

Efeito de diferentes intensidades sobre a atividade mioelétrica do vasto lateral, tempo sob tensão, e deslocamento angular durante séries múltiplas na cadeira extensora

Effect of different intensities on the myoelectric activity of vastus lateralis, time under tension, and angular displacement during multiple sets on leg extension exercise

ROLIM Y, SOARES VS, LIMA VP, SILVA JB, PAZ GA. Efeito de diferentes intensidades sobre a atividade mioelétrica do vasto lateral, tempo sob tensão, e deslocamento angular durante séries múltiplas na cadeira extensora. *R. bras. Ci. e Mov* 2019;27(1):81-89.

RESUMO: O presente estudo teve como objetivo verificar o efeito das diferentes intensidades sobre a atividade mioelétrica do vasto lateral, deslocamento angular e tempo sob tensão do membro preferido durante séries múltiplas na cadeira extensora. Participaram do estudo 9 mulheres de $24 \pm 3,4$ anos, $62,4 \pm 11,7$ kg, $1,64 \pm 0,05$ m praticantes de musculação (mínimo de 6 meses). Durante três dias não consecutivos as voluntárias foram avaliadas no exercício de extensão de joelho na máquina apenas com o membro preferido. No primeiro dia foram realizados o teste e reteste de 10 repetições máximas (RM). No segundo e terceiro dias foram realizadas sessões de quatro séries com intensidade de 80% ou 90% de 10RM de forma aleatória, com intervalo de um minuto entre as séries. A atividade mioelétrica do vasto lateral (VL) foi monitorada. O tempo sob tensão e deslocamento angular também foram registrados. Considerando o deslocamento angular, houve diferença significativa no P80 comparado ao P90 nas séries 2 ($p = 0,049$), 3 ($p = 0,046$) e 4 ($p = 0,023$), respectivamente. Adicionalmente, verificou-se uma atividade mioelétrica normalizada superior na série 3 no P80 comparada ao P90 ($p = 0,004$). Não houve diferença significativa entre os protocolos para o tempo sob tensão e desempenho de repetições ($p > 0,05$). Portanto, o aumento no sinal mioelétrico observado entre intensidades relativas a 10RM (80 vs 90%) parece não apresentar uma associação com desempenho de repetições múltiplas máximas, sugerindo que ambas as intensidades relativas podem ser aplicadas como variações em programas de treinamento ou reabilitação de lesões sem prejuízos no volume de treino no exercício cadeira extensora unilateral para o membro preferido.

Palavras-chave: Eletromiografia; Deslocamento angular; Treinamento de força.

ABSTRACT: The purpose of the present study was to verify the effect of the different training intensities on the myoelectric activity of the vastus lateralis, angular displacement and time under tension of the preferred member during multiple sets in unilateral leg extension exercise. A total of 9 women aged 24 ± 3.4 years, 62.4 ± 11.7 kg, 1.64 ± 0.05 m bodybuilders (minimum 6 months) participated in the study. For three nonconsecutive days the volunteers were evaluated in leg extension exercise. On the first day, the test and retest of 10 repetition maximum loads (RM) were performed. On the second and third days, four sets were performed with an intensity of 80% or 90% of 10RM in a randomized order, with a one-minute rest interval between the sets. The myoelectric activity of the vastus lateralis (VL) was monitored. The time under tension and angular displacement were also recorded. Considering the angular displacement, there was a significant difference in P80 compared to P90 in set 2 ($p = 0.049$), 3 ($p = 0.046$) and 4 ($p = 0.023$), respectively. Regarding the myoelectric activity, there was a significant increase in P80 versus P90 in set 3 ($p \leq 0.05$). There was no significant difference between the protocols for time under tension and repetition performance ($p > 0.05$). Therefore, the increase in myoelectric signal observed between intensities relative to 10RM (80 vs 90%) does not appear to be associated with maximal multiple repetition performance, suggesting that both relative intensities can be applied as variations in training programs or injury rehabilitation without impairment in training volume in unilateral leg extension of the preferred member.

Key Words: Electromyography; Angular displacement; Strength training.

Yuri Rolim^{1,2}
Vinícius de Sá Soares^{1,2}
Vicente Pinheiro Lima^{1,2}
Jurandir B. da Silva^{1,2,4}
Gabriel Andrade Paz^{1,2,3}

¹Universidade Castelo Branco

²Instituto Biondesp

³Universidade Federal do Rio de Janeiro

⁴Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Introdução

O treinamento de força (TF) tem sido frequentemente utilizado como um método de treinamento eficiente para o desenvolvimento da força muscular e hipertrofia¹ e usualmente relacionado também com a melhoria da saúde e capacidade funcional².

