

# FUNÇÃO DO BÍCEPS BRAQUIAL DURANTE FLEXÃO DE COTOVELO COM RADIOULNAR EM PRONAÇÃO\*

Dr. JEFFERSON FAGUNDES LOSS

Doutor em engenharia pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)  
Professor associado do Departamento de Educação Física da UFRGS (Rio Grande do Sul – Brasil)  
E-mail: jefferson.loss@ufrgs.br

SOLON BOITO MAURMANN

Especialista em treinamento personalizado pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)  
(Rio Grande do Sul – Brasil)  
E-mail: soloncc@hotmail.com

Ms. DENISE PASCHOAL SOARES

Mestre em ciência do movimento humano pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)  
Doutoranda da Universidade do Porto (Porto – Portugal)  
E-mail: denisesoares@hotmail.com

Ms. LUIZ FERNANDO RIBEIRO MORAES

Mestre em ciência do movimento humano pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)  
Professor adjunto do Departamento de Educação Física da UFRHS (Rio Grande do Sul – Brasil)  
E-mail: lfmoraes@hotmail.com

Dr. FLÁVIO ANTÔNIO DE SOUZA CASTRO

Doutor em ciência do movimento humano pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)  
Professor adjunto do Departamento de Educação Física da UFRGS (Rio Grande do Sul – Brasil)  
E-mail: souza.castro@ufrgs.br

## RESUMO

*A literatura apresenta duas teorias distintas para explicar a inibição do músculo bíceps braquial durante exercícios de flexão de cotovelo com a articulação radioulnar em pronação. Portanto, o objetivo do presente trabalho foi verificar qual das teorias seria a mais adequada para explicar a baixa ativação do bíceps braquial durante os exercícios de flexão de cotovelo com a articulação radioulnar em pronação. Sete indivíduos realizaram os exercícios com uma carga relativa de 85% de uma repetição máxima. Os sinais eletromiográficos dos músculos*

---

\* O presente trabalho não contou com apoio financeiro de nenhuma natureza, tampouco houve conflitos de interesses para a sua realização.

*bíceps braquial (porções curta e longa), braquiorradial, flexores e extensores do punho foram analisados no domínio do tempo. Um maior número de repetições e maior sinal eletromiográfico para o músculo bíceps braquial no exercício rosca forçada parece estar relacionado à capacidade de ativação do músculo, pelo sistema nervoso, independente da posição articular desfavorável a ele.*

*PALAVRAS-CHAVE: Cotovelo; sistema musculoesquelético; eletromiografia.*

## INTRODUÇÃO

A musculação apresenta-se hoje como uma importante atividade nas áreas de preparação física, prevenção e recuperação de lesões, desenvolvimento muscular e, até mesmo, como forma de lazer ou manutenção da atividade física diária na fuga do sedentarismo e busca de uma vida mais saudável (ROSÁRIO; LIBERALI, 2008). No que se refere a essa atividade, a literatura atual determina as funções dos diferentes grupos musculares que são responsáveis pelos diversos exercícios existentes na prática da musculação. Todavia, ainda são encontradas discrepâncias e interrogações sobre alguns exercícios específicos.

Em relação à ação da musculatura flexora do cotovelo, há algumas concordâncias: é sabido que, com supinação da articulação radioulnar, a cadeia muscular que tem por função flexionar o cotovelo tem sua funcionalidade aumentada quando comparada a outras posições da articulação radioulnar (WIRHED, 1986; CALAIS-GERMAIN; LAMOTTE, 1991). De maneira específica, durante exercícios com sobrecarga, como por exemplo a “rosca direta” (flexão do cotovelo com a articulação radioulnar supinada) e a “rosca concentrada” (flexão do cotovelo com supinação da articulação radioulnar durante a fase concêntrica e pronação na fase excêntrica), o músculo bíceps braquial é mais ativado do que quando são realizados os exercícios com a articulação radioulnar mantida nas posições neutra e pronada (HALL, 1993; SMITH et al., 1997; LIMA; PINTO, 2006). Em exercícios de flexão do cotovelo associados a um torque de supinação também há uma facilitação da atividade do bíceps braquial (CALDWELL; JAMINSON, 1993).

