



ORIGINAL

Actividad muscular lumbar durante el ejercicio de sentadillas y su relación con sujetos de diferentes características físicas

B. Glavina* y J. Pérez

Cátedra de Fisioterapia I y II, Carrera de Kinesiología, Universidad Abierta Interamericana, Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina

Recibido el 26 de marzo de 2009; aceptado el 9 de septiembre de 2009
Disponible en Internet el 20 de noviembre de 2009

PALABRAS CLAVE

Antropometría;
Electromiografía;
Terapia por ejercicio

Resumen

Objetivo: Establecer las variables físicas que se relacionan con un incremento en la actividad de la musculatura lumbar durante la realización del ejercicio de sentadillas.

Material y métodos: Fueron evaluados 24 sujetos sanos. Se midieron variables antropométricas de longitudes, alturas, diámetros óseos y perímetros, realizándose también un análisis de proporcionalidad corporal (*z-phantom*). Se realizaron, además, mediciones de dinámica vertebral, flexibilidad muscular y movilidad articular de tobillo. Los ejercicios de sentadillas se realizaron bajo condiciones con y sin carga de peso. Se midió la actividad eléctrica de la musculatura lumbar con electromiografía de superficie. Se realizó un análisis estadístico de regresión lineal bivariado y múltiple tomando como variable dependiente el cambio en la actividad electromiográfica (EMG) de los músculos espinales entre la condición sin carga y las condiciones con carga de peso.

Resultados: No se encontró una única variable que pudiera explicar completamente el incremento en la actividad EMG al incrementar las cargas de trabajo durante la realización del ejercicio de sentadillas. El análisis multivariado del cambio de actividad EMG de los músculos lumbares superiores incluyó las variables de longitud de fémur, perímetro onfálico y Z-sentado ($R^2=0,57$). En los músculos lumbares inferiores, el análisis multivariado incluyó las variables de Z-tórax y Z-onfálico ($R^2=0,3$).

Conclusión: Basados en los resultados de esta investigación, no pudimos establecer una ecuación de fuerte predicción de actividad EMG de la musculatura paravertebral, aunque las variables de Z-sentado, longitud de fémur y perímetro onfálico deben ser tenidas en cuenta en investigaciones futuras.

© 2009 Asociación Española de Fisioterapeutas. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

*Autor para correspondencia.

Correo electrónico: bglavina@argentina.com (B. Glavina).

KEYWORDS

Anthropometry;
Electromyography;
Exercise therapy

Lumbar muscle activity during squat exercises and its relationship with subjects having different physical characteristics

Abstract

Objective: To identify the relationship between physical variables and the increase of the activity of the lumbar muscles during the performance of squat exercises.

Materials and methods: Twenty-four normal subjects were evaluated. Anthropometric heights, lengths, breadths and girths were measured and an analysis of body proportionality of these variables was made with the Z-phantom model. Measurements were also obtained of back kinematics, muscle flexibility and ankle motion. The squat exercises were performed with and without weight load conditions. Electrical activity of lumbar extensors muscles was measured with superficial electromyography. A statistical analysis was performed by bivariate and multiple linear regression, using the change in the electromyographic activity of the spinal muscles between the no load condition and the loaded weight as the dependent variable.

Results: During squat exercise, no single predictor adequately explained the change of electromyographic activity with load increment. The multiple regression analysis of the change in electromyographic activity of the upper lumbar extensor muscles included femur length, umbilicus girth and z-sitting height ($R^2=0.57$). Z thorax and Z-umbilicus girth in the analysis of the lower back extensors ($R^2=0.3$).

Conclusion: Based on the results of this research, we could not establish a prediction equation of strong electromyographic activity of the paravertebral muscles, although the Z set of variables, femur length and umbilicus perimeter should be considered in future research.

