

## ESTIMATIVA DO VOLUME MUSCULAR POR ULTRA-SONOGRAFIA ATRAVÉS DE MODELO MATEMÁTICO

Rafael G. de Lacerda<sup>\*,\*\*</sup>; Daniel de S. Alves<sup>\*,\*\*</sup>; Liliam F. de Oliveira<sup>\*\*</sup>; Jurandir Nadal<sup>\*</sup>

<sup>\*</sup> Programa de Engenharia Biomédica/COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

<sup>\*\*</sup> Laboratório de Biomecânica/EEFD-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

rafaelgriffo@yahoo.com.br

**Abstract:** Regression formulas have been applied to estimate muscle volume (MV) from ultrasonographic images. The aim of this study was to compare three equations in order to estimate the elbow flexors and extensors muscles volumes, divided in two groups: without and with practice in heavy weight training. We observed statistical differences between the results, with percentiles varying between 6% and 25% for the same groups. The equations generated similar results only for the elbow flexors of the non-trained group. The large variability indicates the need to define a more reliable model.

**Palavras-chave:** volume muscular; ultra-sonografia; modelos matemáticos

### Introdução

A força muscular em gestos motores complexos nos trabalhos com reabilitação, implementação de órteses e, principalmente, no treinamento contra-resistência [1] tem sido estimada através de modelos mecânicos. O volume muscular (VM), um dos principais parâmetros utilizados para a estimativa desta força [2], é medido de forma precisa e confiável a partir das técnicas de captação de imagens *in vivo*, como a ressonância magnética por imagem (RMI) e a tomografia computadorizada (TC) [3]. Estas técnicas são consideradas padrão-ouro, pois medem diretamente o VM [2,4,5]. Entretanto, apresentam desvantagens como o alto custo e dificuldade de acesso, além de exposição à radiação ionizante, no caso da TC [5-7]. Para aumentar a aplicação prática desta medida, pesquisadores vêm aperfeiçoando modelos matemáticos que estimam o VM através de imagens obtidas pela ultra-sonografia (US) bidimensional. Esta técnica, embora não quantifique diretamente o VM, tem como vantagens o baixo custo relativo e a não exposição à radiação ionizante. O equipamento pode ser portátil e é de fácil manuseio [5-7], aumentando a capacidade de acesso a esta técnica.

Aproximações por sólidos geométricos [5] ou por equações de regressão [6,7] são relatadas para estimativa do VM a partir de imagens de US, e validadas através da comparação com as técnicas de medida de imagens tomográficas. Entretanto, cada grupo de pesquisa utiliza uma casuística distinta para a validação de seus modelos.

Este trabalho tem por objetivo comparar o resultado de três diferentes equações para estimativa do VM dos flexores e extensores do cotovelo [5-7], em sujeitos ativos, sem e com treinamento de força específico. A hipótese inicial é de que as equações fornecerão valores similares para cada grupo de indivíduos.

### Materiais e Métodos

Foram testados 43 estudantes universitários com atividades físicas regulares, divididos em dois grupos: grupo I composto por 28 homens ativos, sem atividade específica de treinamento contra-resistência há pelo menos um ano, com  $26,9 \pm 4,24$  anos (média  $\pm$  desvio padrão) de idade,  $69,4 \pm 5,2$  Kg de massa corporal e  $171,4 \pm 7,1$  cm de altura; e grupo II composto por 15 homens treinados em atividades contra-resistência de alta intensidade, há pelo menos um ano, com  $23,4 \pm 2,89$  anos,  $87,5 \pm 8,1$  Kg e  $182,5 \pm 8,5$  cm, respectivamente. Para o grupo I foram selecionados indivíduos com características antropométricas similares aos grupos dos trabalhos que originaram as equações testadas. A pesquisa foi aprovada pela comissão de ética em pesquisa com seres humanos do Hospital Clementino Fraga Filho, número de registro 031/2007, e todos os voluntários assinaram o termo de consentimento.