Também está claro que (a) é na “rosca neutra” (flexão do cotovelo com a articulação radioulnar na posição neutra) que o músculo braquiorradial tem sua ação mais potente como flexor do cotovelo (HALL, 1993); (b) que na “rosca inversa” (flexão do cotovelo com a articulação radioulnar pronada) o músculo bíceps braquial é menos ativado que nas três situações anteriores (HALL, 1993; SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997; LIMA; PINTO, 2006); (c) e que o músculo braquial é um importante flexor dessa articulação (HALL, 1993; SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997; RASCH; BURKE, 1997) e sua ativação independe da posição da articulação radioulnar (HALL, 1993; KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995; SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997).

Em meio a essas afirmações, os livros-texto divergem nos motivos pelos quais o músculo bíceps braquial é menos ativado durante o exercício de “rosca inversa”. Há na literatura diferentes explicações para a mesma questão e algumas contradições, o que pode gerar confusões ao acadêmico e, até mesmo, ao profissional dessa área. Das diferentes explicações que surgem para esse fato, há duas correntes principais que buscam responder a essa questão.

Uma delas (HAMILL; KNUTZEN, 1999; LIMA; PINTO, 2006) defende que, quando a articulação radioulnar está em pronação, a musculatura flexora do cotovelo tem sua capacidade total de geração de força diminuída como consequência de uma disposição anatômica menos eficiente do músculo bíceps braquial, que é um dos músculos mais importantes na flexão do cotovelo. Essa teoria afirma que o bíceps braquial fica anatomicamente desfavorecido pelo fato de que a tuberosidade do rádio, onde o tendão do bíceps tem sua inserção, permanece rodada medialmente, produzindo um giro do tendão em torno do osso (HAMILL; KNUTZEN, 1999; LIMA; PINTO, 2006), ficando, então, esse músculo, sem condições ideais para a produção de força (HAY; REID, 1985; HALL, 1993), reduzindo sua eficiência como flexor do cotovelo.

A outra corrente (RASCH; BURKE, 1997) defende que essa redução na eficácia da produção de força ocorre por uma interferência do sistema nervoso central (SNC) na emissão de impulsos para a junção neuromuscular do bíceps braquial a fim de impedir o movimento de supinação da articulação radioulnar. Essa teoria citada por Rasch e Burke (1997) é a de que o bíceps é inibido de atuar nessa posição de pronação por tratar-se de um potente supinador e, então, se for recrutado para auxiliar a flexão do cotovelo, será ativado também para realizar a supinação da radioulnar, movimento que é indesejado por se querer fazer uma flexão em pronação. Nesse caso é o sistema nervoso central que, em razão dos impulsos aferentes dos músculos pronadores, por meio de uma alça de retroalimentação negativa aos centros de controle do bíceps braquial, reduz a ativação desse músculo para impedir que a articulação radioulnar seja supinada.

Sendo assim, tendo como proposta dar um direcionamento a essas interrogações que permanecem levantando dúvidas a respeito da atividade da musculatura flexora do cotovelo, durante o exercício de rosca inversa, o objetivo deste trabalho foi verificar qual das teorias é a mais adequada para explicar a baixa ativação do bíceps braquial durante exercícios de flexão de cotovelo mantendo em pronação a articulação radioulnar.

## PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Sete sujeitos participaram deste estudo, sendo três homens e quatro mulheres, todos saudáveis e isentos de qualquer lesão articular de punho, cotovelo ou

ombro que pudesse interferir na realização das tarefas. Para o cálculo do tamanho amostral foi utilizado o *software* Winpipe, com nível de significância 0,05, uma variabilidade (desvio-padrão) de 1,5 e poder de previsão de 80%, que indicou como sete o número de indivíduos necessários para detectar diferenças significativas entre os exercícios. A massa corporal dos indivíduos foi verificada em uma balança eletrônica Filizola, aferida pelo Inmetro. Os dados antropométricos dos indivíduos podem ser visualizados na Tabela 1. Todos os indivíduos eram praticantes de musculação ou já a haviam praticado por, no mínimo, seis meses. Apenas um sujeito não conseguiu realizar os exercícios em toda sua amplitude articular, alegando dor articular no punho, e foi eliminado da amostra. Antes da obtenção de todos os dados, os sujeitos foram informados, verbalmente e por escrito, de todos os procedimentos e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido de participação neste estudo. Todos os procedimentos realizados respeitaram os critérios éticos de pesquisa dentro dos termos das resoluções n. 196/96 e n. 251/97 do Conselho Nacional de Saúde, e o projeto obteve aprovação do Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (número 2007752), local onde o estudo foi realizado.

