

Contribuições Neurais para as Modificações na Força Muscular

J.G. SEMMLER E R.M. ENOKA

Introdução

Para modificar a força exercida por um músculo, o sistema nervoso altera o número de unidades motoras ativas ou varia o nível de ativação das unidades motoras que foram ativadas. Para a maioria da amplitude operante de um músculo, os dois processos são ativados concomitantemente (Seyffarth 1940; Person & Kudina 1972). As unidades motoras são recrutadas sequencialmente, e a frequência na qual cada uma descarrega os potenciais de ação aumenta monotonicamente a certos níveis máximos. Embora a maior parte dos músculos humanos envolva algumas centenas de unidades motoras, a ordem na qual as unidades motoras são ativadas parece ser consideravelmente estereotipada (Denny-Brown & Pennybacker 1938; Henneman 1977; Binder & Mendell 1990). Para a maior parte das tarefas examinadas, as unidades motoras são recrutadas em uma ordem relativamente fixa, que se origina de pequenas a grandes, tendo por base as diferenças de tamanho do neurônio motor, que é a base do Princípio do Tamanho (Size Principle) (Henneman 1957). Embora a variação no tamanho do neurônio motor não seja, *per se*, o determinante principal das diferenças no limiar de recrutamento, um número de propriedades co-varia com o tamanho do neurônio motor e, assim sendo, determina a ordem de recrutamento (Heckman & Binder 1993).

Apesar da presente aceitação do Princípio do Tamanho como uma rubrica para o controle da atividade da unidade motora (Cope & Pinter 1995), nossa compreensão da distribuição da atividade da unidade motora entre um grupo de músculos sinergista é mais rudimentar. Um exemplo proeminente deste déficit, em nosso conhecimento, é a falta de compreensão do papel desempenhado pelo sistema nervoso nos ganhos de força que são alcançados com o treinamento físico. Quando um indivíduo participa de um programa de treinamento de força, muito do aumento da força, especialmente nas primeiras semanas de treinamento, é geralmente atribuído às adaptações que ocorrem no sistema nervoso (Enoka 1988; Sale 1988). Em razão da avaliação de força nos humanos envolver a ativação de múltiplos músculos, os mecanismos neurais que contribuem para os ganhos de força envolvem indubitavelmente a coordenação da atividade da unidade motora dentro e através dos músculos. De qualquer modo, a evidência que identifica os mecanismos neurais específicos é bas-

tante fraca. O objetivo deste capítulo é enfatizar nossa falta de compreensão dos mecanismos neurais que medeiam os ganhos de força e motivar estudos mais sistemáticos e críticos a respeito deste assunto.

Para atingir este objetivo, descrevemos a relação entre o tamanho e a força dos músculos, discutimos o significado de tensão específica, apresentamos o caso para um papel do sistema nervoso em ganhos de força e avaliamos os mecanismos neurais potenciais que contribuem para os aumentos na força. Apesar de existir literatura substancial sobre as estratégias de treinamento para o aumento da força muscular, não se sabe muito sobre os mecanismos biomecânicos e fisiológicos responsáveis pelas alterações na capacidade de desempenho.

Tamanho e força muscular

Cada fibra muscular contém milhares de sarcômeros (unidades geradoras de força do músculo), que são organizadas em séries (extremidade com extremidade de uma miofibrila) e em paralelo (miofibrilas lado a lado) umas às outras. Teoricamente, a força máxima que uma fibra muscular pode exercer depende do número de sarcômeros que estão colocados em paralelo (Gans & Bock 1965). Por conseguinte, a força máxima que um músculo pode exercer é proporcional ao número de fibras musculares encontradas em paralelo umas às outras. Em razão desta associação, a força de um músculo pode ser estimada anatomicamente por meio da medida de sua área transversa (Roy & Edgerton 1991). Esta medida deve ser perpendicular à direção das fibras musculares e é conhecida como *área de secção transversa fisiológica*.

Apesar da base teórica para medir a área de secção transversa fisiológica do músculo para estimar sua capacidade de força, é tipicamente mais conveniente medir a *área de secção transversa anatômica*, que é uma medida feita perpendicularmente ao eixo longo do músculo. Pode-se conseguir tal medida usando-se uma das várias técnicas por imagem (por exemplo, tomografia computadorizada, ressonância magnética por imagem, ultra-som), a fim de determinar a área de um músculo em seu diâmetro máximo. Exemplos da relação entre força muscular e área de secção transversa anatômica são apresentados na Fig. 1.1 (Kanehisa *et al.* 1994). Nestas experiências, a força muscular foi medida como

o pico de força exercida em um equipamento isocinético, em uma velocidade angular de cerca de $1,0 \text{ rad} \cdot \text{s}^{-1}$, e a área de secção transversa anatômica máxima para cada grupo muscular foi medida com um aparelho de ultra-som. As medidas foram feitas nos músculos flexores e extensores do cotovelo e nos músculos flexores e extensores do joelho de 27 homens e 26 mulheres.

Para os músculos flexores e extensores do cotovelo, os homens foram, em média, mais fortes do que as mulheres, mas isto foi em razão de uma área de secção transversa maior (Fig. 1.1 a,b). A média da força (média \pm SE) dos flexores do cotovelo, por exemplo, foi $130 \pm 4 \text{ N}$ para os homens, comparada com $89 \pm 4 \text{ N}$ para as mulheres; e a média da área de secção transversa foi de $141 \pm 0,4 \text{ cm}^2$ para os homens e de $91 \pm 0,2 \text{ cm}^2$ para as mulheres. Portanto, a força normalizada (força/área de secção transversa) foi de $9,2 \text{ N} \cdot \text{cm}^{-2}$ para os homens e de $9,8 \text{ N} \cdot \text{cm}^{-2}$ para as mulheres. Por outro lado, as diferenças na força entre homens e mulheres para os músculos do joelho (Fig. 1.1 c,d) devem-se a diferenças na área de secção transversa e a força normalizada (força por área de unidade). Por exemplo, a média de força para os músculos extensores do joelho foi de $477 \pm 17 \text{ N}$ para os homens e de $317 \pm 15 \text{ N}$ para as mulheres, e a média da área de secção transversa foi de $74 \pm 2 \text{ cm}^2$ para os homens e

de $62 \pm 2 \text{ cm}^2$ para as mulheres. As forças normalizadas foram de $6,5 \text{ N} \cdot \text{cm}^{-2}$ e $5,1 \text{ N} \cdot \text{cm}^{-2}$, respectivamente. A diferença na força normalizada é aparentemente causada pelo deslocamento do eixo y das linhas de regressão para os homens e para as mulheres (Fig. 1.1 c,d). Estas linhas de regressão indicam que, para uma área de secção transversa de 70 cm^2 para os músculos extensores do joelho, um homem poderia exercer uma força de 461 N , comparada com 361 N para uma mulher.

Estes dados demonstram, como muitos outros já o fizeram (Jones *et al.* 1989; Keen *et al.* 1994; Kawakami *et al.* 1995; Narici *et al.* 1996), que a força de um músculo depende, pelo menos parcialmente, de seu tamanho, como caracterizado pela sua área de secção transversa. Esta conclusão fornece fundamento para a estratégia de treinamento de força dos programas de exercício elaborados que maximizam a hipertrofia do músculo, isto é, um aumento no número de unidades geradoras de força que estão colocadas em paralelo. De qualquer modo, há uma variabilidade substancial na relação entre força e área de secção transversa, a qual é indicada pela dispersão dos pontos de dados sobre as linhas de melhor preparo na Fig. 1.1. Um pouco desta variabilidade pode ser devida ao uso de área de secção transversa anatômica em vez de área de secção transversa fisiológica como um

