Physiol*, v.60, p.472-8, 1986.

BIGLAND-RITCHIE, B., WOODS, J. J. Integrated EMG and oxygen uptake during dynamic contractions of human muscles. *J Appl Physiol*, v.36, n.4, p.475-79, 1974.

BIGLAND-RITCHIE, B., WOODS, J. J. Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *J Physiol*, v.260, n.2, p.267-77, 1976.

BORG, G. A. V. Perceived exertion as an indicator of somatic stresses. *Scand J Rehab med.* v.2, p.92-98, 1970.

BORRANI, F., CANDAU, R., MILLET, G.Y., PERREY, S., FUCHSLOCHER, J., ROUILLON, J.D. Is the VO₂ slow component dependent on progressive recruitment of fast-twitch fibers in trained runners? *J Appl Physiol*, v.90, n.6, p.2212-20, 2001.

BOUISSOU P., ESTRADE P. Y., GOUBEL F., GUEZENNEC C. Y., SERRURIER B. Surface EMG power spectrum and intramuscular pH in human vastus lateralis muscle during dynamic exercise. *J Appl Physiol.*, v.,67, n. 3, p. 1245-9, 1989.

CHICHARRO, J. L., PÉREZ, M., VAQUERO, A. F., LUCIA, A., LEGIDO, J. C. Lactic threshold vs ventilatory threshold during a ramp test on a cycle ergometer. *J Sports Med Phys Fitness*, v.37, n.2, p.117-21, 1997.

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

CRUZ, C. F., BANKOFF, A. D. P. Electromyography in cycling: difference between clipless pedal and toe clip pedal. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, v.41, n.4, p.247-252., 2001.

DE LUCA C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13, (2): p.135-163, 1997.

DE LUCA C. J. Surface Electromyography: Detection and Register. <http://www.delsys.com/library/papers/SEMGintro.pdf>, 2002. Em 13/04/2003.

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.

EDGERTON, V. R., SMITH, J. L., SIMPSON, D. R. Muscle fibre type populations of human leg muscles. *Histochem J*, v.7, n.3, p.259-266., 1975.

EDWARDS, R. H. T. Interaction of chemical with electromechanical factors in human skeletal muscle fatigue. *Acta Physiol Scand*, n.128, suppl 556, p.149-55, 1986.

ERICSON, M. On the biomechanics of cycling: a study of joint and muscle load during exercise on the cycle ergometer. *Scand J Rehab Med. Suppl*, 1986.

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

GAMET, D., DUCHENE, J., GARAPON-BAR, C., GOUBEL, F. Electromyogram power spectrum during dynamic contractions at different intensities of exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.61, n.5-6, p.331-7, 1990.

GAMET, D., DUCHENE, J., GARAPON-BAR, C., GOUBEL, F. Surface Electromyogram power spectrum in human quadriceps muscle during incremental exercise. *J Appl Physiol*, v.74, n.6, p.2704-10, 1993.

GREGOR, R. J., GREEN, D., GARHAMMER, J. J. An electromyographic analysis of selected muscle activity in elite competitive cyclists. *Biomechanics VII*. Baltimore: University Park Press, 1982.

GREGOR, R. J., CAVANAGH, P. R. e LAFORTUNE, M. Knee flexor moments during propulsion in cycling – a creative solution to Lombard's paradox. *J. Biomech*, v. 18, n.5, p. 307-18, 1985.

GORDON, C. C., CHUMLEA, W. C., ROCHE, A. F. Stature, recumbent length, weight. In: LOHMAN, T. G. et al. (Ed.) *Anthropometric standardizing reference manual*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Books, 1988.

HANNINEN, O., AIRAKSINEN, O., KARIPOHJA, M., MANNINEN, K., SIHVONEN, T., PEKKARINEN, H. On-line determination of anaerobic threshold with rms-EMG. *Biomed Biochim Acta*, v.48, n.5-6, p.S493-503, 1989.

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

HELAL, J. N., GUEZENNEC, C. Y., GOUBEL, F. The aerobic-anaerobic transition: re-examination of the threshold concept including an electromyographic approach. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 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. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5): p.361-74, 2000.

HOUSH, T. J., DEVRIES, H. A., JOHNSON, G. O., EVANS, S. A., HOUSH, D. J., STOUT, J. R., BRADWAY, R. M., EVETOVICH, T. K. Neuromuscular fatigue thresholds of the vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris muscles. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, v.36, n.4, p.247-55, 1996.

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., DECHERCHI, P., MARQUESTE, T., JAMMES, Y. EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subjects. *J Electromyogr Kinesiol*, v.14, n.2, p.187-95, 2004.

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., SAVIN, B., GRELOT, L. Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. *Eur J Appl Physiol*, v.90, n.5-6, p.643-6, 2003.

HOUTZ, S. J., FISCHER, F. J. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise in stationary bicyclic. *J Bone Joint Surg*, v.41, p.123-31, 1959.

JAMMES, Y., CAQUELARD, F., BADIÉ, M. Correlation between surface electromyogram, oxygen uptake and blood lactate concentration during dynamic leg exercises. *Respir Physiol*, v.112, n.2, p.167-74, 1998.

