



Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2010;3(2):62-67

www.elsevier.es/ramd



Original

ARTÍCULO EN PORTUGUÉS

Efeito do incremento de carga na resposta eletromiografica e no lactato sanguíneo durante exercício estático

A.P. de Aguiar^{a,b}, J.C. de Oliveira^c, V.C. Stefanelli^a, M.G. de Oliveira^d, P.H. Silva Marques de Azevedo^c, V. Baldissera^c y D. Rodrigues Bigaton^a

^aUniversidade Metodista de Piracicaba. Mestrado em Fisioterapia. Piracicaba. Brasil.

^bCentro Universitário Hermínio Ometto. Faculdade de Fisioterapia. Araras. Brasil.

^cUniversidade Federal de São Carlos. Laboratório de Fisiologia do Exercício. São Carlos. Brasil.

^dUniversidade de São Paulo. Escola de Educação Física e Esportes. São Paulo. Brasil.

Historia del artículo:

Recibido el 14 de diciembre de 2009

Aceptado el 22 de enero de 2010

Palabras clave:

Ejercicio de la fuerza.

Raíz media cuadrática.

Frecuencia media.

Umbral anaeróbico.

RESUMEN

El efecto del incremento en la carga en la respuesta electromiográfica y en el lactato sanguíneo durante el ejercicio estático

Objetivo. El objetivo de este estudio fue el de investigar la viabilidad de la identificación del umbral anaeróbico (AT) por medio de las respuestas del lactato sanguíneo (La^-) y de la electromiografía (EMG) durante la ejecución de tareas de fuerza isométrica creciente.

Método. Veinticuatro hombres saludables (22 ± 2 años) fueron voluntariamente sometidos a la prueba incremental discontinua en equipamiento resistido del tipo Leg Press 45°. El esquema progresivo de cargas fue de 3% de la carga máxima (1RM) en cada etapa y conducido hasta el agotamiento voluntario, donde la relación esfuerzo-pausa fue de 1:2 minutos (contracción voluntaria isométrica y reposo pasivo). Fueron analizados la raíz media cuadrática (RMS) y la frecuencia media (MDF) del muslo recto femoral y vasto externo bilateralmente. La determinación del AT por medio del La^- y de la EMG fue efectuado por el modelo matemático.

Resultados. Los umbrales identificados se quedaron situados entre 13-16% de la 1RM y no hubo diferencias significantes ($p > 0,05$) en las diferentes situaciones investigadas. Todos los valores individuales estaban dentro de los límites de concordancia conforme a lo evidenciado por la *Bland-Altman Plotting*. Los valores extremos y *outliers* contenidos en los residuos no fueron significantes ($p > 0,05$) y presentaron una distribución normal y homogénea.

Conclusión. Los datos sugieren que sí es posible la identificación del AT por medio del La^- y del RMS y que hay concordancia entre ellos. Sin embargo, la MDF se ha mostrado inestable para este propósito.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

ABSTRACT

The effect of the increment of loading on the electromyography and blood lactate response during static exercise

Objective. The purpose of this study was to investigate the viability of identifying the anaerobic threshold (AT) by the responses of sanguine lactate (La^-) and the electromyography (EMG) during the execution of the task in the increasing isometric strength.

Methods. 24 healthy male (22 ± 2 y.o.) were voluntarily induced to an incremental discontinued test in Leg Press 45°. The progressive scheme of charge was of 3% of the maximum charge (1RM) in each step and conducted until voluntary tiredness, where the relation task-pause was of 1:2 minutes (isometric voluntary contraction and passive rest). It has been analyzed the Root Mean Square (RMS) and the Medium Frequency (MDF) of the rectus femoris muscle and the vastus lateralis (vastus externus) bilaterally. The determination of the AT was done by the La^- and the EMG determination was done by mathematical modeling.

Results. The identified AT were situated between 13-16% of 1RM and there were no significant differences ($p > 0.05$) between them in each different investigated situation. All of the individual amounts were inside of the

Key words:

Resistance exercise.

Root mean square.

Median frequency.

Blood lactate.

Contacto:

A.P. de Aguiar.

Rua Barão de Arary, 319, centro.

Araras-SP. Brasil

E-mail: anaaguiar@linkway.com.br

limits of agreement according observation on Bland-Altman plotting. The extreme content results and outliers inside the residues were no significant ($p > 0.05$) and they show a normal and homogeneous distribution.

Conclusion. The data suggest that it is possible to identify the AT by the La^- and the RMS and that is agreement between them. However the MDF was unstable for this purpose.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Introdução

A eletromiografia de superfície (EMGs) provê fácil acesso aos processos fisiológicos que levam o músculo a gerar força e conseqüentemente a produzir movimento¹. Considerando tal afirmação, alguns pesquisadores^{2,3} evidenciaram a possibilidade de identificação do limiar anaeróbio (AT) por meio da EMGs (EMG_{th}). Além disso, tem sido descrita uma relação linear entre a raiz média quadrática (RMS) e integral da EMG ($iEMG$)²⁻¹⁴ com AT identificado por meio de parâmetros ventilatórios em exercícios cíclicos dinâmicos (e.g. cicloergômetro)^{9-11,15} ou pelo lactato sanguíneo^{6,12-14}. Adicionalmente os parâmetros de amplitude e frequência do sinal eletromiográfico tem sido utilizados para determinar o EMG_{th} por apresentarem boa correlação com limiar ventilatório I (LV_1) e limiar ventilatório II (LV_2), com o limiar de lactato (LT), identificado pelo método *onset blood lactate accumulation* (OBLA)^{9,16-18}.

