



ISSN 1577-4015

Apunts Educación Física y Deportes

ISSN: 1577-4015

pubinefc@gencat.cat

Institut Nacional d'Educació Física de
Catalunya
España

Vera García, Francisco J.; Moreside, Janice M.; Flores Parodi, Belén; McGill, Stuart M.
Activación de los músculos del tronco durante situaciones que requieren de la
estabilización del raquis. Estudio de caso único
Apunts Educación Física y Deportes, núm. 87, enero-marzo, 2007, pp. 14-26
Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya
Barcelona, España

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=551656956003>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Activación de los músculos del tronco durante situaciones que requieren de la estabilización del raquis. Estudio de caso único

FRANCISCO J. VERA-GARCÍA*

Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.

Área de Educación Física y Deportiva.

Universidad Miguel Hernández de Elche

JANICE M. MORESIDE

PhD Candidate, Registered Physiotherapist.

Spine Biomechanics Laboratory, Department of Kinesiology.

University of Waterloo. Waterloo, Ontario (Canadá)

BELÉN FLORES-PARODI

Licenciada en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.

Departamento de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.

Universidad Católica San Antonio de Murcia

STUART M. MCGILL

PhD, Director of the Spine Biomechanics Laboratory and Chair of the Department of Kinesiology.

University of Waterloo. Waterloo, Ontario (Canadá)

Correspondencia con autores/as

* fvera@umh.es

Resumen

El objetivo de este estudio fue analizar la intensidad de la contracción y la coordinación de 14 músculos del tronco y del hombro de un sujeto durante la recepción y el lanzamiento de un balón medicinal (acción pliométrica), una acción de empuje en bipedestación (press de pecho horizontal con polea) y el uso del Bodyblade® (barra flexible cuya oscilación somete al cuerpo a vibraciones y desequilibrios continuos). Asimismo, con el objeto de facilitar la discusión en relación con la estabilización activa del raquis, se registró la respuesta de los músculos referidos durante la aplicación controlada sobre el tronco de cargas y descargas desequilibrantes. Nuestros resultados indican que la activación de los músculos del tronco es importante tanto para estabilizar el raquis ante perturbaciones y desequilibrios bruscos, como para la ejecución de acciones donde los miembros superiores manejan objetos. En este sentido, la coactivación de los músculos del tronco fue necesaria para estabilizar el raquis ante las oscilaciones del Bodyblade® y ante las fuerzas de reacción producidas al empujar una carga pesada en postura erecta. Asimismo, la recepción y lanzamiento inmediato del balón medicinal es una actividad relativamente compleja que requiere de la acción coordinada de los músculos del tronco y de las extremidades.

Palabras clave

Músculos del tronco, Ejercicios, Acondicionamiento muscular, Estabilidad del raquis, Electromiografía.

Abstract

Trunk muscular activity during situations requiring stabilization of the spine. A case study

The aim of this study was to analyze the intensity of contraction and the muscular coordination of one subject's 14 trunk and shoulder muscles during the reception and throwing of a medicine ball (plyometric task), the standing cable chest press and the use of the Bodyblade® (flexible foil whose oscillation generates body vibrations and continuous unbalances). Muscular responses to controlled trunk loading and unloading were recorded, enabling a discussion about active spine stabilization. Our results indicate that trunk muscular activation is important to both stabilize the spine under sudden perturbations and to perform activities where the upper limbs handle and use objects. Coactivation of the trunk muscles was necessary to stabilize the spine against both the oscillations of the Bodyblade® and the reaction moment produced when pushing a heavy load in standing. In addition, the catch and throw of the medicine ball is a relatively complex activity that requires coordinated activation of muscles of the trunk and the limbs.

Key words

Trunk muscles, Exercises, Muscular conditioning, Spine stability, Electromyography.

Introducción

La estabilidad del raquis, es decir, la habilidad de sus estructuras para permanecer en un estado de equilibrio estable ante perturbaciones y desequilibrios (Bergmark, 1989), depende de sus elementos osteoarticulares y ligamentosos, de los músculos y tendones y de su adecuado funcionamiento bajo la coordinación del sistema nervioso (Panjabi, 1992). En este sentido, aunque durante el levantamiento de pesos el raquis puede soportar cargas muy superiores a los 10000 N (Cholewicki, McGill y Norman, 1991), estudios *in vitro* han demostrado que las estructuras osteoligamentosas del raquis, por sí solas, no son capaces de soportar fuerzas compresivas superiores a 90 N (Crisco y Panjabi, 1992; Lucas y Bresler, 1961). Este hecho, revela la importancia del sistema neuromuscular en el control de la estabilidad de la columna vertebral.

En la actualidad, uno de los métodos más utilizados para estudiar la función estabilizadora de los músculos del tronco es la aplicación controlada de fuerzas desequilibrantes en bipedestación o en posición sedente. Los desequilibrios se suelen aplicar de dos formas diferentes, mediante cargas o descargas rápidas. Para aplicar una carga rápida (*sudden load*) se ejerce sobre el tronco una fuerza súbita, de magnitud, dirección, sentido y tiempo de aplicación conocidos. Por el contrario, en las descargas rápidas (*sudden unloading* o *quick release*), el sujeto sostiene una carga durante un tiempo indefinido y, de repente, ésta es liberada para producir el desequilibrio. Los datos aportados por los trabajos realizados bajo este paradigma demuestran que la activación coordinada de la musculatura del tronco antes de un desequilibrio incrementa la rigidez y la estabilidad del raquis (Andersen, Essendrop y Schibye, 2004; Brown, Vera-García y McGill, 2006; Cholewicki, Juluru y McGill, 1999; Cholewicki, McGill y 2000; Essendrop, Andersen y Schibye, 2002; Gardner-Morse y Stokes, 1998 y 2001; Thomas, Lavender, Corcos y Andersson, 1998; van Dieën, Kingma y van der Bug, 2003; Vera-García, Brown, Gray y McGill, 2006; Vera-García, Elvira, Brown y McGill, en prensa) y reduce el desplazamiento del tronco (Essendrop y cols., 2002; Krajcarski, Potvin y Chiang, 1999; Stokes, Gardner-Morse, Henry y Badger, 2000) y la respuesta muscular tras la perturbación (Andersen y cols., 2004; Granata, Slota y Bennet, 2004; Krajcarski y cols., 1999; Stokes y cols., 2000; Vera-García y cols., 2006).

El movimiento de los miembros superiores o inferiores también es un modo de aplicar perturbaciones al tronco. Los trabajos de Hodges, Cresswell y Thorstensson (1999) y Hodges y Richardson (1997) han demostrado que los músculos referidos se activan para estabilizar el raquis en previsión del movimiento de las extremidades. Lógicamente, cuando empujamos, lanzamos, golpeamos o manipulamos objetos la acción de los miembros superiores es determinante. No obstante, si éstos no están articulados en una base rígida y estable, la tarea no se puede realizar de forma eficaz. Asimismo, el éxito de muchas de estas acciones depende también de la fuerza creada por los miembros inferiores en su interacción con el suelo y de su correcta transmisión hacia las extremidades superiores a través del tronco (McGill, 2006). En este sentido, se considera que en muchas de las acciones realizadas en las artes marciales se debe partir de un adecuado equilibrio corporal y una correcta activación de la musculatura del tronco.

