



ORIGINAL

Arquitectura muscular y momento de fuerza: relación en el erector espinal durante extensión isométrica máxima

A.I. Cuesta-Vargas* y M. González-Sánchez

Departamento de Fisioterapia y Psiquiatría, Universidad de Málaga, Málaga, España

Recibido el 4 de agosto de 2011; aceptado el 13 de enero de 2012

Disponible en Internet el 3 de marzo de 2012

PALABRAS CLAVE

Momento de fuerza;
Ecografía;
Regresión lineal

Resumen

Objetivo: Estudiar, en el músculo erector espinal (ES), durante extensiones isométricas máximas, la relación existente entre el ángulo de penación, el grosor muscular y el momento de fuerza.

Material y método: Estudio transversal analítico. Cuarenta y seis participantes sanos (25 mujeres y 21 hombres), sin patologías musculoesqueléticas, ejecutaron 3 contracciones isométricas máximas, de 5 segundos de duración, en extensión lumbar a 45° desde la vertical. Durante la ejecución, se registraron el momento de fuerza y las 2 variables arquitectónicas del músculo ES. Se utilizaron las variables obtenidas a través de imagen ecográfica (variables arquitectónicas) como variables independientes y el momento de fuerza como variable dependiente en la regresión lineal y la correlación bivariada realizada entre las variables consideradas.

Resultados: En la regresión lineal entre variables se obtuvo un valor en R^2 de 0,805. En la correlación bivariada, todas las variables arquitectónicas se mostraron estadísticamente significativas entre ellas.

Conclusión: Durante una extensión lumbar a 45° desde la vertical, las 2 variables independientes (ángulo de penación y grosor muscular) obtenidas del músculo ES consiguen un valor de R^2 superior a 0,8 en la regresión lineal, lo que explicaría una altísima relación entre estas y la variable dependiente.

© 2011 Asociación Española de Fisioterapeutas. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

KEYWORDS

Torque;
Ultrasonography;
Linear regression

Muscle architecture and torque: relationship on erector spinae muscle during maximal isometric extension

Abstract

Aim: To study the relationship existing between pennation angle, muscle thickness and moment of force in the erector spinae (ES) muscle during maximal isometric extension.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: acuesta@uma.es (A.I. Cuesta-Vargas).

Material and methods: A cross-sectional study was conducted in 46 healthy participants (25 women and 21 men) without musculoskeletal disorders. They performed 3 5-second long maximum isometric contractions in lumbar extension at 45° from vertical. During the test, moment of force and the 2 muscle architectural variables of the ES muscle were recorded. The variables obtained through ultrasound imaging (architectural variables) were considered as independent variables and torque as dependent variable in linear regression and bivariate correlation made between the variables studied.

Results: An R^2 value of 0.805 was obtained in the linear regression between variables. In the bivariate correlation, all the architectural variables were statistically significant between them. *Conclusion:* During a lumbar extension at 45° from the vertical, the 2 independent variables (angle of pennation and muscle thickness) obtained of the ES muscle achieved an R^2 value higher than 0.8 on the linear regression analysis. This would explain the very high relationship between these and the dependent variable (torque).

© 2011 Asociación Española de Fisioterapeutas. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

El erector espinal (ES) es el principal responsable de la extensión lumbar, contribuyendo además a la inclinación lateral del tronco y al mantenimiento de la postura¹. Estas funciones deben servir de motivación para profundizar en el estudio de este importante músculo de la zona lumbar.

En la biomecánica, la ecografía ha sido utilizada para evaluar cambios morfológicos en el grosor o en el desplazamiento muscular²⁻⁴, las fibras musculares^{5,6}, el ángulo de penación^{7,8} e incluso el área del corte transversal (ACT)⁹.

Diferentes estudios han demostrado que la fiabilidad de la ecografía en la musculatura paraespinal varía entre moderada y excelente al presentar valores del índice de correlación interclase que oscilan entre 0,72 y 0,98¹⁰.

Por otro lado, el procedimiento más común para medir la fuerza dentro de un laboratorio es mediante el uso de dinamómetros o de células de carga conectadas con ordenadores¹¹.

Aspectos anatómicos (brazo de palanca o tamaño muscular, por ejemplo) y/o neurales (activación sinergista, antagonista y agonista) influyen sobre los momentos articulares. Es común entre los investigadores medir el cambio de estos parámetros intentando entender qué factores y de qué manera contribuyen a los momentos articulares¹².

