

# Efeitos da ordem de pré-ativação dos músculos antagonistas nas respostas neuromusculares dos extensores do joelho

Effects of different methods of antagonist muscles pre-activation on knee extensors neuromuscular responses

Rodrigo L. Carregaro<sup>1,3</sup>, Rafael R. Cunha<sup>3</sup>, Jefferson R. Cardoso<sup>2</sup>, Ronei S. Pinto<sup>4</sup>, Martim Bottaro<sup>3</sup>

## Resumo

**Contextualização:** A pré-ativação de músculos antagonistas é utilizada em diferentes modalidades de exercício e em diferentes protocolos de reabilitação neuromuscular, porém suas respostas ainda são controversas. **Objetivo:** Verificar o impacto de duas diferentes estratégias de pré-ativação de músculos antagonistas no desempenho neuromuscular e na atividade eletromiográfica dos extensores do joelho. **Métodos:** Quinze homens saudáveis (23,9±4,2 anos; 1,78±0,08 m e 81,4±10,7 kg) realizaram, em dias distintos, dois protocolos de ações musculares isocinéticas com quatro séries de dez repetições a 60°.s<sup>-1</sup> e intervalo de 1 minuto entre séries: 1) contração recíproca (CR): exercício concêntrico recíproco de antagonistas/agonistas (uma repetição de flexão do joelho [FJ] imediatamente seguida por uma de extensão do joelho [EJ]) e 2) supersérie (SS): exercício concêntrico alternado dos antagonistas/agonistas (dez repetições de FJ seguidas por dez de EJ). Utilizou-se a ANOVA para medidas repetidas com teste *post-hoc* LSD (*Least-significant difference*) para verificar a diferença entre protocolos. **Resultados:** Não houve diferença significativa ( $p>0,05$ ) entre protocolos para o pico de torque (PT) e trabalho total (Tt). Em relação ao Tt, o protocolo SS apresentou quedas significativas nas duas últimas séries ( $p<0,05$ ) enquanto, no CR, a queda ocorreu apenas na última série de exercício. Não houve diferenças no *Root Mean Square* (RMS) entre protocolos, mas o padrão de ativação foi mais uniforme durante o CR. **Conclusão:** Os resultados indicaram que a queda na força muscular não é influenciada pelas diferentes formas de pré-ativação da musculatura antagonista, no entanto parece que a utilização de CR permite uma melhor manutenção do volume de treinamento.

**Palavras-chave:** eletromiografia; treinamento de resistência; dinamômetro; força muscular; reabilitação; movimento.

## Abstract

**Background:** Pre-activation of antagonistic muscles is used in different modalities of exercise and neuromuscular rehabilitation protocols, but its effectiveness is still controversial. **Objective:** To verify the impact of two different methods of pre-activation of knee antagonist muscles in the neuromuscular performance and electromyographic activity of knee extensors. **Methods:** Fifteen healthy men (23.9±4.2 years of age, 1.78±0.08 meters and 81.4±10.7 kg) performed, on different days, two protocols of isokinetic muscle contraction with 4 sets of 10 repetitions at 60°.s<sup>-1</sup> and 1 minute between sets: (1) Reciprocal Contraction (RC): reciprocal concentric exercise of agonist/antagonist muscles (knee flexion [KF] immediately followed by knee extension [KE]) and (2) Superset (SS): alternated concentric exercise of agonist/antagonist muscles (KF set followed by a set of KE). A repeated measures ANOVA with least-significant difference post-hoc test was used to detect differences between protocols. **Results:** There were no significant differences between protocols ( $p>0.05$ ) for peak torque (PT) and total work (Tw). On the SS protocol there was a significant decrease in Tw on the last two sets ( $p<0.05$ ) while for RC the decrease occurred only in the last set. There were no significant differences of *root mean square* (RMS) between protocols, but the activation pattern was more uniform during the RC protocol. **Conclusion:** The results indicated that the peak torque was not influenced by the different pre-activation methods. However, the RC protocol appears to better maintain the total work training volume.

**Keywords:** electromyography; resistance training; dynamometer; muscle strength; rehabilitation; movement.

**Recebido:** 10/02/2011 – **Revisado:** 28/06/2011 – **Aceito:** 10/07/2011

<sup>1</sup> Curso de Fisioterapia, Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS), Campo Grande, MS, Brasil

<sup>2</sup> Departamento de Fisioterapia, Universidade Estadual de Londrina (UEL), Londrina, PR, Brasil

<sup>3</sup> Faculdade de Educação Física, Universidade de Brasília (UnB), Brasília, DF, Brasil

<sup>4</sup> Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, RS, Brasil

**Correspondência para:** Rodrigo Luiz Carregaro, CCBS/Curso de Fisioterapia, Unidade XII, Av. Costa e Silva, S/Nº, Campus Universitário UFMS, Cidade Universitária, CEP 79070-900, Campo Grande, MS, Brasil, e-mail: rodrigocarregaro@yahoo.com.br

## Introdução

O exercício resistido é considerado um elemento essencial em programas de reabilitação e condicionamento físico<sup>1,2</sup>. Programas que envolvem exercícios resistidos também podem focar a prevenção de lesões<sup>3,4</sup>, como nos casos em que a instabilidade articular gerada por deficiência dos estabilizadores dinâmicos das articulações predispõe a degeneração de estruturas sinoviais<sup>5</sup>.