© 2009 Asociación Española de Fisioterapeutas. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

El ejercicio de sentadillas es uno de los principales ejercicios utilizados para el fortalecimiento del cuádriceps, tanto en el campo de la preparación física¹⁻³ como en el de la rehabilitación⁴⁻⁷. No sólo se utiliza para trabajar dicho músculo, sino que es considerado uno de los ejercicios más importantes para fortalecer la musculatura de los miembros inferiores²⁻³. Su uso en rehabilitación incluye tanto a pacientes deportistas⁴⁻⁶ como así también a pacientes adultos mayores y laborales debido a su gran similitud con el movimiento de sentarse y pararse de una silla^{7,8} y otros movimientos usados en la vida diaria^{9,10}.

El ejercicio de sentadillas genera grandes tensiones sobre las articulaciones de la rodilla y la columna lumbar, sin embargo, la mayoría de los trabajos de investigación sobre cinemática y cinética se centran en la articulación de la rodilla¹¹⁻¹⁶. Si bien sin carga este ejercicio forma parte de los programas de rehabilitación de sujetos con dolor lumbar crónico¹⁷, se ha propuesto que al realizarlo con peso incrementa la carga sobre la columna lumbar, sobre todo al realizarse bajo condiciones de mayor inestabilidad en la superficie de apoyo¹⁸.

Se han propuesto varios modelos para evaluar las fuerzas generadas en la columna lumbar durante la realización de diferentes posturas o movimientos. Entre ellos encontramos modelos biomecánicos, matemáticos^{19,20} y electromiográficos²¹. La medición de la actividad muscular de los músculos extensores de la columna lumbar posee una alta correlación con las cargas de las estructuras pasivas de la columna^{22,23}. Takahashi et al²² realizaron una medición directa de la

presión discal simultáneamente con la medición de la actividad electromiográfica (EMG) y encontraron un incremento correlativo de ambas. Según sus resultados, la evaluación de la actividad EMG puede usarse como sustituto de las cargas sobre las estructuras pasivas de la columna lumbar. No todos los sujetos incrementan la actividad EMG durante la realización de los movimientos en la misma magnitud²⁴. Esto podría ser debido en parte a diferencias en las características físicas de los sujetos. Identificar sujetos con mayor riesgo de sobrecargar la columna lumbar durante la realización del ejercicio de sentadillas permitiría disminuir el potencial riesgo de lesión de la columna vertebral al realizar dicho movimiento. Hasta la actualidad no se conoce cuál es la relación de las características físicas del sujeto (longitudes óseas, curvaturas de la columna vertebral, movilidad lumbar y pélvica, flexibilidad de la musculatura posterior del tronco y los miembros inferiores) y la actividad EMG de los músculos lumbares.

El objetivo del trabajo es establecer si existen variables físicas relacionadas con el incremento de la actividad muscular de los extensores lumbares durante la realización del ejercicio de sentadillas.

Material y métodos

Se reclutaron para el estudio 24 sujetos del sexo masculino, sanos, sin desviaciones laterales de columna vertebral y con experiencia previa en la realización del ejercicio de sentadillas. Del total, 15 se desempeñaban al momento del estudio como jugadores de rugby y 9 eran atletas de

levantamiento olímpico. Los procedimientos se realizaron bajo la aprobación de la Secretaría de Investigación y Desarrollo de la Universidad Abierta Interamericana, conforme a la Declaración de Helsinki y previo consentimiento informado de los sujetos.

Se midieron las siguientes variables antropométricas: peso, altura, altura sentado (indicador de la longitud de tronco), longitud trocánter tibial lateral (indicador de longitud femoral), longitud tibial medial maleolar medial (indicador de la longitud de tibia), y longitud de pie. Perímetros de cintura mínima, onfálico, y diámetros de tórax anteroposterior (AP). Se siguieron los procedimientos de medición descritos por la International Society for the Advancement of Kinanthropometry (ISAK)²⁵. La longitud trocánter tibial lateral se utilizó como indicador de la longitud de fémur y la longitud tibial medial maleolar medial como indicador de la longitud de tibia. Se utilizaron herramientas antropométricas RossCraft del kit Gaucho Pro.

