Exercício rosca bíceps: influência do tempo de execução e da intensidade da carga na atividade eletromiográfica de músculos lombares

Anderson Oliveira
Mauro Gonçalves
Adalgiso Cardozo
Fernando Barbosa

Universidade Estadual Paulista
Instituto de Biociências
Departamento de Educação Física
Laboratório de Biomecânica
Rio Claro
São Paulo
Brasil

https://doi.org/10.5628/rpcd.06.02.170

RESUMO

O objetivo do estudo foi verificar o efeito do tempo de execução, da intensidade da carga e do tipo de contração na atividade eletromiográfica do músculo longuíssimo do tórax bilateralmente, durante a execução do exercício rosca bíceps. Dez voluntários saudáveis executaram o exercício até à exaustão com 25%, 35% e 45% da carga máxima, em três dias diferentes, sendo uma carga por dia. Foram analisadas a *root mean square* (RMS) e o *slope* a cada 10% do tempo total. Os resultados mostraram aumento progressivo na RMS com o tempo a 25% e 35% da carga máxima, com aumentos significativos a partir de 80% do tempo de execução. Houve efeito da intensidade da carga nas contrações concêntricas, predominantemente entre 25% e 45% nas diferentes porcentagens de tempo. Ao analisar os tipos de contração observa-se que a RMS nas contrações concêntricas apresenta-se maior que nas contrações excêntricas, predominantemente na carga de 45% para ambos os músculos. As comparações dos valores de *slope* indicam pequeno efeito da carga e tipo de contração. Estes resultados permitem concluir que a execução do exercício rosca bíceps aumenta a atividade eletromiográfica dos músculos longuíssimos do tórax, principalmente durante movimentos concêntricos dos cotovelos a partir dos 80% do tempo de execução

Palavras-chave: fadiga muscular, eletromiografia, eretor da espinha, estabilização do tronco, treinamento resistido.

ABSTRACT

Biceps curl exercise: endurance time and load level effects in the electromyographic activity of lumbar muscles

The purpose of this study was to verify the effect of execution time, load level and contraction type in the electromyographic activity of longissimus thoracis muscle bilaterally, during the execution of the biceps curl exercise. Ten healthy subjects performed the exercise until exhaustion with 25%, 35% and 45% of one repetition maximum (RM), in three different days. Root mean square and slope were analyzed in each 10% of total time. Results showed a progressive increase in electromyographic activity with time, at 25% and 35% of 1RM with significant increases in the electromyographic activity beginning at 80% of execution time. The effect of load level in the activity of longissimus thoracis muscles occurred in the concentric phase between 25% and 45% of RM. There was a predominantly effect of contraction type at 45% of 1-RM for both muscles, and was found a small effect of contraction type for slope values. These results allow to conclude that the performance of biceps curl exercise increases the electromyographic activity of longissimus thoracis muscles during the concentric elbow movements and at 80% of execution time.

Key Words: *muscle fatigue, electromyography, erector spinae, trunk stabilization, resisted training.*

INTRODUÇÃO

Existe um aumento no número de lesões originadas durante treinamentos resistidos, principalmente devido à utilização de cargas inadequadas em combinação com posturas incorretas. Isto acontece, sobretudo, quando os exercícios são realizados em pé e, particularmente, nos músculos posturais, como os eretores da espinha [1, 2], e em atletas profissionais [2].
Entre os exercícios resistidos um dos mais praticados é o rosca bíceps, que exercita os músculos flexores do cotovelo, o qual, devido às características peculiares à sua execução, suscita muitas preocupações, principalmente quando realizado sem a devida orientação [3]. Estas preocupações se concentram no fato da carga ser posicionada anteriormente ao corpo do praticante, durante sua execução. Isto possibilita a hiperextensão da coluna lombar, que pode ser acentuada dependendo da quantidade de carga e da técnica de execução utilizadas, promovendo assim uma distribuição inadequada da carga sobre os discos intervertebrais e aumentando o risco de lesões [1, 4, 5].
Aliado a todos estes fatores encontra-se a fadiga muscular, definida como a impossibilidade de realização de determinada tarefa devido às falhas no sistema neuromuscular, acarretando diminuição na produção de força durante contrações isométricas e isotônicas [6, 7], e podendo aumentar o risco de lesão da região lombar. O fenômeno da fadiga muscular já tem sido objeto de estudo há várias décadas [8, 9, 10], entretanto, algumas dúvidas persistem sobre o comportamento das unidades motoras durante tais atividades [5].
Uma das ferramentas biomecânicas mais utilizadas para a investigação da atividade muscular, e conseqüentemente da fadiga muscular, é a eletromiografia (EMG) que mede a amplitude e/ou a freqüência dos disparos das unidades motoras durante a execução de determinada tarefa ou movimento. Embora a EMG seja amplamente utilizada em estudos com fadiga muscular, poucas investigações se destinam a estudar o comportamento dos músculos eretores da espinha durante a realização de exercícios resistidos [11, 12, 13].
A determinação da fadiga muscular pode ser realizada pela análise dos valores de amplitude, especialmente a *root mean square* (RMS) do sinal eletromiográfico, que aumenta em função do tempo de execução (TE) do exercício. Permitindo assim ser analisada por meio do coeficiente de inclinação (*slope*), que é obtido quando realizam-se regressões lineares com os valores de RMS. O *slope* pode ser uma ferramenta útil para a observação da fadiga muscular durante contrações isométricas e isotônicas, ao quantificar aumentos ou diminuições nos parâmetros eletromiográficos [14, 15, 16]. Além do TE, o *slope* pode ainda ser influenciado pela intensidade de carga deslocada e pelo tipo de contração analisada [17].
Tendo em vista a grande freqüência desta modalidade de exercício nos programas de treinamento, com intuito de manutenção das capacidades físicas básicas assim como da forma atlética, evidencia-se a necessidade de indicadores mais objetivos sobre o desenvolvimento da fadiga muscular em função do TE desta tarefa durante os treinamentos, assim como o efeito da concentração de cargas deslocadas sobre os músculos eretores da espinha. Neste sentido, o objetivo do presente estudo foi avaliar o comportamento da atividade dos músculos eretores da espinha bilateralmente durante a realização do exercício rosca bíceps, com diferentes porcentagens de carga até a exaustão.