La mayoría de los estudios electromiográficos de la musculatura del tronco analizan la activación muscular durante la ejecución de ejercicios en decúbito supino, decúbito prono o cuadrupedia (Axler y McGill, 1997; Juker, McGill, Kropf y Steffen, 1998; Kavcic, Grenier y McGill, 2004b; Vera-García, Grenier y McGill, 2000). Sin embargo, los estudios electromiográficos que analizan la activación muscular durante la ejecución de acciones motrices en posición erecta, durante la marcha o durante la carrera (saltos, lanzamientos, golpes, etc.) suelen centrar su atención en la musculatura de las extremidades. Con el propósito de mejorar el conocimiento sobre la participación de los músculos del tronco en este tipo de acciones, se registró la electromiografía (EMG) de varios músculos del abdomen, de la espalda y del hombro de un sujeto durante tres tareas diferentes: la recepción y el lanzamiento de un balón medicinal, una acción de empuje y la utilización del Bodyblade®. El Bodyblade® es un aparato utilizado para la rehabilitación y el acondicionamiento físico, cuyo manejo somete al cuerpo a vibraciones y desequilibrios continuos. El objetivo fue analizar la intensidad de la contracción y la coordinación de los músculos del tronco y el hombro durante la realización de los ejercicios referidos. Asimismo, con el objeto de facilitar la discusión en relación con la estabilización activa del raquis, se registró la respuesta de los músculos referidos durante la aplicación controlada de desequilibrios en el tronco (cargas y descargas rápidas).

Material y métodos

Sujeto experimental

En el estudio participó voluntariamente un varón diestro de 32 años de edad, 1,76 m de altura y 78 kg de masa. El registro de los datos electromiográficos y mecánicos se llevó a cabo en el Laboratorio de Biomecánica del Raquis del Departamento de Kinesiología de la Universidad de Waterloo (Ontario, Canadá). El sujeto firmó un documento de consentimiento informado aprobado por la Oficina para la Ética en la Investigación de la universidad referida. El participante realiza y ha realizado ejercicio físico de forma regular (entre 3 y 4 días a la semana, 1-2 horas al día) durante los últimos 15 años. Entre las actividades que realiza podemos destacar: carrera continua, ejercicios de fortalecimiento muscular y fútbol. Asimismo, es una persona a la que no se le han diagnosticado alteraciones musculoesqueléticas, cardiovasculares o metabólicas, aunque en ocasiones ha padecido de dolor lumbar agudo con incapacidad funcional durante periodos de 1 a 4 días.

Instrumentos y registros

Registro de la electromiografía (EMG) de superficie

La señal EMG fue registrada bilateralmente (D = derecha; I = izquierda) de los siguientes músculos y localizaciones: *rectus abdominis* (RA), 3 cm a los lados del proceso umbilical; *obliquus externus abdominis* (OE), 15 cm lateral al ombligo; *obliquus internus abdominis* (OI), en la distancia media entre la espina iliaca anterosuperior y la línea alba; *latissimus dorsi* (LD), sobre el vientre muscular y a nivel de la apófisis espinosa T9; y *erector spinae* a nivel torácico T9 (ET9) y lumbar L3 (EL3), localizados a 5 y 3 cm, respectivamente, a los lados de cada apófisis espinosa. Asimismo, se colocaron electrodos de superficie sobre el *pectoralis major pars esternocostalis* (PM) y el *deltoideus pars clavicularis* (DE), ambos en el lado derecho del cuerpo.

Las zonas de la piel elegidas para la colocación de los electrodos se rasuraron y se limpiaron con alcohol. Se colocó un par de electrodos de superficie (Ag-AgCl) en configuración bipolar, sobre el vientre muscular y en sentido longitudinal de las fibras de los músculos referidos. La distancia entre el centro del par de electrodos fue de 3 cm. La señal EMG fue amplificada ($\pm 2,5$ V) y

convertida de analógica a digital (resolución de 12 bits) a una frecuencia de 1,024 Hz.

Registro cinemático del raquis lumbar

El 3Space ISOTRAK (Polhemus Inc., Colchester, VT, USA) se utilizó para medir el movimiento del raquis lumbar en 3D (flexo-extensión, flexión lateral y rotación) a una frecuencia de muestreo de 32 Hz. Este instrumento dispone de un transmisor electromagnético y dos receptores. El transmisor y uno de los receptores fueron colocados sobre el sacro y la apófisis espinosa T12, respectivamente. De este modo, el 3Space ISOTRAK registró el desplazamiento angular de la caja torácica en relación al sacro durante cada una de las tareas.

Descripción de los ejercicios

Hacer oscilar el Bodyblade® (BB)

El BB es una barra flexible de 1,22 m de longitud y 0,68 kg de masa, con una zona central cilíndrica y unos pesos en los extremos (*figs. 1 y 2*). Al moverlo por su parte central, los pesos oscilan a una frecuencia natural de 4,5 Hz. Para que el aparato oscile correctamente, el movimiento de las manos debe producirse en dirección perpendicular a la longitud del aparato. Asimismo, el movimiento del tronco debe ser mínimo para no interferir negativamente en la ejecución de la tarea.

En este estudio, se analizaron cuatro situaciones diferentes (*figs. 1 y 2*): de pie con el BB en posición vertical (BB-V); de pie con el BB en posición horizontal (BB-H); semi-sentado, en equilibrio inestable sobre los glúteos, con el BB en posición vertical (BBS-V); y semi-sentado con el BB en posición horizontal (BBS-H).

Lanzamiento lateral de balón medicinal (BM)

Se realizaron lanzamientos de máxima intensidad previa recepción del balón medicinal (4 kg) lanzado por un experimentador situado lateralmente a 5 m del sujeto (*fig. 3*). Ésta es una acción pliométrica caracterizada por la existencia de dos fases consecutivas, excéntrica y concéntrica. En la fase excéntrica, el sujeto recibe el balón y amortigua la intensidad del impacto con el movimiento de su cuerpo y en la concéntrica, el sujeto realiza un lanzamiento de máxima intensidad hacia el investigador. Los dos pies estuvieron en contacto con el suelo durante la realización de ambas fases.