Após anamnese, foram medidas a massa corporal ( $P$ ), a estatura ( $A$ ) e o comprimento do braço direito ( $L$ ), dado pela distância entre o processo acromial da escápula e o epicôndilo lateral. Ao nível de 60% proximal deste comprimento foi aferida a circunferência do braço ( $C$ ). Neste mesmo local anatômico, com a utilização de gel (Ultrax – Farmativa Indústria e Comércio, Brasil) para efetuar o acoplamento acústico e evitar a deformação por pressão da superfície da pele, foi posicionado transversalmente o transdutor linear de US (dimensões: 8 cm de comprimento e 2 cm de largura) com matriz de 512 elementos e frequência de excitação de 7,5 MHz do aparelho de ultra-som EUB-405 (Hitachi Medical, Japão). A medição da espessura muscular ( $EM$ ) foi efetuada neste mesmo local, anteriormente e posteriormente, para os flexores e extensores de braço, respectivamente. Todas as medidas seguiram os mesmos procedimentos dos trabalhos que originaram as equações [5-7]. A  $EM$  é definida como a distância entre a interface logo abaixo do tecido adiposo e a interface logo acima do tecido ósseo [6,7], como

mostrado na Figura 1, facilmente visualizada e calculada no próprio aparelho de Ultra-som.

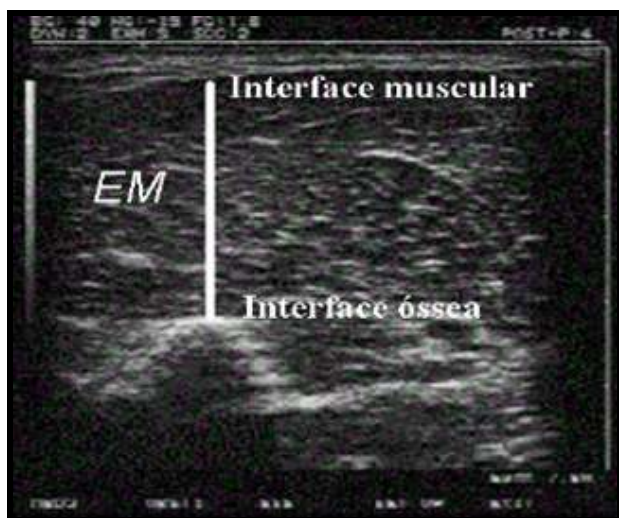


Figura 1: visualização da EM, em um corte transversal, do músculo Bíceps Braquial

Todas as medidas foram feitas pelo mesmo pesquisador, duas vezes para cada imagem e em duas imagens distintas do mesmo local, utilizando-se a média entre elas. A análise descritiva constou da média e desvio-padrão de todos os dados antropométricos e da EM (Tabela 1).

Tabela 1: Média (desvio-padrão) dos dados antropométricos e da espessura muscular dos trabalhos anteriores e do presente estudo

	<i>P</i> (Kg)	<i>A</i> (cm)	<i>L</i> (cm)	<i>C</i> (cm)	<i>EM<sub>fle</sub></i> (cm)	<i>EM<sub>ext</sub></i> (cm)
Miyatani, 2000 (n=26)	68,5 (1,9)	169,4 (1,4)	32 (0,3)		3,3 (0,1)	3,8 (0,2)
Grupo validação (n=26) Fukunaga, 2001	68,5 (9,6)	169,4 (7,3)				
Grupo controle (n=160) Fukunaga, 2001	63,1 (10,1)	171,3 (5,4)	31,7 (1,4)	26,5 (2,8)	3,0 (0,3)	3,0 (0,5)
Grupo de atletas (n=99) Fukunaga, 2001	75,5 (12,8)	178 (9,6)	33,2 (2,3)	29,9 (2,9)	3,4 (0,4)	3,7 (0,5)
Grupo validação (n=14) Miyatani, 2004	66,9 (8,7)	169,9 (6,7)	31,9 (1,6)		3,2 (0,4)	3,7 (0,7)
Grupo validação Cruzada (n=13) Miyatani, 2004	70,3 (8,2)	171,6 (7,1)	32,4 (1,6)		3,3 (0,4)	3,9 (0,8)
Grupo não treinado (n=28) Presente estudo	69,4 (5,2)	171,4 (7,1)	33,3 (2,6)	30,1 (2,0)	3,4 (0,6)	3,5 (0,5)
Grupo treinado (n=15) Presente estudo	87,5 (8,1)	182,5 (4,5)	36,2 (1,4)	37,5 (2,4)	3,9 (0,4)	4,9 (0,6)

*P* = massa; *A* = estatura; *L* = comprimento do braço; *C* = circunferência do braço; *EM<sub>fle</sub>* = espessura muscular dos flexores do cotovelo; *EM<sub>ext</sub>* = espessura muscular dos extensores do cotovelo

A resolução da medida de espessura com o aparelho utilizado foi testada pela medição de *phantoms* (LUS - Laboratório de Ultra-sonografia, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ), com impedância acústica similar ao músculo e distância entre interfaces conhecida, por cinco avaliadores. A acurácia do pesquisador também foi testada com o teste-reteste, em dois diferentes dias. Para as duas situações, as diferenças não ultrapassaram 3%.