Foram comparados dois diferentes exercícios que trabalham predominantemente flexores do cotovelo, ambos com auxílio de uma barra de aço (60N de peso e 1,50m de comprimento), em posição de pronação da articulação radioulnar. Um desses exercícios era uma flexão do cotovelo em que o indivíduo era orientado a manter a posição pronada da articulação radioulnar durante todo o exercício. Esse exercício foi chamado de “rosca inversa” (RI). O outro era também uma flexão do cotovelo com pronação da articulação radioulnar, no entanto, o indivíduo era orientado a tentar supinar a articulação radioulnar durante a fase concêntrica do exercício, como que tentando “quebrar ou entortar” a barra. A barra, por ser rígida, impedia a supinação da radioulnar, apesar da solicitação desse movimento pelo executante. Este último exercício foi chamado de “rosca forçada” (RF). Para análise dos resultados considerou-se que em ambas execuções (RI e RF) o movimento foi unicamente de flexão do cotovelo, e mesmo na RF, onde havia intenção de supinar, a barra fornecia um impedimento suficiente para que nenhuma supinação ocorresse. O protocolo para realização das coletas, criado especificamente para este estudo, foi dividido em três etapas: identificação da carga de exercício (etapa A), coleta 1 (etapa B) e coleta 2 (etapa C).

Para a identificação da carga de exercício que seria utilizada no momento do teste foi realizado um teste de uma repetição máxima (1RM) do exercício de RI. O teste de 1RM consistia em identificar a maior carga com que o indivíduo podia realizar uma única repetição do exercício de rosca inversa. Esse teste consistiu em uma série de no máximo três tentativas, quando era estipulada uma carga inicial para

cada indivíduo, de acordo com seu peso corporal e com seu grau de treinamento, visando que este realizasse uma única repetição do exercício. Se o sujeito realizasse somente uma repetição, então se identificava o valor de sua carga de 1RM. Se fosse realizada mais de uma repetição, aplicava-se o fator de correção sugerido na literatura (LOMBARDI, 1989) para a carga inicial e, então, era realizada uma nova tentativa, buscando a repetição única. Após isso ainda se podia aplicar novamente o fator de correção, fazendo-se uma terceira e última tentativa para encontrar o valor correspondente a 1RM. Caso, após a terceira tentativa, ainda não fosse encontrado o valor de 1RM, o teste era refeito após um intervalo não inferior a 24h. O teste de 1RM foi realizado no mínimo sete e no máximo 15 dias antes do início das coletas, para que o fator treinamento não interferisse nelas. Ainda na etapa A foram demonstrados aos indivíduos os exercícios de RI e RF a serem realizados nas etapas B e C, para que estes já estivessem familiarizados e adaptados com a tarefa no momento das coletas, além de obtidos os dados individuais de massa corporal e idade dos participantes.

Durante a etapa B o sujeito realizava um aquecimento que consistia em alongamentos, ativos e de curta duração, específicos para a musculatura flexora do cotovelo e para a musculatura flexora e extensora do punho, além de 20 repetições alternadas dos exercícios a serem realizados (RI e RF), com uma carga média de  $30 + 5\%$  do 1RM verificado na identificação da carga. Após o alongamento e aquecimento foram realizados os dois exercícios (RI e RF). Os sujeitos foram orientados a realizar o número máximo de repetições possíveis em ambos os exercícios, finalizando-os, somente, quando houvesse fadiga completa da musculatura. O número de execuções completas em cada um dos exercícios era registrado. Entre um exercício e outro foram observados 5 minutos de intervalo para recuperação, a fim de minimizar uma possível influência do fator fadiga. A carga utilizada nessa etapa em ambos os exercícios era a mesma, o equivalente à  $85 + 4\%$  do 1RM. A variação do percentual deu-se pela impossibilidade de utilizar o valor "exato" de 85%, tendo em vista que as menores anilhas disponíveis eram de 0,5kg. A indução à fadiga procurava apontar se em alguma das situações (RI ou RF) o número de repetições era maior. Como a carga utilizada em ambos os casos era a mesma, uma eventual diferença entre o número de execuções de cada caso estaria associada às especificidades do exercício. Mesmo com o intervalo de 5 minutos entre as situações não havia garantia de que a fadiga induzida na execução do primeiro exercício não afetasse a execução do segundo exercício. Sendo assim, quatro sujeitos escolhidos aleatoriamente realizaram na etapa B, primeiramente, a rosca inversa, e depois, a rosca forçada. Os demais, primeiramente a rosca forçada, e depois a rosca inversa. Durante a etapa C foram feitos os mesmos procedimentos iniciais (alongamento e

aquecimento) e, então, foram realizados os mesmos exercícios com a mesma carga, porém na ordem inversa ao realizado na etapa B. As etapas B e C apresentaram sete dias de intervalo entre elas.

