

## Índice de tensão específica dos flexores do cotovelo em homens treinados e não treinados

*Specific tension index of elbow flexors in trained and untrained men*

Thiago Torres Matta <sup>1</sup>  
Belmiro Freitas de Salles <sup>2</sup>  
Juliano Spinetti <sup>1</sup>  
Roberto Simão <sup>1</sup>  
Liliam Fernandes Oliveira <sup>1</sup>

**Resumo** – O índice de tensão específica (ITE) estima a relação entre o torque máximo (TQ) e o volume muscular (VM) para uma tarefa específica, e inclui a espessura muscular (EM) como um parâmetro medido diretamente pela ultrassonografia. O objetivo do presente estudo foi comparar o VM, TQ e ITE dos flexores do cotovelo entre indivíduos treinados e não treinados em força. Participaram do estudo 40 homens, sendo 11 treinados em força há pelo menos dois anos [grupo treinado (GT): 23,5 ± 3,1 anos; 182,1 ± 4,9 cm; 88,1 ± 8,4 kg], e 29 não treinados [grupo não treinado (GNT): 29,8 ± 1,6 anos; 172,4 ± 6,6 cm; 76,4 ± 8,1 kg]. O ITE dos flexores de cotovelo de ambos os grupos foi calculado como sendo a razão do torque pelo VM. A EM através da ultra-sonografia foi utilizada para estimativa do VM. O torque de flexão do cotovelo (TQ) foi obtido em teste de contração voluntária isométrica máxima (CVIM). Teste não paramétrico de Mann-Whitney foi utilizado para verificar possíveis diferenças no TQ, ITE e VM entre grupos. O VM e o TQ apresentaram valores significativamente maiores no GT (526,07 ± 86,13 cm<sup>3</sup>; 112,04 ± 24,18 Nm), quando comparados aos valores apresentados pelo GNT (385,40 ± 80,89 cm<sup>3</sup>; 88,46 ± 13,77 Nm), porém, não foram encontradas diferenças estatísticas para o ITE entre os grupos GT (0,213 ± 0,03 Nm.cm<sup>3</sup>) e GNT (0,233 ± 0,02 Nm.cm<sup>3</sup>). O ITE dos flexores de cotovelo não apresentou valores reduzidos para o GT, sugerindo a manutenção da linearidade da relação força-volume. O TQ e a estimativa de VM mostraram-se confiáveis na distinção dos grupos, e a medida de ITE pode contribuir para análise mais aplicada, no campo da prática clínica e da prescrição de atividades físicas, como um indicador de níveis não adequados de sobrecarga e de risco de lesão.

**Palavras-chave:** Força muscular; Biomecânica; Torque máximo.

**Abstract** – The specific tension index (STI) estimates the ratio of maximum torque (TQ) to muscle volume (MV) for a specific task and includes muscle thickness as a parameter, which can be directly evaluated by ultrasound. The objective of the present study was to compare TQ, MV and STI of the elbow flexors between strength-trained and untrained subjects. Forty men, including 11 subjects strength trained for at least two years [trained group (TG): 23.5 ± 3.1 years; 182.1 ± 4.9 cm; 88.1 ± 8.4 kg] and 29 untrained subjects [untrained group (UG): 29.8 ± 1.6 years; 172.4 ± 6.6 cm; 76.4 ± 8.1 kg], participated in the study. The STI of the elbow flexors, expressed as the TQ/MV ratio, was calculated for both groups. Muscle thickness measured by ultrasound was used to estimate MV. TQ of the elbow flexors was estimated using maximum isometric voluntary contractions. The Mann-Whitney test was used to determine possible differences in TQ, STI and MV between groups. MV and TQ were significantly higher in TG (526.07 ± 86.13 cm<sup>3</sup>; 112.04 ± 24.18 Nm) than UG (385.40 ± 80.89 cm<sup>3</sup>; 88.46 ± 13.77 Nm). There was no significant difference in the STI between TG (0.213 ± 0.03 Nm.cm<sup>3</sup>) and UG (0.233 ± 0.02 Nm.cm<sup>3</sup>). Although stronger, trained subjects presented elbow flexor STI values similar to those of the untrained group, a finding suggesting the maintenance of the linearity of the force-volume ratio. TQ and MV estimates were found to be reliable parameters for the distinction between groups. The STI may contribute to a more applied analysis in clinical practice and in the prescription of physical activity as an indicator of inadequate levels of overload and of the risk of injury.