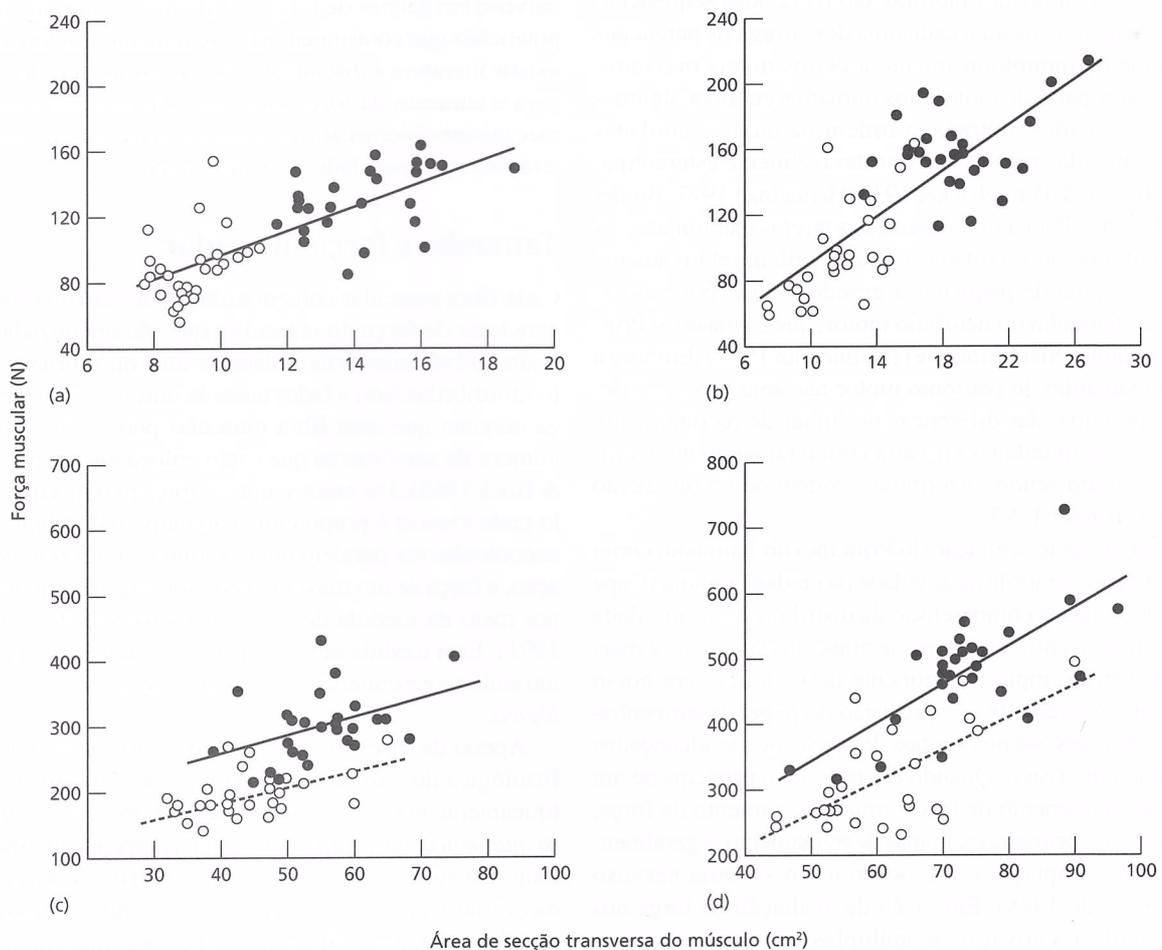


Fig. 1.1 A força muscular varia como uma função da área de secção transversa de um músculo (adaptada de Kanehisa *et al.* 1994). (a) Flexores do cotovelo ($r^2 = 0,56$). (b) Extensores do cotovelo ($r^2 = 0,61$). (c) Flexores do joelho ($r^2 = 0,17$ para os homens [linha sólida] e $0,35$ para as mulheres [linha tracejada]). (d) Extensores do joelho ($r^2 = 0,54$ para os homens e $0,40$ para as mulheres). Os homens estão indicados com os símbolos sólidos e as mulheres com os símbolos abertos.

índice do tamanho do músculo. Porém, a variação na área de secção transversa responde por apenas 50% da diferença na força entre os indivíduos (Jones *et al.* 1989; Narici *et al.* 1996).

Tensão específica

O outro fator muscular que influencia a força é a capacidade intrínseca das fibras musculares gerarem força. Esta propriedade é conhecida como *tensão específica* e é expressa como a força que uma fibra muscular pode exercer por unidade de área de secção transversa ($N \cdot cm^{-2}$). Para efetuar esta medida em sujeitos humanos, os segmentos das fibras musculares são obtidos por meio de biópsia muscular e ligados a um transdutor de força sensível, que é montado em um microscópio (Larsson & Salvati 1992). Tomando-se por base tais medidas, verificou-se que a tensão específica varia com os tipos de fibras musculares, diminui depois de 6 semanas de repouso no leito para todos os tipos de fibras, declina seletivamente com a idade e aumenta para alguns tipos de fibras com o treinamento de corrida (Harridge *et al.* 1996, 1998; Larsson *et al.* 1996, 1997). Por exemplo, a tensão específica de uma fibra muscular média do tipo II no vasto lateral era maior do que uma fibra muscular do tipo I para os jovens e para idosos ativos, mas não para idosos sedentários (Quadro 1.1). Este achado indica que a capacidade máxima de força da fibra muscular do tipo II em um idoso sedentário é menor do que a dos jovens e idosos ativos porque apresenta área de secção transversa e uma tensão específica menores. Embora tais variações em tensão específica provavelmente contribuam para a variabilidade na relação entre força e área de secção transversa (Fig. 1.1), o papel relativo das diferenças na tensão específica é desconhecido, mas é provavelmente significativo.

Há pelo menos dois mecanismos que podem ser responsáveis pelas variações na tensão específica, a densidade dos miofilamentos na fibra muscular e a eficácia da transmissão de força dos sarcômeros para o esqueleto. A densidade dos miofilamentos pode ser medida a partir de microscopia eletrônica das fibras musculares obtidas de uma amostra de biópsia. Um dos poucos estudos a este respeito descobriu que, embora 6 semanas de treinamento aumentassem a força (18%) e a área de secção transversa (11%) dos músculos extensores do joelho, não houve aumento na densidade do miofilamento (Claassen *et al.* 1989). Isto

foi expresso como sem alteração após o treinamento na distância entre os filamentos de miosina (~ 38 nm) ou na razão da actina para os filamentos de miosina ($\sim 3,9$). Porém, é preciso um pouco de cautela na interpretação destes dados porque os procedimentos de fixação podem ter influenciado as variáveis resultantes. De qualquer modo, mesmo que estes dados sejam precisos, não se sabe se a densidade dos miofilamentos se altera com os programas de treinamento de duração mais longa ou com os diferentes tipos de protocolos de exercícios (isto é, contrações excêntricas, estimulação elétrica, treinamento pliométrico).

Além da densidade dos miofilamentos, a tensão específica também pode ser influenciada pela variação dos elementos estruturais que transmitem força dos sarcômeros para o esqueleto. Este processo envolve as proteínas citoesqueléticas, que fornecem conexões entre os miofilamentos, entre os sarcômeros dentro de uma miofibrila, entre as miofibrilas e o sarcolema e entre as fibras musculares e os tecidos conectivos associados (Patel & Lieber 1997). Dentro do sarcômero, por exemplo, a proteína titina mantém os miofilamentos alinhados, o que produz a estrutura em faixas do músculo esquelético e provavelmente contribui de modo significativo para a tensão passiva do músculo (Wang *et al.* 1993). Além disso, há várias isoformas diferentes de titina (Granzier *et al.* 1996), que podem ter diferentes propriedades mecânicas. Do mesmo modo, as fibras intermediárias, que incluem as proteínas desmina, vimentina e esquelmina, são colocadas longitudinalmente ao longo e transversalmente através dos sarcômeros, entre as miofibrilas dentro de uma fibra muscular e entre as fibras musculares (Patel & Lieber 1997). As fibras intermediárias são, provavelmente, responsáveis pelo alinhamento dos sarcômeros adjacentes e, sem dúvida, fornecem um caminho para a transmissão longitudinal e lateral de força entre os sarcômeros, as miofibrilas e as fibras musculares. Em razão de grande parte da força gerada pelas proteínas contráteis ser transmitida lateralmente (Street 1983), a variação nas fibras intermediárias poderia contribuir para diferenciar a tensão específica.

Ao contrário das alterações na tensão específica ao nível da fibra muscular, alguns investigadores determinam a "tensão específica" ao nível do músculo como um todo, normalizando a força muscular relativa à área de secção transversa do músculo. Isto é um engano, porque a força normalizada depende essencialmente da eficácia dos mecanismos que medeiam a dupla excitação-contração. Por exemplo, Kandarian e colegas descobriram que o declínio na força normalizada exibido pelo músculo sóleo hipertrofiado devia-se a uma deficiência no fornecimento de cálcio ao aparato contrátil, e não a alterações na capacidade de geração de força do músculo (Kandarian & White 1989; Kandarian & Williams 1993). Por esta razão, é necessário distinguir entre a força normalizada de todo o músculo e a tensão específica de uma única fibra muscular.

Embora haja alguma incerteza a respeito dos mecanismos implícitos na variação na tensão específica das fibras musculares, está claro que este fator pode contribuir de modo significativo para as diferenças na força entre os indivíduos. De qualquer modo, a magnitude deste efeito é provavelmente específica para cada músculo (a saber, proporções do tipo fibra) e para os níveis de atividade física do indivíduo.

Quadro 1.1 Área de secção transversa (μm^2) e tensão específica ($N \cdot cm^{-2}$) dos segmentos de fibras quimicamente magras do músculo vasto lateral humano (Larsson *et al.* 1997)

Grupo de sujeitos	Área de secção transversa		Tensão específica	
	Tipo I	Tipo II	Tipo I	Tipo II
Jovem controle	2.820 ± 620	3.840 ± 740	19 ± 3	24* ± 3
Idoso controle	3.090 ± 870	2.770† ± 740	18 ± 6	19 ± 1
Idoso ativo	2.870 ± 680	3.710 ± 1.570	16 ± 5	20* ± 6

Os valores são média ± SD. * $P < 0,001$ para o tipo I *versus* tipo II.
† $P < 0,001$ para idoso controle *versus* jovem controle e idoso ativo.

Evidência para um papel do sistema nervoso nos ganhos de força

Dois conjuntos de observação podem ser usados para discutir um papel desempenhado pelo sistema nervoso nas alterações induzidas pelo treinamento na força muscular, a dissociação entre as alterações no tamanho e na força do músculo e a especificidade das melhoras no desempenho.