Durante a execução dos exercícios, nas três etapas do estudo, os músculos bíceps braquial porção curta (BPC), bíceps braquial porção longa (BPL), braquiorradial (BRD), grupo dos flexores do punho e dedos (FLP) e grupo de extensores do punho e dedos (EXP) foram monitorados por meio de eletromiografia de superfície (EMG). O equipamento utilizado foi um eletromiógrafo de oito canais (Bortec Electronics Inc., Calgary, Canadá), conectado a um microcomputador Pentium II 200MHz. Para o registro dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos descartáveis de superfície (Kendall, MEDITRACE – 100; Ag/AgCl; diâmetros da superfície de captação de 1cm e do disco de gel condutor de 2,2cm) na configuração bipolar, com distância entre seus centros de 2,5cm. A taxa de aquisição do sinal eletromiográfico foi de 2.000Hz por canal. Foram observados os padrões sugeridos na literatura da área (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; MERLETTI, 1999; SODERBERG; KNUTSON, 2000) para o registro dos sinais eletromiográficos. Os eletrodos foram alinhados longitudinalmente às fibras musculares e fixados sobre o ventre mais proeminente dos músculos. O eletrodo de referência foi fixado na porção medial da clavícula direita.

A referência ao grupo dos flexores e extensores do punho e dedos, e não a um músculo específico, deu-se pela dificuldade de precisar a captação do sinal eletromiográfico nessa região do antebraço. A grande área de abrangência que os eletrodos de superfície apresentam acarreta o risco de captar sinais de outros músculos e não apenas daquele que se pretende estudar, fenômeno conhecido por *crossstalk* (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Reconhecendo-se essa limitação, optou-se por posicionar os eletrodos nos terços proximal anterior e posterior do antebraço e referir-se ao sinal oriundo dessas regiões como sendo proveniente de todo o grupamento muscular flexor e extensor do punho e dedos.

A posição das articulações do cotovelo e radioulnar foi monitorada utilizando-se um eletrogoniômetro e um eletrotorçômetro (Biometrics Ltd, Cwmfelinfach, Reino Unido; modelos XM180 e Z180, respectivamente). Ambos os sensores foram conectados ao mesmo computador utilizado para eletromiografia, de forma que o sinal da posição angular dessas articulações foi simultaneamente coletado ao sinal eletromiográfico.

Os sinais EMG foram analisados no domínio do tempo, com o cálculo dos valores *root mean square* (RMS), após filtragem (Butterworth de 5ª ordem, entre 10 e 500Hz), referentes a cada repetição, identificada pelos ângulos do cotovelo obtidos do eletrogoniômetro. Os valores RMS obtidos dos sinais EMG eram referentes a todo período de ativação da repetição, independente se fase excêntrica

ou concêntrica. As comparações entre os sinais EMG foram realizadas somente intramúsculos, entre os exercícios RI e RF, e sempre em uma mesma etapa, ou seja, sem a retirada dos eletrodos.

Com relação as análises estatísticas, foram calculados as médias e os desvios-padrão (dados antropométricos, número de repetições e dados eletromiográficos). Para o cálculo do tamanho amostral foi utilizado o *software* Winpipe, com nível de significância 0,05, uma variabilidade (desvio-padrão) de 1,5 e poder de previsão de 80%, que indicou como sete o número de indivíduos necessários para detectar diferenças significativas entre os exercícios. A distribuição dos dados foi verificada com um teste de Shapiro-Wilk; como nem todos os dados apresentaram distribuição normal e a amostra era de número reduzido, optou-se pela utilização de um teste para dados não paramétricos. A análise estatística foi realizada em duas etapas: primeiro foram comparados os dados obtidos dos mesmos exercícios, mas realizados nas diferentes sequências; essa análise mostrou que não houve influência da ordem de execução. A partir dos resultados da primeira análise procedeu-se a segunda análise, com o agrupamento de todos os dados obtidos de um mesmo exercício para a comparação com o outro exercício, independente da ordem de execução. Foi utilizado o teste de Wilcoxon, adotando-se  $p < 0,05$  como significativo. Todos os procedimentos foram realizados no aplicativo SPSS v. 12.0

## RESULTADOS

Este estudo foi planejado a fim de avaliar a capacidade de realização de exercícios de flexão do cotovelo e a atividade eletromiográfica de músculos dessa articulação em duas diferentes condições da articulação radioulnar: (a) flexão do cotovelo em pronação da radioulnar e (b) flexão do cotovelo em pronação da radioulnar com tentativa de supinação.