A Tabela 2 apresenta as equações utilizadas neste estudo. Miyatani *et al* em 2000 aproximaram ambos os músculos testados pela equação de volume de um cilindro perfeito, com o raio da base sendo metade da EM. Com isso, a mesma equação foi responsável em estimar o VM dos flexores e extensores de cotovelo. Fukunaga *et al* em 2001 e Miyatani *et al* em 2004 obtiveram equações de estimativa do VM, para os flexores e extensores do cotovelo, através da regressão linear múltipla, obtida em função de dados antropométricos e da EM, além do VM mensurado através da RMI. O último estudo ainda utilizou um grupo de validação-cruzada para testar a validade das equações obtidas a partir dos dados do grupo de validação. Ambos os grupos deste estudo apresentavam variáveis com valores bem semelhantes (Tabela 1).

Tabela 2: Equações de predição do volume muscular (VM)

Miyatani, 2000	$VM = L \left( \pi \frac{EM}{2} \right)^2$
Fukunaga, 2001 Flexores de cotovelo (cm <sup>3</sup> )	$VM = 2,586 * A - 1,259 * P + 7,057 * C + 0,524 * [L(EM)^2] - 447,46$
Fukunaga, 2001 Extensores de cotovelo (cm <sup>3</sup> )	$VM = 3,478 * A - 0,18 * P + 6,674 * C + 0,382 * [L(EM)^2] - 559,36$
Miyatani, 2004 Flexores do cotovelo (cm <sup>3</sup> )	$VM = (EM * 117,9) + (L * 12,6) - 494$
Miyatani, 2004 Extensores do cotovelo (cm <sup>3</sup> )	$VM = (EM * 98,1) + (L * 31,9) - 984,4$

Na análise estatística do presente estudo, inicialmente foi verificado a normalidade dos dados de VM nos grupos I e II, através da avaliação gráfica de seus histogramas, além do teste de D'Agostino-Pearson para normalidade dos dados e do teste F para testar a igualdade das variâncias. No grupo I foi verificada a normalidade dos dados. Entretanto, o grupo II apresentou desvios, levando à utilização de testes não-paramétricos. Como o objetivo do trabalho era testar se as três equações de estimativa do VM apresentavam resultados semelhantes, a amostra foi subdividida em: grupo I flexores de cotovelo – GIF; grupo I extensores de cotovelo – GIE; grupo II flexores de cotovelo – GIIF; grupo II extensores de cotovelo – GIIE. Para a comparação dentro dos subgrupos foi adotado  $\alpha = 0,05$ . Para o grupo I foi utilizado a Anova One-way com o

teste *post-hoc* de Tukey. No grupo II adotou-se o teste de Kruskal-Wallis, com o teste *post-hoc* Wilcoxon Rank Sum, com o ajuste de  $\alpha$ . O cálculo dos volumes foi efetuado com o aplicativo Matlab 6.5 (The Mathworks, EUA) e os testes estatísticos com o Statistica 6.0 (StatSoft, EUA).

## Resultados

A Tabela 3 mostra o VM dos quatro subgrupos (GIF, GIE, GIIF e GIIE), utilizando as equações citadas na Tabela 2 e indicando os pares de medidas com diferenças significativas dentro de cada grupo.

Para os flexores de cotovelo do grupo I (GIF), as equações 2 e 3 geraram valores similares, sendo 5,9% maiores do que o valor médio gerado na equação 1.

Para o VM dos extensores de cotovelo do grupo I (GIE), as equações 2 e 3 estimaram valores 17,9% e 25%, respectivamente, maiores do que o da equação 1. Ambas apresentaram diferença estatística ( $p = 0,0045$  comparando os resultados entre as equações 1 e 2 e  $p = 0,0001$  comparando os resultados estimados entre as equações 1 e 3). Entre as equações 2 e 3 não houve diferença estatística, entretanto, o VM estimado pela equação 3 foi 8,6% maior do que o estimado pela equação 2.