Para Hug et al⁹ e Hug et al^{10,11} a determinação do EMG_{th} pode ser utilizado como uma forma não invasiva de determinar o AT, que constitui um parâmetro fisiológico de grande importância para o fornecimento de informações referentes aos principais sistemas biológicos do organismo. Além disso, tal abordagem pode ser considerada para exercícios e grupos musculares específicos¹⁹.

Os estudos realizados até então, buscaram determinar o EMG_{th} em exercícios cíclicos dinâmicos, sendo que até o presente momento a determinação desse parâmetro em exercícios resistidos isométricos realizados de forma incremental não haviam sido testados.

Partindo da hipótese que tanto a amplitude como a frequência do sinal da EMGs possam ser sensíveis na determinação do AT, mantendo uma boa concordância com o mesmo determinado pelo La^- , o presente estudo teve como objetivo investigar a viabilidade de identificação do limiar anaeróbio em exercício resistido isométrico por meio das respostas do sinal eletromiográfico e do lactato sanguíneo, além de determinar o grau de concordância entre os mesmos.

Métodos

Amostra

Os métodos utilizados no presente estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética de Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Metodista de Piracicaba – SP – Brasil. Foram selecionados 24 homens saudáveis, com idades entre 18 e 26 anos (22 ± 2 anos), massa corporal $78,70 \pm 13,08$ kg, altura de $176,00 \pm 0,07$ cm, carga máxima para *Leg Press 45°* de $256,66 \pm 39,19$ kg, com percentual de gordura de $19,33 \pm 5,23\%$ e dobra cutânea de quadríceps femoral de $12,84 \pm 4,84$ mm, após responderem a uma anamnese sobre seu histórico de saúde e prontidão para atividade física. Para inclusão no estudo cada participante deveria estar adaptado ao exercício com pesos por pelo menos dois anos, não ser usuário de qualquer tipo de droga, além de não apresentar problemas ósteo-ligamentares ou qualquer outro problema de saúde que limitasse sua participação nos testes de esforço propostos nesta metodologia.

Tarefas

O procedimento experimental foi realizado em três sessões distintas, separadas por um intervalo de 72 horas entre as mesmas. Na primeira sessão foi determinada a carga máxima para uma única repetição (1RM), segundo procedimento descrito por Oliveira et al²⁰. Na segunda sessão foi aplicado o protocolo experimental incremental, onde simultaneamente foi feita a aquisição do sinal EMG e das amostras sanguíneas para posterior determinação do LT e EMG_{th} . Na terceira sessão, foram realizadas 3 séries de 5 seg cada, em contração voluntária isométrica com carga equivalente a 1RM, para a aquisição do sinal EMGs, sendo que entre as séries foi respeitado um intervalo de 5 min.

Protocolo de estudo

O exercício resistido incremental foi realizado em equipamento do tipo *Leg Press 45°*, no qual o voluntário manteve-se posicionado adequadamente com uma inclinação de 45° do tronco (com apoio dorsal) em relação ao plano horizontal do solo, com os joelhos estendidos e os pés apoiados sobre a plataforma de pesos com a articulação do tornozelo em posição neutra. Na realização do ciclo de movimento os joelhos e o quadril realizam uma flexão de 90°. O exercício incremental foi realizado de forma crescente seguindo a padronização de fracionamento das cargas, a qual ficou estabelecida de 3 em 3% de 1RM em cada estágio, ou seja, 3%, 6%, 9%, 12%, 15%, ..., 33% ou até exaustão voluntária. Todas as séries foram compostas de 1 min em contração isométrica a 90° de flexão dos joelhos controlada por eletrogoniômetro previamente calibrado. Dois minutos de repouso entre as séries foram respeitados para o acréscimo de carga e coleta de amostras sanguíneas. O final do teste foi determinado pela incapacidade do voluntário em realizar a contração dentro da mecânica correta (90° de flexão do joelho detectada pelo eletrogoniômetro) ou ainda por vontade própria do sujeito em interromper o teste.

Sistema, coleta e análise EMGs

Para coleta do sinal eletromiográfico foram utilizados um módulo de aquisição de sinal modelo EMG1000 (Lynx® São Paulo, SP, Brasil) e quatro eletrodos de superfície diferencial (Lynx® São Paulo, SP, Brasil), os quais seguem as recomendações do ISEK e *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM)²¹.

O módulo de aquisição de sinais EMG1000 (Lynx® São Paulo, SP, Brasil) apresenta impedância de 10^9 ohms, conversor analógico/digital com resolução de 16 bits e faixa de entrada ± 5 V, com frequência de aquisição de 2.000 Hz, filtro do tipo Butterworth com passa alta de 20 Hz e passa baixa de 1.000 Hz. O EMG1000 (Lynx® São Paulo, SP, Brasil) foi conectado a um microcomputador desktop Pentium III. O sistema de aquisição de sinais foi conectado a uma bateria com capacidade de 10 ampères hora (AH) de 12 volts e sua conexão com o microcomputador foi feita por meio de fibra óptica para retirar a interferência da rede elétrica sobre

o eletromiógrafo, segundo procedimento descrito por Guirro, Forti e Bigaton²².