**Key words:** Muscle strength; Biomechanics; Maximum torque.

<sup>1</sup> Universidade Federal do Rio de Janeiro. Escola de Educação Física e Desportos. Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

<sup>2</sup> Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Laboratório de Pesquisa em Microcirculação Janeiro, RJ, Brasil.

Recebido em 12/09/08  
Revisado em 12/12/08  
Aprovado em 17/05/09

## INTRODUÇÃO

A capacidade de gerar força em um determinado músculo está diretamente relacionada com sua área de secção transversa fisiológica (ASTF)<sup>1,2</sup>. A espessura muscular (EM) apresenta uma forte correlação com a ASTF<sup>3</sup>, e técnicas como a ultra-sonografia por imagem e a ressonância magnética têm sido utilizadas para medidas diretas destes parâmetros em indivíduos treinados e não treinados em força<sup>2,4,5</sup>.

A tensão específica de uma fibra muscular é descrita pela relação da produção de força máxima por unidade de sua área de secção transversa (AST)<sup>6</sup>. Para análises *in vivo*, Fukunaga et al.<sup>7</sup>, elaboraram um índice de tensão específica (ITE) baseado em equações de regressão entre o torque (TQ) produzido por unidade de volume muscular (VM) da musculatura agonista em uma dada tarefa. Esta relação é possível já que o TQ tem a dimensão de força e distância e o VM é representado pela ASTF e o comprimento da fibra muscular. Baixos valores de ITE significam capacidade reduzida de produção de torque por unidade de área, representando ineficiência do sistema muscular na produção de força. Desta forma, este índice pode ser utilizado como um marcador para o acompanhamento de programas de treinamento de força.

Pesquisas anteriores demonstram que o ITE pode ser alterado pelo treinamento de força<sup>2,8</sup>. Baixos valores de ITE do tríceps braquial foram relatados para indivíduos não-treinados e para aqueles com hipertrofia muscular<sup>9,10,11</sup>. Por outro lado, Fukunaga et al.<sup>7</sup>, utilizando a ultra-sonografia para estimativa do VM, não encontraram diferença no ITE dos flexores e extensores de cotovelo de atletas de diversas modalidades, o que reportaram como resultado de um treinamento eficiente na manutenção da relação força-volume muscular.

Ainda não há consenso na literatura sobre o potencial do ITE como parâmetro de adaptação do sistema muscular a um programa de treinamento de força. Desta forma, o objetivo deste estudo foi calcular o ITE dos flexores de cotovelo de homens treinados e de não treinados, utilizando a técnica de ultra-sonografia por imagem. Como hipótese inicial, o ITE será inferior no grupo de indivíduos hipertrofiados.

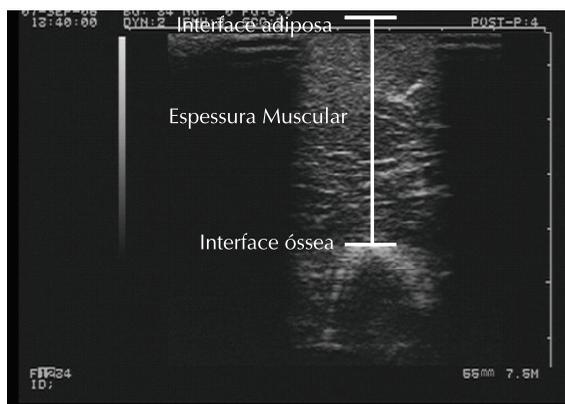
## PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

O estudo se caracteriza como causal comparativo. Participaram do estudo, 40 indivíduos do sexo masculino, divididos com base na experiência prévia relatada no treinamento de força. Onze participan-