A Tabela 1 apresenta as médias e os respectivos desvios-padrão para as informações de massa corporal, idade e valor de carga obtido para o teste de 1RM.

Tabela 1: Médias e desvios-padrão de massa corporal, idade e carga máxima do teste de 1RM, n = 7

	Massa Corporal (kg)	Idade (anos)	1RM (kg)
Média ± DP	58,8 ± 4,9	26,5 ± 2,4	21,1 ± 4,0

Como a análise estatística indicou não haver influência da ordem de execução dos exercícios e, conseqüentemente, de processos de fadiga, são apresentados na Figura 1 as médias e os respectivos desvios-padrão do número de repetições de cada um dos exercícios analisados nas etapas B e C, analisados em conjunto.

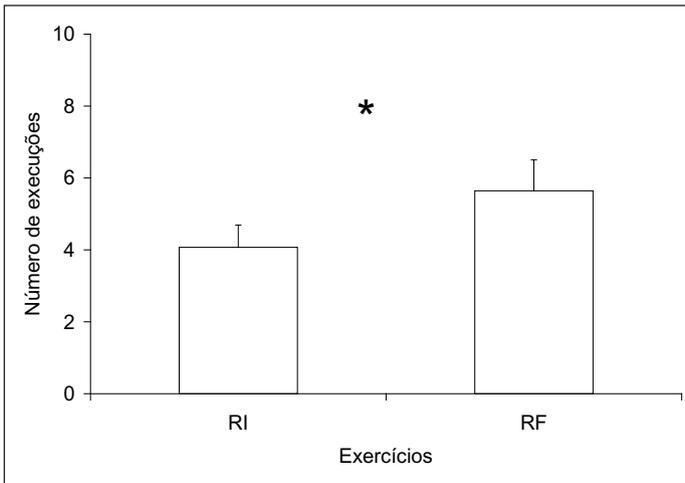


Figura 1: Médias e erro-padrão do número de repetições para os exercícios RI (rosca inversa) e RF (rosca forçada); n = 7; \* diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,049$ ).

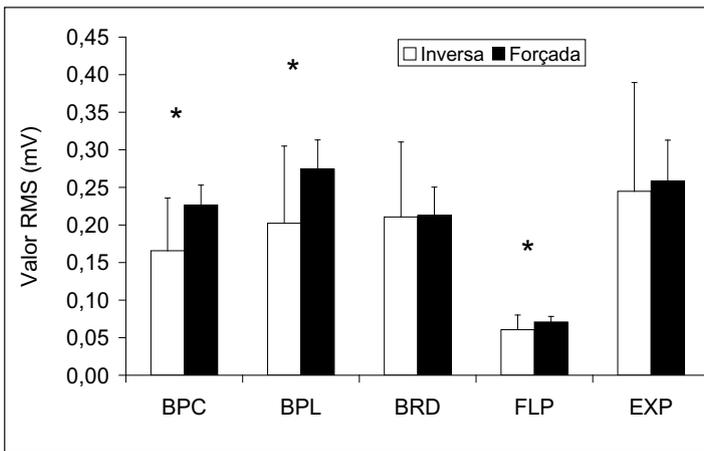


Figura 2: Médias e erro-padrão dos valores RMS obtidos dos músculos bíceps braquial porção curta (BPC) e longa (BPL), braquiorradial (BRD), flexores do punho (FLP) e extensores do punho (EXP); \* diferença estatisticamente significativa (BPC,  $p < 0,001$ ; BPL,  $p = 0,003$ ; FLP,  $p = 0,002$ ).

A Figura 2 apresenta médias e respectivos desvios-padrão dos valores RMS nos exercícios para os diversos grupos musculares monitorados eletromiograficamente, bem como o resultado da comparação intramúsculos. Embora os valores não

estejam normalizados, a comparação de um músculo com ele mesmo em situações diferentes é possível, pois a coleta de ambas as situações foi realizada em sequência, sem a remoção dos eletrodos. O músculo braquiorradial e os extensores de punho não apresentaram diferenças significativas, enquanto os demais foram mais ativados durante os exercícios de rosca forçada. Pode-se inferir dessa forma que houve um maior número de unidades motoras ativadas durante os exercícios de rosca forçada.