Os eletrodos de superfície diferencial (constituídos por duas barras de prata pura de 10 mm de comprimento, 1 mm de largura e distância entre as barras de 10 mm, com circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes ($\pm 1\%$), IRMC > 100 dB e razão sinal/ruído < 3 μ V RMS) foram posicionados perpendicularmente às fibras dos músculos reto femoral e do vasto lateral bilateralmente (RF_b e VL_b , respectivamente). Previamente a colocação do eletrodo a pele foi tricotomizada e limpa com álcool a 70%. O eletrodo de referência (30 x 40 mm) constituído de placa metálica foi posicionado sobre o manúbrio esternal e os locais para a colocação dos eletrodos seguiu as recomendações do SENIAM²¹.

Para a aquisição do sinal digitalizado e o armazenamento dos dados em arquivos foi utilizado o software AqDados (Lynx®, São Paulo, SP, Brasil), versão 7.02 para Windows.

As coletas do sinal EMGs foram realizadas nas situações: a) repouso inicial, três coletas de 5 seg; b) contrações isométricas crescentes até a exaustão. Para cada carga foi mantida a contração isométrica por 1 min, período no qual foram realizados três registros eletromiográficos consecutivos de 5 seg; c) repouso final no 3º, 6º e 9º minutos após a exaustão voluntária.

O sinal eletromiográfico foi processado nos domínios do tempo e da frequência. Para análise no domínio do tempo foi calculado o valor da RMS. Para análise no domínio da frequência a Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform* – FFT) foi aplicada ao sinal eletromiográfico com o propósito de gerar a densidade espectral de potência. Para tal foram utilizadas janelas de 512 pontos com 256 ms do tipo *hanning*, com superposição de 50%. O espectro de potência foi analisado por meio da frequência mediana.

O processamento do sinal eletromiográfico foi executado pela análise *off-line*, no software Matlab® 6.5.1, utilizando-se funções específicas para avaliar a qualidade do sinal adquirido e para obter os valores de RMS e frequência mediana (MDF).

A normalização²³ deu-se pelos valores de RMS e MDF obtidos na contração isométrica na carga de 1RM, onde as unidades normalizadas de RMS e MDF (RMS_{nu} e MDF_{nu}) foram obtidas por meio da fórmula: $RMS_{nu} = RMS/RMS_{1RM}$ e $MDF_{nu} = MDF/MDF_{1RM}$, respectivamente.

Coleta e análises das amostras sanguíneas

As amostras sanguíneas foram obtidas por punção no lobo da orelha após assepsia, onde foram coletados 25 μ l de sangue arterializado e imediatamente armazenados em tubos de Eppendorf contendo 50 μ l NaF⁺ a 1% e estocados a -20 °C. As amostras foram analisadas em duplicata por meio do analisador eletro-enzimático modelo YSI 1500 Sport (Yellow Springs Inc.-USA). Coeficiente de variação (CV) $\geq$ que 10% nos valores intra-ensaios foram desconsiderados para análises. Os valores da lactatemia foram expressos em mmol.L⁻¹.

Modelo matemático na determinação dos limiares de LT e EMG_{th}

Para a determinação LT e EMG_{th} (RMS_{th} e MDF_{th}) foi utilizado a inspeção visual do comportamento cinético ao longo do tempo e o modelo matemático-estatístico proposto por Beaver, Wasserman e Whipp²⁴. Posteriormente foi aplicada a regressão linear simples dos dois segmentos conforme proposta de Mader e Hack²⁵. Tal procedimento proporciona um melhor ajuste nos dados e minimiza a subjetiva inerente a determinação visual AT^{10,11,15,24,25}.

Análise estatística

As análises foram realizadas no software Statistica 6.0 (StatSoft, Inc) e no BioEstat 5.0²⁶. Para avaliar a possibilidade de utilização de testes paramétricos, realizou-se o teste de normalidade de D'Agostino-Pearson e de homogeneidade de Levene. Teste de Friedman com *post hoc* de Dunn foi utilizado para comparar as respostas do sinal EMG durante o teste incremental tendo como série controle os valores de repouso. ANOVA de um caminho para medidas pareadas e repeditas com *post hoc* de Dunnett foi utilizado para comparar as respostas do La⁻ durante o teste incremental tendo como série controle os valores de repouso. Para verificar o efeito do método e do músculo, bem como a interação entre método vs. músculo foi utilizado o teste ANOVA de dois caminhos (3 métodos [RMS_{th} vs. MDF_{th} vs. LT] vs. 2 músculos [RF_b vs. VL_b]). A plotagem de Bland-Altman foi utilizada para determinar o grau de concordância entre os métodos²⁷ e as análises dos resíduos para determinar a normalidade e a probabilidade da significância dos *outliers* e extremos²⁶. O índice de significância adotado foi de 5%.

Resultados

Para a análise da variância intra-séries o teste ANOVA de um caminho para medidas pareadas e repetidas ($n = 24$) mostrou haver diferença significativa ($p = 0,0001$) e o teste *post hoc* de Dunnett localizou as diferenças a partir dos estágios entre 18-24% da 1RM nas concentrações de La⁻ durante o esforço incremental. O teste de Friedman também mostrou haver diferença significativa ($p = 0,0002$) e localizada pelo *post hoc* de Dunn nos estágios entre 15-24% e 12-24% da 1RM para a RMS_{nu} e MDF_{nu} para o RF_b e VL_b durante o esforço incremental, respectivamente. A figura 1 ilustra os valores $X \pm DP$ em todas as situações estudadas.