tes foram incluídos no grupo treinado (GT) (23,5 ± 3,1 anos; 182,1 ± 4,9 cm; 88,1 ± 8,4 kg), com experiência prévia de, pelo menos, dois anos e frequência mínima de três vezes semanais, no exercício proposto de flexão de cotovelo, e 29 participantes incluídos no grupo não treinado (GNT) (29,8 ± 1,6 anos; 172,4 ± 6,6 cm; 76,4 ± 8,1 kg) que não relataram histórico prévio de participação em qualquer programa de treinamento de força. Os voluntários responderam ao questionário PAR-Q<sup>12</sup> e assinaram um termo de consentimento conforme Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. O Projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho da Universidade Federal do Rio de Janeiro (Projeto número: 260/2005 - CAAE: 0078.0.146.000-05). Foram excluídos da pesquisa indivíduos usuários de medicamentos sejam estes em prol da saúde ou em benefício do desempenho (recursos ergogênicos) e indivíduos que apresentaram lesões osteomioarticulares recentes, que pudessem influenciar a realização dos testes propostos. Os participantes de ambos os grupos compareceram a duas sessões de coletas de dados com intervalo de 48-72 horas. A primeira sessão para as medidas antropométricas e de EM, e a segunda sessão para o teste de contração voluntária isométrica máxima (CVIM) dos flexores do cotovelo. Os parâmetros EM e carga máxima no teste de CVIM foram utilizados para o cálculo do VM e TQ, e posterior estimativa do ITE dos flexores do cotovelo nos diferentes grupos.

A instrumentação constou de um aparelho de ultra-sonografia (US), modelo EUB-405, com transdutor linear e matriz de 512 elementos, com frequência de excitação de 7,5 MHz, resolução de profundidade de 65 mm, e resolução lateral de 80,3 (mm). Foi utilizado um gel para o acoplamento acústico e para evitar a depressão da superfície da pele. Para aquisição dos sinais de dinamometria, foi utilizado um sistema, uma célula de carga de 200 kg e um computador (200 MHz). Com os indivíduos em pé e membros superiores com musculatura relaxada e projetados ao lado do corpo, foi medida a circunferência do braço direito, a 60% do comprimento do braço (L), definido como a distância 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 Myiatani et al.<sup>13</sup>. O transdutor foi posicionado transversalmente ao segmento e a EM 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 da EM foi feita duas vezes consecutivamente e foi utilizada a média das duas medidas.



**Figura 1.** Medida da espessura muscular a partir das interfaces óssea e muscular.

A estimativa do VM a partir da EM e L foi conduzida de acordo com a equação descrita por Fukunaga et al.<sup>7</sup> (Eq. 1) que se basearam na regressão múltipla para estimar o VM, de acordo com a expressão:

$$VM_i = 2,586 (E) - 1,259 (M) + 7,057 (CIR) + 0,524 (IVM) - 447,46 \quad \text{Eq. 1}$$

Onde E é a estatura (cm), M é a massa corporal (kg), CIR a circunferência do braço (cm) e IVM (cm<sup>3</sup>) é um índice do volume muscular (Eq. 2), obtido a partir da aproximação do músculo por um cilindro:

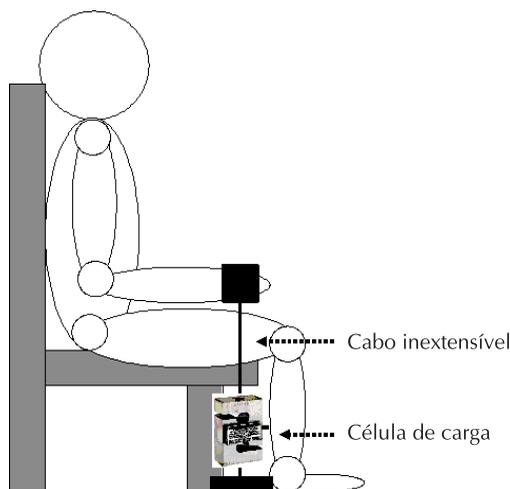
$$IVM = L \cdot (EM)^2 \quad \text{Eq. 2}$$

Para a estimativa do torque de flexão do cotovelo, foi conduzido um teste de contração CVIM similar ao aplicado em outros estudos<sup>7,14</sup>. O protocolo consistiu de um teste de carga máxima cujo esquema está descrito na figura 2. Após comando verbal, o indivíduo realizava a CVIM por um período de oito segundos. A carga máxima (CM) considerada foi o valor máximo obtido no teste, medido em kilogramas-força e posteriormente, convertido para Newtons (valor máximo utilizado).

O torque (TQ) (Eq. 3) foi calculado pela multiplicação da carga máxima pelo comprimento do antebraço (equivalente ao braço de resistência - BR), descrito como a distância entre o epicôndilo lateral do úmero até o processo estilóide lateral do punho:

$$TQ = CM \cdot BR \quad \text{Eq. 3}$$

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



**Figura 2.** Esquema ilustrativo do teste de carga máxima isométrico.

A tensão específica (TE) foi então calculada (Eq. 4):

$$TE = TQ \cdot VM^{-1} \quad \text{Eq. 4}$$

Onde TE é a tensão específica (Nm.cm<sup>-3</sup>), TQ o torque (N) e VM o volume muscular (cm<sup>3</sup>).