O TF gera importantes mecanismos de adaptações neurais e morfológicas que são de grande valor no processo de melhoria da potência, força, hipertrofia e resistência muscular³. Em relação às adaptações neurais, a melhora no componente neural relacionado à produção de força muscular está associada a vários fatores como: aumento de recrutamento de unidades motoras, diminuição da coativação dos antagonistas e aumento da intensidade do treinamento⁶.

Earp *et al.*⁷ verificaram a ativação muscular em duas intensidades diferentes de 60% e 90% de 1RM no exercício agachamento, identificando que quanto maior a intensidade maior a atividade mioelétrica. Da mesma forma, o estudo de Looney *et al.*⁸. Analisaram a atividade mioelétrica de vasto lateral (VL) e vasto medial (VM) de dez homens treinados no exercício de agachamento. Os autores observaram maior atividade mioelétrica com intensidade de 90% de 1 RM quando comparado com intensidades de 70% e 50% de 1RM, sugerindo que adotar altas sobrecargas é mais eficiente para maximizar a ativação muscular em comparação a sessões de treino com alto volume de repetições. Neste contexto, Schoenfeld *et al.*⁹ investigaram séries no leg press em 10 indivíduos com experiência em treinamento de força adotando altas cargas (75% de 1RM) versus cargas baixas (30% de 1RM), avaliando a atividade mioelétrica do VL, VM, reto femoral e bíceps femoral. Os autores observaram que a sessão com cargas baixas não alcançou o potencial máximo de ativação das unidades motoras.

Usualmente na prática, a principal variável de intensidade prescrita é a sobrecarga externa¹⁰. Todavia, a produção de força muscular é influenciada por diversos fatores¹¹. Um dos fatores que interferem na produção de força muscular é velocidade de execução do exercício^{12,13}. Dessa forma, a cinemetria consiste num conjunto de métodos que busca medir os parâmetros cinemáticos do movimento. Isto é, posição, orientação, velocidade e aceleração¹⁴. O instrumento básico para medidas cinemáticas é baseado em câmera de vídeo que registram a imagem do movimento e então, através de software específico, são calculadas as variáveis cinemáticas de interesse¹⁵. Portanto, a técnica de cinemetria em 2 dimensões (2D), que possui custo reduzido e maior portabilidade em comparação a cinemetria em 3 dimensões, podem ser mais úteis para análises da cinemática^{16,17,18}, estudos recentes verificaram a validade da análise de vídeo 2D^{19,20}.

Por tanto parece que há uma associação entre aumento da intensidade e a ativação muscular. Ainda assim, existem lacunas a respeito da interação entre intensidade externa da carga, produção de força, atividade mioelétrica e parâmetros cinemáticos, como o deslocamento angular em treinamentos com diferentes intensidades. Essas evidências podem auxiliar profissionais que atuam com treinamento e reabilitação durante a prescrição do treinamento na manipulação das variáveis de intensidade do treinamento. Portanto, o objetivo do presente estudo é verificar efeito de diferentes intensidades (80 e 90% de 10 repetições máximas) sobre a atividade mioelétrica do vasto lateral, número de repetições realizadas, tempo sob tensão e deslocamento angular na cadeira extensora.

Matérias e métodos

Amostra

A amostra foi composta por 9 mulheres com $24 \pm 3,4$ anos, $62,4 \pm 11,7$ kg, $1,64 \pm 0,05$ m, estudantes de Educação Física de uma instituição de ensino superior (IES) da Zona Oeste do Rio de Janeiro, praticantes de musculação há $5,1 \pm 0,7$ anos. Como critérios de inclusão foram adotados: praticar musculação exercício na cadeira extensora há pelo menos seis meses, apenas indivíduos destros²¹. Foram excluídos participantes que apresentaram dor,

qualquer tipo de lesão ou doença que possa interferir no desempenho dos exercícios propostos na investigação e ou ParQ positivo²².

Como se trata de pesquisa com seres humanos, a mesma foi desenvolvida conforme legislação específica, Lei nº 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde do Brasil e de acordo com declaração de Helsinki^{23,24}. O presente estudo foi devidamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição coparticipante através do processo nº: 46153515.3.0000.5257. Quanto à assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), constando que eles permaneceram no anonimato, sendo utilizado para publicação somente os dados estatísticos.