## DISCUSSÃO

Comparando os dois tipos de exercício, o número de repetições de RF foi superior aos de RI ( $p < 0,05$ ). Esse resultado indica diretamente que a solicitação de supinação da articulação radioulnar no exercício de rosca forçada fez diferença no número de execuções do exercício. Essa diferença não significa um aumento de força, uma vez que a carga dos exercícios era exatamente a mesma, mas um aumento na resistência muscular, já que os indivíduos conseguiram executar mais execuções com a mesma carga. Esses resultados sugerem que ocorrem alterações no recrutamento da musculatura responsável pela flexão do cotovelo, levando-a a uma melhor funcionalidade durante o exercício de rosca forçada. É possível assumir, então, duas possibilidades para justificar essa diferença: (a) o número de unidades motoras (UM) envolvidas nos exercícios de RI e RF eram exatamente iguais ou (b) o número de unidades motoras variou, sendo maior nos exercícios de RF comparativamente aos de RI.

Considerando-se a possibilidade (a), a explicação para um aumento na resistência estaria fundamentada em uma maior eficiência das UM recrutadas durante RF comparativamente à RI. Outra justificativa seria um recrutamento de UM mais resistentes à fadiga durante a realização dos exercícios de RF. Para ambos os casos, não parece ser plausível admitir que “a intenção de supinar” possa influenciar o processo de seleção das UM a ponto de selecionar tipos específicos (RI recrutar UM rapidamente fadigáveis e RF recrutar UM resistentes à fadiga), ou mesmo afetar a eficiência dessas UM. Dessa forma, parece ser razoável supor que o número de UM entre os dois exercícios deve ter variado.

Considerando-se a possibilidade (b), com o exercício de RF recrutando um número maior de UM, essas UM poderiam estar presentes nos mesmos músculos selecionados para ambas as tarefas ou ainda pertencer a músculos distintos recrutados em cada um dos exercícios. Fazendo uma análise cinesiológica dos exercícios de RI e RF, observa-se que em ambos os exercícios os motores primários responsáveis pelo movimento de flexão do cotovelo são os músculos braquial, bíceps braquial e braquiorradial (considerando-se desprezível a atuação de músculos delgados que

cruzam a articulação do cotovelo e do punho e que podem participar de maneira secundária). A diferença entre RI e RF está na solicitação voluntária de supinação da radioulnar no exercício de RF. Dessa forma, presume-se que os músculos supinadores terão uma participação efetiva na execução do exercício. Novamente, desconsiderando a participação acessória dos músculos que cruzam a articulação do cotovelo e do punho, os principais músculos responsáveis pela supinação do antebraço são o bíceps braquial, o braquiorradial (estando a articulação radioulnar em posição de pronação) e o supinador (CALAIS-GERMAIN; LAMOTTE, 1991). Os dois primeiros, além de supinadores, são também flexores do cotovelo. O supinador age principalmente na supinação, mas pode-se inferir que atue debilmente como extensor do cotovelo, uma vez que a origem das fibras superficiais cruza a articulação do cotovelo, inserindo-se na porção distal, posterior e lateral do úmero. Assim sendo, a única alternativa viável é que um número maior de unidades motoras recrutadas esteja presente nos mesmos músculos que participam dos exercícios de RI e RF, ou seja, o bíceps braquial e/ou o braquiorradial devem ser mais ativados durante a RF relativamente à RI. Essa suposição é corroborada pela eletromiografia de superfície, que apresenta de forma significativa maiores ativações no bíceps braquial, porções curta e longa, e no grupo dos flexores de punho. Similarmente, já foi reportada maior atividade eletromiográfica do bíceps braquial quando combinadas as tarefas de supinação e flexão, comparativamente à situação única de flexão (SERRES et al., 1992; BECHTEL; CALDWELL, 1994; PÉROT et al., 1996; DUPONT; GAMET; PÉROT, 2000), bem como a manutenção da atividade eletromiográfica do braquiorradial em ambas as situações (SERRES et al., 1992), ou mesmo redução (BECHTEL; CALDWELL, 1994), porém sempre em contrações isométricas.