A metodologia adotada possibilitou ainda perfeita identificação do LT ($n = 24$), do RMS_{th} ($n = 24$), contudo somente em 16 dos 24 sujeitos foi possível a identificação do MDF_{th} nos músculos estudados (RF_b e VL_b). O teste ANOVA de dois caminhos evidenciou efeito entre os métodos ($p = 0,006$) e o teste *post hoc* de Tukey localizou as diferenças entre RMS_{th} vs. MDF_{th} ($p = 0,02$) e RMS_{th} vs. LT ($p = 0,01$), contudo não houve efeito do músculo ($p > 0,05$) ou interação entre o método e o músculo ($p > 0,05$) para os valores expressos relativamente ao percentual de 1RM (tabela 1 e figura 2).

A plotagem de Bland-Altman evidenciou que em geral todos os valores individuais estavam dentro dos limites de concordância ($\pm 2DP$). Em adição na determinação dos valores extremos e outliers (e.g. diferença da média 5,82%, 5,80% e 4,77 % de 1RM e 14,63%, 12,94% e -12,86 % de 1RM) contidos nos resíduos de LT vs. RMS_{th} e LT vs. MDF_{th} (para RF_b e VL_b), respectivamente, nenhum se mostrou significativo ($p > 0,05$), além dos resíduos se apresentarem em uma distribuição normal ($p > 0,05$). Os valores obtidos nas análises de Bland-Altman são apresentados na tabela 2 e ilustrados pela figura 3.

Discussão

Os principais achados desta investigação apontam para a possibilidade de identificação dos LT e RMS_{th} em ambos os músculos estudados (e.g. RF_b e VL_b), sendo que os valores ficaram situados na média entre 13-16% da 1RM.

As análises permitiram observar que os valores de La⁻ seguem os padrões anteriormente reportados em protocolos experimentais que in-

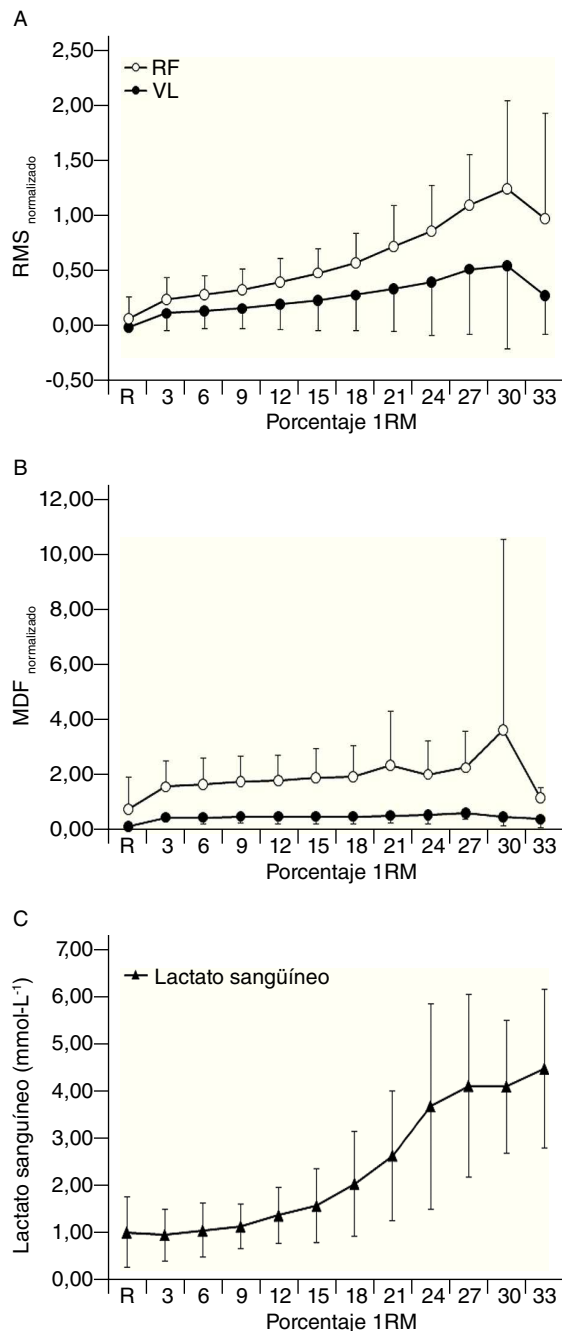


Fig. 1. A. Resposta $X \pm$ desvio padrão do RMS_{nu} (A), MDF_{nu} (B) e lactato sanguíneo (C), durante teste incremental isométrico no exercício do tipo Leg Press para os músculos reto femoral (RF) e vasto lateral (VL) bilateralmente.

Tabela 1

Valores relativos e absolutos $X \pm$ DP do AT identificado por parâmetros de La^- e EMGs (RMS e MDF) para RF e VL bilateralmente

		RMS_{Th} (n = 24)	MDF_{Th} (n = 16)	LT (n = 24)
Relativo	RF _b	13,53 $\pm$ 3,82 ***	15,93 $\pm$ 7,03	16,46 $\pm$ 3,66
(%)	VL _b	13,23 $\pm$ 2,24	16,73 $\pm$ 4,74	
Absoluto	RF _b	38,27 $\pm$ 16,88 ***	41,57 $\pm$ 19,64	40,44 $\pm$ 12,22
(kg)	VL _b	37,19 $\pm$ 14,16	42,77 $\pm$ 13,25	-0,53

ANOVA 2 caminhos (efeito do método: $p < 0,006$); AT: limiar anaeróbio; EMGs: eletromiografia de superfície; La^- : lactato sanguíneo; LT: Limiar de Lactato; MDF_{Th} : limiar de frequência mediana; RF_b: músculo reto femoral (bilateralmente); RMS_{Th} : limiar da raiz média quadrática; VL_b: músculo vasto lateral (bilateralmente).