Ganhos de força proporcionados por programas de exercício resistido representam, portanto, benefícios clínicos importantes, e inúmeros métodos foram criados para essa finalidade<sup>6,7</sup>. Recentemente, a utilização da pré-ativação dos músculos antagonistas antes da ativação dos agonistas tem recebido bastante atenção nas clínicas de reabilitação e nas salas de musculação. De acordo com Júnior et al.<sup>8</sup>, encadear as ações musculares de forma que a sequência de estímulos proporcione uma resposta muscular eficaz é um objetivo almejado por profissionais que empregam o exercício resistido voltado para o desempenho e reabilitação. Ao que parece, as características de pré-ativação dos músculos antagonistas parecem influenciar positivamente a geração de força dos agonistas. Nesse caso, indivíduos submetidos a essas modalidades poderiam melhorar seu desempenho motor e gerar maiores níveis de força. Entretanto, evidências para suportar tal informação ainda são escassas e controversas.

Dentre as modalidades de pré-ativação dos agonistas, pode-se destacar o método conhecido como supersérie (SS)<sup>9-13</sup> e o método de contrações recíprocas (CRs)<sup>14-19</sup>. No entanto, os achados referentes à eficácia desses protocolos são controversos, pois variações metodológicas dificultam a diferenciação das vantagens entre ambos. Burke, Pelham e Holt<sup>9</sup> verificaram que o protocolo SS tem efeitos positivos na geração de força do agonista, entretanto esse não foi o caso quando a contração prévia do antagonista foi realizada por meio de séries simples e com contrações máximas e prolongadas<sup>10</sup>. Do mesmo modo, Bohannon, Gibson e Larkin<sup>15</sup> não obtiveram diferenças na força gerada entre o método CR e um método tradicional (sem ativação prévia do antagonista) em indivíduos saudáveis. Por outro lado, outros estudos demonstraram benefícios da CR<sup>16,17,19</sup>, mas as conclusões basearam-se em exercícios conduzidos com séries simples, ou seja, uma única série (definida como um grupo de repetições desenvolvidas de forma contínua, sem interrupções). No entanto, a prática e a reabilitação por meio de exercícios resistidos são baseadas em mais de uma série (séries múltiplas).

Em um dos poucos estudos que compararam os métodos, Bohannon<sup>14</sup> demonstrou um torque 10% maior durante o protocolo de CR em comparação com a modalidade SS em participantes acometidos por acidente vascular encefálico. Em

estudo recente, Carregaro et al.<sup>20</sup> não reportaram diferenças significativas na produção de torque do agonista, porém verificaram que o CR gera uma maior capacidade de trabalho do que o SS. Importante observar que a maioria dos estudos citados não utilizou a eletromiografia (EMG) de superfície para compreender as diferenças entre as modalidades e, até a presente data, poucos estudos avaliaram a ativação muscular<sup>10,13,18,19</sup>. Além disso, com exceção de Robbins et al.<sup>13</sup>, todos foram focados na compreensão dos efeitos de diferentes velocidades de execução na geração de força, o que não permite comparar o desempenho entre as modalidades. Desse modo, o objetivo do presente estudo foi verificar o impacto de duas diferentes ordens de pré-ativação dos músculos flexores do joelho na geração de torque, trabalho e ativação eletromiográfica do músculo vasto medial (VM) durante exercício de extensão do joelho (EJ).

## Materiais e métodos

### Amostra

Participaram 15 homens saudáveis (idade de 23,9±4,2 anos; 1,78±0,08 m e 81,4±10,7 kg), que foram instruídos a não realizar nenhum tipo de atividade física extenuante para membros inferiores no período de realização do estudo. Os critérios de inclusão foram idade compreendida entre 18 e 35 anos e serem fisicamente ativos (engajados em algum tipo de exercício físico, pelo menos 2x/semana). Os sujeitos foram excluídos caso apresentassem história de trauma e qualquer tipo de cirurgia de natureza musculoesquelética em membros inferiores e coluna, doença cardiovascular e hipertensão arterial diagnosticada. Todos os indivíduos que participaram foram esclarecidos sobre os objetivos da pesquisa e procedimentos e convidados a participar do estudo devidamente aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Saúde da Universidade de Brasília (FS/UnB), Brasília, DF, Brasil (parecer n. 161/2008), assinando um termo de consentimento livre e esclarecido, de acordo com a Resolução 196 do CNS.

### Procedimentos de avaliação

Os participantes compareceram ao Laboratório de Treinamento de Força em três momentos, com intervalo mínimo de 72 horas entre cada um. No primeiro dia, foi realizado um procedimento de familiarização dos protocolos de exercício, no qual os participantes realizaram duas séries de quatro repetições máximas a 60°.s<sup>-1</sup> (em cada protocolo), com 1 minuto de intervalo entre as séries. Entre os protocolos, houve um período de 5 minutos de repouso. Também

foi realizada uma familiarização da contração isométrica voluntária máxima (CIVM), na qual todos realizaram duas contrações máximas de 5 segundos de contração, com um intervalo de 2 minutos entre ambas.