Procedimentos

O estudo consistiu de 3 sessões de coleta, sendo a primeira para realização do teste de 10RM e as outras duas para execução dos dois protocolos de treinamento (P80 e P90). Foi adotado intervalo mínimo de 48h entre as sessões de coleta. O membro preferido foi determinado através da aplicação do questionário IPLAG²⁵.

Determinação da carga de 10 repetições máximas

O teste de 10RM tem o objetivo de encontrar a carga máxima com que o indivíduo conseguiria realizar 10 repetições²⁶. Para este estudo foi utilizado o exercício extensão de joelho unilateral na cadeira extensora. O teste foi interrompido no momento em que os avaliados executavam o movimento com a técnica incorreta e/ou quando ocorriam falhas concêntricas voluntárias na decima primeira repetição impossibilitando o avaliado de realizá-la.

Visando reduzir a margem de erro nos testes, foram adotadas as seguintes estratégias: (a) instruções padronizadas foram fornecidas antes do teste, de modo que o avaliado estivesse ciente de toda a rotina que envolvia a coleta de dados; (b) o avaliado foi instruído sobre a técnica de execução do exercício; (c) o avaliador esteve atento quanto à posição adotada pelo praticante no momento do teste, pois pequenas variações no posicionamento das articulações envolvidas no movimento poderiam acionar outros músculos, levando a interpretações errôneas dos escores obtidos; (d) estímulos verbais foram realizados com o intuito de manter o nível de motivação elevado. Os intervalos entre as tentativas em cada exercício durante o teste de RM foram fixados entre dois e três minutos. Os indivíduos foram orientados a não ingerir qualquer substância estimulante (caféina ou álcool) e a não realizar atividade física no dia anterior ou no dia dos testes. As técnicas de execução dos exercícios eram padronizadas e seguidas em todos os testes.

Padrão de execução na cadeira extensora

A posição inicial na cadeira extensora se deu partindo da posição de 90° de extensão do joelho até a posição de 0° grau de extensão, tendo os ângulos verificados com o uso de um goniômetro manual (goniômetro carci 360°). Os joelhos foram alinhados ao eixo do equipamento e o contato da almofada sobre a parte distal da tíbia fez uma resistência externa ao movimento de extensão de joelho. O quadril permanecendo flexionado em torno de 90°. Na fase concêntrica, quando o joelho estava na posição de 0° de extensão teve um limitador, especificamente um cabo, sendo tocado pelo participante nessa amplitude, dando feedback sensorial para delimitar o ângulo proposto. Na fase excêntrica, quando o joelho retornou à posição de 90° de extensão teve como feedback auditivo o som das placas encostando.

Protocolo experimental

Antes de todos os protocolos foi realizado um aquecimento, duas séries de 15 repetições com 50% da carga obtida no teste de 10RM, com intervalo de um minuto entre as séries, adotando-se intervalo de dois minutos antes de iniciar os protocolos. O protocolo experimental se deu em duas visitas com um intervalo não inferior à 48h entre elas. Uma delas consistiu na realização de 4 séries 10 repetições unilaterais no membro preferido de extensão de joelho na cadeira extensora com carga de 80% de 10RM, adotando-se 1 minuto de intervalo entre as séries (P80). A segunda

visita consistiu na realização de 4 séries de 10 repetições unilaterais no membro preferido de extensão de joelho na cadeira extensora com carga de 90% de 10 RM, tendo 1 minuto de intervalo entre as séries (P90).

Eletromiografia de superfície

Todo o tratamento do sinal EMG foi realizado de acordo com as recomendações da Sociedade Internacional de Eletrofisiológica e Cinesiologia²⁷. Os sinais EMG de superfícies foram captados utilizando um eletromiógrafo de 8 canais (EMG System do Brasil Ltda., São Paulo, Brasil), com ganho total de 1000, rejeição de modo comum de 110dB e filtro passa-banda de 8-500Hz, digitalizado para um computador através de uma placa de conversão A/D de 16 bits de resolução e na frequência de amostragem de 2000Hz. Os sinais EMG foram coletados no preferido através de eletrodos de superfície bipolares passivos de Ag/AgCl com área de captação de 1 cm e distância intereletrodos de 2 cm. Eletrodos de superfície bipolares foram posicionados paralelos às fibras musculares e fixos com fita adesiva no músculo vasto lateral (VL) da perna direita e o eletrodo de referência foi colocado na tuberosidade da tíbia. Antes da colocação dos eletrodos foi realizada tricotomia e abrasão com álcool 70% sobre a pele. Para o posicionamento dos eletrodos foram adotadas as recomendações anatômicas de SENIAM²⁸. O posicionamento foi realizado na posição sentada em uma cadeira com os joelhos em 15° graus de flexão e com o tronco apoiado no encosto da cadeira. No VL os eletrodos foram colocados a 2/3 em linha a partir da espinha ilíaca anterior superior ao lado lateral da patela.