MATERIAL E MÉTODOS

Sujeitos

Participaram deste estudo 10 homens saudáveis com média de idade de 20,91±1,37 anos, altura de 177,3±5,61cm, massa corporal de 71,77±5,69kg e índice de massa corporal de 22.32±0.81kg/m^2. Esses sujeitos deveriam possuir uma prática de treinamento resistido de no mínimo 12 semanas durante o período dos testes [18]. Os sujeitos não possuíam histórico de lesões músculo-esqueléticas nos ombros, cotovelos e coluna vertebral. O Comitê de Ética local aprovou o estudo e os voluntários assinaram Termo de Consentimento Livre e Esclarecido antes de realizarem os testes.

Tarefas

Na semana anterior ao início dos testes foi realizado, em três dias, o teste de uma repetição máxima (1-RM) de cada voluntário, segundo procedimento descrito por Oliveira et al. [19].
Em outros 3 dias, testes de exaustão foram realiza-

dos com um intervalo de 24 a 72 horas entre os dias [18]. Em cada dia de teste os voluntários realizaram o exercício rosca bíceps com cargas correspondentes a 25%, 35% e 45% de 1-RM, selecionadas de forma randômica. A exaustão foi determinada pela impossibilidade de realizar o movimento na amplitude (15º a 130º de flexão) e no ritmo (40 bpm) padronizados. Os sujeitos tiveram um tempo para adaptar-se ao ritmo de execução do exercício antes do início do teste. Estas intensidades de carga foram estabelecidas por meio de estudos-piloto, pelos quais se verificou que estas cargas poderiam ser mantidas em movimento ao menos durante 1 minuto. Os voluntários foram encorajados durante todo o teste a continuar realizando a tarefa. Os sujeitos foram orientados a não realizarem qualquer treinamento para os músculos envolvidos no experimento no dia anterior e nos próprios dias de teste.

Equipamentos e posicionamento

Para a realização do teste de carga máxima e do exercício rosca bíceps foi utilizada uma barra de ferro reta (7kg, 120cm de comprimento) e anilhas (1/2, 1, 4, 5 e 10Kg). Para a padronização do ritmo de execução do exercício isotônico foi utilizado um metrônomo digital (Qwik Time QT-3, Beijing, China) cabrilado a 40 bpm.

Durante os testes de exaustão os sujeitos permaneceram em postura ereta com os pés distantes 40cm entre eles [3]. Um monitor colocado a 130cm do sujeito e a 100cm de altura ofereceu retorno visual de sua postura. Foram obtidas imagens no plano sagital por meio de uma câmera (JVC GR-AX910U, Tokio, Japan) posicionada a 360cm perperdicularmente ao plano em que os voluntários se encontravam. Estas imagens ofereceram um *feedback* postural aos voluntários durante a realização do exercício assim como posteriormente, pela identificação de um sistema fotoeletrônico [20] gravado simultaneamente, a aquisição dos registros EMG permitiu a identificação das fases dos movimento e obtenção dos valores de RMS. Com o objetivo de padronizar a postura simétrica e os movimentos durante o teste de exaustão, um sistema de hastes metálicas foi construído, o qual limitou os movimentos dos braços ântero-lateralmente e manteve a flexão dos joelhos a 15º. A partir desta posição foram realizadas flexões e extensões do cotovelo, com o antebraço supinado bilateralmente e as mãos afastadas aproximadamente 45cm.