O segundo e o terceiro encontro foram caracterizados pela aplicação dos protocolos de exercício, com quatro séries de dez repetições cada e velocidade de  $60^{\circ}.s^{-1}$ , na perna dominante (membro utilizado para chutar uma bola). Entre as séries, houve um intervalo de repouso de 1 minuto<sup>21</sup>. Os protocolos utilizados foram: 1) CR (quatro séries de exercício concêntrico recíproco de antagonistas e agonistas, caracterizado pelo movimento de flexão do joelho (FJ) imediatamente seguido pela EJ em cada repetição) e 2) SS (quatro séries de exercício em modo alternado dos antagonistas e agonistas, sendo cada série caracterizada por dez repetições concêntricas de FJ com EJ passiva seguida imediatamente por uma série de dez repetições concêntricas de EJ com FJ passiva). Nas 24 horas que precederam os encontros, os participantes foram instruídos a não realizar exercícios extenuantes e a não ingerir bebidas energéticas. A ordem dos dois protocolos foi aleatorizada.

Durante as avaliações, solicitou-se aos participantes que posicionassem seus braços contra o tórax, para que os braços apoiados na cadeira não influenciassem a geração de força<sup>22</sup>. Além disso, os participantes foram instruídos a realizar o movimento com força máxima e em toda a amplitude de movimento disponível. Antes da realização dos procedimentos e exercícios no dinamômetro, todos realizaram um aquecimento de 10 minutos por meio de um exercício leve e sem carga, em uma bicicleta ergométrica. Foi dado encorajamento verbal e *feedback* visual pela tela do computador na tentativa de se alcançar o nível máximo de esforço. Todos os procedimentos foram realizados pelo mesmo investigador.

## Dinamômetro isocinético

Utilizou-se um dinamômetro isocinético *Biodex System 3* (*Biodex Medical*, Shirley, NY). A calibração foi realizada de acordo com as especificações do manual do fabricante, e a correção da gravidade foi obtida medindo-se o torque exercido pelo braço de resistência e a perna do indivíduo (relaxada) na posição de extensão terminal do joelho. Cada sujeito foi posicionado na cadeira, com a possibilidade de um movimento livre e confortável de flexoextensão do joelho (Figura 1). Para evitar movimentos de hiperextensão do joelho, utilizou-se, no presente estudo, uma amplitude de movimento de flexoextensão de  $80^{\circ}$  (excursão entre  $10^{\circ}$  e  $90^{\circ}$ , considerando  $0^{\circ}$  a extensão completa do joelho). A posição do quadril foi padronizada a  $100^{\circ}$  de flexão (posicionamento da cadeira) para todos os sujeitos. O epicôndilo lateral do fêmur foi usado como ponto de referência do eixo de rotação do

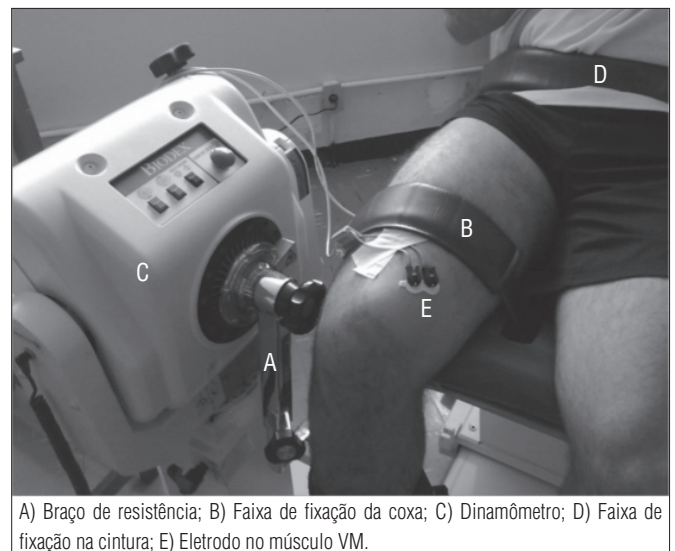
joelho ao ser alinhado com o eixo de rotação do aparelho. Para que o posicionamento dos participantes fosse confiável nos diferentes dias, a altura da cadeira, a inclinação do encosto, a altura do dinamômetro e o ajuste do braço de resistência foram anotados e replicados em cada dia.

## Eletromiografia de superfície

O registro e processamento dos sinais eletromiográficos foram baseados nas recomendações da Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia<sup>23</sup> e de Soderberg e Knutson<sup>24</sup>. A colocação dos eletrodos foi baseada nas diretrizes do projeto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*)<sup>25</sup>.

Utilizou-se um eletromiógrafo de superfície portátil, de quatro canais (*Miotool*, *Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda*, Brasil), com resolução de 14 bits, nível de ruído  $<2LSB$  e modo de rejeição comum de 110 db. Os canais foram ajustados com uma amostragem de 2000 Hz, e um ganho final de 1000 vezes. Os eletrodos ativos simples diferencial (impedância de entrada de  $10^{10}$  Ohm) possuem espuma de polietileno com adesivo medicinal hipoalérgico, gel sólido aderente, contato bipolar de Ag/AgCl e distância entre os polos de 20 mm. O músculo avaliado foi o VM, e o eletrodo de referência foi acoplado na proeminência óssea da sétima vértebra cervical (C7). O músculo VM foi escolhido com base nos achados de Miller, Croce e Hutchins<sup>18</sup>, nos quais observou-se 1,5 vez mais ativação do que nos outros músculos do grupamento durante protocolo similar ao utilizado no presente estudo.

O eletrodo foi posicionado sobre o ventre muscular do músculo VM e em paralelo às fibras musculares<sup>26</sup> (Figura 1). Antes da colocação dos eletrodos, a área foi tricotomizada e, em seguida, realizada leve abrasão com álcool 70%. A colocação foi



**Figura 1.** Ilustração do experimento no dinamômetro isocinético.

realizada no primeiro dia de testes, no qual foi realizado o delimitamento do eletrodo com caneta de alta fixação para garantir o mesmo posicionamento nos dias subsequentes.