Alterações dissociadas no tamanho e na força do músculo

Quando um indivíduo participa em um programa de treinamento de força ou vivencia um declínio na atividade física, a subsequente alteração na força muscular precede e excede a alteração no tamanho do músculo (Häkkinen *et al.* 1985; Narici *et al.* 1989). Por exemplo, embora as cargas que os sujeitos pudessem levantar aumentassem em um período de 8 semanas de treinamento em 100-200%, não houve alterações nas áreas de secção transversa das fibras musculares do músculo vasto lateral (Staron *et al.* 1994). A carga máxima que homens e mulheres puderam levantar no exercício de cócoras aumentou cerca de 200% (Fig. 1.2a), ainda que o tamanho das fibras do tipo I, IIa e IIb não aumentasse significativamente (Fig. 1.2b). Houve, porém, uma redução na proporção das fibras musculares do tipo IIb depois de 2 semanas de treinamento, para as mulheres, e após 4 semanas de treinamento, para os homens (Fig. 1.2c), o que pode ter influenciado a média da tensão específica das fibras no músculo. De qualquer modo, houve um aumento na força nas primeiras semanas do treinamento que não foi acompanhado por um aumento no tamanho do músculo ou por uma alteração das proporções do tipo de fibra. Muitos investigadores interpretam esta dissociação como uma evidência de uma contribuição para fortalecer os ganhos pelos assim chamados "fatores neurais".

Do mesmo modo, quando um músculo é submetido a um período de uso reduzido (por exemplo, repouso no leito, imobilização dos membros, tenotomia), o declínio na força é maior do que a perda de massa muscular (Duchateau 1995; Berg *et al.* 1997; Yue *et al.* 1997). Por exemplo, um paciente que sofreu fratura bimaléolar fechada sentiu uma redução de 25% na área de secção transversa do músculo tríceps da sura depois de 8 semanas de imobilização, mas uma redução de 50% na força muscular (Vandenborne *et al.* 1998). Além disso, a força exercida pelo músculo tríceps da sura foi aumentada por choque elétrico, que foi sobreposto a uma contração voluntária máxima. Tais dissociações entre o tamanho e a força do músculo também estão evidentes em sujeitos saudáveis que passam por um período de uso reduzido (Duchateau & Hainaut 1987).

O caso mais convincente para a dissociação entre o tamanho e a força do músculo talvez seja feito por achados de que é possível aumentar a força do músculo mesmo sem sujeitar o músculo ao treinamento físico. Dois protocolos sublinham este tipo de adaptação: contrações imaginadas e educação cruzada. Quando comparados com sujeitos que ou não tiveram nenhum treinamento ou fizeram um programa de treinamento de força de 4 semanas, os sujeitos que praticaram séries de contrações imaginadas voluntárias máximas tiveram um aumento significativo na

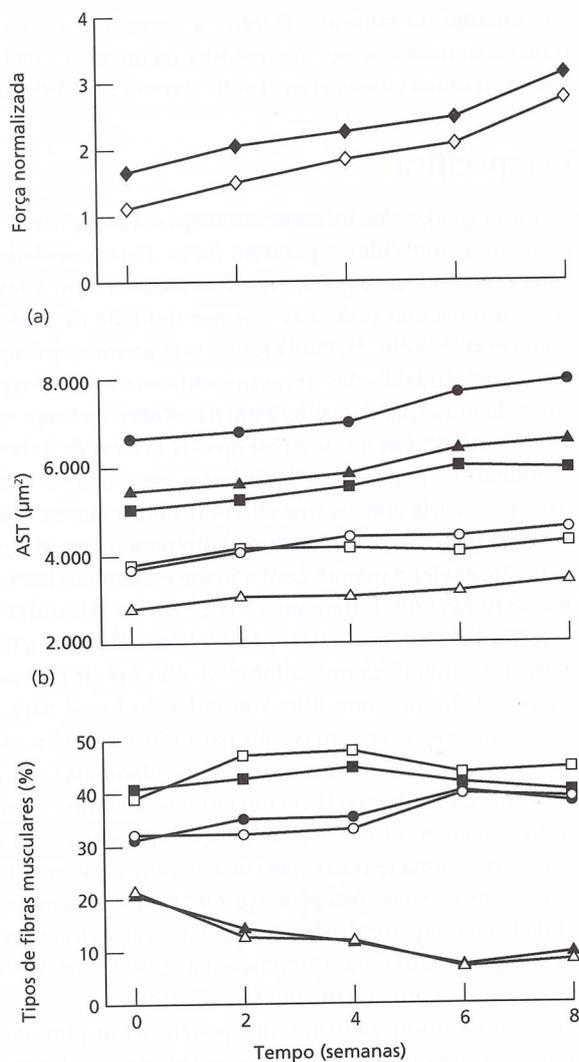


Fig. 1.2 Alterações na força, no tamanho das fibras musculares e nas proporções dos tipos de fibras durante o curso de um programa de treinamento de 8 semanas (adaptada de Staron *et al.* 1994). (a) Força normalizada (carga de 1RM referente à massa magra) para o levantamento a partir da posição de cócoras. (b) Áreas de secção transversa (AST) das fibras musculares do vasto lateral. (c) A proporção (%) dos diferentes tipos de fibras musculares. Os homens estão indicados com os símbolos sólidos e as mulheres com os símbolos abertos. Em (b) e (c), os tipos de fibras são apresentados com quadrados, as fibras do tipo IIa com círculos e as fibras do tipo IIb com triângulos.

força do músculo da mão (Yue & Cole 1992; entretanto, comparar com Herbert *et al.* 1998). Embora as medidas do eletromiograma (EMG) tenham indicado que o músculo da mão não fora ativado durante o treinamento com as contrações imaginadas, a força aumentou depois de 20 sessões de treinamento. A força máxima de abdução exercida pelo quinto dedo aumentou em $30 \pm 7\%$ para os sujeitos que realmente realizaram as contrações, em $22 \pm 11\%$ para os sujeitos que realizaram as contrações imaginadas e em $4 \pm 6\%$ para aqueles que não fizeram treinamento (Fig. 1.3a). Mais do que isso, a força de abdução do quinto dedo contralateral (não-treinado) aumentou em $14 \pm 12\%$, $11 \pm 9\%$ e $2 \pm 7\%$, respectivamente.

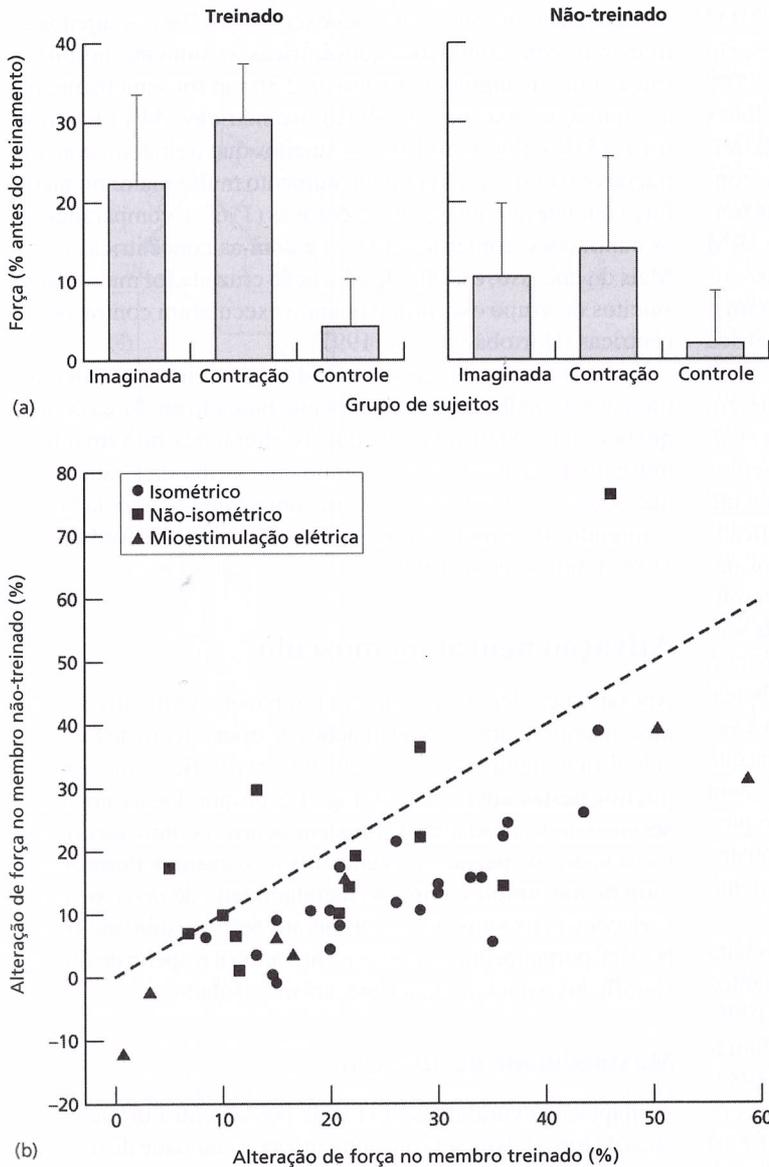


Fig. 1.3 A força de um músculo pode aumentar na ausência de treinamento físico. (a) Aumentos (média \pm SD) na força de abdução máxima do quinto dedo depois de treinamento com contrações máximas reais ou imaginadas (adaptada de Yue & Cole 1992). O treinamento foi executado com a mão esquerda, mas a força foi medida em ambas as mãos. (b) Alterações na força muscular nos músculos homólogos dos dois membros após treinamento com um único membro. Os dados são oriundos de 29 estudos relatados na literatura.

