

Índice de tensão específica dos flexores de cotovelo em praticantes do treinamento de força

Liliam Fernandes de Oliveira¹

liliam@ufrj.br

Rafael Griffo de Lacerda¹

griffo@gmail.com

Daniel de Sousa Alves¹

daniel.de.sousa@ig.com.br

Thiago Torres da Matta¹

tt.matta@ig.com.br

Roberto Simão¹

robertosimao@ig.com.br

¹Escola de Educação Física e Desportos (Laboratório de Biomecânica) –UFRJ

De Oliveira LF, De Lacerda RG, Alves DS, Simão R. Índice de tensão específica dos flexores de cotovelo em praticantes do treinamento de força. *Fit Perf J.* 2007;6(4):237-40.

RESUMO: Estudos têm demonstrado uma redução na tensão específica de músculos hipertrofiados, decorrente, em parte, da reestruturação da arquitetura muscular causada pelo treinamento de força. O índice de tensão específica dos flexores de cotovelo, definido como a razão do torque pelo volume muscular, foi calculado em um grupo de praticantes de treinamento de força com alta carga. A ultra-sonografia foi utilizada para estimativa do volume muscular. O torque máximo e o volume muscular foram superiores aos valores relatados para não-praticantes e ratificam estudos com grupo similar. O índice de tensão específica não apresentou redução em comparação aos descritos para outros grupos, como atletas de diversas modalidades e não-praticantes. Isso sugere a manutenção da eficiência muscular com o treinamento de força.

Palavras-chave: treinamento de força, hipertrofia, biomecânica, pico de torque, torque máximo.

Endereço para correspondência:

Escola de Educação Física e Desportos - UFRJ - Departamento de Biomecânica - Av. Carlos Chagas Filho, 540 - Ilha do Fundão - 21941-590 - Rio de Janeiro - RJ

Data de Recebimento: Dezembro / 2006

Data de Aprovação: Fevereiro / 2007

Copyright© 2007 por Colégio Brasileiro de Atividade Física Saúde e Esporte.

ABSTRACT

Specific tension index on elbow flexors in resistance trained recreational weightlifter

Studies have demonstrated a reduction of the specific tension of hypertrophied muscles, partially resulted from changes of the internal architecture after resistance training. The elbow flexors specific tension index, defined as the ratio of torque and muscle volume, was calculated from a group of heavy resistance trained. Ultrasonography was applied to estimate muscle volume. The maximal torque and muscle volume values were greater than the ones described for non-practioners and are in accordance with the ones described for bodybuilders. The specific tension index, however, presented no reduction in comparison with other groups such as athletes from different modalities and controls, suggesting maintenance of the mechanical efficiency during the resistance training.

Keywords: strength training, hypertrophy, biomechanics, peak torque, maximal torque.

INTRODUÇÃO

A tensão específica (TE) de um músculo é definida como a força máxima produzida por unidade de área de sua seção transversal¹. A área de seção transversal (AST) é o parâmetro de normalização utilizado para determinação da TE de fibras isoladas em ensaios de contratilidade *in vitro*². Para a medição da TE de músculos no corpo humano, seria necessário conhecer a força máxima produzida por cada músculo, além de sua AST. Como não é possível medir diretamente a força de um dado músculo agindo no corpo humano, modelos matemáticos são aplicados para estimar este parâmetro a partir do torque produzido^{3,4}. Para a determinação da AST, antes derivada de cadáveres, atualmente são empregadas técnicas de imagem, como a ressonância magnética, a tomografia computadorizada e a ultra-sonografia por imagem, chamada Modo B³⁻⁶. Em estudos aplicados, a área de seção transversal fisiológica (ASTF) é o parâmetro de normalização indicado, principalmente para músculos penados, pois reflete o somatório das áreas nos planos que cortam todas as fibras transversalmente⁵.