Sistema EMG

Dois pares de eletrodos de superfície, bipolares, descartáveis (MediTrace 100, Chicopee, Canada) e com área de captação de 1cm foram posicionados sobre os músculos longuíssimo do tórax direito (LTD) e esquerdo (LTE) no nível de L1, de acordo com Kumar [21], na direção das fibras musculares. Um eletrodo de referência foi posicionado no punho direito.

Para a obtenção dos sinais eletromiográficos foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos (Lynx - Tecnologia Eletrônica Ltda®, São Paulo, SP, Brasil) de quatro canais, ao qual foram conectados os cabos e eletrodos. A freqüência de amostragem foi de 1000Hz, o filtro passa alta de 10Hz, o filtro passa baixa de 500Hz e o ganho de 1000 vezes. A conversão dos sinais analógicos para digitais foi realizada por uma placa A/D com faixa de entrada de –5 a +5 volts (CAD 1026-Lynx). Para a aquisição dos sinais eletromiográficos também foi utilizado um *software* específico (Aqdados-Lynx).

Análise estatística

Os valores de RMS do sinal EMG foram analisados separadamente nas contrações concêntricas de flexão dos cotovelos (FC) (fase de levantamento da carga) e nas contrações excêntricas de extensão dos cotovelos (EC) (fase de abaixamento da carga), durante os testes de exaustão. Estes valores foram normalizados pelo valor da primeira contração, realizada com 45% de 1-RM, e analisados a cada 10% do TE. Dos valores destas regressões lineares entre RMS e tempo foram obtidos os respectivos *slopes,* tanto para as FC como para as EC do movimento analisado em cada uma das porcentagens de carga. A análise estatística dos dados foi realizada por meio de testes não paramétricos. Sendo que para a verificação da intensidade de carga sobre os valores de TE total, da percentagem de TE dentro de uma mesma intensidade de carga, e da intensidade de carga para um mesmo músculo e tipo de contração, foi aplicado o teste de Friedman. Já para as comparações entre os diferentes tipos de contração (FC e EC) para um mesmo mús-

culo e carga, bem como para a comparação entre os músculos localizados do lado direito (LTD) e esquerdo (LTE) da coluna vertebral, foi utilizado o teste de Wilcoxon. Para todas as análises foi estabelecido um nível de significância de $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

O efeito do tempo de execução

Inicialmente, verifica-se que existe efeito da intensidade da carga sobre os valores de TE ($p<0.05$), existindo uma relação inversa entre estes dois parâmetros.

Tabela 1. Valores de carga máxima e tempo de execução (em segundos) do exercício rosca bíceps para cada intensidade de carga.

	1-RM*	TEMPO DE EXECUÇÃO		
		25%	35%	45%
MÉDIA	43	178,4**	91***	70,3
DP	5,77	34,4	15,96	8,21

(*) Repetição máxima (em kg).
(**) Diferença significativa em relação a 35% e 45%.
(***) Diferença significativa em relação a 45%.

O TE apresentou um significativo efeito ($p<0.05$) sobre os valores de RMS do músculo LTD (Figura 1) e do músculo LTE (Figura 2) nas cargas de 25% e 35% durante a FC, ao passo que durante a EC houve significativo efeito do TE apenas para o músculo LTD nas cargas de 25% e 35%.