A análise do sinal miolétrico foi adotado pelos mesmos procedimentos de Sperandei *et al.*²⁹ marcado manualmente para o sistema EMG, que incluíram as fases concêntricas e excêntricas dos exercícios. A root mean square (RMS) foi calculada através de janelas de 100 ms, no qual a primeira e última repetição foram descartadas para evitar interferências presentes no início e no final do exercício. Assim, todas as demais repetições foram analisadas após terem sido totalmente retificados. O pico do sinal EMG intra-sessão de cada indivíduo ao longo das quatro séries foram considerados a referência individual para normalização e os valores remanescentes foram expressos como percentagem deste máximo.

Cinemetria bidimensional (2D)

Análise da trajetória de membro inferior foi realizado com uma filmadora Sony Digital 8 DCR - TRV110, para tal 3 marcadores foram fixados nos seguintes pontos anatômicos: côndilo femoral lateral, côndilo lateral da tíbia, o maléolo lateral com esparadrapo branco com área de 4 cm². A câmera foi posicionada perpendicular à realização do movimento (plano sagital) com a distância de 2m com uma altura de 59 cm. A análise do deslocamento angular foi realizada no software kinovea 8.15, calculando a distância angular considerando o início da extensão do joelho (fase concêntrica) até a extensão completa, bem como ao retorno a posição inicial de flexão do joelho (final da fase excêntrica)³⁰.

Tratamento estatístico

Na estatística descritiva foram calculadas a média e o desvio padrão das variáveis dependentes. Para testar a rejeição ou a não rejeição da normalidade na distribuição dos dados amostrais aplicou-se o teste de Shapiro-Wilk. A ANOVA *two-way* [protocolos (2) vs séries (4)] para medidas repetidas foi aplicada para comparar o tempo sob tensão, número de repetições e deslocamento angular e atividade miolétrica do vasto lateral. O *post hoc* de Bonferroni foi adotado para as múltiplas comparações. Foi considerado um nível de significância de 5% ($p < 0,05$). Todo o tratamento estatístico foi realizado no software *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS), versão 20.0.

Resultados

As características da amostra são apresentadas na tabela 1.

Tabela 1. Características da amostra (n = 9). *Média e desvio-padrão.

Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	Tempo de experiência (meses)
24±3,4*	62,4±11,7*	1,64±0,05*	5,1±0,7*

Em relação ao tempo sob tensão não houve diferença significativa entre os protocolos ($F_{1,8} = 0,667$; $p = 0,438$), séries ($F_{3,24} = 2,467$; $p = 0,087$) assim como não foi verificada interação entre os protocolos e séries ($F_{3,24} = 2,352$; $p = 0,098$) (tabela 2).

Tabela 2. Média e desvio-padrão do tempo sob tensão entre protocolos.

	Série 1 (seg)	Série 2 (seg)	Série 3 (seg)	Série 4 (seg)
P80	14,3± 1,8	14,4 ± 1,6	15,5±1,3	15,1±1,3
P90	15,6 ± 2,7	15,2 ± 1,8	16,5 ± 3,2	13,6 ± 2,0

Quanto ao deslocamento angular, houve diferença significativa entre os protocolos ($F_{1,8} = 6,422$; $p = 0,035$) e séries ($F_{3,24} = 3,164$; $p = 0,043$). Todavia, não foi verificada interação entre protocolos e séries ($F_{3,24} = 0,010$; $p = 0,999$). O deslocamento angular foi significativamente maior no P80 comparado ao P90 nas séries 2 ($p = 0,049$), 3 ($p = 0,046$) e 4 ($p = 0,023$) (tabela 3).

Tabela 3. Média e desvio-padrão do deslocamento angular de flexão de joelho na cadeira extensora entre os protocolos.