Do ponto de vista estritamente mecânico, tem sido demonstrado que não há diferença na capacidade de produção de torque de flexão do cotovelo por ocasião da mudança do local da inserção do tendão do bíceps braquial (KLONZ et al., 2003; HENRY et al., 2007; WEINSTEIN et al., 2008), sugerindo que a fixação junto à tuberosidade do rádio não seja um fator limitante.

Retornando a teoria da incapacidade anatômica do bíceps em gerar força em posição de pronação da articulação radioulnar, o acréscimo do número de repetições durante a RF poderia unicamente ser atribuído a uma maior ativação do músculo braquiorradial. Não obstante, o músculo braquiorradial, que não é citado na literatura como incapacitado de atuar como flexor de cotovelo em posição de pronação da articulação radioulnar, não apresenta diferença de ativação eletromiográfica entre os exercícios (Figura 2). Dessa forma, é bastante razoável supor que o bíceps braquial tenha contribuído com mais unidades motoras durante a RF. Considerando que não existem alterações anatômicas significativas entre os dois exercícios, a teoria da

incapacidade de recrutamento do bíceps por “disposição anatômica desfavorável” não parece se adequar aos resultados encontrados.

Considerando a teoria em que a ativação do bíceps braquial seria reduzida para evitar uma supinação, quando existe uma intenção de supinar, como no exercício da RF, o bíceps estaria “liberado” para ser recrutado, e incrementaria de forma significativa o número de UM atuantes durante a RF. A ação do bíceps braquial nas tarefas de flexão e supinação, a partir de uma posição pronada, já foi reportada em situações involuntárias, a partir da estimulação elétrica desse músculo (NAITO et al., 2002), reforçando a ideia de inibição desse músculo durante flexão do cotovelo com manutenção da pronação. Os maiores valores RMS encontrados para ambas as porções do bíceps braquial durante o exercício RF corroboram essa ideia. Assim sendo, a teoria da inibição do bíceps pelo SNC parece justificar melhor os resultados encontrados neste estudo.

## CONCLUSÕES

A hipótese de que o bíceps braquial tem sua efetividade diminuída quando a articulação radioulnar está em pronação em função de seu posicionamento não concorda com os resultados deste estudo, pois apesar de não haver o movimento de supinação, a solicitação voluntária desse movimento permitiu que o bíceps braquial participasse da flexão do cotovelo, influenciando significativamente a produção de força nessa articulação durante o exercício de RF.

Os resultados apontam na direção de que o fato de o bíceps braquial não participar efetivamente da flexão do cotovelo com o antebraço pronado ocorre por uma estratégia do SNC em não recrutar o bíceps para impedir que a articulação radioulnar seja supinada.

Pode-se afirmar que, mesmo com a articulação radioulnar pronada, se for requisitada uma supinação dessa articulação, como que numa tentativa de “quebrar” ou “entortar” a barra fixa, o bíceps é ativado para realizar a supinação (apesar da barra fixa impedir o movimento requisitado) e, conseqüentemente, sua ativação irá auxiliar também na flexão do cotovelo, auxiliando nesse movimento por tratar-se o bíceps de um importante flexor.

### Brachial biceps function during pronate elbow flexion

*ABSTRACT: Currently, the literature offers two theories to explain the inhibition of the brachial biceps muscle during elbow flexion exercises with the radio-ulnar joint in the pronate position.*

The aim of the present study was to evaluate which of these theories best explains the low activation of the brachial biceps in this situation. Seven subjects performed the exercises with a load set at 85% of MRI. The EMG signals from the brachial biceps muscles (long and short portions), brachioradial, wrist flexor and extensor muscles were analyzed in the time domain. A greater number of repetitions and higher RMS values for the brachial biceps seem to be related to the capacity of the central nervous system to activate the brachial biceps, even when positioned unfavorably.

KEY WORDS: Elbow; musculoskeletal system; electromyography.

## Función del bíceps braquial durante la flexión de codo con la articulación radio cubital en pronación

RESUMEN: La literatura presenta dos teorías diferentes para la inhibición del músculo bíceps braquial durante ejercicios de flexión de codo con la articulación radio-cúbital en pronación. El objetivo de este trabajo es verificar cual de las teorías es mas adecuada para explicar la baja activación del bíceps braquial en esta situación. Siete individuos realizaron los ejercicios con una carga relativa de 85% de 1RM. Las señales EMG de los músculos bíceps braquial (porción corta y larga), braquioradial, flexores y extensores de puño fueron analizadas en el dominio del tiempo. Mayor número de repeticiones y altos valores de RMS para el bíceps braquial en el ejercicio RF, parecen estar relacionados con la capacidad de activación del músculo, por el sistema nervioso, aún en posiciones articulares desfavorables.