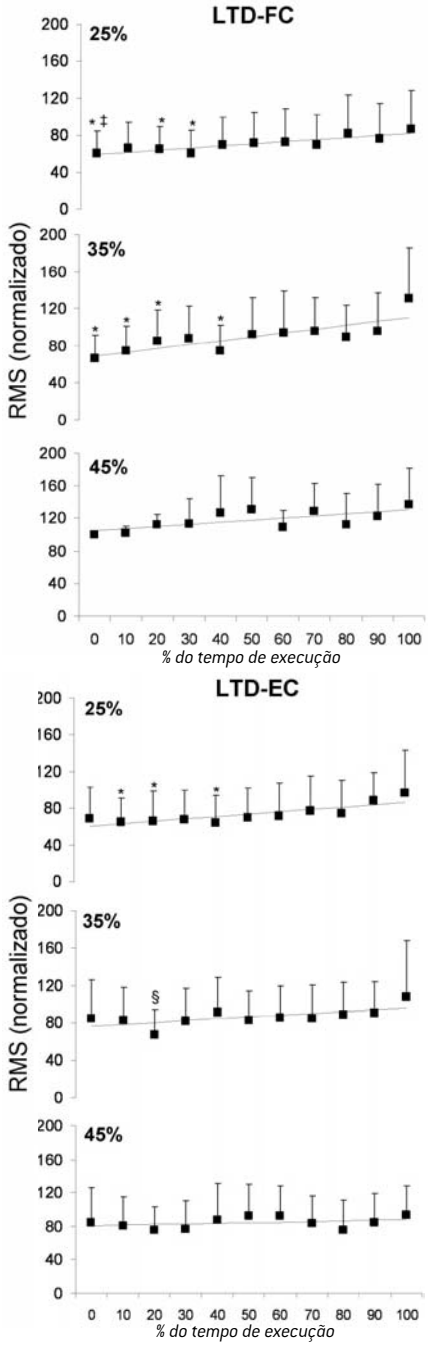

*Figura 1. Valores médios e desvios padrão da RMS do músculo longuíssimo do tórax direito (LTD) durante a flexão (FC) e extensão do cotovelo (EC) no exercício rosca bíceps com 25%, 35% e 45% de 1RM. (‡ Diferença significativa em relação à 80%; † Diferença significativa em relação a 90%; § Diferença significativa em relação a 60%, 90% e 100%; * Diferença significativa em relação à 100%)*

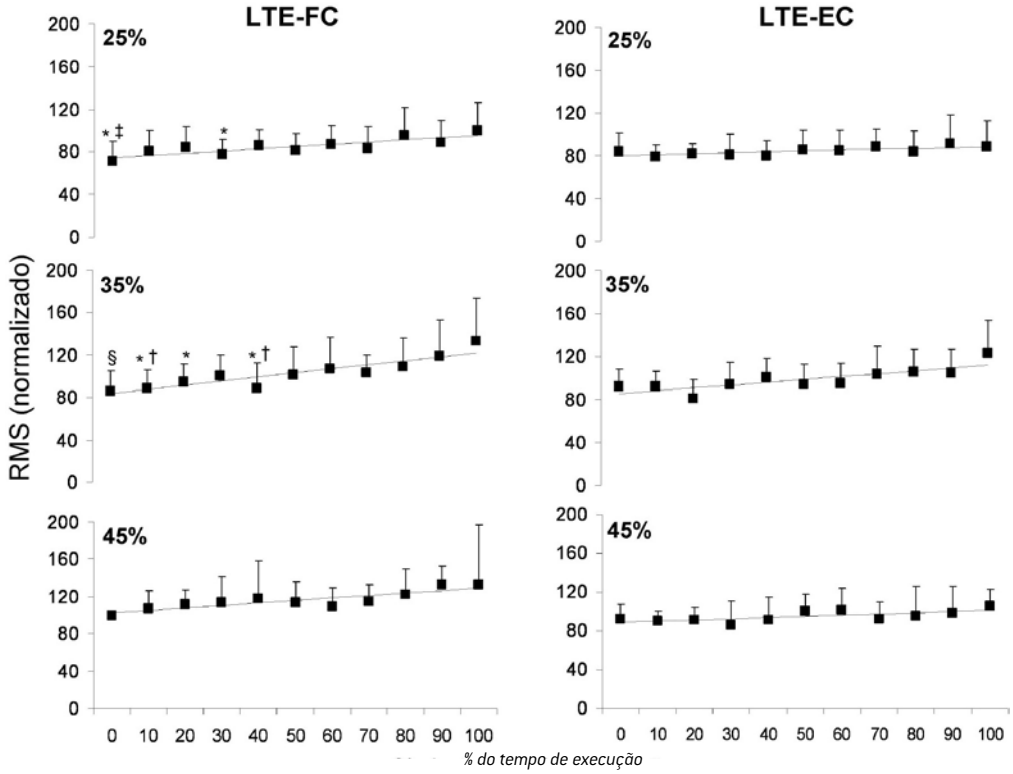

*Figura 2. Valores médios e desvios padrão da RMS do músculo longuíssimo do tórax esquerdo (LTE) durante a flexão (FC) e extensão do cotovelo (EC) no exercício rosca bíceps com 25%, 35% e 45% de 1RM. (‡ Diferença significativa em relação a 80%; † Diferença significativa em relação a 90%; § Diferença significativa em relação a 80%, 90% e 100%; * Diferença significativa em relação a 100%)*

Na análise dos valores de *slopes* dos músculos de ambos os lados (Figuras 3 e 4), os resultados demonstraram que existem diferentes comportamentos entre as FC e as EC, pois até aos 50% do TE as FC possuem tendência à diminuição dos seus valores, enquanto as EC possuem a característica de aumento. Ao passo que após os 50% do TE os comportamentos se assemelham para os dois tipos de contração. Existiu uma predominante diferença nas FC para o músculo LTD entre os intervalos de 10% e 90%, de 20% e 50%, de 20% e 70%, e de 20% e 90% do TE. É importante ressaltar que, apesar das figuras não apresentarem os valores de desvio-padrão, estes variaram de ±1,4 (principalmente a partir dos 40% do TE) até ±14 (principalmente até 30% do TE) para ambos os músculos, demonstrando assim maiores variações nos valores dos *slopes* para o início do exercício.