	Série 1 °	Série 2 °	Série 3 °	Série 4 °
P80	83±5,7	82,2± 4,1*	81,9± 4,6*	80,5± 4,0*
P90	80,5± 4,3	79,8± 4,7	79,4± 5,5	79,3± 5,0

* diferença significativa para protocolo de 90% ($p \leq 0,05$);

Em relação à atividade mioelétrica verificou-se diferença significativa para séries ($F_{3,24} = 7,473$; $p = 0,001$), protocolos ($F_{1,8} = 5,714$; $p = 0,044$), assim como, interação entre protocolos e séries ($F_{3,24} = 3,570$; $p = 0,029$). Adicionalmente, verificou-se uma atividade mioelétrica normalizada superior na série 3 no P80 comparada ao P90 ($p = 0,004$). No P80 não se verificou diferença significativa entre séries intra-protocolo. No P90 verificou-se diferença significativa intra-protocolo nas séries 4 ($p = 0,043$), séries 3 ($p = 0,0001$) e série 2 ($p = 0,008$) comparada a série 1.

Tabela 4. Média e desvio-padrão da atividade mioelétrica do VL do membro direito.

	Série 1 (%)	Série 2 (%)	Série 3 (%)	Série 4 (%)
P80	94 ± 7	89,6 ± 6,6	94,5 ± 5,6*	93,5 ± 6,7
P90	98,1 ± 0,2	89,5 ± 2,6	88,1 ± 5,4	77,8 ± 12,0

† diferença significativa para protocolo de 90% ($p \leq 0,05$)#diferença significativa intra-protocolo para a série 1 ($p \leq 0,05$).

Em relação ao desempenho de repetições (tabela 5), não se verificou diferença significativa entre os protocolos ($F_{1,8} = 4,594$; $p = 0,064$). Por outro lado, foi observada diferença significativa entre séries ($F_{3,24} = 4,641$; $p = 0,011$). Adicionalmente, não se verificou interação entre protocolos e séries ($F_{3,24} = 4,641$; $p = 0,11$).

Tabela 5. Média e desvio-padrão do número de repetições.

	Série 1	Série 2	Série 3	Série 4
P80	10 ± 0,0	10 ± 0,0	10 ± 0,0	10 ± 0,0
P90	10 ± 0,0	10 ± 0,0	9,6 ± 1,0*#	8,5 ± 1,8*#¥

*Diferença significativa intra-protocolo para série 1 ($p \leq 0,05$); #diferença significativa intra-protocolo para a série 2 ($p \leq 0,05$); ¥ Diferença significativa intra-protocolo para série 3.

Discussão

Os achados do presente estudo demonstraram que a atividade mioelétrica foi significativamente maior com intensidade de 80% em relação com 90% de 10RM, especificamente na terceira série. Em relação ao deslocamento angular obteve-se diferença significativamente maior para protocolo de P80 em relação a P90 nas séries 2 e 4. Em relação ao desempenho de repetições não se verificou diferença entre os protocolos. Todavia, redução significativa intra-protocolo foi observada no protocolo P90 nas séries 3 e 4 comparadas as séries iniciais. Os achados do presente estudam apontam que pequenas variações nas zonas de intensidades (80 vs 90% de 10-RM) podem promover alterações divergentes entre parâmetros de força (repetições múltiplas realizadas), distância angular e atividade mioelétrica em tarefas unilaterais.

Esse resultado contraria as evidências observadas em estudo de Akima e Saito³¹ que avaliaram a atividade mioelétrica do VL com duas intensidades diferentes, 50 e 70% de 1RM, obtendo a normalização dos sinais mioelétricos através de uma equação para calcular o valor de RMS médio, e notaram maior atividade mioelétrica do VL durante a extensão de joelho com a intensidade de 70% de 1RM comparada a 50%. Da mesma forma, Dunnick *et al.*³² analisaram a atividade mioelétrica dos músculos peitoral maior, deltóide anterior, deltóide medial e latíssimo do dorso no exercício supino reto com intensidades de 60% e 80% 1RM, normalizando os sinais mioelétricos utilizando 3 contrações isométricas máximas do exercício supino reto e verificaram atividade mioelétrica significativamente maior com intensidade de 80% que a de 60% de 1RM.