En las personas y en los animales, las fuerzas producidas por contracciones musculares generan momentos articulares. Estos dependen de la fuerza musculotendínea y de la longitud del brazo de palanca, la cual se define como la distancia perpendicular entre el centro de rotación (centro de la articulación en nuestro caso) y la línea de acción musculotendínea^{13,14}.

La arquitectura muscular y el ángulo optimal en el desarrollo del momento de fuerza poseen un rol importante en la función musculoesquelética¹⁵. Así mismo, parámetros arquitectónicos como el ángulo de penación y el grosor muscular van a determinar la magnitud del momento angular, así como la función muscular¹⁶⁻¹⁸.

No se ha encontrado ningún ensayo donde se estudie de qué manera están relacionadas estas 2 variables arquitectónicas (ángulo de penación y grosor muscular) del ES con el momento de fuerza que dicha contracción provoca en la extensión lumbar.

El objetivo de este estudio es analizar si existe una relación significativa entre el momento de fuerza del músculo ES y las variables arquitectónicas grosor muscular y ángulo de penación medidos con ecografía durante una contracción isométrica máxima a 45° de extensión desde la vertical (90° desde los miembros inferiores).

Nuestra hipótesis de partida es que existe una correlación significativa entre el momento de fuerza que la contracción del ES provoca durante una extensión isométrica máxima a 45° desde la vertical y las 2 variables arquitectónicas consideradas en este estudio.

Material y método

Diseño

Estudio transversal analítico donde se analiza la correlación existente entre 2 variables arquitectónicas del ES (grosor muscular y ángulo de penación) con el momento de fuerza durante una contracción isométrica máxima a 45° de extensión desde la vertical.

Participantes

Fueron utilizados los siguientes criterios de inclusión: personas sanas de entre 18 y 65 años de ambos sexos, sin antecedentes de episodios de lumbalgia en el último año. Fueron excluidos aquellos participantes que rechazaron participar en el estudio, que sufrían procesos álgidos en el raquis lumbar como consecuencia de una patología espinal específica, dolor de la raíz del nervio/dolor radicular, un proceso infeccioso, neoplásico, metastásico, osteoporótico, artrítico o fracturas, aquellos que sufrían escoliosis o alguna asimetría evidente en la columna, así como aquellos que mostraban un deterioro cognitivo de cualquier etiología e intolerancia a la realización de los gestos propuestos en el ensayo.

Todos los participantes nos dieron voluntariamente su consentimiento informado expreso, siguiendo las directrices de la declaración de Helsinki de 1964 donde se establecen los principios éticos para toda indagación con humanos y que ha ido actualizándose en sucesivas asambleas de la

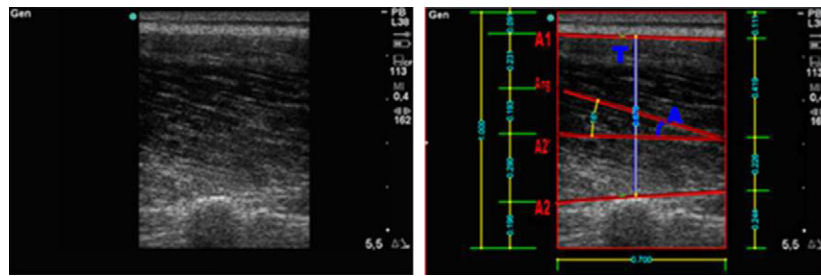


Figura 1 Ejemplo de la medición de las variables arquitectónicas desde una ecografía.

World Medical Association (Declaración Helsinki); además este ensayo fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de Málaga.

Procedimiento

Registro de la fuerza isométrica máxima

Para realizar el registro de la fuerza máxima de cada participante, una célula de carga computarizada (Real Power, Globus Italia) se posiciona entre 2 cadenas. Una cadena se colocó en el brazo de la máquina que guiaba el gesto, sobre el que el sujeto realizaría el empuje durante la ejecución del movimiento. La segunda cadena fue fijada al muro situado enfrente de la máquina donde se ejecuta el ensayo.

Los ángulos entre la cadena y la dirección del empuje, así como entre la cadena y el suelo, eran igual a cero en el momento de la contracción isométrica.