Las variables antropométricas fueron también convertidas para su análisis estadístico a valores de proporcionalidad *phantom*. Ross y Marfell Jones utilizaron dichas variables para comparar sujetos de élite de diferentes deportes, observando que algunas de ellas son excluyentes debido a ventajas biomecánicas en los sujetos²⁶.

La evaluación de la movilidad lumbar y pélvica se realizó con el método de tres inclinómetros²⁷. También se midió la movilidad de tobillo en flexión dorsal bajo condiciones de carga. Para ello, se colocó el inclinómetro en la parte anterior y proximal de la tibia, midiendo el rango de movimiento de flexión dorsal a partir de la posición de pie habitual como posición inicial y manteniendo el talón con apoyo completo hasta el final del movimiento. Se pidió a los sujetos que flexionen la rodilla durante la ejecución del movimiento para lograr la máxima movilidad del tobillo.

Para la evaluación de la flexibilidad de la musculatura posterior del muslo se utilizaron los test de extensión activa de rodilla y elevación de pierna extendida para aquellos sujetos que superaron los 90° del test de extensión activa de la rodilla²⁸.

Para las mediciones de movilidad lumbopélvica, movilidad de tobillo y flexibilidad posterior de muslo, se utilizó un inclinómetro pendular con 1° de precisión.

Se realizaron ejercicios de sentadillas con pesos libres a diferentes cargas de trabajo (fig. 1). Estas cargas fueron con barra libre (20 kg), con el 50 y el 100% del peso corporal realizando entre 6 y 10 repeticiones en cada uno de los casos.

Para captar la actividad EMG de los músculos lumbares se utilizó un equipo electromiográfico Myotrac 2 de dos canales con electrodos de superficie autoadhesivos.

Previo a la colocación de los electrodos, se limpió la zona lumbar con toalla y alcohol hasta que la piel quedó rubefacta y seca para favorecer la adhesión de los electrodos. Los electrodos se colocaron en forma paralela a la orientación de las fibras musculares utilizando el hemicuerpo derecho en todos los sujetos. Los músculos evaluados fueron las porciones superior e inferior de los estabilizadores globales (*spinalis*, *longissimus*, *iliocostalis*), según la clasificación de Berkmark²⁹. Éstos pueden ser examinados con electrodos de superficie por su disposición anatómica más superficial que el multifido.



Figura 1

Los electrodos fueron colocados en los siguientes sitios de la zona lumbar: extensores lumbares superiores 6 cm laterales a L1-L2, extensores lumbosacros 2 cm laterales a L5-S1¹⁰. Luego de la colocación de los electrodos, se realizó la lectura de la actividad EMG en microvolts de la actividad lumbar en condiciones de pie habitual sin carga de peso (sin barra).

Técnica de ejecución: el ejercicio de sentadillas fue realizado con la barra colocada posteriormente sobre el trapecio superior. Los sujetos descendieron hasta lograr la posición de flexión de rodillas de 90°. La parte posterior del calzado contactó en todo momento el piso.

Se midió como variable dependiente el cambio en la actividad EMG de los músculos extensores lumbares: extensores lumbares superiores (lumbar superior) y extensores lumbosacros (lumbar inferior). Se tomó el cambio entre la actividad EMG con carga del 100% del peso corporal comparado con la actividad EMG en condiciones sin carga (sólo con barra libre).

Para el análisis estadístico de los datos se utilizó el análisis de regresión lineal bivariado y múltiple, tomando como variable dependiente el cambio en la actividad EMG de los músculos espinales.