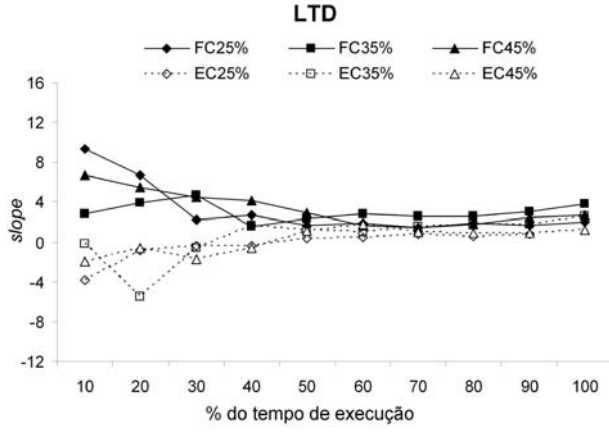

Figura 3. Valores médios de slopes *do músculo longuíssimo do tórax direito (LTD) durante a flexão (FC) e extensão do cotovelo (EC) no exercício rosca bíceps com 25%, 35% e 45% de 1RM durante o tempo total de execução.*

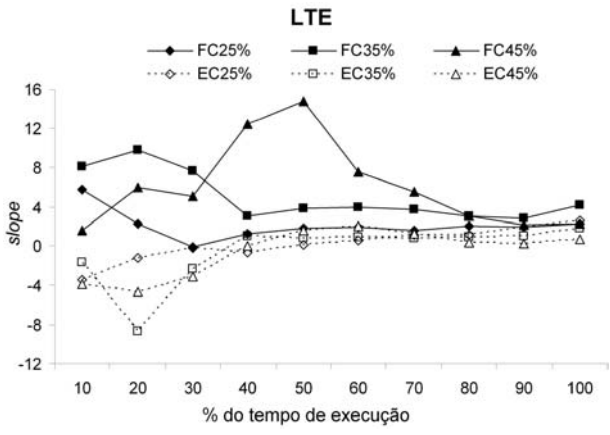

Figura 4. Valores médios de slopes do músculo longuíssimo do tórax esquerdo (LTE) durante a flexão (FC) e extensão do cotovelo (EC) no exercício rosca bíceps com 25%, 35% e 45% de 1RM durante o tempo total de execução.

O efeito da intensidade de carga

Verificou-se que houve efeito da intensidade da carga imposta para a execução do exercício rosca bíceps nos valores da RMS de ambos os músculos do tronco analisados durante a FC. Nesta fase ocorreram diferenças significativas entre 25% e 35% de 1RM no LTD nos intervalos de 20% e 30% do tempo total de execução, com maiores valores para 35% de 1-RM. Entre as cargas de 25% e 45% de 1-RM verificaram-se diferenças a 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 70%, 90% e 100% do tempo total de execução, apresentando maiores valores quando utilizada 45% de 1RM. Entre as cargas de 35% e 45% de 1-RM houve diferença significativa a 0%, 40% e 50% do tempo total de execução, com maiores valores quando movimentada a carga de 45% de 1-RM.

Durante a FE a intensidade de carga utilizada também apresentou efeito sobre a atividade do LTD, havendo diferença entre as cargas de 25% e 35% de 1-RM a 0%, 10%, 40%, 70% e 80% do tempo total de execução, com maiores valores a 35% de 1-RM. Entre as cargas de 25% e 45% de 1-RM houve diferença significativa apenas para os intervalos de 0%, 50% e 60% do tempo, com maior valor para 45% de 1-RM.

No LTE durante a FC verifica-se o efeito da intensidade da carga, apresentando diferenças significativas entre as cargas de 25% e 35% de 1-RM apenas no intervalo de 60% do TE, com maiores valores a 35% de 1-RM. Entre as cargas de 25% e 45% de 1-RM, foram encontradas diferenças em todos os intervalos de tempo, exceto em 50% do TE, com maiores valores para 45%. Já para as cargas de 35% e 45% de 1-RM houve diferença significativa apenas nos intervalos de 20% e 40% do tempo, com maiores valores para 45% de 1-RM.

Durante as EC, o músculo LTE apresentou diferenças significativas entre as cargas de 25% e 35% de 1-RM nos intervalos de 70% e 90% do tempo total de execução, com maiores valores obtidos com 35% de 1-RM e entre as cargas de 25% e 45% de 1-RM nos intervalos de 50% e 60% do TE, com maiores valores a 45% de 1-RM.