O efeito do treinamento que ocorreu na mão não-treinada representa um fenômeno conhecido como *educação cruzada*. A maioria dos estudos que examinaram este efeito relata que, quando os músculos de um membro participam de um programa de treinamento de força, os músculos homólogos também sentem um aumento significativo na força muscular, apesar da falta de ativação durante o programa de treinamento e da ausência de alteração nas características das fibras musculares. Para os dados apresentados na Fig. 1.3b, a média de aumento na força muscular para o membro treinado foi de $24 \pm 13\%$, comparada com uma média de $16 \pm 15\%$ para o membro não-treinado. A magnitude do efeito de educação cruzada foi mais variável para as contrações não-isométricas ($21 \pm 20\%$), comparada com as contrações isométricas ($14 \pm 9\%$). A educação cruzada também foi demonstrada como uma redução na quantidade de massa muscular que é ativada para levantar cargas submáximas depois de 9 semanas de treinamento unilateral de força (Ploutz *et al.* 1994).

Especificidade dos ganhos de força

Se a força de um músculo depende principalmente do seu tamanho, então, sempre que um músculo é maximamente ativado, o pico de força deveria ser aproximadamente o mesmo. O fato disto não ocorrer salienta a dissociação entre o tamanho e a força do músculo e fornece evidência para uma significativa contribuição para os ganhos de força oriundos de mecanismos neurais. Sempre que um músculo participa de um programa de treinamento de força, a melhora no desempenho depende da similaridade entre o treinamento e os procedimentos de teste (Almåsakk & Hoff 1996; Wilson *et al.* 1996). Este efeito, conhecido como a especificidade do treinamento, é com frequência demonstrado pela comparação de aumentos induzidos pelo treinamento no pico de força exercido durante a contração isométrica máxima com a carga máxima que pode ser levantada uma vez (1 repetição da carga máxima [1RM]). Por exemplo, quando 11 homens e 9 mulheres treinaram os músculos extensores do joelho durante 12

semanas, levantando e abaixando uma carga, a carga de 1RM aumentou 200% para os homens e 240% para as mulheres, em comparação com aumentos da força isométrica máxima de 20% para os homens e de 4% para as mulheres (Rutherford & Jones 1986). Do mesmo modo, quando Jones e Rutherford (1987) treinaram outro grupo de sujeitos (11 homens e 1 mulher) com contrações isométricas, concêntricas ou excêntricas, aqueles que treinaram com contrações excêntricas aumentaram sua carga de 1RM em 261% e a força isométrica máxima em 11%. Além disso, os sujeitos que treinaram com as contrações isométricas tiveram o maior aumento (35% versus 11% e 15%) na força isométrica máxima.

A especificidade do treinamento também está evidente em outras modalidades de treinamento. Por exemplo, O'Hagan *et al.* (1995) constataram que os sujeitos que treinaram os músculos extensores do cotovelo durante 20 semanas, em um equipamento que fornecia resistência hidráulica, tiveram aumentos significativos na área de seção transversa muscular, exceto aumentos dependentes de tarefas na força muscular (Fig. 1.4). Como determinado pela tomografia computadorizada, o aumento na área de seção transversa foi maior para o músculo braquial do que para o bíceps do braço, tanto para os homens quanto para as mulheres. Os aumentos nos picos de força no equipamento hidráulico à velocidade usada no treinamento e os aumentos na carga máxima que poderia ser levantada uma vez (1RM) foram de cerca de 50% para os homens e de 120% para as mulheres. Em contrapartida o pico de torque exercido em um dinamômetro isocinético, em quatro velocidades angulares, foi acentuadamente não afetado (aumento < 25%) pelo programa de treinamento.

Os efeitos de especificidade parecem ser mais acentuados para as tarefas que exigem mais aprendizado, tais como movimentos menos restritos (Rutherford & Jones 1986; Wilson *et al.* 1996; Chilibeck *et al.* 1998), aqueles que envolvem ativação voluntária comparada com estimulação elétrica (McDonagh *et al.* 1983; Young *et al.* 1985) e aqueles que envolvem contrações concêntricas (Higbie *et al.* 1996). Por exemplo, Hortobágyi *et al.* (1996) examinaram as adaptações no domínio força-velocidade depois que os sujeitos haviam feito 36 sessões de treinamento em um dinamômetro isocinético, durante um período de 12 semanas, com os músculos extensores do joelho da perna esquerda. Alguns sujeitos treinaram com contrações concêntricas, enquanto

outros treinaram com contrações excêntricas. Para os sujeitos que treinaram com contrações concêntricas, o aumento no pico de força com um ângulo do joelho de 2,36 rad foi semelhante para as contrações excêntricas (46%), isométricas (34%) e concêntricas (53%). Por outro lado, os sujeitos que treinaram com contrações excêntricas tiveram um aumento muito maior no pico de força durante as contrações excêntricas (116%), comparadas com as contrações isométricas (48%) e com as concêntricas (29%). Mais do que isso, o efeito de educação cruzada foi maior para os sujeitos do grupo excêntrico quando executaram contrações excêntricas (Hortobágyi *et al.* 1997).

Estes estudos sobre a especificidade do treinamento demonstram que as melhoras no desempenho baseado em força com frequência não estão relacionadas às alterações no tamanho do músculo. Esta dissociação é geralmente atribuída às adaptações que ocorrem no sistema nervoso, como aquelas associadas com o aprendizado e melhoras na coordenação (Rutherford & Jones 1986; Laidlaw *et al.* 1999).

Ativação neural do músculo

Apesar da evidência que sugere um papel significativo para os mecanismos neurais nas adaptações de treinamento de força, tem sido difícil identificar os mecanismos específicos que estão implícitos nestas alterações. A Fig. 1.5 propõe locais no sistema nervoso onde as adaptações podem ocorrer, como sugerido pelos achados de pesquisa recente. Os mecanismos propostos variam de um simples aumento na quantidade de *drive* neural até variações mais sutis no tempo de ativação da unidade motora. Não há, portanto, um consenso na literatura a respeito de um papel significativo para qualquer mecanismo isolado.

Maximalidade da ativação

A adaptação neural mais óbvia que possa contribuir para os ganhos de força talvez seja um aumento na quantidade do *drive* neural para o músculo durante a contração máxima (locais 1, 6 e 7 na Fig. 1.5). Esta possibilidade foi examinada medindo-se as alterações na magnitude absoluta do EMG e testando-se a maximalidade da ativação com a técnica de abalo interpolado. Embora inúmeros investigadores tenham comparado o EMG ante

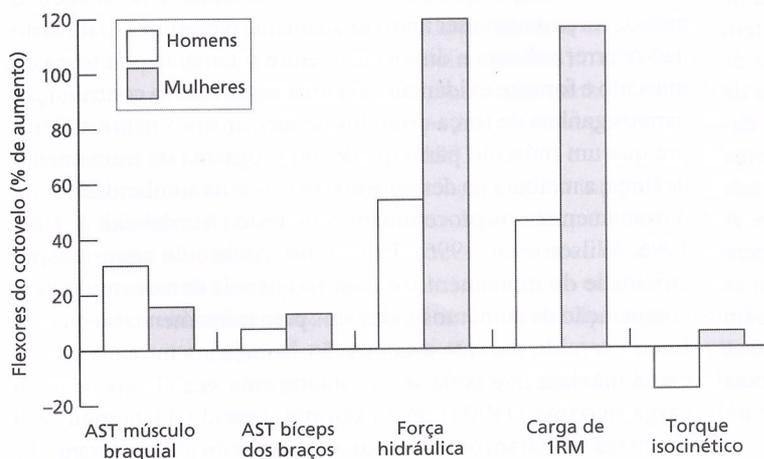


Fig. 1.4 Alterações no tamanho e na força dos músculos flexores do cotovelo em homens e mulheres depois de treinamento de 20 semanas (adaptada de O'Hagan *et al.* 1995). O tamanho do músculo foi caracterizado pela medida da área de seção transversa (AST) para os músculos braquial e bíceps do braço. A força muscular foi representada pelo pico de força exercido sobre um equipamento hidráulico, com carga de 1RM, e o pico de torque em um dinamômetro isocinético ($24 \text{ graus} \cdot \text{s}^{-1}$).