### Análise Estatística

Após aplicação do teste de normalidade *Kolmogorov-Smirnov* para todas as variáveis, e a confirmação da distribuição não-normal, foi feita a análise estatística através do teste não paramétrico de *Mann-Whitney* para verificar diferenças entre os grupos GT e GNT para as variáveis: TQ, estimativa do VM e ITE. Para análise da correlação entre as variáveis EM e o VM, foi aplicado o teste de correlação de *Spearman*. O nível de significância adotado foi 5% ( $p < 0,05$ ).

### RESULTADOS

O valor médio de EM, nas medidas, apresentou diferenças significativas entre os grupos, sendo  $4,25 \pm 0,49$  cm para o GT, e  $3,78 \pm 0,51$  cm para o GNT ( $p = 0,018$ ). Na tabela 1, estão apresentados os valores de VM, TQ e ITE do GT e do GNT. Observa-se diferença significativa entre grupos nos valores de VM e TQ diferenças, sendo superiores para o GT ( $p = 0,0002$  e  $p = 0,001$  para VM e TQ, respectivamente) entretanto, o ITE não apresentou ( $p = 0,15$ ).

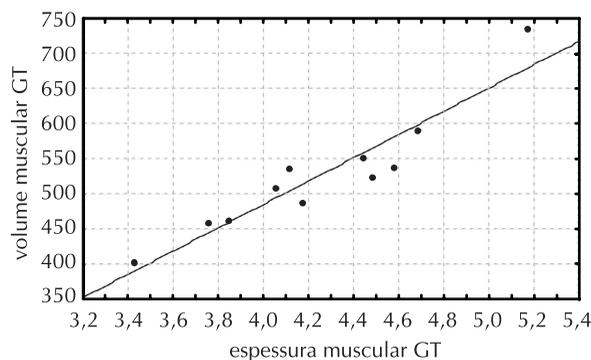
Na figura 3, estão apresentadas as correlações entre a EM e o VM do GT e na figura 4, a correlação entre a EM e o VM do GNT com os respectivos índices de correlação. Os parâmetros EM e VM apresentaram excelente e boa correlação positiva

em ambos os grupos. ( $r = 0,92$  e  $r = 0,89$  para o GT e GNT, respectivamente).

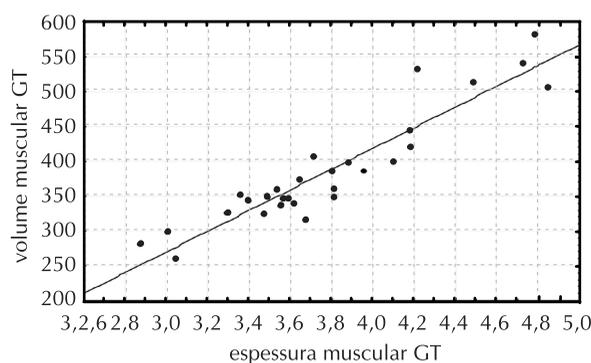
**Tabela 1.** Valores médios e desvio padrão dos parâmetros volume muscular (VM), Torque (TQ) e Índice de Tensão Específica (ITE).

Grupo	VM (cm <sup>3</sup> )	TQ (Nm)	ITE (Nm.cm <sup>-3</sup> )
GT	526,07 ± 86,13	112,04 ± 24,18	0,213 ± 0,03
GNT	385,40 ± 80,89*	88,46 ± 13,77*	0,233 ± 0,02

\* diferença significativa entre grupos ( $p < 0,05$ ).



**Figura 3.** Coeficiente de correlação entre a espessura muscular e o volume muscular no GT ( $r = 0,92$ ).



**Figura 4.** Coeficiente de correlação entre a espessura muscular e o volume muscular no GNT ( $r = 0,89$ ).

## DISCUSSÃO

O principal resultado deste estudo foi a similaridade dos valores de ITE entre os grupos, apesar dos maiores valores de VM e de TQ produzido nos indivíduos treinados. Este fato pode ser um indicativo de resposta positiva ao treinamento de força anterior, com a manutenção da relação torque por unidade de área. Estes resultados contrariam a hipótese inicial de que o ITE se apresentaria reduzido nos músculos flexores dos cotovelos entre os diferentes grupos, assim como foi observado, anteriormente, em músculos penados em indivíduos hipertrofiados<sup>8,9,10</sup>. Recentemente Ikegawa et al.<sup>2</sup> examinaram o efeito do ângulo da penação sobre o ITE para os músculos extensores do cotovelo