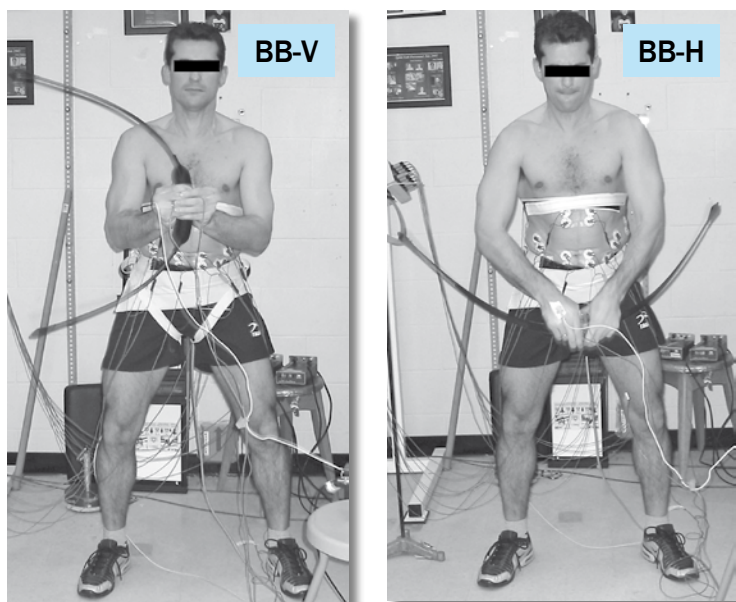


Figura 1

Sujeto en bipedestación haciendo oscilar el Bodyblade®. Cuando el implemento se colocó en disposición vertical (BB-V), la dirección de las oscilaciones fue transversal. Por otro lado, cuando el Bodyblade® se colocó en posición horizontal (BB-H), las oscilaciones se produjeron en dirección vertical.

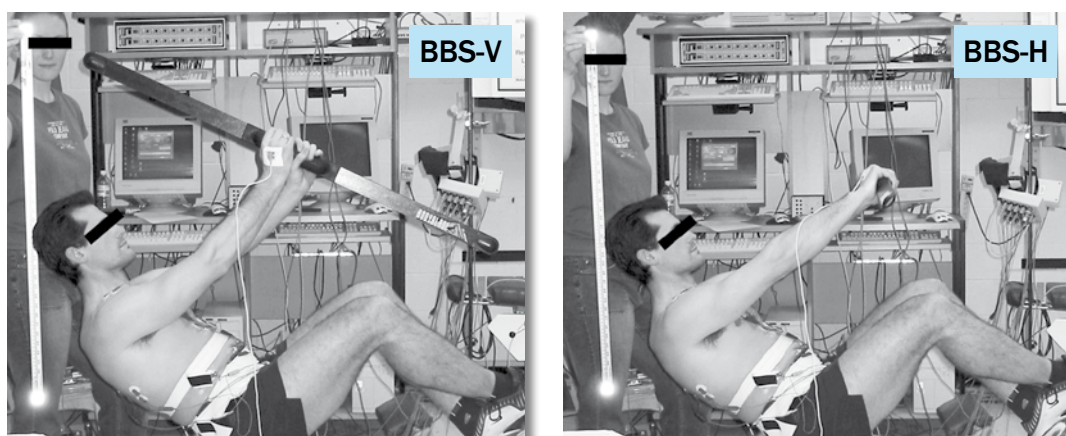


Figura 2

Sujeto sentado en equilibrio inestable haciendo oscilar el Bodyblade®. El Bodyblade® se colocó en posición vertical (BBS-V) y en posición horizontal (BBS-H).

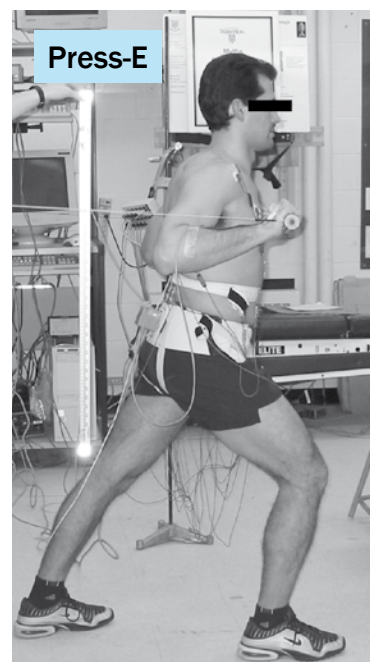


Figura 3

Recepción y lanzamiento lateral de balón medicinal. En las imágenes se muestra la posición del sujeto al final de las fases excéntrica (BM-E) y concéntrica (BM-C).

Figura 4

Press de pecho horizontal con polea. En las imágenes se muestra la posición del sujeto al final de las fases concéntrica (Press-C) y excéntrica (Press-E).



Press de pecho horizontal con polea (Press)

Nuestro participante se colocó de pie, con la pierna derecha adelantada y las rodillas ligeramente flexionadas, sujetando a la altura del pecho una barra rígida, unida a través de un cable de acero a un sistema de poleas y pesas (fig. 4). En la posición referida, el sujeto realizó una acción de empuje mediante la flexión y aducción de los hombros y la extensión de los codos (fase concéntrica). Posteriormente, el sujeto volvió a la posición inicial (fase excéntrica). En todo momento, el ejercicio se realizó de forma controlada y a velocidad moderada. La tensión del cable fue medida mediante una célula de carga (Transducer Techniques Inc., Temecula, CA, USA) situada en serie entre el cable y las pesas. La señal obtenida fue amplificada y convertida de analógica a digital a una frecuencia de 1024 Hz (resolución de 12 bits en un rango de ± 10 V). Las señales de la célula de carga, del electromiográfico y del ISOTRAK fueron sincronizadas mediante un “trigger” común.

Aplicación de los desequilibrios

Cargas súbitas

El sujeto se colocó en una posición semi-sentada sobre un aparato de madera que facilita la colocación del raquis en una posición neutral (Sutarno y McGill,