Registro ecográfico

Un cabezal de 5 cm de ancho (ecógrafo Sonosite mod. Titán) fue colocado de forma longitudinal a la altura de L₃-L₄ y separado 3 cm de la línea dibujada por las apófisis espinosas. La profundidad de la imagen era de 6,5 cm.

Fue aplicado gel de ultrasonido entre la piel y el cabezal para conseguir un acople acústico mejor. Se realizó una marca en la piel de manera que siempre se colocara el cabezal del ecógrafo en el mismo sitio.

La figura 1 muestra un ejemplo de cómo a partir de las imágenes ecográficas se pudieron obtener los 2 parámetros de la arquitectura muscular considerados en este estudio (grosor muscular y ángulo de penación).

Cuestionarios

Para definir mejor el grupo de participantes que formaron parte de este estudio, cada uno de ellos, antes de comenzar el protocolo del mismo, completaron 4 cuestionarios autoadministrados: SF-12¹⁹, EuroQoL 5D²⁰, Örebro Musculoskeletal Pain Questionnaire²¹ y Roland Morris Questionnaire²², los cuales permitieron desarrollar una comprobación general del grupo en cuanto a estado general de salud, calidad de vida, dolor y discapacidad provocada por el dolor de espalda, respectivamente.

Protocolo experimental

Para que cada participante encontrara la posición dentro de la máquina en la que se encontrara más cómodo

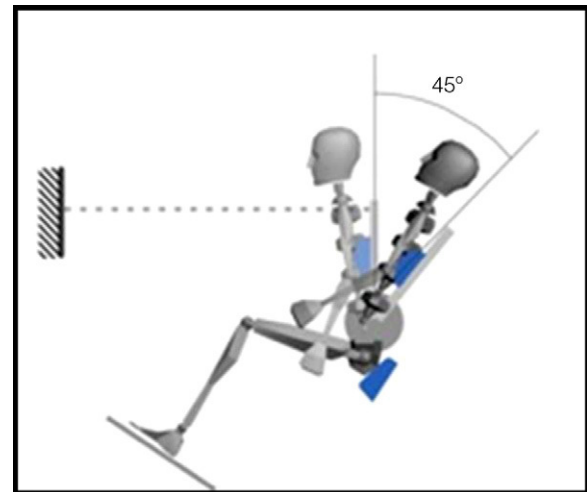


Figura 2 Esquema de la posición del sujeto y la ejecución del gesto analizado.

realizaron, previo al registro de la fuerza, un ensayo sin ninguna resistencia.

La posición que cada sujeto determinase sería la que utilizaría durante todo el desarrollo del ensayo. La figura 2 muestra un esquema de la reproducción del gesto que cada participante realizó. Apréciase cómo las cadenas junto con la célula de carga, cuyo posicionamiento se explicó previamente, detienen el movimiento a 45° de extensión desde la vertical, que se corresponde con 90° entre extremidades inferiores y tronco.

Para calcular el 100% de la fuerza máxima, cada sujeto realiza 3 empujes bloqueando la cadena durante 5 segundos al máximo de su fuerza, con un descanso de 90 segundos entre cada una de las repeticiones. La contracción isométrica máxima se define como el valor del momento de fuerza más alto medido durante la contracción isométrica²³.

Las variables arquitectónicas consideradas (ángulo de inclinación y grosor) fueron obtenidas tras tratar las imágenes ecográficas. En el caso del grosor, un pequeño error se ha demostrado en esta técnica (*2,3%) en la contracción del tibial anterior²⁴ donde la curvatura del fascículo es significativa. Los fascículos en la contracción del ES están relativamente rectos, por lo que el error en este estudio debería ser aún menor.

Durante los empujes, se animaba verbalmente a los participantes y se realizaba una toma bilateral de fotografías ecográficas.

Tabla 1 Descripción de los participantes

	Media (DE)
EQ 5D	0,92 ($\pm 0,10$)
EQ EVA	79,76 ($\pm 11,78$)
EGSF	51,77 ($\pm 8,93$)
EGSM	49,14 ($\pm 8,25$)
ÖMPQ	47,22 ($\pm 29,10$)
RMQ	1,43 ($\pm 2,33$)
Momento de fuerza	62,26 ($\pm 19,47$)
Ángulo derecho	6,67 ($\pm 2,29$)
Ángulo izquierdo	5,65 ($\pm 2,19$)
Grosor derecho	0,03 ($\pm 0,01$)
Grosor izquierdo	0,03 ($\pm 0,01$)
IMC	23,68 ($\pm 3,15$)
N	46

EGSF: estado general de salud física; EGSM: estado general de salud mental; EQ 5D: EuroQoL 5 dimensiones; EQ EVA: EuroQoL EVA; IMC: índice de masa corporal; ÖMPQ: Örebro Musculoskeletal Pain Questionnaire; RMQ: Roland Morris Questionnaire.