*Post hoc Tukey: $p < 0,01$ entre RMS_{Th} vs. LT; ** $p < 0,02$ entre RMS_{Th} vs. MDF_{Th} para ambos os valores relativos (%1RM) e absolutos (kg).

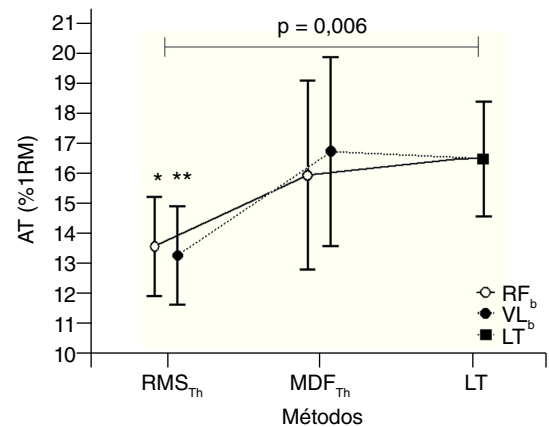


Fig. 2. Representação gráfica dos valores $X \pm$ desvio padrão do AT (%1RM) identificado por meio do limiar de lactato, eletromiografia de superfície (RMS_{Th} e MDF_{Th}) para os músculos RF e VL bilateralmente. ANOVA 2 caminhos (efeito do método = $p < 0,006$).

AT: limiar anaeróbio; LT: limiar de lactato; MDF_{Th} : limiar de frequência mediana; RF_b: músculo reto femoral (bilateralmente); RMS_{Th} : limiar da raiz média quadrática; VL_b: músculo vasto lateral (bilateralmente).

*Post hoc Tukey: $p < 0,01$ entre RMS_{Th} vs. LT; ** $p < 0,02$ entre RMS_{Th} vs. MDF_{Th} .

Tabela 2

Análises de Bland-Altman

	Bias	$\pm$ DP	$\pm$ 2DP
LT vs. RMS_{Th}	-2,82	3,67	+ 4,53 – 10,16
LT vs. MDF_{Th}	-0,14	6,26	+ 12,37 – 12,66

Bias: diferença da média; DP: desvio padrão; LT: limiar de lactato; MDF_{Th} : limiar de frequência mediana; RMS_{Th} : limiar da raiz média quadrática; $\pm$ 2DP: $\pm$ 2 vezes a diferença da média.

Valores expressos em % de 1RM.

investigaram a ocorrência do AT em diferentes modelagens de estudo em exercícios resistidos²⁸⁻³¹. Além disso, também foi possível verificar que os valores de La^- estão abaixo (figura 2) dos reportados por outros pesquisadores tanto em exercícios cíclicos dinâmicos¹¹ como nos exercícios resistidos²⁸⁻³¹ e que as respostas do RMS e do MDF estão de acordo com outras investigações^{8,9,11,15-17} que buscaram determinar o AT por meio da EMGs. Ainda tem sido demonstrado ser possível a determinação do AT pela integral do sinal EMGs^{2-9,11,12,14} e pelo RMS_{Th} ^{8-11,16,17} e tais estudos utilizaram-se de procedimento matemático semelhante ao adotado nesta investigação.

Diferentes eventos tem sido propostos para explicar o aumento exponencial dos valores de EMGs durante exercício incremental. O elenco de fatores vai desde a regulação do *drive* neural por meio de fatores centrais, ou seja, sincronização aumentada e retardamento médio do recrutamento da unidade motora a fatores periféricos, como a mudança na dispersão da condução do potencial de ação da fibra nervosa terminal, resultante de uma estratégia de controle motor. Além disso, essa estratégia motora estaria aliada ao aumento exponencial do La^- e possivelmente associada a uma atividade adrenérgica aumentada, que levaria a uma diminuição da oxidação e remoção do La^- e poderiam, portanto, influenciar diretamente no comportamento do RMS como proposto por diferentes pesquisadores^{8-11,16,17}. Outros fatores como maior recrutamento de fibras rápidas e decréscimo da pressão parcial de oxigênio^{11,16,32-37} ainda podem ser considerados, o que possivelmente contribuiu para uma resposta em espelho entre o La^- e o sinal EMGs.

Foi observada nesta investigação (tabela 1), resposta semelhante entre o RF_b e o VL_b na intensidade do AT quando identificadas pelo sinal EMGs que contradizem pesquisas anteriores, tanto em indivíduos não-