Nos dias em que foram realizados os protocolos, todos os sujeitos realizaram uma CIVM com a articulação do joelho posicionada a 60° (tendo como referencial de 0° a extensão completa do joelho). A CIVM foi caracterizada por duas contrações de 5 segundos cada, com intervalo de 2 minutos de repouso entre cada contração. Após 5 minutos de repouso, os sujeitos eram instruídos a iniciar os protocolos de exercício.

O processamento foi realizado no programa *Miograph 2.0* (*Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, Brasil*). O sinal eletromiográfico foi filtrado com uma frequência de passa-banda entre 20 Hz e 450 Hz (filtro *Butterworth* de 4ª ordem) e normalizados pela CIVM. No procedimento de normalização, a repetição da CIVM com maior valor da *Root Mean Square* (RMS) foi utilizada como referencial, considerando-se os três segundos centrais do sinal. Para a análise do padrão de ativação eletromiográfica do músculo VM nos protocolos, foi avaliado o RMS médio das três primeiras e das três últimas repetições em cada série de exercício.

## Análise dos dados

Utilizou-se o programa SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*), versão 13.0. Os dados são apresentados em relação à média±desvio-padrão, tendo sido verificada a normalidade dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk. As variáveis dependentes analisadas foram o pico de torque (PT), o trabalho total (Tt) e o RMS (apresentado como % da CIVM). Utilizou-se para o PT e Tt a Análise de Variância (ANOVA) 2 x 4 para medidas repetidas [protocolos (CR e SS) x número de séries (1ª, 2ª, 3ª, 4ª)], com o teste *post-hoc* LSD (*Least-significant difference*). Para o RMS, aplicou-se a ANOVA 2 x 4 x 6 para medidas repetidas [protocolos (CR e SS) x número de séries (1ª, 2ª, 3ª, 4ª) x repetições (1ª, 2ª, 3ª, 8ª, 9ª, 10ª)]. O teste de esfericidade de Mauchly's W foi aplicado e, sempre que refutado, as análises basearam-se na correção de Greenhouse-Geisser. A significância adotada foi de 5% ( $p < 0,05$ ).

## Resultados

Os valores do PT e do Tt gerados durante a execução dos protocolos CR e SS estão apresentados na Tabela 1. A

comparação entre os protocolos demonstrou não haver diferença significativa para PT e Tt ( $p > 0,05$ ).

Na análise intragrupos, verificou-se uma queda significativa da força gerada na última série de exercício para ambos os protocolos ( $p < 0,05$  – Tabela 1). Entretanto, apesar da ausência de significância estatística entre os protocolos, é possível notar que o protocolo CR apresentou quedas percentuais menores (2%, 5% e 10% nas séries dois, três e quatro) em relação ao protocolo SS (3%, 7% e 14% nas séries dois, três e quatro), quando comparadas com a primeira série de exercício. Em relação ao Tt, o protocolo SS apresentou diferenças no volume de exercício caracterizadas por quedas significantes nas duas últimas séries ( $p < 0,05$ ). Para o protocolo CR, a queda ocorreu apenas na última série ( $p < 0,05$ ). Apesar da ausência de diferença entre protocolos, a diminuição do trabalho na última série atingiu 22% no SS, contra uma queda de 14% no CR.

Os achados referentes ao RMS do músculo VM estão apresentados na Tabela 2. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os protocolos e as séries ao longo das repetições analisadas ( $p > 0,05$ ). É possível notar que o protocolo SS demonstrou variações significantes ( $p < 0,05$ ) tanto na fase inicial quanto na final, para todas as séries, indicando aumento da ativação do músculo VM. Os aumentos da ativação também foram significantes no CR ( $p < 0,05$ ), mas concentrados nas duas primeiras repetições e mantendo-se até o final. Foi encontrada uma interação significativa entre protocolos e repetições ( $p < 0,05$ ), o que pode indicar padrões eletromiográficos específicos dos protocolos, como ilustrado na Figura 2.

## Discussão

O presente estudo levantou a hipótese de que diferentes protocolos de pré-ativação dos músculos flexores do joelho (antagonistas) influenciam a capacidade de gerar força e trabalho dos extensores (agonistas). A comparação entre as modalidades demonstrou que ambas proporcionam taxas similares de geração de força extensora. Entretanto, parece que a modalidade CR propicia maior capacidade de trabalho. A modalidade CR demonstrou, qualitativamente, uma curva com distribuição mais uniforme entre as séries de exercício, quando comparada à SS. Além disso, a CR apresentou um aumento mais intenso do RMS, principalmente

**Tabela 1.** Valores do pico de torque extensor do joelho e trabalho total (média±desvio-padrão) gerados durante os protocolos avaliados.

	Pico de Torque Extensor (N.m)				Trabalho Total (J)			
	Série 1	Série 2	Série 3	Série 4	Série 1	Série 2	Série 3	Série 4
SS	264,1±49,1	254,9±52,7	246,0±50,2	228,3±41,5*	2270,6±385,2	2104,3±347,4	1935,5±389,6*	1779,4±308,9*#
CR	261,4±37,0	257,1±37,2	248,3±37,3	234,1±32,3*	2262,7±327,6	2173,7±321,6	2052,9±295,5	1943,5±264,9*

Menor que a Série 1: \* ( $p < 0,05$ ); Menor que a Série 2: # ( $p < 0,05$ ). CR=contração recíproca; SS=supersérie.

nas fases iniciais, o que pode representar uma maior eficiência no recrutamento muscular.