Já para os valores de *slope* a atividade dos músculos eretores da espinha, apresentou o efeito da intensidade da carga apenas no LTD na EC entre as cargas de 25% e 35% de 1-RM no intervalo de 90% do tempo, com maior valor na carga de 35% de 1-RM.

Diferenças no tipo de contração

Quanto se analisou em cada carga utilizada os diferentes tipos de contração (FC e EC), verificou-se que, ao se deslocar 25% de 1-RM, apenas o LTE demonstrou diferença significativa nos intervalos de 0% e 40% do TE. Com a carga de 35% de 1-RM, estas diferenças foram significativas entre os intervalos de 0%, 20% e 40% do tempo no LTD, e 20% e 40% do TE no LTE, com os maiores valores sendo encontrados na FC. Com a utilização de 45% de 1-RM também se verifica efeito da fase de deslocamento da carga para ambos os músculos, com maiores intensidades obtidas na FC, existindo diferenças significativas em todos os intervalos de tempo, exceto em 0%, 10% e 60% para o músculo LTD e 10%, 20%, 30%, 40%, 70%, 80% e 90% do TE para o músculo LTE, com os maiores valores sendo encontrados para a FC.

Na comparação dos *slopes* dos músculos de ambos os lados, realizada entre a FC e EC, verifica-se uma diferença significativa quando se utilizou a carga de 25% para o músculo LTD nas FC em 10% (9.34±7.35) e 20% (6.66±5.95) em relação à EC (-0.79±6.98 e -0.39±3.41 respectivamente); na carga de 35% o músculo LTE nas FC a 100% do TE (4.18±2.70) em relação à EC (1.84±2.65). Quanto a carga de 45% foi utilizada, houve diferença significativa da atividade do músculo LTD nas FC em 30%

(4.47±8.70) e 90% (2.46±3.06) em relação à EC (-1.73±6.52 e -0.56±5.05 respectivamente). E para o músculo LTE nas FC em 70% do (5.47±7.72) em relação à EC (1.31±2.70).
Não foram evidenciadas diferenças significativas quando se comparou o LTD com o LTE, quando se realizaram as comparações entre tipos de contração, carga e TE.

DISCUSSÃO

Dificuldades na estabilização do tronco, durante tarefas repetidas na postura ortostática [22, 23], pelos músculos lombares têm representado para a coluna lombar um grande risco de lesões, tanto no trabalho [10] como no esporte [2]. Uma das causas é a fadiga dos músculos eretores da espinha [24, 25]. Este fato pode ser constatado no presente estudo, nos músculos LTD e LTE, durante a execução do exercício rosca bíceps [22, 23], em que um evidente aumento da atividade EMG ocorreu em função do TE, principalmente durante a realização da FC [24, 26]. Este comportamento está relacionado ao aumento no recrutamento das unidades motoras e/ou da sua taxa de disparos [9, 17, 27], bem como a alterações na ordem de recrutamento das unidades motoras [9, 17, 28, 29, 30] para manutenção da tarefa e da postura.
Pelo fato do exercício rosca bíceps ser, evidentemente, uma atividade física dedicada ao treinamento dos músculos do membro superior, movimentações destes membros propiciam um aumento da ação dos músculos da coluna lombar [31, 32]. Constata-se com isso que, apesar de em menor magnitude que para os músculos dos membros superiores, os músculos LTD e LTE também são acometidos pelo processo de fadiga muscular [25], predominantemente a partir de 80% do TE do exercício rosca bíceps, devido ao significativo aumento da atividade EMG.
A utilização de diferentes intensidades de carga no presente estudo evidenciou que existem alterações na atividade EMG dos músculos LTD e LTE, com o aumento da atividade em função do aumento da carga, assim como com o passar do TE [33, 34, 35], principalmente a partir de 50% do tempo. Este fato pode ter relação com a necessidade do aumento no recrutamento de fibras do Tipo II [30], que são menos resistentes à fadiga muscular [18, 36] e possuem maiores valores de amplitude do sinal eletromiográfico [34]. Este mesmo fato já foi verificado em estudos anteriores, porém com utilização de intensidades de cargas mais altas e durante tarefas isométricas de flexão dos cotovelos na posição em pé [13, 25]. Verificaram-se, então, alterações na forma de execução do movimento [3], havendo uma compensação do movimento de flexão dos cotovelos por hiperextensões da coluna lombar [24, 26].
Nesta mesma direção podemos analisar as diferenças existentes na atividade EMG dos músculos LTD e LTE, em cada percentagem do TE, durante a FC e EC. Predominantemente o presente estudo demonstra uma maior atividade dos músculos lombares durante as FC, que pode estar relacionada com uma diminuição da eficiência dos músculos do braço, o que propicia uma hiperextensão compensatória da coluna lombar para auxiliar a continuidade da tarefa. Esta atividade é diminuída quando a carga é reduzida durante a EC, pois, nesta fase, os músculos analisados estão executando uma estabilização do tronco e não, efetivamente, um possível movimento da coluna vertebral.
Os *slopes* obtidos para os músculos lombares podem trazer informações sobre o comportamento destes músculos frente a tarefas fadigantes [6]. Ao verificar-se que ocorre predominância de semelhanças nos valores de *slopes* entre as cargas, pode se dizer que a atividade entre as cargas não se modifica. Pode-se ressaltar então que atividades realizadas em pé, mesmo que com cargas relativamente baixas (até 45% de 1-RM), promovem atividade semelhante do músculo longuíssimo do tórax, apesar de existirem diferenças no TE entre estas cargas.
O comportamento dos *slopes* obtidos nos diferentes percentuais do TE apresenta grande variação até os 50% do TE, onde os músculos de ambos os lados apresentam uma predominante tendência à diminuição durante a FC e aumento na EC. A partir de 60% do TE os *slopes* apresentam um padrão similar ao longo do TE para ambos os músculos e, além disso, predominantemente semelhante entre as cargas e tipos de contração. Apesar de não serem encontradas informações tão detalhadas quanto ao comportamento dos *slopes* ao longo do tempo na literatura, no presente estudo verifica-se mesmo, quando se analisam parcelas deste tempo de execução, que existe a pre-