Resultados

En la tabla 1 se observan las características antropométricas de los 24 sujetos evaluados. Las variables antropométricas de altura sentado, longitud femoral, longitud de tibia,

Tabla 1 Características antropométricas de los sujetos

	Promedio	Desvío	Mínimo	Máximo
Edad, años	25,5	4,5	21	38
Peso, kg	89	9,7	69,9	105
Altura, cm	176,3	7,3	166,5	189,5
Altura sentado, cm	93,8	3,9	87,4	101,3
Longitud femoral, cm	44,5	2,6	39,5	48,3
Longitud de tibia, cm	39,5	2,6	35,4	46
Longitud de pie, cm	27,2	1,1	23,9	29,3
Tórax AP, cm	21,7	1,5	18	25,5
Onfálico, cm	89,9	5,8	77,2	101,6
Z sentado	0,14	0,54	-0,74	1,17
Z fémur	0,62	0,71	-1,41	1,48
Z tibia	0,64	0,67	-0,31	2,64
Z pie	0,69	0,76	-1,17	1,68
Z tórax AP	2,48	1,11	-0,30	5,39
Z onfálico	1,15	0,76	-0,06	2,85

AP: anteroposterior.

Tabla 2 Características de movilidad y flexibilidad (grados)

	Promedio	Desvío	Mínimo	Máximo
Flexibilidad	77,4	13,8	45	105
ROM lumbar	53,3	7,5	42	75
ROM pélvico	79,3	16,6	38	119
Flexión de tobillo	36,7	9,7	10	52

ROM: rango de movimiento.

longitud de pie, diámetro de tórax AP y perímetro onfálico fueron, además, transformadas a valores Z-phantom.

La muestra tuvo amplia variabilidad en flexibilidad y movilidad pélvica. No encontramos en la muestra sujetos con muy baja movilidad lumbar ni tampoco muy baja movilidad de tobillo (**tabla 2**).

La actividad EMG se incrementó al incrementar las cargas de trabajo tanto en la zona lumbar superior como lumbar inferior, observándose mayor registro de actividad EMG en la zona lumbar inferior (**tabla 3**).

En la **tabla 4** observamos el porcentaje de cambio entre la actividad EMG con barra libre y con carga total sobre sus hombros equivalente al 100% del peso corporal.

Como observamos en la **tabla 5**, no hubo una única variable que pudiera explicar el incremento de actividad EMG al incrementar las cargas de trabajo, obteniendo correlaciones entre moderadas y bajas. En la zona lumbar superior alcanzaron significación estadística el peso, la longitud de fémur, longitud de tibia, longitud de pie y perímetro onfálico. En la zona lumbar inferior, el diámetro de tórax AP y el perímetro onfálico alcanzaron la significación estadística.

En la **tabla 6** observamos hallazgos similares con las variables de proporcionalidad, donde en la zona lumbar superior alcanzaron significación estadística Z sentado y Z tibia. En la zona lumbar inferior lograron significación estadística Z tórax AP y Z onfálico.

Se observó colinealidad en la zona lumbar superior entre las variables peso y perímetro onfálico, longitud de tibia y Z tibia, por lo que se descartaron del análisis

Tabla 3 Actividad electromiográfica (medida en microvolts)

	Lumbar superior		Lumbar inferior	
	Promedio	Desvío	Promedio	Desvío
Sin carga	5,5	4,1	10,8	7
Barra libre	80	36	108	55
El 50% de peso corporal	110	52	140	69
El 100% de peso corporal	169	70	206	91

Tabla 4 Actividad electromiográfica (porcentaje de cambio)

	Promedio	Desvío
Lumbar superior	123	78
Lumbar inferior	116	99

Tabla 5 Correlación de variables con análisis bivariado

	Lumbar superior		Lumbar inferior	
	r	p	r	p
Peso	0,47	0,018	0,28	0,18
Altura	0,34	0,08	0,03	0,89
Altura sentado	0,01	0,95	0,13	0,53
Longitud de fémur	0,54	0,007	0,1	0,63
Longitud de tibia	0,47	0,02	0,06	0,77
Longitud de pie	0,45	0,02	0,08	0,69
Tórax AP	0,25	0,22	0,55	0,004
Onfálico	0,58	0,003	0,43	0,03
Movilidad lumbar	0,04	0,81	0,17	0,39
Movilidad pélvica	0,08	0,69	0,24	0,25
Movilidad del tobillo	0,04	0,84	0,03	0,88
Flexibilidad	0,03	0,89	0,26	0,2

AP: anteroposterior; r: Pearson.