Em face das dificuldades metodológicas para cálculo da TE de músculos separadamente, outras abordagens têm sido sugeridas para descrever este parâmetro a partir de um torque máximo produzido por um grupamento muscular. Fukunaga *et al.*⁷, elaboraram um índice de tensão específica (ITE) baseado na relação do torque com o volume muscular, anteriormente descrita por Lynch *et al.*⁸. Teoricamente, esta relação é possível, visto que o torque tem as dimensões de força e distância, e o volume é representado pela ASTF e pelo comprimento da fibra muscular. Nesta proposta, os autores utilizaram a ressonância magnética e a ultra-sonografia para determinação de uma equação de regressão para estimativa do volume a partir de medidas de espessura muscular e características antropométricas.

A capacidade de produção de força se relaciona linearmente com o aumento do volume muscular, uma vez que a força produzida pela fibra é intimamente relacionada com sua AST⁹. Por esse motivo, a TE, quando adotada a ASTF, tende a ser bastante constante entre os indivíduos, independente do tipo de fibra¹⁰. Contudo, prever a força muscular a partir do seu volume é questionável, pois estudos têm demonstrado em animais e em humanos que a TE pode ser

RESUMEN

Índice de tensión específica de los flexores de codo en practicantes de entrenamiento de fuerza

Estudios están demostrando una reducción en la tensión específica de músculos hipertrofiados, decurrente, en parte, de la reestructuración de la arquitectura muscular causada por el entrenamiento de fuerza. El índice de tensión específica de los flexores de codo, definido como la razón del torque por el volumen muscular, fue calculado en un grupo de practicantes de entrenamiento de fuerza con alta carga. La ecografía fue utilizada para estimativa del volumen muscular. El torque máximo y el volumen muscular fueron superiores a los valores relatados para no practicantes y ratifican estudios con grupo similar. El índice de tensión específica no presentó reducción en comparación a los descritos para otros grupos, como atletas de diversas modalidades y no practicantes. Eso sugiere la mantención de la eficiencia muscular con el entrenamiento de fuerza.

Palabras clave: entrenamiento de fuerza, hipertrofia, biomecánica, pico de torque, torque máximo.

alterada pelo treinamento de força⁹. À parte das alterações neurais e bioquímicas, músculos hipertrofiados apresentam reestruturação de sua arquitetura interna, como um maior ângulo de penação das fibras¹¹⁻¹³, podendo afetar a linearidade da relação força/ASTF⁹. Valores reduzidos de tensão específica do tríceps braquial, em indivíduos com hipertrofia desta região, foram reportados por diversos autores¹²⁻¹⁴. Fukunaga *et al.*⁷, que avaliaram o ITE dos flexores e extensores de cotovelo de atletas de diferentes modalidades, não encontraram redução deste valor, embora os indivíduos não tenham sido analisados separadamente. Ainda não há consenso na literatura sobre o efeito de treinamento de força na TE muscular⁹.

Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi determinar o ITE dos flexores de cotovelo de jovens praticantes de treinamento de força, utilizando a técnica de ultra-sonografia Modo B.

MATERIAIS E MÉTODOS

Amostra

Participaram do estudo 10 indivíduos do sexo masculino, praticantes de treinamento de força há pelo menos dois anos de forma contínua e com frequência mínima de três vezes semanais ($23 \pm 3,12$ anos; $182 \pm 4,69$ cm; $86,9 \pm 8,65$ kg). Todos eram integrantes do projeto de Musculação do curso de Educação Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro. Os indivíduos apresentaram características de hipertrofia de braço com base na circunferência do segmento ($37,9 \pm 2,51$ cm) e sem quaisquer limitações funcionais para a execução do teste de carga máxima. Todos concordaram em participar do estudo e assinaram um termo de consentimento pós-informado, conforme a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde do Brasil. O trabalho foi aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Instrumentação