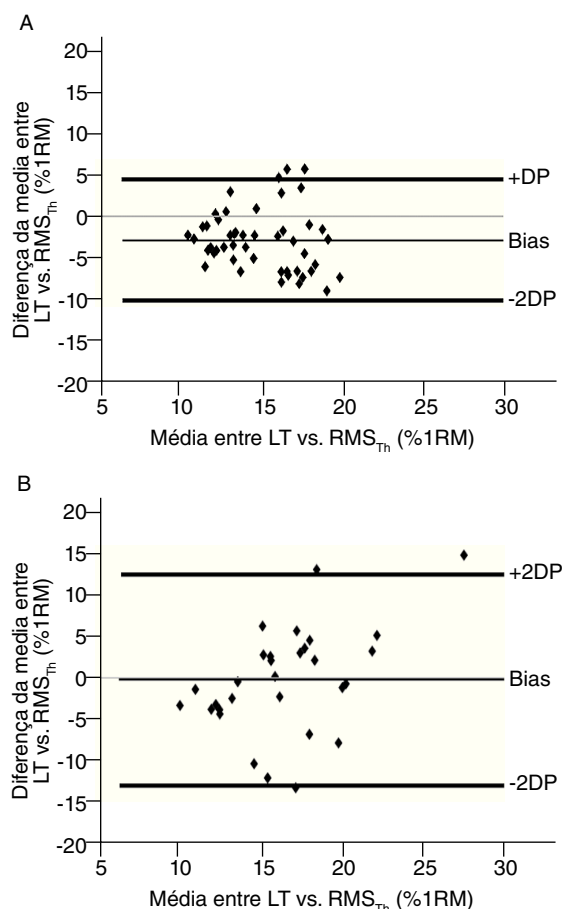


Fig. 3. Plotagem de Bland-Altman entre (A) LT vs. RMS_{Tn} ($n = 48$) e (B) LT vs. MDF_{Tn} ($n = 32$).

atletas^{3,4}, como em ciclistas bem treinados¹⁶ ou ainda durante esforços constantes³⁶ ou crescentes^{35,37}. Em adição é possível ainda especular que no modelo experimental adotado nesta investigação o RF apresentou um padrão maior de ativação durante o incremento de carga que o VL, como ilustrado na Figura 1A e 1B em ambos os índices observados (e.g. RMS_{nu} e MDF_{nu}), embora não tenha havido efeito ($p > 0,05$) do músculo nos valores identificados de AT por meio do RMS_{Tn} (aprox 13%1RM) e MDF_{Tn} (aprox 16%1RM). Tal discrepância, como bem afirma Lucia et al¹⁷ pode estar relacionada ao tipo de contração muscular e a diferenças cinésiofisiológicas entre os dois músculos, não devendo descartar ainda uma possível diferença na composição das fibras musculares entre o RF e VL.

Como já mencionado os valores do AT identificados por meio do La^- , RMS_{nu} e MDF_{nu} são aproximadamente metade dos reportados em exercícios resistidos dinâmicos²⁸⁻³¹. Azevedo et al²⁸, Barros et al²⁹, Oliveira et al³⁰ e Moreira et al³¹ investigaram os exercícios resistidos dinâmicos *Leg Press*, *Mesa Flexora*, *Supino Reto* e *Rosca Biceps* e mostraram que é possível identificar o AT por meio de La^- ou glicose sanguínea ficando os mesmos situados entre 25-33% de 1RM. Eventos intracelulares decorrentes do tipo de contração muscular (e.g. isométrica) podem explicar a diferença entre os limiares identificados no presente estudo das demais investigações.

Sabidamente ao longo do processo de contração muscular isométrica (e.g. esforço incremental) ocorre depressão da força em decorrência da diminuição da sensibilidade miofibrilar ao cálcio (Ca^{++}) e declínio da concentração do Ca^{++} livre mioplasmático (devido à redução na liberação do Ca^{++} do retículo sarcoplasmático). Além disso, o aumento do pH e o acúmulo do fosfato inorgânico (P_i) resultante da hidrólise do fosfato creatina

(PCr) teriam importante participação no declínio da força durante contrações isométricas repetidas, fossem elas de curta ou longa duração³⁸. Tais eventos possivelmente resultaram em uma antecipação nos processos metabólicos (aqui verificado pela resposta do La^-)³⁹ decorrentes de uma possível estratégia para manutenção do processo contrátil verificado por meio do aumento da amplitude do sinal eletromiográfico.

Outro dado que chama a atenção é a ocorrência antecipada do RMS_{Tn} (aprox. 13% de 1RM) quando comparado aos LT e MDF_{Tn} (ambos aprox. 16%1RM) portanto, uma antecipação de aproximadamente 3% como evidenciada pelas análises de Bland-Altman (tabela 2) e ainda significativa ($p = 0,006$) quando comparada aos demais métodos. Esta resposta antecipada do RMS na determinação do AT, obviamente pode ser atribuída a uma resposta muscular imediata, pois o La^- resultante dos processos metabólicos locais em decorrência das contrações isométricas repetidas dos RF e VL apresentam um atraso entre a ocorrência do fenômeno local e a sua efetiva mensuração no sistema. Tal determinação torna a EMGs extremamente útil, provendo fácil acesso a processos fisiológicos musculares, podendo ratificar o fenômeno AT e corrigir possíveis distorções na determinação do mesmo (e.g. AT) em exercícios resistidos.

Já para os valores de MDF_{Tn} , embora apresentassem aparentemente uma melhor concordância (ver tabela 2 e figura 3B) e não se mostrassem significativamente diferentes do LT ($p > 0,05$), somente foi possível a determinação do AT para 16 dos 24 sujeitos selecionados para esta investigação. Mesmo próximos, tal resposta da MDF_{Tn} no presente estudo, não reflete a veracidade temporal da ocorrência e coincidência dos AT, uma vez que o parâmetro MDF, como sugerido por Akima et al³⁵, Maïsetti et al³⁶, Felici et al³⁷ e Dimitrova et al⁴⁰ apresenta grande instabilidade em função da sua natureza aleatória, refletindo as mudanças de força e recrutamento das unidades motoras, bem como, a frequência de disparo das mesmas, além de possivelmente ter sido influenciado pela metodologia adotada nesta investigação.