Tabla 6 Análisis bivariado, variables antropométricas de proporcionalidad

	Lumbar superior		Lumbar inferior	
	r	p	r	p
Z sentado	-0,56	0,003	0,17	0,4
Z fémur	0,4	0,058	0,17	0,42
Z tibia	0,41	0,04	0,08	0,72
Z pie	0,12	0,56	0,14	0,51
Z tórax AP	0,05	0,79	0,55	0,004
Z onfálico	0,4	0,057	0,45	0,02

AP: anteroposterior; r: Pearson.

multivariado las variables peso y Z tibia. Las variables longitud de tibia y longitud de pie realizaron sobreajuste al seleccionar la ecuación múltiple, por lo que fueron eliminadas del modelo.

La combinación de las variables longitud de fémur, perímetro onfálico y Z sentado fueron incluidas en el análisis multivariado obteniendo un R² ajustado de 0,57, explicando poco más de la mitad de la variabilidad total del cambio en la actividad EMG de los músculos lumbares superiores.

En la zona lumbar inferior se observó colinealidad entre las variables de tórax AP y Z tórax AP, onfálico y Z onfálico. Entonces, sólo se incorporaron al análisis multivariado Z tórax AP y Z onfálico, con un análisis multivariado que aportó un R² ajustado de sólo 0,3.

Discusión

La interpretación de los análisis electromiográficos varía según la duración de los períodos de carga, observando una mayor actividad EMG en períodos más breves³⁰. Esto se cumple para movimientos que no desencadenen el fenómeno de relajación a la flexión anterior del tronco³¹.

Durante la ejecución del movimiento de sentadillas, desde un análisis en el plano sagital se puede observar cómo a medida que el sujeto desciende, se flexiona la articulación de la cadera, la rodilla y el tobillo, todo ello acompañado de una flexión del tronco. Es en este plano en el que actúan los músculos evaluados.

La inclinación del tronco hacia delante varía al realizar el ejercicio entre los distintos sujetos³²; mientras algunos de ellos logran descender con una pequeña angulación, otros inclinan demasiado el tronco hacia delante. A mayor inclinación realizada por el sujeto, se espera que sean mayores las cargas generadas en su columna lumbar^{22,33}. Anderson y Behm¹⁸ evaluaron el ejercicio de sentadillas en multifuerza y pesos libres, y la actividad EMG fue mayor con cargas libres, probablemente debido a un mayor ángulo de flexión del tronco al realizar el movimiento con barra libre. Esta angulación se asocia con una mayor actividad EMG, lo cual podría alterar la importancia de las variables antropométricas por una mala técnica de ejecución. Debido a esto, sólo se midieron sujetos con experiencia previa en la realización del ejercicio de sentadillas, evitando así un sesgo de los resultados por mala técnica de ejecución. Si los sujetos variaron su inclinación anterior, nosotros esperamos que ese incremento haya sido dado por diferencias en las variables antropométricas de los sujetos.

Dáandonos una idea de las grandes cargas generadas en la columna lumbar al realizar el ejercicio de sentadillas, un reciente trabajo realizado por Hamlyn et al³⁴ indicó que la actividad EMG de los músculos extensores lumbares superiores con el 80% de 1RM (repetición máxima) superó en promedio en un 34,5% la actividad EMG de los mismos músculos al realizar el ejercicio de peso muerto con la misma intensidad de la carga.