El tratamiento estadístico consistió en un análisis descriptivo del grupo de participantes, una correlación entre todas las variables consideradas en este ensayo y una regresión lineal considerando como variable dependiente el momento de fuerza, y como variables independientes el ángulo de penación y el grosor muscular. Estos cálculos fueron realizados mediante el uso de SPSS versión 17.0.

Resultados

Los participantes fueron 46 sujetos sanos (18 hombres y 25 mujeres). La edad media del grupo es de 30,39 ($\pm 7,79$) años. La altura media es de 170,52 ($\pm 16,93$) y un peso medio de 73,59 ($\pm 21,20$). El resto de características que describen al grupo se pueden observar en la [tabla 1](#).

La [tabla 2](#) muestra los resultados obtenidos tras realizar un análisis de correlación bivariada entre las variables incluidas en este estudio. Resulta interesante observar cómo todas las variables de arquitectura muscular (grosor y ángulo de penación) resultan significativas en su relación, aunque solo alcanzan valores por encima de 0,6 cuando se relaciona un lado con el otro de la misma variable.

Los resultados obtenidos en la regresión lineal múltiple realizada, donde la variable dependiente ha sido el momento de fuerza y las independientes las variables de la arquitectura muscular, se pueden observar en la [tabla 3](#).

Tabla 3 Resultados del análisis de regresión múltiple

Variable dependiente	Variable independiente, predictor	Beta estandarizado	R ²
Momento de fuerza	Ángulo derecho	-0,902	0,805
	Ángulo izquierdo	0,900	
	Grosor derecho	-0,715	
	Grosor izquierdo	0,123	

La significación del nivel crítico (F) alcanza un valor de 0,001, lo que nos permite afirmar que existe una relación altamente significativa entre la variable dependiente (momento de fuerza) y las variables independientes (grosor, ángulo de penación e IMC). Esto nos permite afirmar, por tanto, que la recta de regresión ofrece un buen ajuste a la nube de puntos.

Discusión

El objetivo de este trabajo era estudiar la relación existente entre las variables de arquitectura muscular (ángulo de penación y grosor muscular) y el momento de fuerza durante una extensión isométrica máxima de la columna vertebral a 45° desde la vertical. Hemos observado cómo las variables arquitectónicas se relacionan significativamente entre ellas. El análisis de regresión múltiple demuestra que las 5 variables consideradas en este estudio consiguen explicar el 81% de la varianza. Estos resultados nos permiten confirmar nuestra hipótesis de partida.

Hemos examinado los coeficientes de determinación del análisis de regresión para estimar qué proporción del momento de fuerza puede ser atribuida a variables arquitectónicas. Según nuestro conocimiento, no hay ningún estudio publicado que relacione el ángulo de penación, el grosor muscular y el momento de fuerza. Sin embargo, existen algunos ensayos que han relacionado la variable dependiente de este estudio (momento de fuerza) con el ACT, que está influenciado por las 2 variables arquitectónicas medidas en este ensayo. Así, Blazeovich et al.¹² (2009) presentaron una relación entre la misma variable dependiente que nosotros y el volumen muscular, donde el valor del R² es de 0,603, mostrándose ligeramente inferior al valor de regresión obtenido

Tabla 2 Correlación entre cada una de las variables consideradas en este estudio

	Momento de fuerza	Ángulo derecho	Ángulo izquierdo	Grosor derecho	Grosor izquierdo
Momento de fuerza	1				
Ángulo derecho	-0,218	1			
Ángulo izquierdo	-0,016	0,614 ^c	1		
Grosor derecho	0,157	0,490 ^c	0,295 ^a	1	
Grosor izquierdo	0,201	0,392 ^b	0,574 ^c	0,762 ^c	1

Nivel de significación: ^ap=0,05; ^bp=0,005; ^cp=0,001.

entre las variables independientes y la dependiente de este estudio ($R^2 = 0,805$).