Tabela 3: Valores médios (desvio-padrão) do VM dos flexores e extensores de cotovelo dos quatro grupos e as diferenças significativas entre os valores do VM dentro de cada grupo

	Miyatani,2000	Fukunaga,2001	Miyatani,2004
GIF	305,5 (99,9)	324,8 (70,1)	324,6 (65,0)
GIE	307,0 (90,3)*†	374,6 (51,6) *	409,6 (83,9) †
GIIF	444,6 (97,9)	477,4 (77,7)‡	425,9 (51,6) ‡
GIIE	707,0 (183,5)§	655,7 (110,6) ‡	555,0 (63,0) ‡§

\*  $p = 0,0045$ ; †  $p = 0,0001$ ; ‡  $p = 0,01$ ; §  $p = 0,009$

Em relação ao grupo de indivíduos treinados, para os flexores de cotovelo (GIIF), o VM estimado pela equação 2 foi 6,9% maior do que a equação 1 e 11,3% maior do que a equação 3. Neste último, foi encontrada diferença estatística significativa ( $p = 0,01$ ). Além disso, o VM estimado pela equação 1 foi 4,3% maior do que o estimado pela equação 3.

Para os extensores de cotovelo do grupo II, a equação 1 apresentou valores superiores às equações 2 e 3, 7,4% e 21,5% ( $p = 0,009$ ) respectivamente. Somado a isso, a equação 2 estimou um VM 15,3% maior do que a equação 3 ( $p = 0,01$ ).

Outro aspecto observado é que o modelo de Miyatani *et al*, 2000 [5] conduziu a estimativas com maiores dispersões nos quatro grupos estudados.

## Discussão

Observou-se uma concordância das estimativas para os flexores de cotovelo do grupo I, com variação dos resultados em torno de 6%. Este resultado era esperado, uma vez que as características antropométricas dos indivíduos foram bem próximas das utilizadas nos estudos metodológicos para dedução das equações. No entanto, o mesmo não foi verificado com o grupamento extensor, com os resultados variando em torno de 25%.

Para o grupo II, a variabilidade dos resultados foi maior, alcançando 11,3% para os flexores e 21,5% para os extensores, o que impõe restrições à aplicação destas estimativas em estudos com atletas e praticantes regulares de treinamento de força.

O VM é a principal variável na predição da força de um único músculo dentro da contração sinérgica de diversos grupamentos musculares, em qualquer gesto motor [3], quando utilizados modelos geométricos de contração muscular. Logo, mesmo a variabilidade de resultados de 6% para os flexores do grupo não treinado pode resultar em erros de estimativa significativos.

Em termos gerais, os valores encontrados pela equação de Miyatani *et al*, 2000[5] são mais baixos para o grupo dos não treinados. Já dito anteriormente, a estimativa do VM neste estudo foi obtido pela equação de volume de um cilindro perfeito, sendo o raio da base metade da EM. No ponto de medida da EM, segundo o próprio autor [5], encontra-se a maior espessura, em ambos os grupamentos musculares analisados. Por conta disto, os valores mais baixos apresentados por esta equação vão de encontro à suposição do modelo, pois seriam no mínimo semelhantes ou ligeiramente maiores com relação aos obtidos nas outras equações, uma vez que as mesmas traduzem um modelo mais realista destes músculos. Outros autores vêm mostrando que nem sempre estes locais de mensuração são realmente os pontos com maior EM [4] para ambos os grupamentos, o que poderia explicar os menores valores encontrados pela equação 1. Além disso, o nível de maior espessura pode ser alterado em reposta ao treinamento de força [8], podendo explicar a maior discrepância de resultados no grupo II. Com este tipo de treinamento, os músculos penados apresentam um rearranjo de suas fibras, com aumento do ângulo de penação. Este aumento interfere diretamente nas medidas da EM [9], podendo ser uma fonte de erro desta medida, reduzindo o potencial preditivo da equação. Ratifica-se, então, a não recomendação, mesmo para destreinados, da estimativa de volume dos extensores de cotovelo.

Para os flexores, em que o bíceps braquial apresenta melhor semelhança geométrica com o sólido utilizado, maior homogeneidade estrutural e menor variação entre os indivíduos, os valores apresentaram diferenças menores, mas, mesmo assim, significativas entre as equações do grupo II. Portanto, os resultados obtidos se opõem à hipótese testada de que todas as equações conduziram a resultados semelhantes. Ao

contrário, a concordância estatística dos modelos foi observada apenas para os flexores do cotovelo dos sujeitos não-treinados, grupo o qual se assemelha mais às casuísticas usadas para a validação dos modelos. Assim, os modelos propostos carecem em geral de poder de generalização.