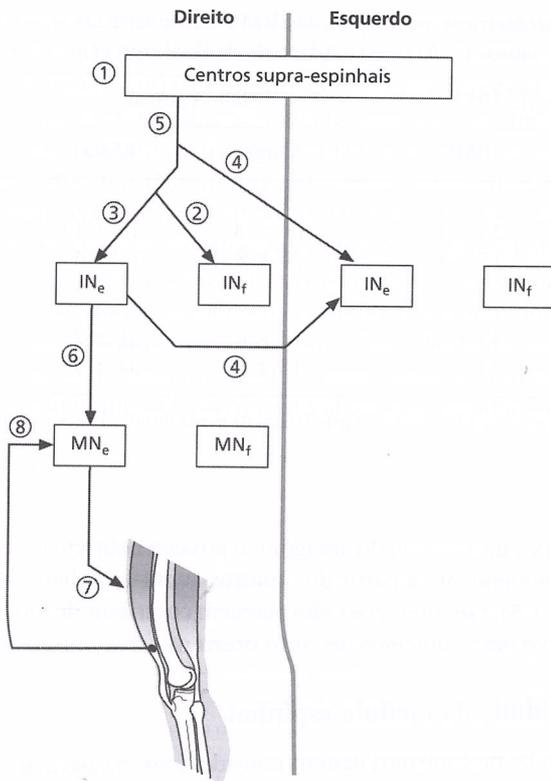


Fig. 1.5 Esquema de distribuição das adaptações neurais após treinamento de força dos extensores do joelho direito durante 8 semanas. Os números indicam os locais dentro do sistema nervoso em que as adaptações podem ocorrer, como sugerido por vários achados experimentais: (1) resultado acentuado dos centros supra-espinhais como sugerido pelos achados nas contrações imaginadas; (2) *drive* alterado que reduz a co-ativação dos músculos antagonistas; (3) *drive* modificado que causa grande ativação dos músculos que auxiliam os principais músculos motores; (4) pareamento mais eficaz nas vias interneurais espinhais entre os membros que produzem educação cruzada; (5) alterações no *drive* descendente que influencia o déficit bilateral; (6) pareamento na recepção para os neurônios motores que aumenta o grau de sincronização na descarga dos potenciais de ação; (7) ativação muscular maior, como indicado por um aumento no EMG, talvez em razão de um *drive* neural maior ou de um pareamento mais eficaz de excitação-contração para o mesmo nível de ativação; e (8) excitabilidade elevada dos neurônios motores, como indicado pelo potencial dos reflexos e pela plasticidade dos neurônios motores. Abreviações: IN_e , interneurônios que inervam os músculos extensores; IN_f , interneurônios que se projetam para os neurônios motores que inervam os músculos flexores; MN_e , neurônios motores que inervam os músculos extensores; e MN_f , neurônios motores que inervam os músculos flexores.

e depois do treinamento de força como um índice de alterações no *drive* neural, os resultados são equívocos. Alguns estudos constataram aumentos significativos na amplitude de EMG após várias semanas de treinamento (Narici *et al.* 1989; Häkkinen *et al.* 1998), alguns constataram aumentos no EMG em tarefas específicas (Thépaut-Mathieu *et al.* 1988; Higbie *et al.* 1996; Hortobágyi *et al.* 1996) e alguns não constataram alteração no EMG (Carolan & Cafarelli 1992).

Uma das razões para resultados tão diversos é a variabilidade associada com as medidas do EMG através de sujeitos e sessões.

A amplitude absoluta de um sinal de EMG, por exemplo, pode variar através de sessões em razão de fatores tais como a diferença na colocação dos eletrodos e as alterações na impedância da pele e do tecido subcutâneo. Esta variabilidade pode ser reduzida pelo cálculo da média do EMG dos vários locais de registros sobre um único músculo (Clancy & Hogan 1995) ou pela normalização do sinal gravado relativo à onda M (Keen *et al.* 1994). Por exemplo, quando Häkkinen *et al.* (1998) somaram o EMG retificado e integrado dos músculos vasto lateral e vasto medial, detectaram aumentos significativos no EMG, relacionados ao treinamento, para contrações isométricas, para levantamentos com cargas de 1RM e para os saltos verticais máximos em vários grupos de sujeitos (Quadro 1.2). Do mesmo modo, Higbie *et al.* (1996) constataram aumentos significativos na soma do EMG do vasto medial e do vasto lateral depois de 10 semanas de treinamento de força em um equipamento isocinético. O aumento no EMG, no entanto, foi específico para a tarefa de treinamento. Por exemplo, sujeitos que treinaram com contrações excêntricas tiveram um aumento de 36% no pico de torque e um aumento de 17% no EMG durante as contrações excêntricas, mas aumentos de apenas 7% para o pico de torque e EMG durante as contrações concêntricas.

Outros, no entanto, constataram aumento no pico do EMG alcançado após poucas semanas de treinamento, ao passo que a força continuou a aumentar durante todo o programa de treinamento. Por exemplo, Keen *et al.* (1994) descobriram que melhoras lineares na força do músculo da mão estavam associadas com um aumento não-monotônico na média do EMG. Tanto em adultos jovens como em idosos, a força máxima de contração voluntária aumentou em cerca de 40% após 12 semanas de treinamento de força, mas a média do EMG, quando normalizado para a onda M de pico a pico, atingiu o ponto máximo na oitava semana e não foi diferente dos valores iniciais na 12.^a semana para os dois grupos de sujeitos. O EMG normalizado aumentou em 10% na oitava semana, comparado com um aumento de 15-20% para a força máxima de contração voluntária. Em razão de o volume do músculo aumentar em apenas 7% neste estudo, o aumento da força máxima de contração voluntária durante as últimas 4 semanas de treinamento deve ter sido em razão de outros fatores.

Por outro lado, a adaptação pode envolver uma ativação maior da massa muscular disponível para a mesma coleta de EMG (local 7 na Fig. 1.5). Esta possibilidade requer que os indivíduos não tenham condições de ativar ao máximo o músculo em um estado sem treinamento; a evidência a este respeito é confusa. Quando a maximalidade de uma contração é testada pela sobreposição de choque elétrico (abalo interpolado) em uma contração voluntária máxima, a maioria dos investigadores (Merton 1954; Bélanger & McComas 1981; Rutherford *et al.* 1986; Herbert & Gandevia 1996; De Serres & Enoka 1998), mas não todos (Dowling *et al.* 1994; Kent-Braun e Le Blanc 1996), constataram que os sujeitos podem ativar ao máximo um músculo com um comando voluntário. Por exemplo, os sujeitos parecem capazes de exercer, em média, cerca de 95% da força máxima, e em 25% dos testes a força foi realmente máxima (Allen *et al.* 1995). Por outro lado, quando a ativação do músculo todo foi avaliada, medindo-se o tempo de relaxamento transversal (T_2) da água do músculo com a ressonância magnética por imagem (Fi-

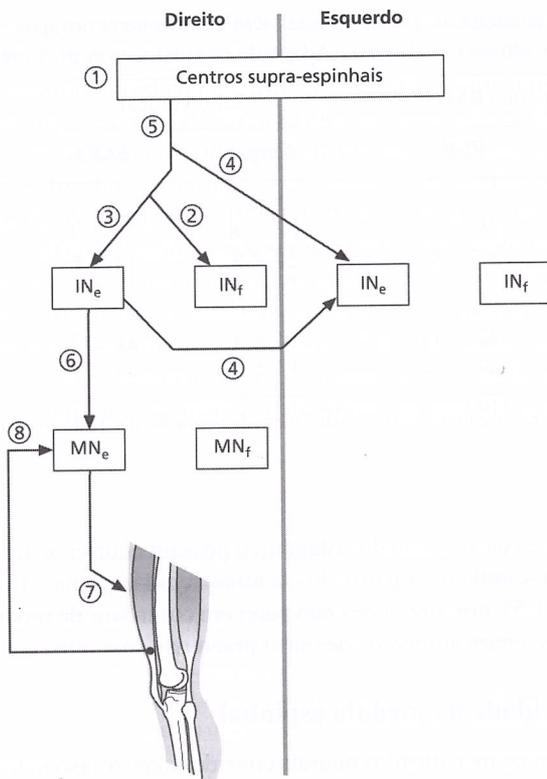


Fig. 1.5 Esquema de distribuição das adaptações neurais após treinamento de força dos extensores do joelho direito durante 8 semanas. Os números indicam os locais dentro do sistema nervoso em que as adaptações podem ocorrer, como sugerido por vários achados experimentais: (1) resultado acentuado dos centros supra-espinhais como sugerido pelos achados nas contrações imaginadas; (2) *drive* alterado que reduz a co-ativação dos músculos antagonistas; (3) *drive* modificado que causa grande ativação dos músculos que auxiliam os principais músculos motores; (4) pareamento mais eficaz nas vias interneurais espinhais entre os membros que produzem educação cruzada; (5) alterações no *drive* descendente que influencia o déficit bilateral; (6) pareamento na recepção para os neurônios motores que aumenta o grau de sincronização na descarga dos potenciais de ação; (7) ativação muscular maior, como indicado por um aumento no EMG, talvez em razão de um *drive* neural maior ou de um pareamento mais eficaz de excitação-contração para o mesmo nível de ativação; e (8) excitabilidade elevada dos neurônios motores, como indicado pelo potencial dos reflexos e pela plasticidade dos neurônios motores. Abreviações: IN_e , interneurônios que inervam os músculos extensores; IN_f , interneurônios que se projetam para os neurônios motores que inervam os músculos flexores; MN_e , neurônios motores que inervam os músculos extensores; e MN_f , neurônios motores que inervam os músculos flexores.

e depois do treinamento de força como um índice de alterações no *drive* neural, os resultados são equívocos. Alguns estudos constataram aumentos significativos na amplitude de EMG após várias semanas de treinamento (Narici *et al.* 1989; Häkkinen *et al.* 1998), alguns constataram aumentos no EMG em tarefas específicas (Thépaut-Mathieu *et al.* 1988; Higbie *et al.* 1996; Hortobágyi *et al.* 1996) e alguns não constataram alteração no EMG (Carolan & Cafarelli 1992).