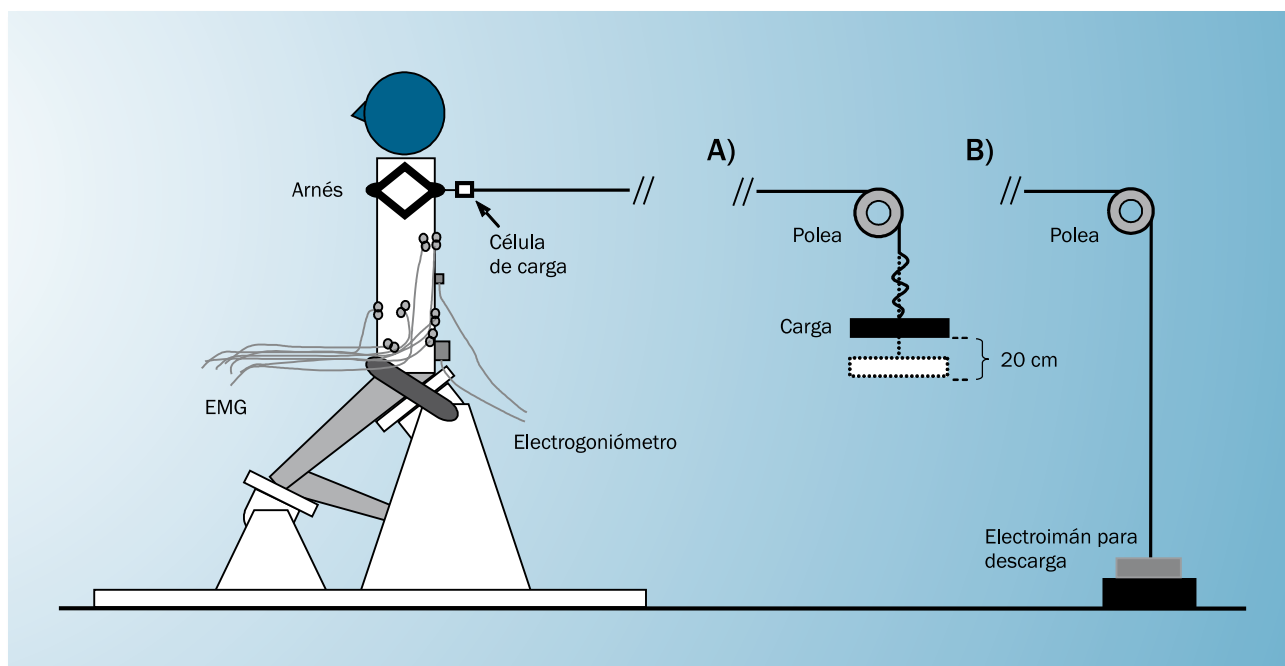
1995) (fig. 5). Este aparato limita el movimiento de la pelvis, al mismo tiempo que permite el movimiento del tronco en todas las direcciones. En esta situación, se aplicaron cargas súbitas al sujeto (dirección sagital y sentido posterior) mediante un cable de acero anclado a un arnés. El cable se colocó en posición horizontal y alineado con la apófisis espinosa T7. Para aplicar los desequilibrios, un investigador dejó caer una pesa de 9,07 kg de masa unida al cable de acero (fig. 5A). Con objeto de medir la magnitud de la carga aplicada y determinar con exactitud el momento de inicio de la perturbación, el transductor de fuerza se colocó en serie entre el cable y el arnés.

Descargas súbitas

Colocado en la posición anterior (fig. 5), el sujeto fue inicialmente cargado de forma estática, en dirección sagital y sentido posterior. Para ello se utilizó una pesa de 6,8 kg unida al cable de acero a través de un electroimán (fig. 5B). A continuación, la carga fue liberada rápidamente mediante la desactivación del electroimán, provocando el desequilibrio anterior del tronco.

Procedimiento

Antes de la realización de los ejercicios, el deportista dispuso de un periodo de práctica y familiarización con

**Figura 5**

Vista lateral de la posición del sujeto y de los sistemas para aplicar desequilibrios al tronco: A) cargas súbitas; B) descargas rápidas.

los mismos. En este periodo, uno de los experimentadores explicó la forma, el ritmo de ejecución y las características de cada uno de ellos. A continuación, el sujeto ejecutó los ejercicios bajo la observación de los experimentadores, que controlaron la correcta ejecución de los mismos.

Durante el registro de los datos, primero se realizaron los ejercicios con el BB (figs. 1 y 2). El sujeto hizo oscilar el BB a la mayor amplitud posible sujetándolo con las dos manos. Cuando el BB se situó en posición vertical, sus láminas oscilaron lateralmente, es decir, en dirección transversal. Por el contrario, cuando el BB se situó en posición horizontal, sus láminas oscilaron verticalmente. El sujeto intentó mantener el tronco en equilibrio estable ante las perturbaciones ocasionadas por las oscilaciones del BB. Cada uno de los ejercicios duró 10 s. Posteriormente, se realizaron 5 lanzamientos de máxima intensidad con el balón medicinal (fig. 3). La acción fue rápida y explosiva, reduciendo al máximo el tiempo de transición entre las fases excéntrica y concéntrica. Tras los lanzamientos de balón medicinal, el deportista realizó varias repeticiones del press de pecho horizontal con polea. La magnitud de la carga movilizada durante el ejercicio fue incrementándose progresivamente hasta

que el sujeto no pudo realizar la acción de empuje correctamente (fig. 4). Para evitar la aparición de la fatiga muscular durante la sesión de registro, se estableció un periodo de 2-5 min de descanso entre cada una de las tareas.

Tras la ejecución de los ejercicios, el sujeto se colocó en el aparato diseñado para la aplicación de los desequilibrios. Se aplicaron 3 cargas y 3 descargas rápidas en situación de *incertidumbre*, es decir, el sujeto no conocía el momento en el que los investigadores iban a aplicar los desequilibrios, ya que esto hubiera motivado el desarrollo de estrategias y ajustes posturales para reducir los efectos de la perturbación (Brown y cols., 2003; Thomas y cols., 1998).

Tratamiento de los datos

La señales EMG fueron rectificadas ("full wave rectified"), filtradas a 2,5 Hz ("low pass filtered, second order single pass Butterworth") y normalizadas respecto a valores EMG máximos obtenidos durante la realización de varias maniobras voluntarias isométricas máximas (MVIC). El protocolo para la realización de las MVIC ha sido descrito en estudios anteriores (Kavicic, Grenier y McGill, 2004a, 2004b; Vera-García y cols., 2006).

	Lado derecho								Lado izquierdo					
	RA	OE	OI	LD	ET9	EL3	DE	PM	RA	OE	OI	LD	ET9	EL3
BB-V	43,0	78,9	54,4	48,2	52,2	56,9	81,7	51,1	40,4	44,2	84,2	51,8	57,1	35,5
BB-H	48,8	19,1	8,5	43,9	57,7	50,1	20,0	61,2	74,0	20,4	14,2	58,4	67,5	33,3
BBS-V	70,6	56,3	62,8	21,7	38,7	30,3	58,8	52,5	54,7	56,1	77,9	30,2	48,5	25,3
BBS-H	103,8	36,7	27,6	23,3	52,3	44,7	48,1	87,0	119,6	33,9	36,4	32,6	55,4	43,0
Press-C	17,0	42,6	57,2	12,0	61,2	39,1	22,0	70,0	*	31,6	51,6	55,9	56,1	29,3
Press-E	16,4	21,9	20,8	7,9	39,7	17,6	6,4	31,3	*	22,6	34,8	25,6	51,5	20,3
BM-E	6,3	31,7	11,1	25,5	50,8	35,6	56,2	85,2	4,0	55,7	27,1	41,2	44,3	44,7
BM-C	17,1	43,6	22,7	14,0	60,1	70,8	90,5	86,3	14,6	60,2	83,4	57,1	65,5	108,2

* Datos eliminados por existir artefactos en la señal EMG.