No presente estudo, não foram encontradas diferenças significativas entre os protocolos quanto ao torque extensor do joelho, contrariando Maynard e Ebben<sup>10</sup>, que apontam diferenças no torque extensor do joelho após uma série de cinco repetições máximas de exercício na modalidade SS a 60°.s<sup>-1</sup>. Nesse estudo, o torque gerado na condição SS foi aproximadamente 4% menor do que no controle (exercício de EJ sem pré-ativação do agonista). Essa menor produção de força foi atribuída a um aumento de coativação dos músculos flexores, previamente fadigados. Entretanto, as comparações com o estudo de Maynard e Ebben<sup>10</sup> são limitadas pelo fato de eles terem usado série simples e comparado a SS com outra modalidade de exercício. Outro aspecto foi a ausência de um período de familiarização do protocolo SS. Por outro lado, Baker e Newton<sup>11</sup> relataram aumentos da capacidade de gerar potência após uma intervenção com uma série de oito repetições (exercício de remada sentado nos moldes da SS). Nesse caso, Baker e Newton<sup>11</sup> explicam os ganhos por meio do aumento da taxa de disparo muscular dos agonistas, causados por uma estimulação neural influenciada pela ação prévia dos antagonistas (denominada potenciação pós-tetânica). Apesar de o estudo<sup>11</sup> ter avaliado a variável potência e músculos dos membros superiores (que podem ter uma especificidade diferente do que a de músculos dos membros inferiores), é provável que essa estratégia neural tenha ocorrido no nosso estudo e explique o mesmo desempenho e ativação eletromiográfica das modalidades CR e SS.

No entanto, vale destacar que, no presente estudo, houve uma queda de 14% do torque na condição SS para a última série, enquanto, na condição CR, a queda foi menor (10%). Apesar da ausência de significância, essa é uma observação prática importante, pois uma diferença de 4% entre os protocolos pode representar benefícios para um atleta ou indivíduo que está em processo de reabilitação e necessita de força para realizar uma atividade específica. De fato, Roy et al.<sup>17</sup> sugerem que as vantagens advindas das ações recíprocas se devem a estímulos facilitatórios dos órgãos tendinosos de Golgi (OTGs) dos músculos

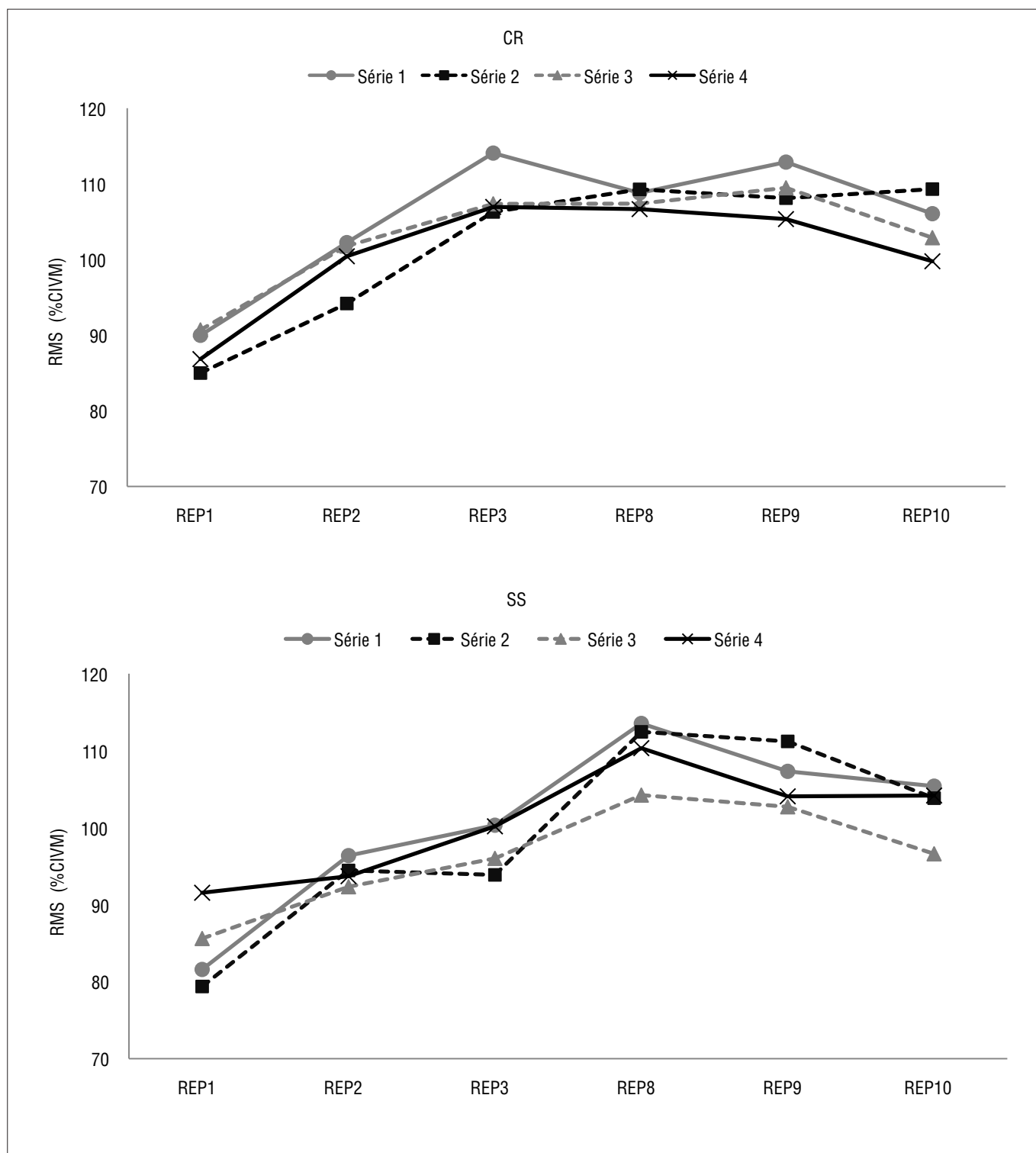
flexores e dos fusos musculares dos extensores, atribuídas à flexão prévia. Seus achados demonstram que a modalidade recíproca tende a gerar um maior torque dos extensores do joelho, o que poderia embasar a menor queda na condição CR. Ao que parece, tal resposta seria explicada por um evento neuromuscular causado pela ação do músculo flexor, que ativaria os OTGs e sua rede de motoneurônios, enquanto, concomitantemente, os fusos musculares dos extensores (alongados) levariam a uma facilitação e melhor desempenho na contração subsequente. Kisner e Colby<sup>3</sup> também sugerem que, durante a ativação concêntrica do agonista, o antagonista apresenta uma inibição recíproca que permite seu relaxamento e que, conseqüentemente, pode facilitar a ação do agonista. Tal resposta pode representar benefícios durante a realização de exercícios com séries múltiplas, no sentido de que a inibição recíproca pode diminuir a suscetibilidade à fadiga muscular ao longo das repetições e favorecer a manutenção de níveis adequados de torque e trabalho ao longo da sessão de exercício. No entanto, essa hipótese precisa ser confirmada em estudos agudos e crônicos (longitudinais) por meio do uso de índices baseados no cálculo de momentos espectrais, adequados à monitoração da fadiga durante contrações musculares dinâmicas<sup>27</sup>.