JAMMES, Y., ARBOGAST, S., FAUCHER, M., MONTMAYEUR, A., TAGLIARINI, F., ROBINET, C. Interindividual variability of surface EMG changes during cycling exercise in healthy humans. *Clin Physiol*. v. 21, n.5, p.556-60, 2001.

JENNEKENS, F. G. I., TOMLINSON, B. E., WALTON, J. N. Data on distribution of fiber types in five human limb muscle. *J Neurol Sci*, v.14, p.245-57, 1971.

JOHNSON, M. A., SIDERI, G., WEIGHTMAN, D., APPLETON, D. A comparison of fibre size, fibre type constitution and spatial fibre type distribution in normal human muscle and in muscle from cases of spinal muscular atrophy and from other neuromuscular disorders. *J Neurol Sci*, v.20, n.4, p.345-361, 1973.

JORGE, M. e HULL, M. L. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J Biomech*, v.19, n.9, p.683-694, 1986.

JUNQUEIRA, L. C. e CARNEIRO, J. *Histologia Básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

KANDELL, E. R., SCHWARTZ, J. H. e JESSEL, T. M. **Fundamentos da neurociência e do comportamento**. Rio de Janeiro, Prentice-hall, 1997.

KATZ, H. e SAHLIN, K. Role of oxygen in regulation of glycolysis and lactate production in human skeletal muscle. *Exerc. Sport Sci. Rev.* v.18, p.1-28, 1990.

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*, v.42, n.1, p.25-34, 1979.

KOGEBERG, E. Histochemical composition, contractin speed and fatiguability of rat soleus motors units. *J. Neurol. Sci.* v. 20, n.2, p.177-198, 1973.

LAMBERT, E. V., ST CLAIR GIBSON, A., NOAKES, T. D. Complex systems model of fatigue: integrative homoeostatic control of peripheral physiological system during exercise in humans. *Br J Sports Med.*, p.1-11, 2004.

LIBER, R. L. *Skeletal muscle structure and functions*, 1 ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1992.

LUCIA, A., VAQUERO, A. F., PÉREZ, M., SÁNCHEZ, O., SÁNCHEZ, V., GÓMEZ, M. A., CHICHARRO, J. L. Electromyographic response to exercise in cardiac transplant patients. *Chest*. v.111, p1571-76, 1997.

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, 178-85, 1999.

LUCIA, A., HOYOS, J., PARDO, J., CHICHARRO Metabolic and neuromuscular adaptations to endurance training in professional cyclists: a longitudinal study. *Jpn J Physiol.* v.50, p381-88, 2000.

MATEIKA, J. H. E DUFFIN, J. Coincidental changes in ventilation and electromyographic activity during consecutive incremental exercise tests. . *Eur J Appl Physiol*, v.68, n.1, p.54-61, 1994.

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.

MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M.; DELUCA, C.J. Electrically evoked myoelectric signals. *Crit Rev Biomed Eng*, v.19, n.4, p.293-340, 1992.

MIYASHITA, M., KANEHISA, H., NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. *J Sports Med Phys Fitness*, v.21, n.3, p.209-17, 1981.

MORAES, A. C., BANKOFF, A. D .P., PELLEGRINOTTI, I. L., MOREIRA, Z. W., GALDI, E. H. G. Electromyography analysis of the rectus abdominis and external oblique muscles of children 8 to 10 years old. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. v. 35, n.7, p.425-30, 1995.

MORAES, A. C., BANKOFF, A. D. P., OKANO, A. H., SIMÕES, E. C., RODRIGUES, C. E. B. Analysis of knee movements on leg extension machine: an electromyography study of the rectus femoris muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. v.44, n.1, p.15-21, 2004.

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., SHERMAN, W. M., SHIBATA, M., MATSUMOTO, T., SHINOHARA, M. oxygen availability and motor unit activity in humans. *Eur J Appl Physiol*, v.64, n.4, p.552-56, 1992.

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.

NAGATA, A., MURO, M., MORITANI, T., YOSHIDA, T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. *Jpn J Physiol*, v.31, n.4, p.585-97, 1981.

NOAKES TD, ST CLAIR GIBSON A. Logical limitations to the "catastrophe" models of fatigue during exercise in humans. *Br J Sports Med.*, v. 38 n. 5, p.:648-9, 2004.

NOAKES T. D., ST CLAIR GIBSON, A., LAMBERT, E. V. From catastrophe to complexity: a novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans. *Br J Sports Med.*,v. 38, n. 4, p.511-4, 2004

PADYKULA, H. A. e HERMAN, E. The especificity of the histochemical method for adenosine tryphosphatase. *J. Histochem Cytochem.* v. 3, n.3, p.170-95, 1955.

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.

PERRY, S. R., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., EBERSOLE, K. T., BULL, A. J. Mechanomyographic responses to continuous, constant power output cycle ergometry. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, v.41, n.3, p.137-44, 2001.