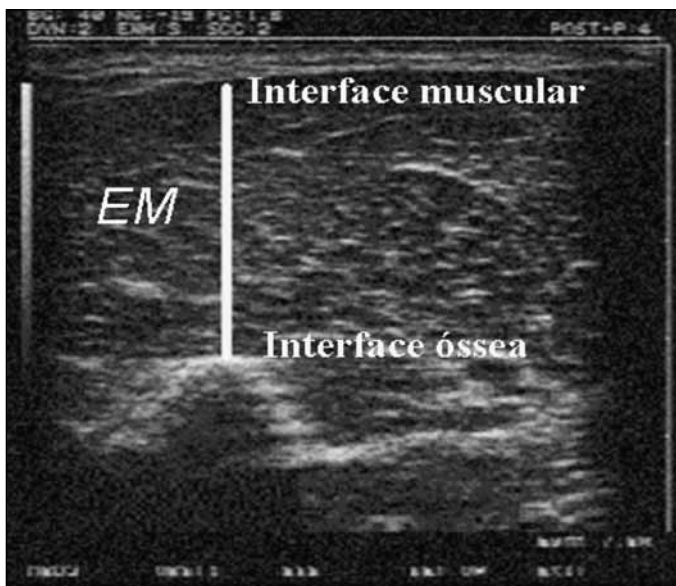
A instrumentação constou de um aparelho de ultra-sonografia (US) modelo EUB-405 (Hitachi, Japão), com transdutor linear e

matriz de 512 elementos, com frequência de excitação de 7,5 MHz. Para aquisição dos sinais de dinamometria foi utilizado um sistema MIOTEC – Equipamentos Biomédicos Ltda, uma célula de carga de 200kg (Alfa Instrumentos) e um computador (Pentium - 200 MHz).

Protocolo para Estimativa do Volume Muscular

Com os indivíduos de pé e braços relaxados ao longo do corpo, foi medida a circunferência do braço direito, a 60% do comprimento, definido como a distância L entre o processo do acrômio da escápula e o epicôndilo lateral do úmero. Neste mesmo local, foi medida a espessura dos flexores primários do braço, de acordo com metodologia descrita por Lynch *et al.*⁸. O transdutor foi posicionado transversalmente ao segmento e a espessura muscular foi considerada como a distância entre as interfaces do tecido muscular com o tecido ósseo e adiposo (figura 1), calculada com recursos do aparelho, condicionada a escolha da imagem com a melhor visualização. A medida de espessura muscular foi feita 2 vezes, consecutivamente, sendo utilizada a média das duas.

Figura 1 – Medida da espessura muscular (EM) a partir das interfaces óssea e muscular



A estimativa do volume muscular (VM), a partir da espessura muscular (EM) e de L, foi conduzida de acordo com a equação descrita por Fukunaga *et al.*⁷, que se basearam na regressão linear para estimar o volume, de acordo com a seguinte expressão:

$$VM_i = 2,586 (H) - 1,259 (P) + 7,057 (CIR) + 0,524 (IVM) - 447,46$$

Onde H é a estatura (cm), P é o peso corporal (kg), CIR a circunferência do braço (cm) e IVM (cm³) é um índice do volume muscular obtido a partir da aproximação do músculo por um cilindro: $IVM = L.(EM)^2$

Protocolo para Estimativa do Torque Muscular

Para a estimativa do torque de flexão do cotovelo foi conduzido um teste de contração voluntária isométrica máxima (CVM). O protocolo consistiu de um teste de carga máxima, com os indiví-

duos sentados, cotovelo direito em flexão de 90°, antebraço em supinação e apoiado em uma superfície ajustável, punho fixo a um cabo inextensível, perpendicular, preso à célula de carga no solo. O cotovelo esquerdo permanecia semiflexionado, com a palma da mão apoiada sobre a coxa. Após comando verbal, o indivíduo realizava CVM isométrica por um período de 8 segundos. A carga máxima (CM) considerada foi o valor máximo obtido no teste, medido em quilograma-força e, posteriormente, convertido para Newton (valor máximo utilizado).

O torque foi calculado pela multiplicação da CM pelo comprimento do antebraço (equivalente ao braço de resistência - BR), descrito como a distância entre o epicôndilo lateral do úmero e o processo estilóide lateral do punho:

$$TQ = CM.BR^{-1}$$

onde, TQ é o torque (Nm), CM a carga máxima (N) e BR o braço de resistência (m).

A tensão específica (TE) foi então calculada:

$$TE = TQ.VM^{-1}$$

Onde TE é a tensão específica (Nm.cm⁻³), TQ o torque (N) e VM o volume muscular (cm³).

Análise Estatística

Para análise estatística foi aplicado o teste não-paramétrico de Wilcoxon entre as duas medidas consecutivas de espessura muscular. Foi aplicado o teste de correlação de Pearson entre as variáveis. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$.