Tabla 1

Máximo valor de la EMG normalizada (% MVIC) durante la realización de los siguientes ejercicios: utilización del Bodyblade® en posición vertical y horizontal (de pie: BB-V y BB-H; semi-sentado: BBS-V y BBS-H); fases concéntrica y excéntrica del press de pecho horizontal con polea (Press-C y Press-E); fases excéntrica y concéntrica del lanzamiento lateral de balón medicinal (BM-E y BM-C). Las abreviaturas de los músculos han sido explicadas en el texto.

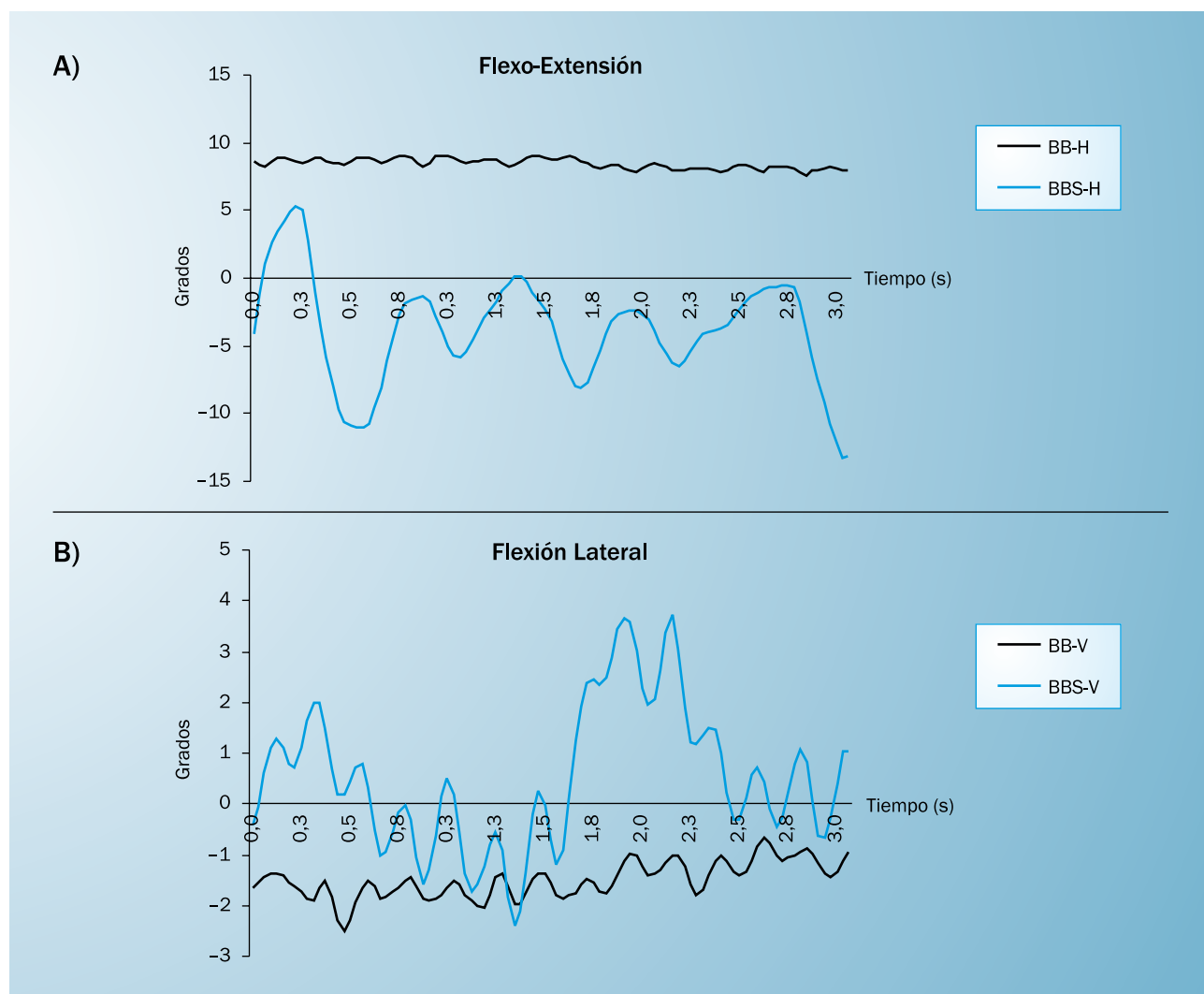
Para el análisis de los ejercicios, se seleccionó el pico o valor EMG máximo de cada músculo y la amplitud del movimiento del raquis lumbar durante: *a*) la fase de máxima amplitud de las oscilaciones del BB en las 4 condiciones analizadas (BB-V, BB-H, BBS-V y BBS-H); *b*) las fases concéntrica y excéntrica de aquella repetición del press de pecho horizontal con polea donde el sujeto fue capaz de movilizar la mayor carga (320 N); *c*) las fases excéntrica (recepción) y concéntrica (lanzamiento) de la repetición del ejercicio de lanzamiento de balón medicinal donde el tiempo de transición entre ambas fases fue menor. Asimismo, se representó gráficamente el movimiento del tronco durante las oscilaciones del BB y las señales EMG normalizadas de las repeticiones seleccionadas en el press de pecho horizontal con polea y en el lanzamiento de balón medicinal.

Para el análisis de los desequilibrios, la señal procedente del transductor de fuerza fue utilizada para establecer el instante de aplicación de la carga o de la descarga rápida. Para ello, se examinó visualmente la señal y se localizó el punto en el que la pendiente de la curva fuerza-tiempo cambió significativamente tras la aplicación de la perturbación. Las señales electromiográficas,

cinemáticas y dinámicas del periodo comprendido entre los 200 ms anteriores y los 250 ms posteriores a la perturbación fueron seleccionadas y examinadas visualmente (Vera-García y cols., 2006). Se determinó el pico de máxima amplitud del movimiento del raquis lumbar en el plano sagital (amplitud del desequilibrio) y la diferencia de amplitud de la EMG normalizada entre la obtenida antes y después de cada una de las perturbaciones (intensidad de la respuesta muscular) (Vera-García y cols., en prensa). Posteriormente, para cada una de las condiciones, los valores obtenidos en las 3 repeticiones fueron promediados.

Resultados

La utilización del BB produjo un elevado nivel de coactivación de la musculatura del tronco (*tabla 1*). En este sentido, en todas las condiciones analizadas, alguno de los músculos del abdomen se activó con mayor intensidad que el pectoralis mayor y/o el deltoideus, especialmente, en la posición de equilibrio sobre los glúteos (BBS). En esta posición, el sujeto tuvo problemas para permanecer en equilibrio estable, como reflejan las am-

**Figura 6**

Comparación de los movimientos de flexo-extensión (A) y de flexión lateral (B) del raquis lumbar durante la utilización del Bodyblade® entre las posiciones "de pie" (BB) y "semi-sentado" (BBS). Asimismo, el Bodyblade® se colocó en posición horizontal (-H) y vertical (-V).

plias oscilaciones observadas en el raquis lumbar (fig. 6). En relación con los músculos del abdomen (tabla 1), el obliquus externus y el obliquus internus abdominis se activaron con mayor intensidad cuando las oscilaciones del BB fueron laterales (BB-V). Por otro lado, el rectus abdominis se activó más intensamente cuando las oscilaciones fueron verticales (BB-H), alcanzando niveles superiores a la MVIC en el ejercicio realizado en posición de semi-sentado (BBS-H).