Pesquisas anteriores com EMGs^{18,32-34} evidenciaram respostas similares de RMS, *RMS Slope* e MDF durante o incremento de carga que se assemelham em parte aos desta investigação, ou seja, incremento do RMS e comportamento inalterado da MDF. Contudo, Maïsetti et al³⁶ em experimento para prever capacidade de resistência de quadríceps femoral, observaram que a MDF apresentou comportamento crescente para os músculos vasto medial e VL. Já Felici et al³⁷ demonstraram que a MDF pode apresentar uma resposta decrescente frente ao esforço incremental, o que reforça conceito de que a MDF apresenta uma resposta instável e ainda é protocolo e músculo dependente.

Embora existam controvérsias a respeito da identificação do AT por parâmetros não invasivos (e.g. EMGs, lactato salivar, frequência cardíaca e sua variabilidade entre outros) e mesmo da existência ou não do AT, a principal virtude desta investigação, foi demonstrar que mesmo havendo diferença nas respostas do sinal mioelétrico em virtude do músculo ou do tipo de contração avaliada, foi possível identificar uma mudança no padrão de resposta em decorrência do aumento progressivo de carga ao longo do tempo e que esta mudança se assemelha a mudança nos padrões de resposta do metabolismo celular, que aqui foram verificadas por meio do La^- .

Assim podemos concluir que o sinal eletromiográfico obtido dos músculos RF e VL bilateralmente podem prever a resposta do lactato sanguíneo durante teste incremental no exercício resistido do tipo *Leg Press 45°*, quando este for realizado de forma isométrica. Contudo o índice RMS da EMGs parece ser mais consistente para tal fim. Além disso, ambos os parâmetros (e.g. La^- e RMS) apresentam-se com alternativas viáveis na predição da intensidade de esforço referentes ao AT em exercícios resistidos isométricos.

RESUMO

Objetivo. O objetivo deste estudo foi investigar a viabilidade de identificação do limiar anaeróbio (AT) por meio das respostas do lactato sanguíneo (La⁻) e do sinal eletromiográfico (EMG) durante a execução de tarefas de força isométrica crescente.

Método. 24 homens saudáveis (22 ± 2 anos) foram submetidos voluntariamente a teste incremental descontinuo em equipamento resistido do tipo Leg Press 45°. O esquema, progressivo de cargas foi de 3% da carga máxima (1RM) em cada estágio e conduzido até a exaustão voluntária, onde a relação esforço:pausa foi de 1:2 minutos (contração voluntária isométrica e repouso passivo). Foram analisadas a raiz média quadrática (RMS) e a Frequência mediana (MDF) do músculo reto femoral e vasto lateral bilateralmente. A determinação do AT por meio do La⁻ e da EMG foi efetuado por modelo matemático.

Resultados. Os limiares identificados ficaram situados entre 13-16% da 1RM e não houve diferença significativa ($p > 0,05$) entre os mesmo nas diferentes situações investigadas. Todos os valores individuais estavam dentro dos limites de concordância conforme evidenciado pela plotagem de Bland-Altman. Os valores extremos e outliers contidos nos resíduos não foram significantes ($p > 0,05$) e apresentaram distribuição normal e homogênea.

Conclusão. Os dados sugerem que é possível a identificação do AT por meio do La⁻ e do RMS e que há concordância entre os mesmos. Contudo a MDF se mostrou instável para tal fim.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Palavras-chave:

Exercício resistido.
Raiz média quadrática.
Frequência mediana.
Limiar anaeróbio.