Apesar da ausência de diferença estatística entre os protocolos, o trabalho gerado pela CR apresentou valores maiores quando comparado a SS, principalmente nas duas últimas séries. Por sua vez, a análise intraprotocolos demonstrou que o desempenho da CR foi melhor, ou seja, teve menores quedas do trabalho, ao contrário da SS. As taxas de queda da CR e SS encontradas nas duas últimas séries (5% e 14%; 7% e 22%, respectivamente) demonstram que o trabalho gerado por duas modalidades de exercício resistido em condições controladas de velocidade, intensidade e séries podem impor desfechos importantes no treinamento. Tal achado aponta para as implicações práticas destacadas por Munn et al.<sup>28</sup> e Kelly et al.<sup>29</sup>, os quais afirmam que aumentos na capacidade de trabalho podem determinar ganhos importantes de força durante o exercício resistido. Programas de exercício devem ser dinâmicos para induzir respostas fisiológicas e ganhos no desempenho,

**Tabela 2.** Valores do RMS (apresentados como % da CIVM) para as quatro séries em cada protocolo de exercício (CR: contração recíproca; SS: supersérie) ao longo das repetições analisadas (dados apresentados em média±desvio-padrão).

		Rep1	Rep2	Rep3	Rep8	Rep9	Rep10
Série 1	SS	81,6±12,6	96,4±26,7*	100,3±20,4†	113,5±20,8‡	107,3±18,2#	105,4±22,7
	CR	89,9±19,5	102,2±25,6*	114,1±23,5†	108,8±23,2	112,9±24,7	106,0±18,3
Série 2	SS	79,4±15,8	94,4±21,5*	93,8±19,3†	112,4±25,1‡	111,2±27,7#	103,8±21,6
	CR	85,0±18,9	94,2±20,2*	106,3±19,4†	109,3±21,8	108,1±20,7	109,3±27,0
Série 3	SS	85,6±16,1	92,3±18,9*	96,0±14,9†	104,2±25,9‡	102,7±19,5#	96,6±17,5
	CR	90,7±24,6	101,8±21,1*	107,3±24,6†	107,4±23,2	109,5±23,3	102,9±24,8
Série 4	SS	91,5±19,5	93,7±17,2*	100,2±14,3†	110,3±23,3‡	104,1±17,9#	104,2±14,3
	CR	86,8±23,4	100,4±22,2*	106,9±21,5†	106,7±20,8	105,4±19,7	99,8±23,5

Diferenças significantes: \*Rep1→Rep2: p=0,003; †Rep2→Rep3: p=0,006; ‡Rep3→Rep8: p=0,000; #Rep8→Rep9: p=0,03. Rep=repetição.



**Figura 2.** Série temporal com os padrões de ativação eletromiográfica (RMS em % CIVM) ao longo das repetições (REP) de exercício nos protocolos CR (contração recíproca) e SS (supersérie).

e as pesquisas devem avançar e incorporar outras variáveis que não apenas os efeitos de séries simples e múltiplas<sup>30</sup>, aspecto muito discutido na literatura<sup>28-32</sup>. Tran e Docherty<sup>33</sup> demonstram que o volume também pode ser expresso tanto pela multiplicação das repetições pela carga utilizada quanto pelo tempo sob tensão durante a contração muscular. Quanto

maior o tempo sob tensão, maiores os efeitos deletérios no processo de excitação-contracção das fibras musculares e, por conseguinte, maior a intensidade da fadiga periférica<sup>33</sup>. Apesar de não ter sido mensurado no nosso estudo, é possível que, no protocolo CR, o grupamento extensor não tenha sido exposto de forma tão intensa (quanto o SS) a fatores relacionados à

fadiga muscular periférica, o que poderia explicar a maior queda de trabalho (interpretado como a capacidade de gerar força por uma distância específica) no protocolo SS.