Em estudo posterior Akima e Saito³³ verificou a atividade mioelétrica de vasto medial oblíquo (VMO), vasto intermédio (VI) reto femoral (RF) e VL no exercício de extensão de joelho na cadeira extensão com intensidades de 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 e 100% de 1RM em diferentes ângulos articulares na ação concêntrica e excêntrica de extensão de joelho, a normalização dos sinais mioelétrica foram realizadas através de uma equação para calcular o valor de RMS médio, demonstrando diferenças nas atividades mioelétrica significativamente maior em graus entre 90° e 115° de extensão de joelho em ações concêntricas para VI e diminuição na sua atividade elétrica em ângulos entre 140° a 165°, e em relação de carga, a atividade mioelétrica do VL foi significativamente maior em intensidades de 20 a 30% de 1RM comparado ao VM, VI, RF, obtendo um aumento linear na atividade mioelétrica, mas verificando-se diferenças significativas em relação aos outros músculos que compõem o quadríceps femoral com intensidades maiores.

Os achados do presente estudo podem diferir dos estudos supracitados ao adotar um exercício unilateral. Adicionalmente, a variação na velocidade de execução entre as intensidades podem ser um fator determinante na análise da atividade mioelétrica^{34,35}. Em ambos os protocolos os participantes foram orientados a realizar as repetições na maior velocidade possível durante a ação concêntrica, bem como controlar a velocidade ao longo da flexão durante a ação excêntrica. Estudos prévios que investigaram diferentes intensidades adotaram o controle da cadência, com variações entre 2 (concêntrica) por 2 (excêntrica), 1 x 2 e 1 x 3, tal condição pode eventualmente influenciar na produção de força e recrutamento de unidades motoras. A familiarização em relação à execução das séries cadenciadas com metrônomo também pode interferir nos parâmetros de força supracitados. Neste contexto optamos por aplicar o protocolo em concordância com a realidade prática das sessões de TF. Entretanto, a diferença estatística observada entre o protocolo P80 vs P90 no presente estudo deve ser interpretada com cautela. Vigotsky *et al.*³⁴ relatam que o aumento da intensidade

de treinamento induz um aumento no recrutamento de unidades motoras (UM), por outro lado deve-se notar que o aumento na amplitude do sinal mioelétrico não representa necessariamente aumento no recrutamento UM.

Em relação à cinemetria, Danoff³⁵ analisou o pico de deslocamento angular de flexão de cotovelo com intensidades de 25, 50 e 75% através da contração isométrica máxima e observou como resultado diferença significativamente maior para a intensidade de 50% em relação às de 25 e 75%. Patiño *et al.*³⁵ analisaram deslocamento angular e atividade mioelétrica do tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) de 8 indivíduos ao caminhar em 5 condições, sem colete e com colete de 0, 10, 20 e 30% do seu peso corporal e observaram um deslocamento angular significativamente menor para a condição da caminhada com colete de 30% do peso corporal em relação ao sem colete, bem como aumento na atividade mioelétrica de TA e GM. Essas evidências indicam uma possível associação entre aumento da sobrecarga e redução da distância angular.

Uma das hipóteses que podem justificar a redução na distância angular observada no presente estudo no P90 versus P80 associa-se a redução na velocidade efetiva de execução e amplitude de movimento a cada repetição em virtude da fadiga induzida pelo sobrecarga³⁶. Como no presente estudo não se adotou nenhum parâmetro de guia para que os voluntários adotassem um padrão em relação ao deslocamento de extensão-flexão do joelho, pequenas alterações nos ângulos ao longo das repetições podem justificar o resultado observado.

Haja vista as diferenças verificadas na atividade mioelétrica e na distância angular, no presente estudo não se observou diferença no tempo sob tensão e desempenho de repetições entre os protocolos. Efetivamente as duas intensidades (P80 e P90) parecem não promover alterações significativas nos parâmetros de força muscular. Esses achados indicam que a relação entre sobrecarga externa, atividade mioelétrica e produção de força deve ser interpretada de acordo com as devidas limitações e condições de cada análise metodológica adotada^{37,38}. Considerando as sessões adotadas no presente estudo, as variações na distância angular não parecem ter qualquer relação com desempenho de repetições. Outra assim, a potência muscular é uma manifestação de força que pode sofrer interferência de variações na sobrecarga externa e variações na velocidade³⁹.