Durante determinadas fases del press de pecho horizontal con polea (fig. 7), la actividad eléctrica de los músculos obliquus externus abdominis, obliquus internus abdominis y erector spinae fue más intensa que la regis-

trada en los músculos deltoideus y pectoralis mayor. Al inicio de la fase concéntrica, es decir, cuando el sujeto comenzó la acción de empuje, se produjo una importante coactivación de la musculatura del tronco, en especial de la musculatura del abdomen. Durante la ejecución del ejercicio, fue difícil para el sujeto iniciar la fase concéntrica sin perder el equilibrio. Posteriormente, se redujo el nivel de activación muscular, para aumentar de nuevo en la parte final de la fase concéntrica. En este instante, se registraron los mayores niveles de activación en la musculatura del hombro y de la espalda. En la fase excéntrica, se redujo la intensidad de la activación en la mayoría de los músculos del tronco, aunque se obser-

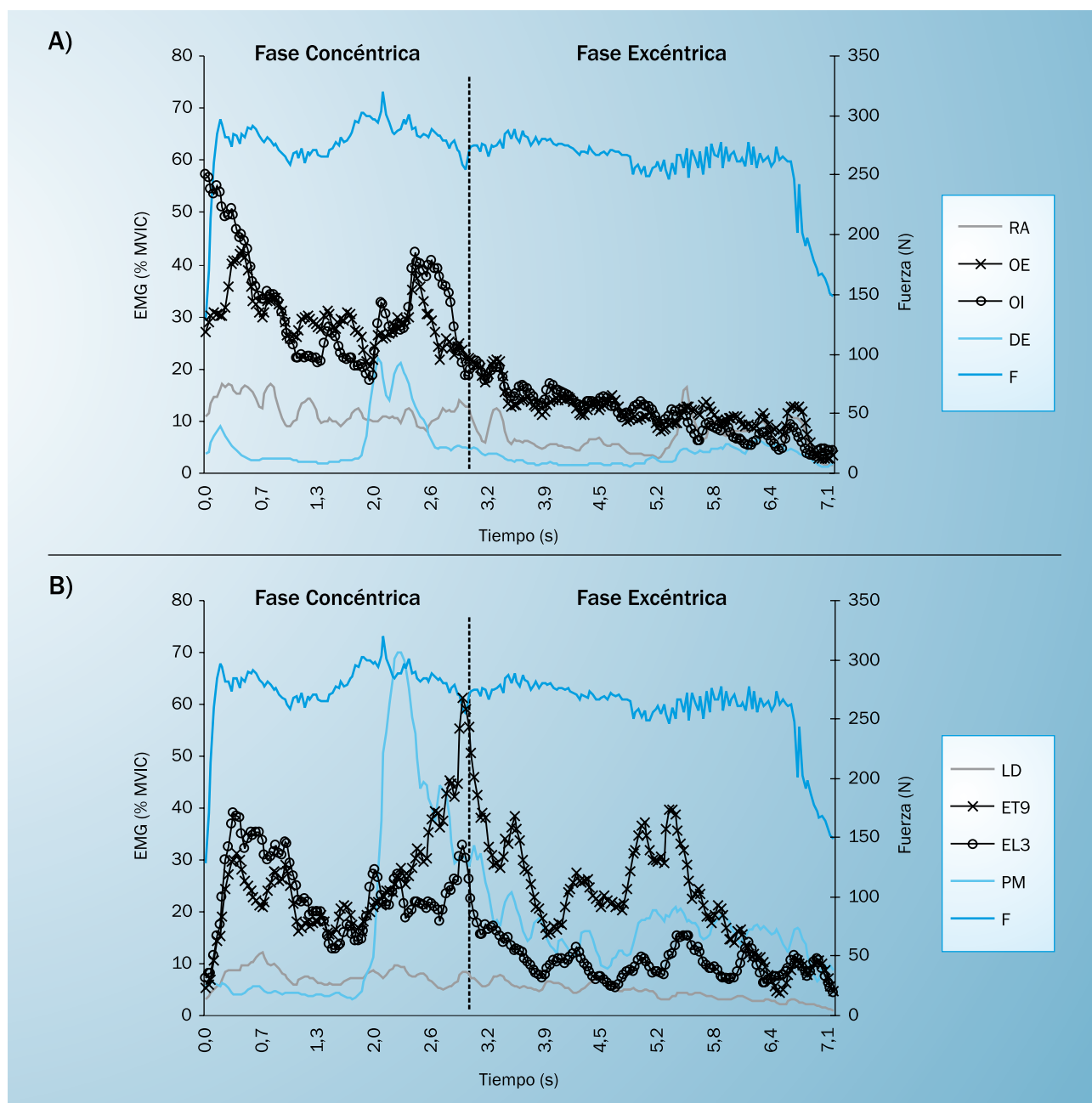


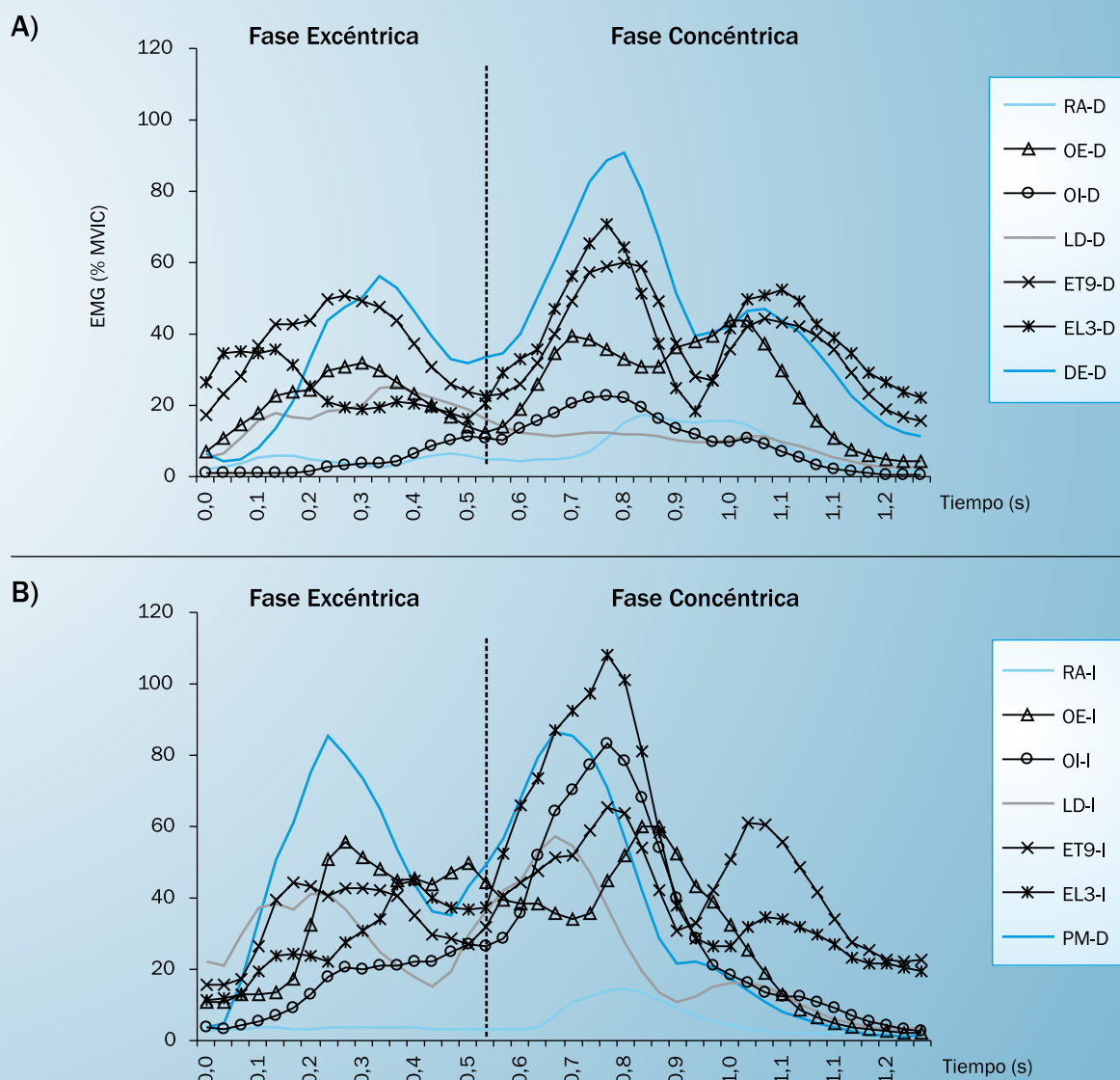
Figura 7

Señal EMG normalizada y fuerza desarrollada (F) durante las fases concéntrica y excéntrica del press de pecho horizontal con polea. Músculos del lado derecho: rectus abdominis (RA), obliquus externus abdominis (OE), obliquus internus abdominis (OI), deltoideus pars clavicularis (DE), latissimus dorsi (LD), erector spinae a niveles T9 y L3 (ET9 y EL3) y pectoralis major pars esternocostalis (PM).

vó un elevado nivel de coactivación muscular cuando el sujeto redujo la velocidad del movimiento, para evitar que las pesas movilizadas chocaran violentamente con el resto de pesas de la máquina.

Como muestra la *figura 8*, en el lanzamiento lateral

de balón medicinal se observaron 3 picos de activación muscular. El primero corresponde a la activación muscular para frenar el balón lanzado por el investigador (fase excéntrica) y el segundo, el de mayor intensidad, al lanzamiento del balón (fase concéntrica). La activi-

**Figura 8**

Señal EMG normalizada durante las fases excéntrica (recepción) y concéntrica (lanzamiento) del lanzamiento lateral de balón medicinal. Músculos del lado derecho (-D) e izquierdo (-I): rectus abdominis (RA), obliquus externus abdominis (OE), obliquus internus abdominis (OI), deltoideus pars clavicularis (DE), latissimus dorsi (LD), erector spinae a niveles T9 y L3 (ET9 y EL3) y pectoralis major pars esternocostalis (PM).

dad EMG posterior a este segundo pico corresponde a los instantes posteriores al lanzamiento, por lo que, posiblemente, el tercer pico muestre la activación muscular necesaria para poder frenar y estabilizar el tronco tras dicha acción. El tiempo de transición entre el pico de activación de la fase excéntrica (trabajo negativo) y el primer pico de la fase concéntrica (trabajo positivo) osciló entre 0,372 y 0,589 s en función del músculo analizado