RESULTADOS

Os valores médios de espessura muscular e carga máxima, nas duas medidas consecutivas, não apresentaram diferenças significativas e foram $3,90 \pm 0,41$ cm e $39,60 \pm 0,44$ kgf, respectivamente.

As tabelas 1 e 2 apresentam os resultados médios e os coeficientes de correlação obtidos.

Tabela 1 – Valores médios dos parâmetros

parâmetro	média	desvio padrão
TQ (Nm)	102,7	26,4
VM (cm ³)	491,61	93,34
ITE (Nm.cm ⁻³)	0,2086	0,0314

Tabela 2 – Correlação entre as variáveis

parâmetro	CIR	EM
TQ	0,91*	0,80*
VM	0,88*	0,97*
ITE	0,25	0,01

* $p < 0,05$ – diferença significativa entre os parâmetros

DISCUSSÃO

Os valores de espessura muscular obtidos atestam o fato de o grupo apresentar hipertrofia dos flexores de cotovelo, ratificados por estudos de Ichinose *et al.*¹², que encontraram valores de 4,12cm para atletas de halterofilismo e 4,38cm para lutadores de judô. Fukunaga *et al.*⁷ encontraram, para um grupo de atletas de diversas modalidades, uma espessura muscular média de $3,44 \pm 0,37$ cm, e, para indivíduos não praticantes de atividade física, valores médios de $3,00 \pm 0,33$ cm, aproximadamente 23% inferior ao obtido em nosso estudo. A alta correlação entre espessura e volume muscular encontrada ratifica a literatura¹⁵.

O valor médio para a CVM de $39,60 \pm 0,44$ kgf é compatível com a literatura, como o valor de 42kgf citado por Ebersole *et al.*¹⁶, em indivíduos treinados para o protocolo de teste de força máxima semelhante ao usado neste estudo.

Em relação ao volume muscular, para indivíduos não treinados, Myatani *et al.*¹⁵ apresentam valor médio de $273,6 \pm 15,4$ cm³, similar ao de Fukunaga *et al.*⁷, de 255 ± 47 cm³, apesar de utilizarem metodologias diferentes para o cálculo deste parâmetro. Ainda Fukunaga *et al.*⁷, com metodologia similar ao nosso estudo, reportaram, para atletas, um volume muscular de 377 ± 58 cm³. Este valor é, aproximadamente, 22% menor do que os obtidos neste estudo, o que pode ser explicado pelo fato de os atletas testados pelos autores serem de diversas modalidades como voleibol, handebol, basquetebol e atletismo. Somente um menor grupo era praticante de halterofilismo, cujos resultados não foram relatados separadamente.

Ichinose *et al.*¹² apresentam valores de TE para o tríceps braquial, calculados com contração isocinética, entre $0,197 \pm 0,13$ Nm.cm⁻² (em corredores rasos) e $0,266 \pm 0,16$ Nm.cm⁻². Os lutadores e atletas de judô apresentaram TE reduzida ($0,182 \pm 0,14$ Nm.cm⁻² e $0,145 \pm 0,10$ Nm.cm⁻², respectivamente). Para o ITE dos flexores de cotovelo, Fukunaga *et al.*⁷ relatam $0,211 \pm 0,028$ Nm.cm⁻³ para atletas e $0,207 \pm 0,038$ Nm.cm⁻³ para um grupo controle, ratificados pelos valores encontrados no presente estudo ($0,209 \pm 0,031$ Nm.cm⁻³). Este fato demonstra um aumento proporcional do volume e da força muscular em decorrência do treinamento e que a hipótese de redução da tensão específica não foi confirmada.

Relatos de redução da tensão específica em halterofilistas são relativos à musculatura do tríceps braquial^{9,12,13}, que apresenta arquitetura penada e, portanto, mais susceptível à redução do número de fibras por unidade de área de seção transversa devido ao aumento do ângulo de penação dos fascículos^{9,11}. O músculo bíceps braquial, que na imagem ultra-sonográfica ocupa grande parte da espessura medida, apresenta arquitetura fusiforme, sendo menos afetado por esta reestruturação interna. Este fato corrobora a ausência de redução do ITE na amostra estudada.