Um aspecto que cabe destacar é que os três modelos foram desenvolvidos pelo mesmo grupo de pesquisadores, do Japão, utilizando amostras relativamente uniformes, excetuando-se o grupo de atletas [6], os quais consistiam de 20 jogadores de voleibol, 20 de basquetebol, 20 de Handebol, 20 de caminhada e somente 19 indivíduos com treinamento contra-resistência específico. Devido a grande variabilidade de sujeitos neste grupo de atletas, o grupo 2 estudado no presente estudo, somente de praticantes de treinamento contra-resistência, possui valores antropométricos, como a massa ( $P$ ) e a circunferência do braço ( $C$ ), além da  $EM$ , maiores. Isto pode explicar a relevante diferença entre os valores estimados no grupo II do presente estudo e os estimados no grupo de atletas [6].

A mesma abordagem metodológica pode ser empregada para analisar a concordância das equações em grupos distintos, tais como em mulheres e indivíduos da terceira idade.

Sintetizando todos os achados, verifica-se diferenças significativas nos VMs estimados, particularmente no grupo II, sugerindo redução da confiabilidade dos resultados para sujeitos com treinamento de força. Em função desta maior discrepância de valores, sugere-se também uma efetividade das equações de regressão somente para os grupos com características antropométricas similares aos grupos utilizados.

Deve-se salientar que o protocolo estudado não permite avaliar se realmente alguma das equações é capaz de estimar com precisão o VM de qualquer grupo de indivíduos.

Avanços nos métodos de validação, de modelagem e de comparação com padrão-ouro constituem futuras ações nesta linha. Uma possibilidade a ser testada é verificar se modelos que não se utilizem de dados antropométricos, mas que levem em conta mais parâmetros medidos sobre o próprio músculo sejam capazes de estimar com maior fidedignidade o VM.

## Conclusão

As equações para estimativa do VM, a partir de imagens geradas pela ultra-sonografia apresentaram resultados concordantes somente para o grupamento flexor de cotovelo de indivíduos destreinados em treinamento contra-resistência. Para as estimativas de volume dos extensores de cotovelo de ambos os grupos e dos flexores do grupo de treinados, as equações apresentaram resultados diferentes, apontando para a importância de obtenção de coeficientes específicos para diferentes grupos.

A aplicação destas equações em estudos que visem o acompanhamento das alterações do VM destes grupamentos deve ser feita com cautela, pois permanece a dúvida sobre qual equação de regressão ou modelo matemático estima o VM de forma mais acurada.

## Agradecimentos

Este estudo contou com apoio financeiro das agências CAPES, CNPq e FAPERJ.

## Referências

- [1] Starkey, D.B., Pollock, M.L., Ishida, Y., Welsch, M.A., Brechue, W.F., Graves, J.E., Feigenbaum, M.S. (1996) "Effect of resistance training volume on strength and muscle thickness" *Medicine & Science in Sports & Exercises*, v. 28, n.10, p.1311-1320
- [2] Maganaris, C. N. (2004) "A predictive model of moment-angle characteristics in human skeletal muscle: application and validation in muscles across the ankle joint" *Journal of Theoretical Biology*, v.230, n.1, p.89-98
- [3] Mitsiopoulos, N., Baumgartner, N., Heymsfield, S. B. (1998) "Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography" *Journal of Applied Physiology*, v.85, n.1, p.115-122
- [4] Kawakami, Y., Nakazawa, K., Fujimoto, T., Nozaki, D., Miyashita, M., Fukunaga, T. (1994) "Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging" *European Journal of Applied Physiology*, v.68, p.139-147
- [5] Miyatani, M., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2000) "Validity of Bioelectrical Impedance and Ultrasonographic Methods for Estimating the Muscle Volume of the Upper Arm", v.82, p.391-396
- [6] Fukunaga, T., Miyatani, M., Tachi, M., Kouzaki, M., Kawakami, Y., Kanehisa, H. (2001) "Muscle Volume is a Major Determinant of Joint Torque in Humans" *Acta Physiol Scand*, v.172, p.249-255
- [7] Miyatani, M., Kanehisa, H., Ito, M., Kawakami, Y., Fukunaga, T. (2004) "The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups" *Eur J Appl Physiol*, v.91, p.264-272
- [8] Housh, D., Housh, T., Johnson G., Chu W. (1992) "Hypertrophic response to unilateral concentric isokinetic resistance training" *Journal of Applied Physiology*, v.63, n.1, p.65-70
- [9] Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S., Fukunaga, T. (1994) "Training-induced changes in muscle architecture and specific tension" *European Journal of Applied Physiology*, v.72, p.37-43