O presente estudo apresenta algumas limitações, tais como, o n amostral constituído por apenas nove indivíduos, a ausência de registro da atividade mioelétrica dos outros músculos que compõem o quadríceps femoral, bem como a análise do desempenho de potência muscular entre os protocolos séries. Neste sentido, sugere-se a realização de novos estudos com n amostral superior, analisando outros músculos do quadríceps femoral. Todavia, os procedimentos adotados apresentam aplicação prática simples e objetiva, colaborando com novas evidências associadas à produção de força muscular e prescrição do treinamento de força para saúde e reabilitação de lesões.

Conclusões

Dessa forma, de acordo com os resultados do presente estudo as condições experimentais indicaram que intensidade de 90% de 10RM versus 80% apresentou menor na atividade mioelétrica no vasto lateral do membro preferido na cadeira extensora, bem como menor distância angular. Consequente, não se verificou diferença no tempo sob tensão e desempenho de repetições entre os protocolos. Portanto, o aumento no sinal mioelétrico observado entre intensidades relativas a 10RM (80 vs 90%) parece não apresentar uma associação com desempenho de repetições múltiplas máximas, sugerindo que ambas as intensidades relativas podem ser aplicadas como variações em programas de treinamento ou reabilitação de lesões sem prejuízos no volume de treino no exercício cadeira extensora unilateral para o membro preferido.

Referências

1. American College of Sports Medicine. Position stand on progression models in resistance training for healthy adults.

Med Sci Sports Exerc. 2009; 41(3): 687-708.

2. Warburton DER, Nicol CW, Bredin SSD. Prescribing exercise as preventive therapy. *CMAJ*. 2006; 147(7): 961-974.
3. Folland JP, Williams AG. The Adaptations to Strength Training: Morphological and Neurological Contributions to increased Strength. *Sports Med*. 2007; 37(2): 145-168.
4. Fimland MS, *et al.* Neural adaptations underlying cross-education after unilateral strength training. *Eur J Appl Physiol*. 2009; 107(6): 723-730.
5. Clark DJ, Patten C. Eccentric Versus Concentric Resistance Training to Enhance Neuromuscular Activation and Walking Speed Following Stroke. *Neurorehab Neural Re*. 2013; 27(4): 335-344.
6. Pincivero DM, Gandhi V, Timmons MK, Coelho AJ. Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *J Biomech*. 2006; 39(2): 246-254.
7. Earp JE, Newton RU, Cormie P, Blazevich AJ. The influence of loading intensity on muscle-tendon unit behavior during maximal knee extensor stretch shortening cycle exercise. *Eur J Appl Physiol*. 2014; 114(1): 59-69.
8. Looney DP, Kraemer WJ, Joseph MF, Comstock BA, Denegar CR, Flanagan SD, *et al.* Electromyographical and Perceptual Responses to Different Resistance Intensities in a Squat Protocol. *J Strength Cond Res*. 2016; 30: 792-799.
9. Schoenfeld BJ, Contreras B, Willardson JM, Fontana F, Tiriyaki-Sonme ZG. Muscle activation during low- versus high-load resistance training in well-trained men. *Eur J Appl Physiol*. 2014; 114: 2491-2497.
10. Simão R, Salles BF, Figueiredo T, Dias I, Willardson JM. Exercise order in resistance training: review article. *Sports Med*. 2012; 42(3): 251-65.
11. Barroso R, Tricoli V, Ugrinowitsch C. Adaptações neurais e morfológicas ao treinamento de força com ações excêntricas. *R. bras. Ci e Mov*. 2005; 13(2): 111-122.
12. Croce R, Miller J, Chamberlin K, Filipovic D, Smith W. Wavelet analysis of quadriceps Power spectra and amplitude under varying levels of contraction intensity and velocity. *Muscle nerve*. 2014; 50(5): 844-853.
13. Akima H, Saito A, Watanabe K, Kouzaki M. Alternate muscle activity patterns among synergists of the quadriceps femoris including the vastus intermedius during low-level sustained contraction in men. *Muscle nerve*. 2012; 46(1): 86-95.
14. Amadio AC. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo: EEFUSP; 1996.
15. Amadio AC, Costa PHL, Sacco ICN, Serrão JC, Araújo RC, Mochizuki L, Duarte M. Introdução à análise do movimento humano descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. *Rev Bras Fisioter*. 1999; 3(2): 41-54.
16. Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Med Sci Sports Exerc*. 2006; 38(5): 945-952.
17. Noyes FR, Barber-Westin SD, Fleckenstein C, Walsh C, West J. The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *J Sports Med*. 2005; 33(2): 197-207.
18. Munro AG, Herrington LC, Carolan M. Reliability of two-dimensional video assessment of frontal plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *J Sport Rehabil*. 2012; 21(1): 7-11.
19. Willson JD, Davis IS. Utility of the frontal plane projection angle in females with patella femoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008; 38(10): 606-615.
20. McLean SG, Walker K, Ford KR, Myer GD, Hewett TE, van den Bogert AJ. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *J Sports Med*. 2005; 39: 355-362.
21. Okazaki VHA, Marim EA, Lafasse R. IPLAC – Inventário de preferência lateral global. *J Mot Behav*. 2011; 6(3): 14-23.
22. Shephard RJ. PAR-Q: Canadian home fitness test and exercise screening alternatives. *Sports Med*. 1992; 5(3): 185-95.
23. Brasil. Ministério da Saúde. Resolução 466/2012. O plenário do sistema nacional de saúde resolve aprovar as diretrizes e normas regulamentadora de pesquisa que envolvem seres humanos. *Diário Oficial da União*. 2012; 12(59): 3010-3019.
24. World Medical Association. Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. 2009; 14(1): 233-238.
25. Paz GA, Maia MF, Santana HG, Miranda H, Lima V, Willson JD. Knee frontal plane projection angle: a