A TE é um importante indicativo da função mecânica do sistema músculo-esquelético, mas a dificuldade na sua quantificação torna este parâmetro pouco explorado. Desvios deste valor, relatados em indivíduos com hipertrofia muscular, podem sugerir perda de eficiência mecânica. A estimativa deste parâmetro através de

um índice, como empregada neste estudo, pode contribuir para análises mais aplicadas no campo da prática clínica e da atividade física, para indicação de níveis não adequados de sobrecarga e de riscos de lesão.

CONCLUSÃO

O trabalho demonstrou que o ITE dos flexores de cotovelo de um grupo de indivíduos engajados em programa de treinamento de força não apresentou redução em comparação aos valores relatados em indivíduos saudáveis, não praticantes, sugerindo a manutenção da linearidade da relação força-volume e, conseqüentemente, da eficiência da mecânica muscular. A metodologia empregada neste estudo mostrou ser uma ferramenta útil para a estimativa da tensão específica muscular *in vivo*.

AGRADECIMENTO

Aos coordenadores Rhodes Serra e Mauro de Santa Maria do Projeto Musculação da EEFD/UFRJ, pelo encaminhamento dos indivíduos e pelo interesse no acompanhamento do estudo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lieber R. Skeletal muscle structure, function & plasticity. USA: Williams & Wilkins; 2002.
2. Palermo AT, LaBarge MA, Doyonnas R, Pomerantz J, Blau HM. Bone marrow contribution to skeletal muscle. *Dev Biol.* 2005;279:336-44.
3. Kawakami Y, Nakazawa K, Fujimoto T, Nozaki D, Miyashita M, Fukunaga T. Specific tension of the elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging. *Eur J Appl Physiol.* 1994;68:139-47.
4. Maganaris CN. A predictive model of moment angle characteristics in human skeletal muscle: application and validation in muscles across the ankle joint. *J Theor Biol.* 2004;230(1):89-98.
5. Esformes JI, Narici MV, Maganaris CN. Measurements of human volume using ultrasonography. *Eur J Appl Physiol.* 2002;87:90-2.
6. Reeves ND, Maganaris CN, Narici VN. Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol.* 2004;91:116-8.
7. Fukunaga T, Miyatani M, Tachi M, Kouzaki M, Kawakami Y, Kanehisa H. Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol Scand.* 2001;172: 249-55.
8. Lynch NA, Metter EJ, Lindle RS, Fozard JL, Tobin JD, Roy TA, *et al.* Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *J Appl Physiol.* 1999;86(1):188-94.
9. Kawakami Y. The effects of strength training on muscle architecture in humans. *Int J Sport Health Sci.* 2005;3:208-17.
10. Nygaard E, Houston M, Suzuki Y, Jorgensen K, Saltin B. Morphology of the braquial biceps muscle and elbow flexion in men. *Acta Physiol Scand.* 1983;117:287-92.
11. Kawakami Y, Abe T, Fukunaga T. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *J Appl Physiol.* 1993;74:2740-4.
12. Ichinose Y, Kanehisa H, Ito M, Kawakami Y, Fukunaga T. Relationship between muscle fiber pennation and force generation capability in olympic athletes. *Int J Sports Med.* 1998;19:541-6.
13. Kawakami Y, Abe T, Kuno S, Fukunaga T. Training induced changes in muscle architecture and specific tension. *Eur J Appl Physiol.* 1995;72:37-43.
14. Sale DG, MacDougall JD, Alway SE, Sutton JR. Voluntary strength and muscle characteristics in untrained men and women and male bodybuilders. *J Appl Physiol.* 1987;62:1786-93.
15. Miyatani M, Kanehisa H, Ito M, Kawakami Y, Fukunaga T. The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. *Eur J Appl Physiol.* 2004;91:264-72.
16. Ebersole KT, Housh TJ, Johnson GO, Perry SR, Bull AJ, Cramer JT. Mechanomyographic and electromyographic responses to unilateral isometric training. *J Strength Cond Res.* 2002;16:192-201.