No presente estudo, não houve diferença nos valores do RMS entre protocolos, corroborando parcialmente Robbins et al.<sup>13</sup>, que não encontraram diferenças de ativação eletromiográfica entre a SS e um método tradicional durante o exercício com três séries. Coburn et al.<sup>34</sup>, ao aplicarem um treinamento de apenas três sessões com um protocolo tradicional de exercício de EJ (quatro séries de dez repetições a 30°.s<sup>-1</sup> e 270°.s<sup>-1</sup>), também não encontraram diferenças no RMS pós-treinamento, o que representa um argumento quanto à ausência de diferença entre as modalidades no nosso estudo. É ponto consensual na literatura que a amplitude do sinal eletromiográfico está relacionada com a ativação de unidades motoras, e que o domínio da frequência reflete a velocidade de condução do potencial de ação<sup>24,35</sup>, caracterizando a EMG como importante ferramenta de avaliação das adaptações neurais pós-exercício. No estudo clássico de Moritani e deVries<sup>36</sup>, foram encontrados aumentos na amplitude do sinal eletromiográfico após duas semanas de treinamento, demonstrando que efeitos neurais foram responsáveis pelos aumentos de força na fase inicial. Os achados de Moritani e deVries<sup>36</sup> e Coburn et al.<sup>34</sup> demonstram que talvez a natureza aguda do nosso estudo não tenha sido suficiente para determinar diferenças entre as modalidades CR e SS. Entretanto, a interação significativa entre protocolos e repetições, somada ao padrão visual das curvas, representa indícios de que, no terço inicial do exercício, a modalidade CR proporciona uma ativação mais intensa, que se mantém até o final. Vale destacar que uma das limitações do presente estudo foi a não-avaliação da coativação dos músculos antagonistas. Outra limitação seria a falta de um grupo controle para melhor entender as respostas neuromusculares dos extensores do joelho sem uma prévia pré-carga dos antagonistas.

Dentre as aplicações clínicas dos protocolos, é possível destacar o aumento da estabilidade do joelho ao fortalecer grupamentos agonistas e antagonistas<sup>37</sup>. Os músculos antagonistas proporcionam controle das forças mecânicas que causam instabilidade articular gerada durante a ação dos agonistas, demonstrando que o fortalecimento de grupamentos musculares antagonistas pode restaurar ou aumentar o equilíbrio muscular em uma articulação<sup>38</sup>. Assim, as modalidades CR e SS implicam a redução do risco de lesões ao gerar maior estabilidade articular e, ao mesmo tempo, favorecer o ganho de força muscular<sup>39</sup>. Nesse sentido, recomenda-se que fisioterapeutas e profissionais da área desportiva incluam, em suas estratégias de tratamento/treinamento, exercícios resistidos com ações recíprocas ou alternadas. Tais estratégias podem influenciar as habilidades neuromusculares necessárias para atividades que requerem controle motor de músculos primários e estabilizadores do joelho<sup>3</sup>, auxiliar na prevenção de desequilíbrios articulares<sup>40</sup> e na estabilização dinâmica em casos de deficiência do ligamento cruzado anterior<sup>37</sup>. Nesse caso, sugere-se o delineamento de estudos longitudinais para melhor verificar as possíveis adaptações resultantes dos protocolos CR e SS. Desse modo, será possível elucidar qual modalidade é mais eficaz para o ganho de força e para o desempenho muscular em diferentes populações.

## Agradecimentos

À Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF), processo n°. 2009/00212-2, e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) - (processos n. 306114/2009-7 e 474740/2009-9), pelo apoio financeiro.

## Referências

- Ratamess NA, Alvar BA, Evetoch TK, Housh TJ, Kibler WB, Kraemer WJ, et al. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(3):687-708.
- ACSM. American College of Sports Medicine (ACSM). Diretrizes do ACSM para os testes de esforço e sua prescrição. 7ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2007.
- Kisner C, Colby LA. Therapeutic exercise. Foundations and techniques. 5ª ed. Philadelphia: Davis Company; 2007.
- Warburton DE, Nicol CW, Bredin SS. Prescribing exercise as preventive therapy. *CMAJ.* 2006;174(7):961-74.
- Traete RF, Pinto KNZ, Mattiello-Rosa SM. Relação entre a lesão condral e o pico de torque após reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho: estudo de casos. *Rev Bras Fisioter.* 2007;11(3):239-43.
- Fleck SJ, Kraemer WJ. Fundamentos do treinamento de força muscular. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed; 2006.
- Gentil P, Oliveira E, Fontana K, Molina G, Oliveira RJ, Bottaro M. Efeitos agudos de vários métodos de treinamento de força no lactato sanguíneo e características de cargas em homens treinados recreacionalmente. *Rev Bras Med Esporte.* 2006;12(6):303-7.
- Júnior VAR, Bottaro M, Pereira MCC, Andrade MM, Júnior PRWP, Carmo JC. Análise eletromiográfica da pré-ativação muscular induzida por exercício monoarticular. *Rev Bras Fisioter.* 2010;14(2):158-65.
- Burke DG, Pelham TW, Holt LE. The influence of varied resistance and speed of concentric antagonistic contractions on subsequent concentric agonistic efforts. *J Strength Cond Res.* 1999;13(3):193-7.
- Maynard J, Ebben WP. The effects of antagonist pre-fatigue on agonist torque and electromyography. *J Strength Cond Res.* 2003;17(3):469-74.
- Baker D, Newton RU. Acute effect on power output of alternating an agonist and antagonist muscle exercise during complex training. *J Strength Cond Res.* 2005;19(1):202-5.
- Kelleher AR, Hackney KJ, Fairchild TJ, Keslacy S, Ploutz-Snyder LL. The metabolic costs of reciprocal supersets vs. traditional resistance exercise in young recreationally active adults. *J Strength Cond Res.* 2010;24(4):1043-51.