La diferencia de registros entre ambos ensayos, así como la varianza no explicada (19,5% en nuestro estudio), podrían estar determinadas por la activación de los músculos agonistas y antagonistas, los músculos que favorecen la estabilidad en la postura así como el tipo de fibra muscular¹².

Por otro lado, es importante resaltar que las medidas fueron tomadas sobre sujetos que no estaban específicamente entrenados en la contracción de este músculo, por lo que también en la contribución anatómica y neuronal podríamos encontrar otra posible explicación al resto de la varianza no contenida en estas variables, pudiendo ser eventuales líneas de investigación futura.

Debido a las dimensiones del ES la ecografía resulta insuficiente para poder medir el ACT¹⁰ de este músculo. Desde nuestro conocimiento, no se ha publicado ningún ensayo que estudie conjuntamente el ángulo de penación y el grosor muscular del músculo ES.

Tampoco hemos encontrado ensayos que hayan medido el ángulo de penación de este músculo. Respecto a este, algunos estudios han considerado la medición del grosor muscular desde la misma perspectiva que nosotros en este ensayo (colocando el cabezal longitudinalmente al músculo)^{25,26}. A pesar de colocar el cabezal de la misma manera y realizar las medidas en el mismo punto de la columna lumbar (L₃), la media en los valores obtenidos en los 2 estudios consultados difiere de los valores observados por nosotros.

Así, la media de los valores del grosor en los lados derecho e izquierdo, 30,6 mm ($\pm 6,1$) y 31,2 mm ($\pm 5,9$) respectivamente, se diferencia de los valores medios observados en el estudio de Watanabe et al.²⁶ donde registraron valores de 33,9 mm ($\pm 8,4$), y más aún de los registrados por Masuda et al.²⁵, con una media de 39,4 ($\pm 4,2$ mm).

Una explicación a la diferencia de registros se puede encontrar en la posición en la que se sitúa el sujeto cuando se le realiza la toma ecográfica. Tanto en el artículo publicado por Watanabe et al.²⁶ como en el de Masuda et al.²⁵ los participantes se encuentran en extensión lumbar máxima, mientras que en nuestro ensayo se paraban a 45° de extensión desde la vertical. Ambos autores obtienen la misma tendencia de los resultados al observar cómo, partiendo desde una posición de extensión máxima, el grosor muscular va aumentando progresivamente a medida que va acercando su posición a la extensión máxima, donde en ambos casos alcanzan el registro del grosor muscular más alto. Esta diferencia se mostraría en consonancia con lo observado por Li et al.²⁷, quienes observaron en los flexores del brazo cómo a medida que disminuye la distancia entre el origen y la inserción de un músculo, aumenta el grosor.

Otra explicación se puede encontrar en el nivel de activación muscular en el momento de realizar el registro ecográfico. El ES de nuestros participantes se encontraba realizando una contracción isométrica máxima en el momento en que fue realizada la fotografía ecográfica. Sin embargo, los sujetos que formaron parte de los ensayos de Watanabe et al.²⁶ y Masuda et al.²⁵ se encontraban con el músculo en estado de relajación. En diferentes músculos del tronco²⁸⁻³⁰ se ha observado cómo a medida que aumenta la intensidad de la contracción, los parámetros arquitectónicos (entre ellos el grosor) disminuían progresivamente.