89 *Efeito de diferentes intensidades sobre a atividade mioelétrica do vasto lateral, tempo sob tensão, e deslocamento angular durante séries múltiplas na cadeira extensora*

comparison study between drop vertical jump and step-down tests with young volleyball athletes. *J Sports Rehab.* 2017; 1-21.

26. American College of Sports Medicine. Position stand on progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41(3): 687-708.

27. Merletti R. Standards for Reporting EMG Data. International Society of Electrophysiology and Kinesiology; 1999.

28. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J ElectromyogrKinesiol.* 2000; 10(5): 361-374.

29. Sperandei S, Barros MAP, Junior PCSS, Oliveira CG. Electromyographic analysis of three different types of lat pull-down. *J Strength Cond Res.* 2009; 23(7): 2033-2038.

30. Moreira LP, Duarte LR, Rocco DOFM, Silva AL. Análise cinemática da corrida com pés descalços em indivíduos que normalmente correm calçados. Impacto da utilização do calçado sobre a cinemática da corrida. *Rev. Port. Cien. Desp.* 2015; 15(2): 64-77.

31. Akima H, Saito A. Activation of quadriceps femoris including vastus intermedius during fatiguing dynamic knee extensions. *Eur J Appl Physiol.* 2013; 113(11): 2829-2840.

32. Dunnick DD, Brown LE, Coburn JW, Lynn SK, Barillas SR. Bench press upper-body muscle activation between stable and unstable loads. *J Strength Cond Res.* 2015; 29(12): 3279-3283.

33. Akima H, Saito A. Inverse activation between the deeper vastus intermedius and superficial muscles in the quadriceps during dynamic knee extensions. *Muscle nerve.* 2012; 47(5): 682-690.

34. Vigotsky A, Beardsley C, Contreras B, Steele J, Phillips DOS. Greater electromyographic responses for not imply greater motor unit recruitment and 'hypertrophic potential' cannot be inferred. *J Strength Cond Res.* 2015; 31(1): e1-e4.

35. Danoff JV. Power produced by maximal velocity elbow flexion. *J Biomech.* 1978; 11(10): 481-486.

36. Patiño MS, Gonçalves AR, Monteiro BC, Santos IL, Barela AMF, Barela JA. Características cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas do andar de adultos jovens com e sem suporte parcial de peso corporal. *Rev Bras Fisioter* 2007; 11(1): 19-25.

37. Lacerda LT, *et al.* Variations in repetition duration and repetition numbers influence muscular activation and blood lactate response in protocols equalized by time under tension. *J Strength Cond Res.* 2015; 30(1): 251-258.

38. Sakamoto A, Sinclair PJ. Muscle activations under varying lifting speeds and intensities during bench press. *Eur J Appl Physiol.* 2012; 112(3): 1015-1025.

39. Simão R, Monteiro W, Jacometo A, Tesseroli C, Teixeira GA. influência de três diferentes intervalos de recuperação entre séries com cargas para 10 repetições máximas. *R. bras. Ci e Mov.* 2006; 14(3): 37-44.