13. Robbins DW, Young WB, Behm DG, Payne WR. The effect of a complex agonist and antagonist resistance training protocol on volume load, power output, electromyographic responses, and efficiency. *J Strength Cond Res.* 2010;24(7):1782-9.
14. Bohannon RW. Knee extension torque during repeated knee extension-flexion reversals and separated knee extension-flexion dyads. *Phys Ther.* 1985;65(7):1052-4.
15. Bohannon RW, Gibson DF, Larkin P. Effect of resisted knee flexion on knee extension torque. *Phys Ther.* 1986;66(8):1239-41.
16. Grabiner MD, Hawthorne DL. Conditions of isokinetic knee flexion that enhance isokinetic knee extension. *Med Sci Sports Exerc.* 1990;22(2):235-44.
17. Roy MA, Sylvestre M, Katch FI, Katch VL, Lagassé PP. Proprioceptive facilitation of muscle tension during unilateral and bilateral knee extension. *Int J Sports Med.* 1990;11(4):289-92.
18. Miller JP, Croce RV, Hutchins R. Reciprocal coactivation patterns of the medial and lateral quadriceps and hamstrings during slow, medium and high speed isokinetic movements. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(4):233-9.
19. Jeon HS, Trimble MH, Brunt D, Robinson ME. Facilitation of quadriceps activation following a concentrically controlled knee flexion movement: the influence of transition rate. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31(3):122-32.
20. Carregaro RL, Gentil P, Brown LE, Pinto RS, Bottaro M. Effects of antagonist pre-load on knee extensor isokinetic muscle performance. *J Sports Sci.* 2011;29(3):271-8.
21. Parcell AC, Sawyer RD, Tricoli VA, Chinevere TD. Minimum rest period for strength recovery during a common isokinetic testing protocol. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(6):1018-22.
22. Stumbo TA, Merriam S, Nies K, Smith A, Spurgeon D, Weir JP. The effect of hand-grip stabilization on isokinetic torque at the knee. *J Strength Cond Res.* 2001;15(3):372-7.
23. Merletti R. Standards for reporting EMG data. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*; 1999.
24. Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther.* 2000;80(5):485-98.
25. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-74.
26. Basmajian JV, DeLuca CJ. *Muscles Alive. Their functions revealed by electromyography.* 5<sup>th</sup> ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985.
27. Dimitrov GV, Arabadzhiev TI, Mileva KN, Bowtell JL, Crichton N, Dimitrova NA. Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38(11):1971-9.
28. Munn J, Herbert RD, Hancock MJ, Gandevia SC. Resistance training for strength: effect of number of sets and contraction speed. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(9):1622-6.
29. Kelly SB, Brown LE, Coburn JW, Zinder SM, Gardner LM, Nguyen D. The effect of single versus multiple sets on strength. *J Strength Cond Res.* 2007;21(4):1003-6.
30. Galvão DA, Taaffe DR. Single- vs. multiple-set resistance training: recent developments in the controversy. *J Strength Cond Res.* 2004;18(3):660-7.
31. Rhea MR, Alvar BA, Burkett LN, Ball SD. A meta-analysis to determine the dose response for strength development. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(3):456-64.
32. Humburg H, Baars H, Schröder J, Reer R, Braumann KM. 1-set vs. 3-set resistance training: a crossover study. *J Strength Cond Res.* 2007;21(2):578-82.
33. Tran QT, Docherty D. Dynamic training volume: a construct of both time under tension and volume load. *J Sports Sci Med.* 2006;5(4):707-13.
34. Coburn JW, Housh TJ, Malek MH, Weir JP, Cramer JT, Beck TW, et al. Neuromuscular responses to three days of velocity-specific isokinetic training. *J Strength Cond Res.* 2006;20(4):892-8.
35. Hassani A, Patikas D, Bassa E, Hatzikotoulas K, Kellis E, Kotzamanidis C. Agonist and antagonist muscle activation during maximal and submaximal isokinetic fatigue tests of the knee extensors. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16(6):661-8.
36. Moritani T, deVries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med.* 1979;58(3):115-30.
37. Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med.* 1987;15(3):207-13.
38. Baratta R, Solomonow M, Zhou H, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med.* 1988;16(2):113-22.
39. Andersen LL, Magnusson SP, Nielsen M, Haleem J, Poulsen K, Aagaard P. Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation. *Phys Ther.* 2006;86(5):683-97.
40. Poletto PR, Santos HH, Salvini TF, Coury HJCG, Hansson GA. Peak torque and knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training of quadriceps in healthy subjects. *Rev Bras Fisioter.* 2008;12(4):331-7.