em atletas treinados em força. Os participantes eram homens culturistas ou levantadores olímpicos e realizaram contração isométrica máxima dos extensores do cotovelo em um dinamômetro isocinético. A ASTF do músculo e o ângulo de penação das fibras musculares do tríceps braquial foram medidos por ultra-sonografia. Os participantes culturistas apresentaram força isométrica na extensão do cotovelo, ASTF e ângulo de penação, significativamente maiores do que os levantadores olímpicos e, ao contrário do que foi observado no presente estudo, o ITE dos culturistas foi significativamente menor do que dos levantadores olímpicos que apresentaram menor hipertrofia, corroborando os resultados obtidos por Kawakami et al.<sup>8</sup> e Ichinose et al.<sup>9</sup>.

A redução do ITE descrita por Ikegawa et al.<sup>2</sup> sugere uma perda de eficiência mecânica relacionada à hipertrofia muscular. O tríceps braquial apresenta arquitetura penada e, portanto, é mais susceptível à redução do número de fibras por unidade de AST devido ao aumento do ângulo de penação dos fascículos<sup>8,10</sup>. Estes achados sugerem que o ângulo de penação se relaciona inversamente com o ITE, sendo esse substancialmente menor em atletas com músculos hipertrofiados, tais como culturistas. Por outro lado, Fukunaga et al.<sup>7</sup> relataram valores de ITE para os flexores do cotovelo de  $0,211 \pm 0,028$  Nm.cm<sup>-3</sup> para atletas universitários e  $0,207 \pm 0,038$  Nm.cm<sup>-3</sup> para o grupo controle que não apresentaram diferenças significativas, ratificando os resultados obtidos no presente estudo ( $0,213 \pm 0,03$  e  $0,233 \pm 0,02$ , para os GT e GNT, respectivamente).

Os resultados encontrados, na literatura, para músculos penados podem não ser aplicados diretamente para músculos fusiformes, como o bíceps braquial, cuja AST é igual a ASTF. Como o ITE é diretamente relacionado ao VM e ao EM, estes resultados indicam que quando os flexores do cotovelo são submetidos ao treinamento de força a longo prazo, o aumento aproximadamente linear do VM e do TQ (36% e 27%, respectivamente), mantém o ITE inalterado, ratificando os resultados de Fukunaga et al.<sup>7</sup>.

O VM observado, neste estudo, apresentou valor 41% menor para indivíduos não-treinados do que o descrito por Miyatani et al.<sup>13</sup>, que reportaram, aproximadamente, 273 cm<sup>3</sup>. Os autores aplicaram uma equação mais simplificada para a estimativa do VM, envolvendo somente os dados antropométricos de comprimento do braço e EM. Para os atletas, quando comparados com os resul-

tados de Fukunaga et al.<sup>7</sup>, os valores de VM foram significativamente maiores (atletas:  $337 \pm 58 \text{ cm}^3$ ), com aproximadamente 56% menor do o presente estudo. Os participantes do estudo em questão eram atletas de diversas modalidades, enquanto, somente um menor grupo era composto por praticantes de halterofilismo, cujos dados não foram demonstrados separadamente. Entretanto, assim como observado no presente estudo, os grupos investigados apresentaram diferenças significativas em relação ao volume, tendo o grupo de atletas um volume, aproximadamente, 25% superior ao do grupo controle, similar ao presente estudo, com 27% de diferença entre os grupos.

Os valores de EM encontrados também refletem o nível de treinamento dos indivíduos, tendo apresentado forte correlação com o VM para ambos os grupos (Figuras 3 e 4). Os resultados demonstraram que o GT apresentou em média 4,25 cm de EM, enquanto Ichinose et al.<sup>9</sup> apresentaram valores de 4,12 cm para atletas de halterofilismo e 4,38 cm para lutadores de Judô. De forma diferente, Fukunaga et al.<sup>7</sup> reportam uma média de 3,44 cm de EM, 24% menor que a encontrada no presente estudo. Este valor representa a média em atletas de diversas modalidades e não somente em indivíduos hipertrofiados.