(tiempo medio: 0,444 s). Con relación al movimiento angular del raquis, durante la fase excéntrica se produjo una flexión sagital, una rotación hacia la derecha y una flexión lateral hacia el mismo lado. En la fase de lanzamiento, se registró el movimiento contrario, es decir, extensión sagital y rotación y flexión lateral hacia la izquierda. Es por ello que, durante el ejercicio, se activaron principalmente los músculos erectores del raquis y

	RA	OE	OI	LD	ET9	EL3
Cargas	30,4	18,9	11,0	2,2	5,8	9,0
Descargas	8,5	1,3	3,0	5,7	18,6	11,7

◀

Tabla 2

Respuesta de la musculatura del tronco (% MVIC) tras la aplicación rápida de cargas (intensidad media: +212,8 N) y descargas (intensidad media: -70,7 N) mediante un arnés torácico y un sistema de pesas y poleas. Las abreviaturas de los músculos han sido explicadas en el texto.

los músculos oblicuos, con una participación mínima del rectus abdominis (*tabla 1* y *fig. 8*). Al igual que en ejercicios anteriores, en algunos de los músculos del tronco se registraron niveles de activación eléctrica similares o superiores a los obtenidos por los músculos del hombro (deltoideus y pectoralis mayor).

Las perturbaciones aplicadas sobre el tronco produjeron resultados diferentes en función del sentido del desequilibrio. Cuando las cargas fueron aplicadas súbitamente (en dirección posterior), se observó una extensión del raquis lumbar (11,4°) y la activación refleja de los músculos del abdomen (*tabla 2*), principalmente del rectus abdominis (30,4 % MVIC). Debemos resaltar que, aun siendo un músculo extensor, el erector spinae se activó (EL3: 9,0 % MVIC) durante los desequilibrios posteriores. Por otro lado, cuando se produjo la descarga del tronco mediante la desactivación del electroimán, se observó una ligera flexión del raquis lumbar (4,1°) y la activación de los músculos erectores de la espalda (*tabla 2*). Al igual que en el caso anterior, a pesar de que el rectus abdominis es un músculo flexor, se activó ligeramente (8,5 % MVIC) durante el movimiento de flexión producido por la liberación de la carga.

Discusión

En las últimas décadas, ha existido un gran interés por conocer la participación de la musculatura del tronco durante la ejecución de ejercicios diseñados para aislar la activación de determinados grupos musculares del tronco como, por ejemplo, los músculos abdominales o los músculos lumbares. Sin embargo, en la mayor parte de las acciones realizadas en la vida cotidiana (empujar, traccionar, manipular objetos, etc.) se activa la musculatura del tronco y la de las extremidades conjuntamente. En este estudio, se ha registrado la actividad electromiográfica de 6 músculos del tronco (bilateralmente) y 2 músculos del hombro derecho durante la ejecución de ejercicios de acondicionamiento físico, caracterizados por el manejo de implementos (empujar, coger, lanzar y hacer oscilar). De los resultados obtenidos, destaca la

elevada activación de los músculos del abdomen y de la espalda (*tabla 1*), superando en ocasiones el nivel de activación alcanzado por los músculos deltoideus y pectoralis mayor. Este hecho revela la importancia del rol que desempeñan los músculos referidos durante acciones realizadas por las extremidades.