Uma das razões para resultados tão diversos é a variabilidade associada com as medidas do EMG através de sujeitos e sessões.

A amplitude absoluta de um sinal de EMG, por exemplo, pode variar através de sessões em razão de fatores tais como a diferença na colocação dos eletrodos e as alterações na impedância da pele e do tecido subcutâneo. Esta variabilidade pode ser reduzida pelo cálculo da média do EMG dos vários locais de registros sobre um único músculo (Clancy & Hogan 1995) ou pela normalização do sinal gravado relativo à onda M (Keen *et al.* 1994). Por exemplo, quando Häkkinen *et al.* (1998) somaram o EMG retificado e integrado dos músculos vasto lateral e vasto medial, detectaram aumentos significativos no EMG, relacionados ao treinamento, para contrações isométricas, para levantamentos com cargas de 1RM e para os saltos verticais máximos em vários grupos de sujeitos (Quadro 1.2). Do mesmo modo, Higbie *et al.* (1996) constataram aumentos significativos na soma do EMG do vasto medial e do vasto lateral depois de 10 semanas de treinamento de força em um equipamento isocinético. O aumento no EMG, no entanto, foi específico para a tarefa de treinamento. Por exemplo, sujeitos que treinaram com contrações excêntricas tiveram um aumento de 36% no pico de torque e um aumento de 17% no EMG durante as contrações excêntricas, mas aumentos de apenas 7% para o pico de torque e EMG durante as contrações concêntricas.

Outros, no entanto, constataram aumento no pico do EMG alcançado após poucas semanas de treinamento, ao passo que a força continuou a aumentar durante todo o programa de treinamento. Por exemplo, Keen *et al.* (1994) descobriram que melhoras lineares na força do músculo da mão estavam associadas com um aumento não-monotônico na média do EMG. Tanto em adultos jovens como em idosos, a força máxima de contração voluntária aumentou em cerca de 40% após 12 semanas de treinamento de força, mas a média do EMG, quando normalizado para a onda M de pico a pico, atingiu o ponto máximo na oitava semana e não foi diferente dos valores iniciais na 12.^a semana para os dois grupos de sujeitos. O EMG normalizado aumentou em 10% na oitava semana, comparado com um aumento de 15-20% para a força máxima de contração voluntária. Em razão de o volume do músculo aumentar em apenas 7% neste estudo, o aumento da força máxima de contração voluntária durante as últimas 4 semanas de treinamento deve ter sido em razão de outros fatores.

Por outro lado, a adaptação pode envolver uma ativação maior da massa muscular disponível para a mesma coleta de EMG (local 7 na Fig. 1.5). Esta possibilidade requer que os indivíduos não tenham condições de ativar ao máximo o músculo em um estado sem treinamento; a evidência a este respeito é confusa. Quando a maximalidade de uma contração é testada pela sobreposição de choque elétrico (abalo interpolado) em uma contração voluntária máxima, a maioria dos investigadores (Merton 1954; Bélanger & McComas 1981; Rutherford *et al.* 1986; Herbert & Gandevia 1996; De Serres & Enoka 1998), mas não todos (Dowling *et al.* 1994; Kent-Braun e Le Blanc 1996), constataram que os sujeitos podem ativar ao máximo um músculo com um comando voluntário. Por exemplo, os sujeitos parecem capazes de exercer, em média, cerca de 95% da força máxima, e em 25% dos testes a força foi realmente máxima (Allen *et al.* 1995). Por outro lado, quando a ativação do músculo todo foi avaliada, medindo-se o tempo de relaxamento transversal (T_2) da água do músculo com a ressonância magnética por imagem (Fi-

Quadro 1.2 Percentuais de aumentos no desempenho e EMG para as contrações isométricas, contrações de 1RM e saltos verticais após 6 meses de treinamento de força de homens e mulheres de meia-idade (~40 anos) e idosos (~70 anos). (Adaptado de Häkkinen *et al.* 1998)

Grupo de sujeitos	Contração isométrica		Contração de 1RM		Salto vertical	
	Força	EMG	Altura	EMG	Carga	EMG
<i>Homens</i>						
Meia-idade	36 ± 4	28 ± 13	22 ± 2	26 ± 13	11 ± 8	19 ± 12
Idosos	36 ± 3	33 ± 8	21 ± 3	15 ± 8	24 ± 8	14 ± 6
<i>Mulheres</i>						
Meia-idade	66 ± 9	48 ± 13	34 ± 4	32 ± 14	14 ± 4	21 ± 7
Idosas	57 ± 10	33 ± 12	30 ± 3	24 ± 12	18 ± 6	34 ± 7

Os valores são média ± SE. O EMG tem por base a soma do valor retificado e interpolado para o vasto medial e o vasto lateral da perna direita. Todos os aumentos foram estatisticamente significativos. Dados fornecidos pelo Dr. Keijo Häkkinen.

sher *et al.* 1990; Tesch 1993; Yue *et al.* 1994; Ray & Dudley 1998), o torque da contração voluntária máxima dos extensores do joelho pareceu ser alcançado pela ativação de apenas ~71% da área de secção transversa do músculo quadríceps da coxa (Adams *et al.* 1993). Igualmente, as freqüências de descarga das unidades motoras durante as contrações de alta força pareceram colocar as unidades motoras na parte superior da relação de força-freqüência, mas não no platô (Enoka 1995). Estas observações sugerem que a força exercida durante uma contração voluntária máxima é menor do que a força tetânica máxima, mas a magnitude da diferença não é clara.

Co-ativação dos músculos antagonísticos

Em contraste com a aparente falta de uma associação entre as alterações em força e no EMG do músculo todo, o treinamento de força não parece afetar a função relevante dos *pools* (grupos) de neurônios motores. Estas alterações podem envolver tanto a ativação relativa de diferentes grupos de neurônios motores quanto a conectividade dentro e entre os grupos (Fig. 1.5). Por exemplo, o treinamento de força, pelo menos com contrações isométricas, parece envolver a redução na co-ativação do músculo antagonístico (local 2 na Fig. 1.5) dentro da primeira semana de treinamento (Carolan & Cafarelli 1992). Do mesmo modo, atletas de elite apresentaram co-ativação reduzida do músculo semitendíneo, comparados com sujeitos sedentários, quando executando contrações isocinéticas com os músculos extensores do joelho (Amiridis *et al.* 1996). Conseqüentemente, o torque final da articulação aumentará em função da remoção do torque negativo estabelecido pelo músculo antagonístico. Em estudos de treinamento de curto prazo, porém, a redução na co-ativação é mínima. Häkkinen *et al.* (1998) constataram que aumentos substanciais na força dos extensores do joelho após 6 semanas de treinamento foram acompanhados por declínios mistos na co-ativação do músculo antagonístico (bíceps da coxa). A co-ativação do bíceps da coxa durante uma contração voluntária máxima isométrica não se alterou em homens e mulheres de meia-idade, ao passo que declinou, em média de 3% e 7%, em homens e mulheres mais idosos, respectivamente. Além disso, não houve alteração na co-ativação durante a tarefa de 1RM para todos os grupos, exceto para o das mulheres mais idosas. Embora estas

alterações na ativação do antagonístico possam ocorrer ao nível do *drive* descendente a partir dos centros supra-espinhais (local 3 na Fig. 1.5), tais alterações não parecem contribuir de modo significativo para aumentos de curto prazo na força muscular.

Plasticidade da medula espinhal

De todos os mecanismos neurais considerados, o caso mais convincente pode ser o das alterações na conectividade neuronal com o treinamento de força. Dois exemplos salientam esta adaptação. O primeiro exemplo está relacionado ao fenômeno de educação cruzada (local 4 na Fig. 1.5). Em indivíduos normalmente ativos, a força máxima que um músculo pode exercer diminui quando o músculo homólogo no membro contralateral é ativado concomitantemente (Ohtsuki 1983; Secher *et al.* 1988; Schantz *et al.* 1989; entretanto, comparar com Jakobi & Cafarelli 1998). Este efeito é conhecido como o *déficit bilateral* e parece ser causado por interações neuronais entre os membros (local 5 na Fig. 1.5; Howard & Enoka 1991). A magnitude deste efeito é geralmente pequena (5-10%), mas pode ser um tanto substancial (25-45%), especialmente para contrações rápidas (Koh *et al.* 1993). Uma vez que o tamanho do déficit pode ser alterado pelo treinamento (Taniguchi 1998), este é considerado dependente das conexões neurais entre os membros. Por exemplo, os indivíduos que treinam ambos os membros concomitantemente (por exemplo, remadores, levantadores de peso) apresentam uma facilitação bilateral em vez de um déficit (Secher 1975; Howard & Enoka 1991). Nestes sujeitos, a força muscular é máxima durante as contrações bilaterais, e não nas contrações unilaterais. Esta adaptação é presumivelmente mediada pelos padrões de longo termo da ativação muscular que afetam o *drive* descendente para os grupos interneurais (Fig. 1.5).