sença de inclinação positiva. Esta é interpretada como a presença de fadiga muscular, demonstrando que os músculos lombares durante exercícios resistidos apresentam fadiga muscular durante as FC, e predominantemente a partir dos 50% da execução para as EC. E este aumento da atividade EMG foi verificado nas diferenças significativas da RMS a partir dos 80% do TE, quando comparada ao início do exercício.

Na presente investigação foram encontradas semelhanças nestes valores de *slopes* a partir de 60% do TE, o que pode indicar que, ao realizar o exercício rosca bíceps até 70% do TE total, pode ser eficiente para análises da fadiga muscular durante a execução do exercício rosca bíceps. Ao mesmo tempo permite a adequada ação do músculo longuíssimo do tórax para a estabilização da coluna lombar, visto que a atividade deste músculo não será aumentada de forma tão acentuada, independentemente da intensidade de carga imposta para a realização do exercício para membros superiores.

Embora o presente estudo tenha permitido identificar o importante papel do músculo longuíssimo do tórax para a estabilidade da coluna lombar durante a execução do exercício rosca bíceps, estudos futuros deveriam considerar a avaliação de outros músculos lombares, com o objetivo de identificar diferenças relacionadas com a função destes músculos, minimizando os possíveis riscos de lesões nesta região durante exercícios na posição em pé.

CONCLUSÃO

Verifica-se no presente estudo que a execução de exercícios na posição em pé, com a manutenção da carga anterior ao corpo, acarreta ativação de músculos posturais. Constata-se também que esta atividade aumenta durante o TE do exercício, sendo mais evidente durante as FC, período em que a carga é movimentada a diferentes distâncias da linha média do corpo e diferentes alturas em relação ao solo, independentemente da intensidade de carga utilizada durante os testes. Estas maiores atividades dos músculos lombares, a partir dos 80% do TE, podem ser indicadoras de dificuldades para estabilização do tronco, aumentando assim a possibilidade de lesões da coluna lombar.

AGRADECIMENTOS

Laboratório de Biomecânica, UNESP, Rio Claro/SP.
FUNDUNESP – Fundação para o desenvolvimento da UNESP.
CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior.
Laboratório de Pesquisas Ergonómicas, Universidade de Alberta, Edmonton, Canadá.

CORRESPONDÊNCIA

Anderson Oliveira
Laboratório de Biomecânica
Departamento de Educação Física
Instituto de Biociências
Universidade Estadual Paulista
Av. 24-A, nº 1515 - Bela Vista
13506-900 - Rio Claro - SP
Brasil
andcast@rc.unesp.br