PERRY, S. R., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., EBERSOLE, K. T., BULL, A. J., EVETOVICH, T. K., SMITH, D. B. Mechanomyography, electromyography, heart rate, and ratings of perceived exertion during incremental cycle ergometry. *J Sports Med Phys Fitness*, v.41, n.2, p.183-8, 2001.

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.

POLGAR, J., JOHNSON, M. A., WEIGHTMAM, D., APPLETON, D. Data on fibre size in thirty-six human muscle: An autopsy study. *J Neurol Sci*, v.19, p.307-18, 1973.

POWERS, S. K. e HOWLEY, E. T. *Fisiologia do exercício*. 1.ed. São Paulo: Manole, 2000.

RASCH, P. J. e BURKE, W. *Cinesiologia e anatomia aplicada*. 7^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977.

ROTTO, D. M., KAUFMAN, M. P. Effects of metabolic products of muscular contraction on discharge of group III e IV afferents. *J Appl Physiol*, v.64, n.6, p.2306-13, 1988.

SEBURN, K. L., SANDERSON, D. J., BELCASTRO, A. N., MCKENZIE, D. C. Effect of manipulation of plasma lactate on integrated EMG during cycling. *Med Sci Sports Exerc*, v.24, n.8, p.911-6, 1992.

SIMON, J., YOUNG, J. L., BLOOD, D. K., SEGAL, K. R., CASE, R. B., GUTIN, B. Plasma lactate and ventilation threshold in trained and untrained cyclist. *J Appl Physiol*. V.60, n.3, p.777-81, 1986.

SODERBERG, G. L., COOK, T. M. Electromyography in biomechanics. *Phys Ther*, v.64, n.12, p. 1813-20, 1984.

ST CLAIR GIBSON, A., NOAKES, T. D. Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. *Br J Sports Med*, v.38, 2004.

STARON, R. S., HAGERMAN, F. C., HIKIDA, R. S., MURRAY, T. F., HOSTLER, D. P., CRILL, M. T., RAGG, K. E., TOMA, K. Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *J. Histochem Cytochem.* v.48, n.5, p.623-29, 2000.

STEGMANN, H., KINDERMANN, W., SCHNABEL, A. Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. *Int J Sports Med*, v.2, n.3, p.160-65, 1981.

STULEN, F. B., DE LUCA, C. J. Frequency parameters of the myoelectric signals as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Engineering.* v.28, n.7, p.515-23, 1981.

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

SVEDAHL, K., MACINTOSH, B. R. Anaerobic threshold: the concept and methods of measurement. *Can J Appl Physiol.*, v.28, n. 2, p. 299-323, 2003.

TAKAISHI, T., ONO, T., YASUDA, Y. Relationship between muscle fatigue and oxygen uptake during cycle ergometer exercise with different ramp slope increments. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v.65, n.4, p.335-9, 1992.

TAYLOR, A. D., BRONKS, R. Reproducibility and validity of the quadriceps muscle integrated electromyogram threshold during incremental cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol.* V.70, p252-57, 1995.

TAYLOR, A. D., BRONKS, R. Effect of acute normobaric hypoxia on quadriceps integrated electromyogram and blood metabolites during incremental exercise to exhaustion, *Eur J Appl Physiol.* V.73, p121-129, 1996.

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.620-27, 1993.

VANDEWALLE, H., MATON, B., LE BOZEC, S., GUERENBOURG, G. An electromyographic study of an all-out exercise on a cycle ergometer. *Arch Int Physiol Biochim Biophys*, v.99, n.1, p.89-93, 1991.

VAZ, M. A., ZHANG, Y. T., HERZOG, W., GUIMARAES, A. C., MACINTOSH, B. R. The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: an electromyographic and vibromyographic study. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, v.36, n.4, p.221-30., 1996.

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.

VITTI, M., BANKOFF, A. D. P. Simultaneous EMG of latissimus dorsi and sternocostal part of pectoralis major muscles during classic natatory stroke. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. v. 19, n.6, p.505-10, 1979.

VITTI, M., BANKOFF, A. D. P. Simultaneous EMG of latissimus dorsi and sternocostal portion of pectoralis major muscles during butterfly natatory stroke. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. v. 24, n. 1, p.117-20, 1984.

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

WALSH, M. L., BANISTER, E. W. Possible mechanism of the anaerobic threshold: a review. *Sports Med*, v.5, p.269-302, 1988.

WASSERMAN, K., MCILROY, M. B. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *Am J of Cardiology*, v.14, p.844-52, 1964.

WASSERMAN, K., KOIKE, H. Is the anaerobic threshold truly anaerobic. *Chest*, n. 89, p.834-8, 1992.

WICKIEWICZ, T. L., ROY, R. R., POWELL, P. L., EDGERTON, V. R. Muscle architecture of the human lower limb. *Clin Orthop*, n.179, p.275-283, 1983.

WYATT, F. B. Comparison of lactate and ventilatory threshold to maximal oxygen consumption: a meta-analysis. *J Strength Cond Res*, v. 13, n.1, p.67-71, 1999.