PALABRAS CLAVES: Flexión de codo; bíceps braquial; electromiografía.

## REFERÊNCIAS

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

BECHTEL, R.; CALDWELL, G. E. The influence of task and angle on torque production and muscle activity at the elbow. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 4, n. 4, p. 195-204. 1994.

CALAIS-GERMAIN, B.; LAMOTTE, A. *Anatomia para o movimento*. V. 2 : Bases de exercícios. São Paulo: Manole, 1991.

CALDWELL, G. E.; JAMINSON, C. Muscle synergies and isometric torque production: influence of supination and pronation level on elbow flexion. *Journal of Neurophysiology*, v. 3, n. 70, p. 947-960, 1993.

DUPONT, L.; GAMET, D.; PEROT, C. Motor unit recruitment and EMG power spectra during ramp contractions of a bifunctional muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, n. 4, p. 217-224, 2000.

- HALL, S. *Biomecânica básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. *Bases biomecânicas do movimento humano*. São Paulo: Manole, 1999.
- HAY, J.; REID, G. *As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano*. Rio de Janeiro: Prentice-Hall, 1985.
- HENRY, J.; FEINBLATT, J.; KAEDING, C. C.; LATSHAW, J.; LITSKY, A.; SIBEL, R.; STEPHENS, J. A.; JONES, G. L. Biomechanical analysis of distal biceps tendon repair methods. *Am J Sports Med*, v. 35, n. 11, p. 1.950-1.954, 2007.
- KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. *Músculos, provas e funções*. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995.
- KLONZ, A.; LOITZ, D.; WÖHLER, P.; REILMANN, H. Rupture of the distal biceps brachii tendon: isokinetic power analysis and complications after anatomic reinsertion compared with fixation to the brachialis muscle. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 12, n. 6, p. 607-611, 2003.
- KNUTTGEN, H. G.; KRAEMER, W. J. Terminology and measurement in exercise performance. *Journal of Applied Sport Science Research*, v. 1, n. 1, p. 1-10, 1987.
- LIMA, C. S.; PINTO, R. S. *Cinesiologia e musculação*. Porto Alegre: Artmed, 2006.
- LOMBARDI, V. P. *Beginning weight training: the safe and effective way*. Dubuque: Wm. C. Brown Company Publishers, 1989.
- MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 1, p. III-IV, 1999.
- NAITO, A.; YAJIMA, M.; CHISHIMA, M.; SUN, Y. J. A motion of forearm supination with maintenance of elbow flexion produced by electrical stimulation to two elbow flexors in humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 12, n. 4, p. 259-265, 2002.
- PEROT, C.; ANDRE, L.; DUPONT, L.; VANHOUTTE, C. Relative contributions of the long and short heads of the biceps brachii during single or dual isometric tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 6, n. 1, p. 3-11, 1996.
- RASCH, P. J.; BURKE, R. K. *Cinesiologia e anatomia aplicada*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.
- ROSARIO, F. R.; LIBERALI, R. Perfil de saúde e antropométrico dos indivíduos iniciantes na prática da musculação. *Revista Brasileira de Obesidade, Nutrição e Emagrecimento*, v. 2, n. 7, p. 64-78, 2008.
- SERRES, S. J.; HEBERT, L. J.; ARSENAULT, A. B.; GOULET, C. Effect of pronation and supination tasks on elbow flexor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 2, n. 1, p. 53-58, 1992.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. *Cinesiologia clínica de Brunnstron*. 5. ed. São Paulo: Manole, 1997.

SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical Therapy*, v. 80, n. 5, p. 485-498, 2000.

WEINSTEIN, D.M.; CICCONE, W.J.; BUCKLER, M. C.; BALTHROP, P. M.; BUSEY, T. D.; ELIAS, J. J. Elbow function after repair of the distal biceps brachii tendon with a two-incision approach. *J Shoulder Elbow Surg*, v. 17, n. 1, p. 82S-86S, 2008.

WIRHED, R. *Atlas de anatomia do movimento*. São Paulo: Manole, 1986.

Recebido: 12 mar. 2009

Aprovado: 5 nov. 2009

Endereço para correspondência

Jefferson Fagundes Loss

Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul  
(UFRGS)

Rua Felizardo, 750, sala 222 – Prédio Lapex

Porto Alegre-RS

CEP 90690-200