REFERÊNCIAS

1. Alexander MJL (1985). Biomechanical aspects of lumbar Spine injuries in athletes: A review. *Can J Spt Sci* 10(1): 1-20. 1985.
2. Bono CM (2004). Low-back pain in athletes. *J Bone Joint Surg Am* 86: 382-396.
3. Aaberg E (2001). *Musculação, biomecânica e treinamento*. São Paulo: Manole.
4. Mcardle WD, Katch FI, Katch VL (1996). *Fisiologia do exercício: Energia, nutrição e desempenho humano*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
5. Gonçalves M (2000). Limiar de Fadiga Eletromiográfica. In Denadai BS (ed.) *Avaliação aeróbia: Determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo*. Rio Claro: Motrix, 131-148.
6. Basmajian JV, De Luca CJ (1985). *Muscle alive: their function revealed by electromyography*. Baltimore: Willians & Wilkins.
7. Kumar S, Mital A (1996). *Electromyography in ergonomics*. London: Taylor & Francis.
8. DeVries HA (1968). Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. *Am J Phys Med* 47(3): 125-135.
9. Moritani T, Muro M, Nagata A (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol* 60(4): 1179-1185.
10. Young VL, Seaton MK, Feely CA, Arfken C, Baum DF, Baum CM, Logan S (1995). Detecting cumulative trauma in workers performing repetitive tasks. *Am J Ind Med* 27: 419–431.
11. Gonçalves M (1998). Variáveis Biomecânicas Analisadas Durante o levantamento manual de carga. *Motriz* 4(2): 85-90.
12. Oliveira ASC, Barbosa FSS, Gonçalves M (2004). Análise eletromiográfica dos músculos longuíssimo torácico durante exercício de flexão resistida do cotovelo. *Fisioterapia Brasil* 5: 15-15.
13. Oliveira ASC, Barbosa FSS, Cardozo AC, Gonçalves M (2003). Identificação eletromiográfica da fadiga muscular no exercício "rosca bíceps". *Revista Brasileira de Ciência e Movimento* (suplemento) 245-245.
14. Clark BC, Manini TM, Ploutz-Snyder LL (2003). Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. *Spine* 28: 282-287.
15. Cardozo AC, Gonçalves M (2003). Electromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by a muscular endurance test in health men. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 43: 377-380.
16. Bonato P, Boissy P, Della Croce U, Roy SH (2002). Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 10: 38-47.
17. De Luca, CJ (1997). A use of Surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 13: 135-263. 1997.
18. Weineck J (1999). *Treinamento Ideal*. São Paulo: Manole.
19. Oliveira ASC, Gonçalves M, Cardozo AC, Barbosa FSS (in press). Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. *Electromyogr Clin Neurophysiol*.
20. Tortoza C, Gonçalves M (1993). Montagem de um sistema de sinalização para aquisição simultânea de sinais eletromiográficos e cinematográficos. In *I Simpósio de Iniciação Cientifica e V Encontro Interno de Trabalhos Cientificos da Unesp*. PET/ CAPES- Ciências Biológicas, Rio Claro, Brasil.
21. Kumar S (1997). The effect of sustained spinal load on load intra-abdominal pressure and EMG characteristics of trunk muscle. *Ergonomics* 40: 1312-1334.
22. van Dieen JH, Oude Vrielink HH, Housheer AF, Lotters FB, Toussaint HM (1993). Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 66(5): 388-396.
23. Cardozo AC, Gonçalves M, Gauglitz ACF (2004). Spectral analysis of the electromyograph of the erector spinae muscle before and after a dynamic manual load-lifting test. *Braz J Med Biol Res* 37: 1081-1085.
24. Nielsen PK, Andersen L, Jorgensen K (1998). Muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. *Appl Ergon* 29(6): 445-450.
25. Gonçalves M, Oliveira ASC, Cardozo AC, Barbosa FSS (2005). Efeito de um protocolo de exercício dinâmico no sinal EMG dos músculos bíceps braquial e longuíssimo do tórax. In *XI Congresso Brasileiro de Biomecânica* 2005, João Pessoa. XI Congresso Brasileiro de Biomecânica - CD ROM.
26. Moseley GL, Hodjes PW, Gandevia SC (2002). Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine* 27(2): E29–E36.
27. Christensen H, Søgaard K, Jensen BR, Finsen L, Sjøgaard G (1995). Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 5: 27-36.
28. Fallentin N, Jorgensen K, Simonsen EB (1993). Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 67: 335-341.
29. Pavlat DJ, Housh TJ, Johnson GO, Eckerson JM (1995). Electromyographic responses at the neuromuscular fatigue threshold. *J Sports Med Phys Fitness* 35(1): 31-37.
30. Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S (1999). Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 9: 39-46.
31. Cordo PJ, Nashner LM (1982). Properties of postural adjustment associed with rapid arm movements. *J Neurphysiol* 47: 287-302.
32. Zedka M, Prochaska A (1997). Phasic activity in the human erector spinae during repetitive hand movements. *J Physiol* 504(4): 727-734.
33. Seidel H, Beyer H, Brauer D (1987). Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 56(5): 592-602.
34. Mannion AF, Dolan P (1996). The effects of muscle length and force output on the EMG power spectrum of the erector spinae. *J Electromyogr Kinesiol* 6: 159–168.
35. van Dieën JH, Heijblom P, Bunkens H (1998). Extrapolation of time series of EMG power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 8: 35-44.
36. Bompa T, Cornacchia LJ (2000). *Treinamento de força consciente*. São Paulo: Phorte.