A equação usada para estimativa de VM foi a descrita Fukunaga et al.<sup>7</sup>, que envolveram vários parâmetros antropométricos e a EM medida através da ultra-sonografia. A correlação encontrada entre EM e VM (GT,  $r = 0,92$  e GNT,  $r = 0,89$ ), para ambos os grupos, ratifica a literatura e aponta o potencial da medida de EM como estimativa de VM<sup>13</sup>. A utilização de outras técnicas para análise da geometria muscular por imagens, consideradas padrão-ouro pela literatura, como a ressonância magnética e tomografia computadorizada, podem nos fornecer dados mais precisos em relação a alguns parâmetros investigados, como VM e EM. Por outro lado, outros estudos já demonstraram a eficácia da técnica de ultra-sonografia para análise da EM<sup>5,15</sup>, atestando a confiabilidade dos parâmetros medidos e estimados através de regressões lineares e modelagem matemática. No âmbito nacional, não foi encontrado, na literatura, nenhum estudo com a aplicação da ultra-sonografia para comparação de variáveis da geometria muscular entre grupos com diferentes níveis hipertrofia muscular.

O número reduzido de participantes no grupo treinado representa uma limitação deste estudo. Como o treinamento anterior foi caracterizado através de relato pessoal, a seleção criteriosa de in-

divíduos com um nível de hipertrofia suficiente para compor o grupo treinado foi fundamental. Estudos da evolução das alterações da arquitetura muscular durante a aplicação de programas de treinamento de força através do delineamento experimental, poderão auxiliar a determinação da extensão da aplicabilidade do ITE no âmbito prático.

## CONCLUSÃO

O trabalho demonstrou que o ITE dos flexores do cotovelo de um grupo de indivíduos engajado em programa de treinamento de força foi similar aos valores calculados para indivíduos não praticantes, sugerindo a manutenção da linearidade da relação força-volume e, conseqüentemente, da eficiência da mecânica muscular para músculos predominantemente fusiformes, como os flexores do cotovelo, embora os grupos fossem diferentes quanto ao torque produzido e volume muscular desse grupamento. O Índice de Tensão Específica pode contribuir para indicação do nível de resposta do sistema muscular ao treinamento com sobrecarga ao longo do tempo.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Akagi R, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Establishing a new index of muscle cross-sectional area and its relationship with isometric muscle strength J Strength Cond Res 2008;22(1):82-87.
2. Ikegawa S, Funato K, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T, kawakami Y. Muscle force per cross-sectional area is inversely related with pennation angle in strength trained athletes. J Strength Cond Res 2008;22(1):128-131.
3. Martinson H, Stokes MJ. Measurement of anterior tibial muscle size using real-time ultrasound imaging. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1991;63(3-4):250-254.
4. Kawakami Y, Nakazawa K, Fujimoto T, Nozaki D, Miyashita M, Fukunaga T. Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging. Eur J Appl Physiol 1994;68(2):139-147.
5. Esformes JI, Narici MV, Maganaris CN. Measurements of human volume using ultrasonography. Eur J Appl Physiol 2002;87(1):90-92.
6. Lieber R. Skeletal Muscle Structure, Function & Plasticity. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
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(4):249-255.
8. Kawakami Y. The effects of strength training on muscle architecture in humans. Int J Sport Health Sci 2005;3(Special\_Issue):208-217.
9. 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(8):541-546.

10. Kawakami Y, Abe T, Kuno S, Fukunaga T. Training induced changes in muscle architecture and specific tension. *Eur J Appl Physiol* 1995;72(1-2):37-43.
11. 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(5):1786-1793.
12. Shephard RJ. PAR-Q Canadian home fitness test and exercise screening alternatives. *Sports Med* 1988;5(3):185-195.
13. 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(2-3):264-272.
14. Asakawa D. S., Pappas G. P., Delp S. L. and Drace J. E. Aponeurosis length and fascicle insertion angles of the biceps brachii. *J Mec Med Biol* 2002;13(3-4):1-7.
15. Narici M. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *J Electromyogr Kinesiol* 1999;9(2):97-103.

---

**Endereço para correspondência**

Thiago Torres Matta  
Universidade Federal do Rio de Janeiro.  
Laboratório de Biomecânica.  
Escola de Educação Física e Desportos.  
Av. Carlos Chagas Filho, 540. Ilha do Fundão.  
21941-590 - Rio de Janeiro, RJ. Brasil  
E-mail: ttmatta@yahoo.com.br