Bibliografia

- DeLuca CJ. The use of surface electromyography in Biomechanics. *J Biomech.* 1997;13:135-63.
- Nagata A, Muro M, Moritani T, Yoshida T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. *Jpn J Physiol.* 1981;31:585-97.
- Miyashita M, Enehisa H, Nemoto I. EMG related to anaerobic threshold. *J Sports Med Phys Fitness.* 1981;21:209-17.
- Mateika JH, Duffin J. Coincidental changes in ventilation and electromyography activity during consecutive incremental exercise test. *Eur J Appl Physiol.* 1994;68:54-61.
- Moritani T, Yoshitake Y. ISEK Congress Keynote Lecture: The use of electromyography in applied physiology. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8(6):363-81.
- Wasserman K, Whipp BL, Koyal SE, Beaver W. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol.* 1973;35:236-43.
- Jammes Y, Caqueland F, Badier M. Correlation between surface electromyogram, oxygen uptake and blood lactate concentration during leg exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;112:167-74.
- 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.* 2003;23:208-14.
- Hug F, Laplaud D, Savin B, Grelot L. Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. *Eur J Appl Physiol.* 2003;90(5-6):643-6.
- Hug F, Laplaud D, Lucia A, Grelot L. EMG Threshold Determination in Eight Lower Limb Muscles during Cycling Exercise: A Pilot Study. *Int J Sports Med.* 2006;27(6):456-62.
- Hug F, Laplaud D, Lúcia A, Grelot L. Comparison of Visual and Mathematical Model Detection of the Electromyographic Threshold During Incremental Pedaling Exercise: A Pilot Study. *J Strength Cond Research.* 2006;20(3):704-8.
- Donald AS, McLellan TM, Gass GC. Plasma catecholamine and blood lactate responses to incremental arm and leg exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(3):608-13.
- Pringle JS, Jones AM. Maximal lactate steady state, critical power and EMG during cycling. *Eur J Appl Physiol.* 2000;88:214-26.
- Alkner BA, Tesch PA, Berg HE. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(2):459-63.
- Graef JL, Smith AE, Kendall KL, Walter AA, Moon JR, Lockwood CM, et al. The relationships among endurance performance measures as estimated from VO2PEAK, ventilatory threshold, and electromyographic fatigue threshold: a relationship design. *Dyn Med.* 2008;7-15 doi:10.1186/14765918-7-15.
- Lucía A, Vaquero AF, Pérez M, Sánchez O, Sánchez V, Gómez MA, Chicharro JL. Electromyographic response to exercise in cardiac transplant patients: a new method for anaerobic threshold determination? *CHEST.* 1997;111:1571-76.
- Lucía A, Sánchez O, Carvajal A, Chicharro JL. Analyze of the aerobic and anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *Br J Sports Med.* 1999;33:178-85.
- Garland SW, Wang W, Ward SA. Indices of electromyographic activity and the "slow" component of oxygen uptake kinetics during high-intensity knee extension exercise in humans. *Eur J Appl Physiol.* 2006;97:413-23.
- Mello RGT, Oliveira LF, Nadal J. Detection of the Anaerobic Threshold by Surface Electromyography. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2006;1:6189-92.
- Oliveira AS, Gonçalves M, Cardozo AC, Barbosa FS. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2005;45(3):167-75.
- Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM). Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):283-6.
- Guirio RR, Forti F, Rodrigues D. Proposal for electrical insulation of the electromyographic signal acquisition module. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2006;46(6):355-63.
- Lehman GJ, McGill SM. The Importance of Normalization in the Interpretation of Surface Electromyography: A Proof of principle. *J Manipulative Physiol Ther.* 1999;22(7):444-6.
- Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ. Improved Detection Of Lactate Threshold During Exercise Using A Log-Log Transformation. *J Appl Physiol.* 1985;59(6):1936-40.
- Mader A, Heck H. A theory of the metabolic origin of anaerobic threshold. *Int J Sports Med.* 1986;7(suppl1):45-65.
- Ayres M. BioEstat 4.0 [Software]. Instituto de Desenvolvimento Sustentável Mamirauá. 2007.
- Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986;1:307-10.
- Azevedo PH, Oliveira JC, Aguiar AP, Poian PA, Marques AT, Baldissera V. Estudo do limiar de lactato em exercício Resistido: Rosca Direta e Mesa Flexora. *EFDeportes.* 2005;10(87). Disponível em: <http://www.efdeportes.com/efd87/limiar.htm>. Acessado em 10/08/06.
- Barros CL, Agostini GG, Garcia ES, Baldissera V. Limiar de lactato em exercício resistido. *Rev Motriz.* 2004;10:31-6.
- Oliveira JC, Baldissera V, Simões HG, Aguiar AP, Azevedo PH, Poian PA, et al. Identificação do limiar de lactato e limiar glicêmico em exercício resistido. *Rev Bras Med Esportes.* 2006;12(6):333-8.
- Moreira SR, Arsa G, Campbell C, Simões HG. Methods to identify the lactate and glucose thresholds during resistance exercise for individuals with type 2 diabetes. *J Strength Cond Research.* 2008;22(4):1108-15.
- Taylor AD, Bronks R, Bryant AL. The relationship between electromyography and work intensity revisited: a brief review with references to lacticacidosis and hyperammonia. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1997;37(7):387-98.
- Bernasconi S, Tordi N, Perrey S, Parratte B, Monnier G. Is the VO2 slow component in heavy arm-cranking exercise associated with recruitment of type II muscle fibers as assessed by an increase in surface EMG? *Appl Physiol Nutr Metab.* 2006;31:414-22.
- Cannon DT, Kolkhorst FW, Cipriani DJ. Electromyographic Data Do Not Support a Progressive Recruitment of Muscle Fibers during Exercise Exhibiting a VO2 Slow Component. *J Physiol Anthropol.* 2007;26(5): 541-6.
- Akima H, Foley JM, Prior BM, Dudley GA, Meyer R. Vastus lateralis fatigue alters recruitment of musculus quadriceps femoris in humans. *J Appl Physiol.* 2002;92(2):679-84.
- Maïsetti O, Guéve A, Legros P, Hogrel JY. Prediction of endurance capacity of quadriceps muscles in humans using surface electromyogram spectrum analysis during submaximal voluntary isometric contractions. *Eur J Appl Physiol.* 2002;87(6):509-19.
- Felici F, Quaresina V, Fattorini L, Sbriccoli P, Filligoi GC, Ferrari M. Biceps brachii myoelectric and oxygenation changes during static and sinusoidal isometric exercises. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(2):e1-11.
- Allen DG, Lännergren J, Westerblad H. Muscle Cell Function During Prolonged Activity: Cellular Mechanism of Fatigue. *Exp Physiol.* 1995;80:497-527.
- Gladden LB. Lactate metabolism: a new paradigm for the third Millennium. *J Physiol.* 2004;1:558(Pt1):5-30.
- Dimitrova NA, Arabadzhiyev TI, Hogrel J-Y, Dimitrov GV. Fatigue analysis of interference EMG signals obtained from biceps brachii during isometric voluntary contraction at various force levels. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(2):252-8.