En este trabajo, nosotros observamos que la utilización de variables de proporcionalidad de longitudes de la extremidad inferior aporta menor explicación que las variables antropométricas puras en la zona lumbar superior, aunque ello haya sido de escasa magnitud. Dentro de los hallazgos del estudio encontramos un incremento en la actividad EMG de los músculos extensores lumbares superiores en sujetos con menor Z sentado. Aquí destacamos el trabajo de Ferguson et al³⁵, quienes encontraron como hallazgo una

menor longitud de tronco en sujetos con dolor lumbar crónico comparados con controles asintomáticos.

Deseamos resaltar que, para tener una comprensión más exacta de la influencia de cada una de las variables, se necesitaría mayor cantidad de sujetos evaluados debido a que faltan casos en el extremo superior de longitud femoral, inferior de longitud de tibia, inferior de tórax AP, inferior de movilidad pélvica y poca movilidad de tobillo. En general, tuvimos pocos sujetos con un cambio de actividad EMG de gran magnitud. La muestra tuvo amplia variabilidad en flexibilidad posterior de muslo. No encontramos en la muestra sujetos con muy baja movilidad lumbar ni tampoco muy baja movilidad de tobillo (sujetos que no logren realizar la flexión dorsal).

Además, es necesario incrementar la cantidad de sujetos en el grupo de poca movilidad de tobillo en flexión dorsal (entre 0° y 10°). Destacamos aquí que el grupo de levantadores tuvo una buena movilidad de tobillo, esto debido quizás a un criterio de selección natural o a una adaptación de los sujetos para poder realizar con mayor efectividad los gestos motores.

Conclusiones

Con los resultados del estudio no pudimos desarrollar una ecuación de predicción con un nivel alto de correlación para el incremento de la actividad EMG y las variables físicas estudiadas.

Si bien no podemos sacar conclusiones definitivas con respecto a la importancia de las variables en estudio y su relación con la actividad EMG de la musculatura paravertebral, observamos que las variables de proporcionalidad Z sentado, longitud femoral y perímetro onfálico deben ser tenidas en cuenta para investigaciones futuras.

Conflicto de intereses

Declaramos no tener ningún conflicto de intereses.

Financiación

El presente trabajo pudo ser realizado gracias al apoyo financiero de la Universidad Abierta Interamericana.

Agradecimientos

Agradecemos la colaboración de Claudio Henschke en la recolección de sujetos para realizar el trabajo y a María Laura Ferrari por su colaboración en la traducción del resumen.

Bibliografía

1. Wisloff U, Castagna C, Helgerud J, Jones R, Hoff J. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. Br J Sports Med. 2004;38:286-8.
2. Fajardo JT. Nuevas tendencias en fuerza y musculación. Barcelona: Ergo; 1999.