O segundo exemplo de plasticidade neural se refere às conexões entre os neurônios motores no mesmo grupo (local 6 da Fig. 1.5). Apesar de relatos iniciais contrários, a descarga de potenciais de ação por um neurônio motor está temporariamente relacionada à descarga de outros neurônios motores. O grau de associação pode ser quantificado como a medida de sincronização de unidade motora (Sears & Stagg 1976; Datta & Stephens 1990; Nordstrom *et al.* 1992), o que indica os padrões de absorção sináptica partilhada sobre os neurônios motores, seja diretamente

seja através de interneurônios de última ordem (Kirkwood *et al.* 1982). A magnitude desta descarga sincronizada entre as unidades motoras é variável e é influenciada por fatores tais como a tarefa que é examinada, as unidades motoras e os músculos envolvidos na tarefa e o tipo de atividade física habitual executada pelo indivíduo (Bremner *et al.* 1991; Schmied *et al.* 1994; Semmler & Nordstrom, 1995, 1998; Huesler *et al.* 1998). O nível de sincronização parece ser reduzido entre as unidades motoras nos indivíduos que exigem maior controle independente dos dedos. Isto inclui os músicos e a mão dominante dos sujeitos controles (Semmler & Nordstrom 1998). Por outro lado, a sincronização da unidade motora é maior entre as unidades motoras nos músculos da mão de indivíduos que executam, com con-

sistência, atividades de treinamento de força (Milner-Brown *et al.* 1975; Semmler & Nordstrom 1998). De qualquer modo, simulações por computador, realizadas por Yao *et al.* (2000), indicam que a sincronização da unidade motora não aumenta a força máxima exercida por um músculo durante as contrações isométricas de estado contínuo (Fig. 1.6).

A conectividade alterada entre os neurônios como consequência do treinamento também é evidente através do teste de reflexos (local 8 na Fig. 1.5). Quando um choque elétrico suficiente para provocar a onda M máxima (potencial de ação composto de músculo) é aplicado a um nervo do músculo durante a contração voluntária máxima, duas respostas de reflexo (V1 e V2) também podem ser provocadas. Estudos preliminares destas

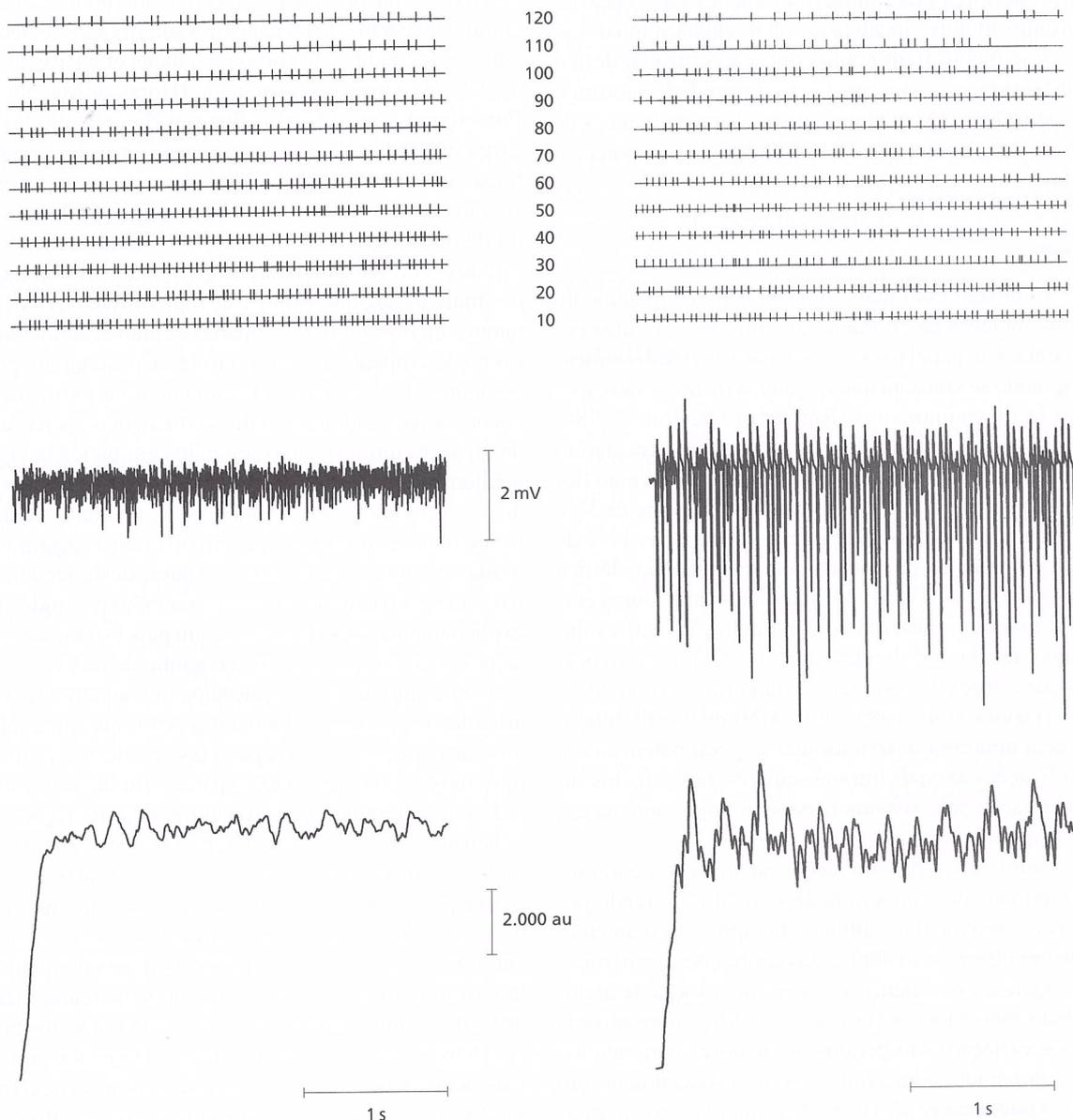


Fig. 1.6 Comparação do EMG e da força a partir de estimulação por computador das contrações isométricas máximas na presença (coluna da direita) e na ausência (coluna da esquerda) de sincronização da unidade motora. Em cada coluna, o conjunto de traços do topo indica o tempo dos potenciais de ação descarregados sobre alguns neurônios motores no *pool* ($n = 120$), os traços no centro mostram o EMG de interferência, e o conjunto de traços inferior representa a força final. Ajustado o tempo (sincronização), mas não o número, os potenciais de ação tiveram um efeito acentuado na amplitude do EMG simulado, nenhum efeito na média da força simulada e um efeito significativo na interpolação do perfil de força.

respostas normalizaram-nas para a onda M máxima e usaram a razão como um índice de potenciação de reflexo (Sale 1988). Constatou-se que o potencial de reflexo (aumento de V1 e V2), que ocorre em todos os músculos, é mais pronunciado em levantadores de peso do que em velocistas, aumenta com o treinamento de força e diminui com a imobilização do membro (Sale *et al.* 1982; Sale 1988). Trabalho subsequente, realizado por Wolpaw e colegas, sobre o condicionamento operante do reflexo de estiramento da coluna e o reflexo H sugere que muito desta plasticidade parece estar localizada na medula espinhal, envolve os neurônios motores e também parece ser expressa no membro contralateral, não-treinado (Wolpaw & Lee, 1989; Carp & Wolpaw 1994; Wolpaw 1994).

Estes estudos demonstram que a participação em programas de treinamento de força pode induzir alterações nas conexões entre os neurônios motores localizados na medula espinhal. Estas adaptações se manifestam como educação cruzada, déficit bilateral (ou facilitação), sincronização da unidade motora e potenciação de reflexo. De qualquer modo, as contribuições de tais alterações para aumentos na força muscular permanecem desconhecidas.

Coordenação

Uma das razões citadas com mais frequência para um aumento na força é uma melhora na coordenação entre os músculos envolvidos na tarefa. Um papel para a coordenação é frequentemente invocado quando se constata que os ganhos de força são específicos à tarefa de treinamento (Rutherford & Jones 1986; Chilibeck *et al.* 1998). Por exemplo, sujeitos que executaram exercícios de treinamento de força com um músculo da mão (interosseo dorsal I) durante 8 semanas tiveram um aumento de 33% na força da contração voluntária máxima, mas apenas 11% de aumento na força tetânica provocada pela estimulação elétrica do músculo (Davies *et al.* 1985). Além disso, quando outro grupo de sujeitos treinou o músculo com estimulação elétrica durante 8 semanas, não houve alteração na força tetânica provocada, ao passo que a força de contração voluntária máxima declinou em 11% (Davies *et al.* 1985). Em razão de a estimulação elétrica provocar uma contração muscular ao gerar potenciais de ação em ramificações axonais intramusculares, tais achados sugerem que a ativação pelo sistema nervoso é importante na expressão da força muscular.

Um papel significativo das alterações na ativação neural induzidas pelo treinamento também pode ser realizado tendo por base melhoras no desempenho submáximo após o treinamento. Este exemplo envolve a consistência das contrações isométricas submáximas. Quando os sujeitos exercem uma força de abdução com o dedo indicador, as flutuações de força normalizada (coeficiente de variação) são geralmente maiores para adultos mais idosos, comparados com adultos jovens, especialmente em forças baixas (Galganski *et al.* 1993). No entanto, após participação em um programa de treinamento de força, a consistência apresentada pelos adultos mais idosos melhorou e foi semelhante à dos adultos jovens (Keen *et al.* 1994). Como esta melhora no desempenho não está associada com a alteração na distribuição das forças das unidades motoras, as adaptações podem ter

envolvido um aumento da ativação muscular pelo sistema nervoso. Outro exemplo de melhora no desempenho submáximo induzida por treinamento é o volume reduzido do músculo que estava ativado para levantar uma carga submáxima depois de participar em um programa de treinamento de força (Ploutz *et al.* 1994). Este efeito parece ser amplamente mediado pelos mecanismos neurais porque não houve hipertrofia dos diferentes tipos de fibra muscular e a melhora também foi evidente nos músculos extensores do joelho contralateral.