Una vez finalizado el estudio, la principal conclusión que planteamos es que las 2 variables arquitectónicas poseen una alta incidencia sobre la varianza que sufre el momento de fuerza que el músculo ES es capaz de generar durante una contracción isométrica máxima a 45° de extensión desde la vertical.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Bogduk N, Macintosh JE, Pearcy MJ. A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. *Spine*. 1992;17:897-913.
2. Nogueira W, Gentil P, Mello SNM, Oliveira RJ, Bezerra AJC, Botaro M. Effects of power training on muscle thickness of older men. *Int J Sports Med*. 2009;30:200-4.
3. Mannion AF, Pulkovski N, Gubler D, Gorelick M, O'Riordan D, Loupas T, et al. Muscle thickness changes during abdominal hollowing: an assessment of between-day measurement error in controls and patients with chronic low back pain. *Eur Spine J*. 2008;17:494-501.
4. Matsubayashi T, Kubo J, Matsuo A, Kobayashi K, Ishii N. Ultrasonographic measurement of tendon displacement caused by active force generation in the psoas major muscle. *J Physiol Sci*. 2008;58:323-32.
5. Ichinose Y, Kawakami Y, Ito M, Fukunaga T. Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta Anat*. 1997;159:78-83.
6. Maganaris CN. Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand*. 2001;172:279-85.
7. 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.
8. Mahlfeld K, Franke J, Awiszus F. Postcontraction changes of muscle architecture in human quadriceps muscle. *Muscle Nerve*. 2004;29:597-600.
9. Narici MV, Binzoni T, Hiltbrand E, Fasel J, Terrier F, Cerretelli P. In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *J Physiol*. 1996;496 Pt 1:287-97.
10. Stokes M, Hides J, Elliott J, Kiesel K, Hodges P. Rehabilitative ultrasound imaging of the posterior paraspinal muscles. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007;37:581-95.
11. Clemons JM, Duncan CA, Blanchard OE, Gatch WH, Hollander DB, Doucet JL. Relationships between the flexed-arm hang and select measures of muscular fitness. *J Strength Cond Res*. 2004;18:630-6.
12. Blazeovich AJ, Coleman DR, Horne S, Cannavan D. Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment. *Eur J Appl Physiol*. 2009;105:869-78.
13. Pandy MG. Moment arm of a muscle force. *Exerc Sport Sci Rev*. 1999;27:79-118.
14. Tsaopoulos DE, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Human patellar tendon moment arm length: measurement considerations and clinical implications for joint loading assessment. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:657-67.
15. Brughelli M, Cronin J, Nosaka K. Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian Rules football players. *J Strength Cond Res*. 2010;24:717-21.
16. Zajac F. How muscle tendon architecture and joint geometry affect the capacity of muscles to move and exert force on

- objects: a review with application to arm and forearm tendon transfer design. *J Hand Surg.* 1992;206:1127–36.
17. Lieber RL. *Skeletal Muscle Structure and Function*. Baltimore, Maryland: Williams & Wilkins; 1992.
 18. Roy RR, Edgerton VR. Skeletal muscle architecture and performance. En: Komi PV, editor. *Strength and Power in Sport*. Londres: Blackwell Scientific Publications; 1992. p. 115–29.
 19. Ware JE, Kosinski M, Keller SD. SF-12: How to score the SF-12 physical and mental health summary scales. 2.^a ed. Boston, MA: The health institute, New England Medical Center; 1995.
 20. Badia X, Roset M, Montserrat S, Herdman M, Segura A. [The Spanish version of EuroQol: a description and its applications. European Quality of Life scale. *Med Clin (Barc)*. 1999;112 Suppl 1:79–85.
 21. Linton SJ, Halldén K. Can we screen for problematic back pain? A screening questionnaire for predicting outcome in acute and subacute back pain. *Clin J Pain*. 1998;14:209–15.
 22. Roland M, Morris R. A study of the natural history of back pain: Part I. Development of a reliable and sensitive measure of disability in low-back pain. *Spine*. 1983;8:141–4.
 23. Häkkinen K, Häkkinen A. Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1991;62: 410–4.
 24. Reeves ND, Narici MV. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol*. 2003;95:1090–6.
 25. Masuda T, Miyamoto K, Oguri K, Matsuoka T, Shimizu K. Relationship between the thickness and hemodynamics of the erector spinae muscles in various lumbar curvatures. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20:247–53.
 26. Watanabe K, Miyamoto K, Masuda T, Shimizu K. Use of ultrasonography to evaluate thickness of the erector spinae muscle in maximum flexion and extension of the lumbar spine. *Spine*. 2004;29:1472–7.
 27. Li L, Tong K, Song R, Koo TK. Is maximum isometric muscle stress the same among prime elbow flexors? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22:874–83.
 28. Koppenhaver SL, Hebert JJ, Parent EC, Fritz JM. Rehabilitative ultrasound imaging is a valid measure of trunk muscle size and activation during most isometric sub-maximal contractions: a systematic review. *Aust J Physiother*. 2009;55:153–69.
 29. Brown SH, McGill SM. A comparison of ultrasound and electromyography measures of force and activation to examine the mechanics of abdominal wall contraction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010;25:115–23.
 30. Dickx N, D’Hooge R, Cagnie B, Deschepper E, Verstraete K, Danneels L. Magnetic resonance imaging and electromyography to measure lumbar back muscle activity. *Spine*. 2010;35:E836–42.