3. Cometti G. Los métodos modernos de musculación. Barcelona: Edit Paidotribo; 1998.
4. Young MA, Cook JL, Purdam CR, Kiss ZS, Alfredson H. Eccentric decline squat protocol offers superior results at 12 months compared with traditional eccentric protocol for patellar tendinopathy in volleyball players. *Br J Sports Med.* 2005;39:102–5.
5. Netizel JA, Kernozeck TW, Davies GJ. Loading response following ACL reconstruction during the parallel squat exercise. *Clin Biomech.* 2002;17:551–4.
6. Salem CJ, Salinas R, Harding FU. Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84:1211–6.
7. Shum GLK, Crosbie J, Lee RYW. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine.* 2005;30.
8. Flanagan S, Salom GJ, Wang MY, Sanker SE, Greendale GA. Squatting exercises in older adults: Kinematics and kinetics comparisons. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35:635–43.
9. Mulholland SJ, Wyss UP. Activities of daily living in non-western cultures: Range of motion requirements for hip and knee joint implants. *Int J Rehabil Res.* 2001;24:191–8.
10. Delitto RS, Rose SJ, Apts DW. Electromyographic analysis of two techniques for squat lifting. *Phys Ther.* 1987;67:1329–34.
11. Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med.* 1996;24:518–27.
12. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:127–41.
13. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Lander JE, Barrentine SW, Andrews J, et al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:1552–66.
14. Signorile JF, Kwiatkowski K, Caruso JF, Robertson B. Effect of foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps muscles during the parallel squat and knee extension. *J Strength Cond Res.* 1995;9:182–7.
15. Fry AC, Smith JC, Schilling BK. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *J Strength Cond Res.* 2003;17:629–33.
16. Flanagan SP, Salem GJ. Bilateral differences in the net joint torques during the squat exercise. *J Strength Cond Res.* 2007;21:1220–6.
17. Liebenson C, Hyman J. Spinal stabilization exercise program. En: Liebenson C, editor. Rehabilitation of the spine. Philadelphia: Williams & Wilkins; 1996. p. 293–317.
18. Anderson K, Behm DG. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can J Appl Physiol.* 2005;30:33–45.
19. Granhed H, Jonson R, Hansson T. The loads on the lumbar spine during extreme weight lifting. *Spine.* 1987;12:146–9.
20. Schultz AB, Andersson GB. Analysis of loads on the lumbar spine. *Spine.* 1981;6:76–82.
21. Granata KP, Marras WS. An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *J Biomech.* 1995;28:1309–17.
22. Takahashi I, Kikuchi S, Sato K, Sato N. Mechanical load of the lumbar spine during forward bending motion of the trunk-A biomechanical study. *Spine.* 2006;31:18–23.
23. El-Rich M, Shirazi-Adl A, Arjomand N. Muscle activity, internal loads, and stability of the human spine in standing postures: Combined model and in vivo studies. *Spine.* 2004;29:2633–42.
24. Boeckh-Behrens WU, Buskies W. Entrenamiento de la fuerza. Barcelona: Editorial Paidotribo; 2005.
25. Marfell-Jones M. International standards for anthropometric assessment. The International Society for the Advancement of Kinanthropometry. National Library of Australia press. 2001.
26. Ross WD, Marfell-Jones MJ. Cineantropometría. Mac Dougall JD, Wenger HA, Green HJ. Evaluación fisiológica del deportista. Canadian Association of Sports Sciences. Editorial Paidotribo; 1995. p. 318–324.
27. Glavina B, Orsini E. Influencia del desplazamiento tibial posterior en el rango de movimiento lumbopélvico durante el test de flexión anterior del tronco. *Revista Científica del Colegio de Kinesiólogos de la Provincia de Buenos Aires.* 2006;5:10–6.
28. Gajdosik RL, Rieck MA, Sullivan DK, Wightman SK. Comparison of four clinical tests for assessing hamstring muscle length. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;18:614–8.
29. Berkmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Ortho Scand.* 1989;230:20–4.
30. LaBry R, Sbriccoli P, Zhou BH, Solomonow M. Longer static flexion duration elicits a neuromuscular disorder in the lumbar spine. *J Appl Physiol.* 2004;96:2005–15.
31. Sarti MA, Lisón JF, Monfort M, Fuster MA. Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine.* 2001;26:E421–6.
32. Escamilla RF, Fleisig GS, Lowry TM, Barrentine SW, Andrews JR. A three dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:984–98.
33. Gallagher S, Marras WS, Litsky AS, Burr DL. Torso flexion loads and the fatigue failure of human lumbosacral motion segments. *Spine.* 2005;30:2265–73.
34. Hamlyn N, Behm DG, Young WB. Trunk muscle activation during dynamic weight training exercises and isometric instability activities. *J Strength Cond Res.* 2007;21:1108–12.
35. Ferguson SA, Marras WS, Burr DL. The influence of individual low back health status on workplace trunk kinematics and risk of low back disorder. *Ergonomics.* 2004;47:1226–37.