Estes achados sugerem que a coordenação da atividade dentro e através dos músculos tem uma influência significativa na expressão da força muscular. Em geral, tais adaptações influenciam duas características do movimento de força: o padrão postural para a tarefa e o próprio movimento direcionado para o objetivo. Uma vez que o corpo humano pode ser caracterizado como um sistema de mecanismos interligados, é necessário orientar os segmentos do corpo e estabelecer a base de apoio sobre a qual o movimento é executado (Horak & Macpherson 1996). Por exemplo, os músculos flexores do cotovelo levantam uma carga segurada pela mão com o corpo em uma variedade de posturas, incluindo bipedestação, sedestação, posição em prono ou supino. Tais variações na postura parecem influenciar o resultado de um programa de treinamento, como indicado em vários estudos sobre a especificidade do treinamento. Em um dos estudos mais abrangentes sobre este tópico, Wilson *et al.* (1996) treinaram sujeitos durante 8 semanas e então examinaram as melhoras no desempenho de várias tarefas. Constataram, por exemplo, aumentos de 21% para o levantamento a partir da posição de cócoras e para a altura do salto vertical, mas apenas um aumento de 10% em um teste de 6 segundos em bicicleta ergométrica e nenhuma alteração no desempenho pelos músculos extensores do joelho em um teste isocinético. As melhoras no desempenho foram maiores nos testes que envolveram as posturas que foram usadas durante o treinamento. Apesar deste reconhecido papel para a especificidade da postura, nenhum estudo demonstrou explicitamente contribuições de um papel significativo das adaptações no apoio postural para o ganho de força.

Do mesmo modo, os músculos que atuam através de outras articulações podem influenciar a ação mecânica relacionada a uma articulação. O exemplo clássico deste efeito é o uso de músculos de duas articulações para distribuição de momentos em rede e transferência de força entre as articulações (van Ingen Schenau *et al.* 1992). Este diagrama é representado na Fig. 1.7, onde o membro inferior humano é esquematizado como pelve, coxa e perna com vários músculos mono e biarticulares cruzando as articulações do quadril e do joelho. Neste modelo, os músculos 1 e 3 são extensores monoarticulares do quadril e do joelho, os músculos 2 e 4 são os flexores monoarticulares do quadril e do joelho e os músculos 5 e 6 são músculos biarticulares. A extensão concomitante do quadril e do joelho pode ser executada pela ativação de dois extensores monoarticulares (músculos 1 e 3). Em razão de o músculo 5 exercer um torque flexor sobre a articulação do quadril e um torque extensor sobre a articulação do joelho, a ativação concomitante do músculo 5 com os músculos 1 e 3 resultará em redução no torque final no quadril, mas em aumento no torque final no joelho. Com base nesta interação, o músculo biarticular é descrito como redistribuindo

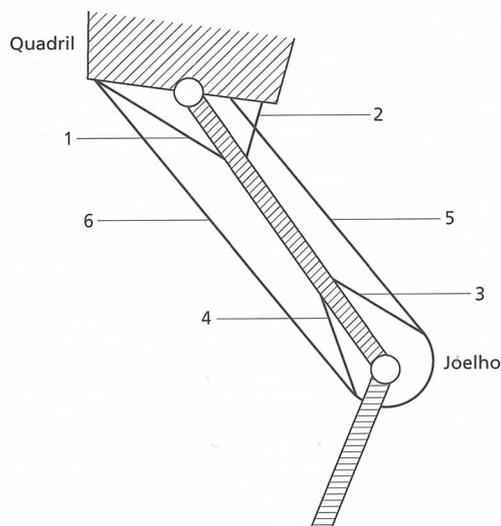


Fig. 1.7 Modelo de um membro inferior humano com seis músculos arranjados ao redor das articulações do quadril e do joelho. Os músculos 1 a 4 cruzam uma articulação, enquanto os músculos 5 e 6 cruzam as duas articulações. (De van Ingen Schenau *et al.* 1990; Fig. 41.6.)

um pouco do torque muscular e da força articular do quadril para o joelho. Por outro lado, a ativação do músculo 6 resultará em redistribuição do joelho para o quadril. Embora raramente consideradas, tais interações são, sem dúvida, significativas na medição da força muscular.

Em adição ao apoio postural e à transferência de ações entre as articulações, uma melhora na coordenação pode envolver uma melhora do tempo da unidade motora e da atividade muscular. Ao nível da unidade motora, por exemplo, van Cutsem *et al.* (1998) constataram que os ganhos obtidos pelo treinamento com contrações rápidas de carga baixa envolveram reduções no limiar de recrutamento, aumentos na força da unidade motora e aumento na frequência de descarga do potencial de ação. Doze semanas de treinamento dos músculos flexores resultaram em aumento acentuado na frequência de descarga inicial das unidades motoras e em melhora na frequência máxima de desenvolvimento de força. Do mesmo modo, embora o tempo dos potenciais de ação entre as unidades motoras (sincronização da unidade motora) não aumente a força de estado contínuo, este tempo pode

influenciar a frequência do aumento na força. Em função de limitações técnicas, a magnitude da sincronização da unidade motora durante as contrações anisométricas é desconhecida. Porém, deve haver algum benefício funcional decorrente da sincronização de curto prazo, porque esta é maior em um músculo da mão de levantadores de peso (Milner-Brown *et al.* 1975; Semmler & Nordstrom 1998) e aumenta durante o desempenho de tarefas que exigem atenção (Schmied *et al.* 1998).

Ao nível global do músculo, os tópicos de tempo relacionados à coordenação envolvem variação específica da tarefa na ativação do músculo. Por exemplo, as amplitudes relativas do EMG no bíceps do braço, no braquial e no braquiorradial variaram quanto à força constante (isométrica) e às condições de carga constante (isoinercial), apesar da semelhança do torque final do flexor do cotovelo (Buchanan & Lloyd 1995). Do mesmo modo, a atividade relativa do EMG do braquiorradial e do bíceps do braço variou quanto às contrações de encurtamento e de alongamento (Nakazawa *et al.* 1993) e as contribuições relativas ao recrutamento da unidade motora e à modulação da frequência de descarga variaram quanto às contrações de encurtamento e de alongamento (Kossev & Christova 1998). Provavelmente, os ganhos precoces em um programa de treinamento de força estão relacionados ao aprendizado do padrão de ativação apropriado para a tarefa, especialmente se é uma tarefa nova.

Conclusão

Embora um caso forçado possa ser usado para exemplificar um papel significativo das adaptações no sistema nervoso para aumentos induzidos por treinamento na força muscular, os mecanismos específicos permanecem evasivos. Não há sequer um consenso sobre os mecanismos individuais, nem evidências que sugiram significância relativa dos vários mecanismos. Estes déficits em nosso conhecimento existem parcialmente em razão das limitações técnicas, mas principalmente em razão do ponto de vista estreito, adotado na busca dos mecanismos neurais.

Agradecimentos

Este trabalho foi parcialmente financiado por uma bolsa dos National Institutes of Health (AG 13929) que foi concedida ao RME.

Referências

- Adams, G.R., Harris, R.T., Woodard, D. & Dudley, G. (1993) Mapping of electrical muscle stimulation using MRI. *Journal of Applied Physiology* 74, 532-537.
- Allen, G.M., Gandevia, S.C. & McKenzie, D.K. (1995) Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle and Nerve* 18, 593-600.
- Almåsbaek, B. & Hoff, J. (1996) Coordination, the determinant of velocity specificity? *Journal of Applied Physiology* 80, 2046-2052.
- Amiridis, I.G., Martin, A., Morlon, B. *et al.* (1996) Co-activation and tension-regulating phenomena during isokinetic knee extension in sedentary and highly skilled humans. *European Journal of Applied Physiology* 73, 149-156.
- Bélanger, A.Y. & McComas, A.J. (1981) Extent of motor unit activation during effort. *Journal of Applied Physiology* 51, 1131-1135.
- Berg, H.E., Larsson, L. & Tesch, P.A. (1997) Lower limb skeletal muscle function after 6 wk of bed rest. *Journal of Applied Physiology* 82, 182-188.
- Binder, M.D. & Mendell, L.M. (eds) (1990) *The Segmental Motor System*. Oxford University Press, New York.
- Bremner, F.D., Baker, J.R. & Stephens, J.A. (1991) Effect of task on the degree of synchronization of intrinsic hand muscle motor units in man. *Journal of Neurophysiology* 66, 2072-2083.
- Buchanan, T.S. & Lloyd, D.G. (1995) Muscle activity is different for humans performing static tasks which require force control and position control. *Neuroscience Letters* 194, 61-64.
- Carolan, B. & Cafarelli, E. (1992) Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology* 73, 911-917.
- Carp, J.S. & Wolpaw, J.R. (1994)