Según nuestros datos, para la correcta utilización del BB es necesaria una notable coactivación de los músculos del tronco (*tabla 1*). Estudios previos han demostrado que la coactivación muscular incrementa la rigidez del tronco y la estabilidad de las estructuras raquídeas (Brown y cols., 2006; Cholewicki y McGill, 1996; Cholewicki y cols., 1999; Gardner-Morse y Stokes, 1998 y 2001; van Dieën y cols., 2003; Vera-García y cols., 2006 y en prensa). Posiblemente, la coactivación registrada durante la ejecución de estos ejercicios contrarrestó las perturbaciones constantes ejercidas por las oscilaciones de los extremos del BB, garantizando la estabilidad del sujeto. Del mismo modo, durante la fase inicial del press de pecho horizontal con polea (*fig. 7*), fue necesario un elevado nivel de activación en los músculos del tronco para transmitir las fuerzas generadas por los miembros inferiores y garantizar la estabilidad del individuo. Como muestran nuestros resultados, la capacidad para empujar objetos desde una posición erguida no sólo depende de la fuerza producida por los miembros superiores, sino que en nuestra opinión, también depende de la habilidad del sujeto para mantener el equilibrio corporal, para generar fuerza con los miembros inferiores y para transmitirla eficazmente hacia los miembros superiores.

Los lanzamientos son acciones que precisan de la acción coordinada de impulsos generados por los músculos de los miembros inferiores, del tronco y de los miembros superiores (Kreighbaum y Barthels, 1996). Como indica la elevada activación muscular observada durante diferentes fases del lanzamiento de balón medicinal (*fig. 8*), la participación de los músculos del tronco es decisiva para el éxito de la tarea. Durante la ejecución del lanzamiento lateral, el sujeto recibió el balón enviado por un investigador y lo lanzó lo más rápidamente

posible con la intención de alcanzar la máxima distancia. Es, por tanto, una acción pliométrica donde juega un papel muy importante el ciclo estiramiento-acortamiento (Komi, 1992). La coactivación de los músculos del tronco en la fase de frenado (trabajo negativo) incrementó la rigidez muscular y, de este modo, la energía elástica, que fue utilizada durante la fase de aceleración (trabajo positivo). Según Henchoz, Malatesta, Gremion y Belli (2006), cuanto menor es el tiempo de transición entre la fase de frenado y de aceleración, mayor es la eficacia mecánica de las acciones pliométricas. En nuestro estudio, considerando los datos aportados por Henchoz y cols. (2006), creemos que la eficacia mecánica no fue muy alta, ya que los tiempos de transición entre los picos de máxima activación de ambas fases fueron elevados (oscilaron entre 0,372 y 0,589 s). Nuestro sujeto experimental no tenía experiencia en este tipo de lanzamientos, por lo que tuvo muchas dificultades para frenar el balón medicinal de 4 kg, enviado por el investigador a gran velocidad. Según los datos de un estudio reciente (Freeman, Karpowicz, Gray y McGill, 2006), durante la ejecución de acciones pliométricas, personas muy entrenadas pueden generar un pico de activación muscular con una gran sincronización de la actividad de los músculos del tronco.

Los desequilibrios aplicados al raquis (cargas y descargas súbitas) desencadenaron respuestas musculares rápidas y de intensidad baja o moderada (tabla 2). Estudios previos han demostrado que la activación rápida de los músculos del tronco incrementa la rigidez y la estabilidad de las estructuras raquídeas ante desequilibrios de diferente magnitud, dirección y sentido (Andersen y cols., 2004; Brown y cols., 2006; Cholewicki y cols., 1999 y 2000; Essendrop y cols., 2002; Gardner-Morse y Stokes, 1998 y 2001; Thomas y cols., 1998; van Dieën y cols., 2003; Vera-García y cols., 2006 y en prensa). Como muestran nuestros datos, los desequilibrios que producen una flexión del tronco activan principalmente los músculos extensores, mientras que los que producen una extensión del tronco activan, sobre todo, los músculos flexores (Cholewicki y cols., 2000; Radebold, Cholewicki, Panjabi y Patel, 2000; Vera-García y cols., 2006 y en prensa). No obstante, todos los músculos respondieron en ambos desequilibrios. Aunque algunos autores han sugerido que el rectus abdominis no es un músculo importante para la estabilización activa del raquis, éste fue el músculo abdominal que produjo los mayores niveles de activación (desequilibrio posterior: 30,4 % MVIC; desequilibrio anterior: 8,5 % MVIC). En línea

con nuestros resultados, estudios mecánicos han demostrado que todos los músculos del tronco son importantes para garantizar la estabilidad de la columna vertebral (Cholewicki y vanVliet, 2002; Kavcic y cols., 2004a). La mayor importancia relativa de uno u otro músculo depende de la tarea analizada. Así, cuando el BB se utilizó en posición vertical (BB-V y BBS-V), las oscilaciones de sus láminas aplicaron perturbaciones de dirección transversal y estimularon principalmente la activación de la musculatura oblicua. Por otro lado, cuando se utilizó en posición horizontal (BB-H y BBS-H), las oscilaciones fueron verticales y estimularon preferentemente la activación del rectus abdominis y del erector spinae.

La amplitud electromiográfica de la musculatura del tronco durante los desequilibrios fue baja o moderada e inferior a la observada en el resto de tareas analizadas. Los resultados de éste y otros trabajos, indican que no es necesario generar picos de activación elevados para garantizar la estabilidad del raquis durante la mayoría de las acciones de la vida cotidiana (Cholewicki y McGill, 1996; Vera-García y cols., 2006 y en prensa). Por el contrario, es importante activar la musculatura en el momento oportuno, de forma coordinada (Brown y cols., 2006; McGill, Grenier, Kavcic y Cholewicki, 2003) y en ausencia de fatiga muscular (Sparto, Parnianpour, Reinsel y Simon, 1997; Wilder, Assen, Magnusson, Pope, Spratt y Goel, 1996). En este sentido, actualmente se recomienda que los programas de ejercicios para el desarrollo de la estabilización activa del tronco se dirijan a la creación de patrones de coactivación adecuados y al desarrollo de la resistencia muscular.

En conclusión, nuestros resultados indican que la activación de los músculos del tronco es necesaria tanto para estabilizar el raquis ante perturbaciones y desequilibrios bruscos, como para la ejecución de acciones donde los miembros superiores manejan objetos, por ejemplo, empujar una carga, recibir y lanzar un balón de 4 kg y hacer oscilar el BB. A pesar de que el trabajo nos aporta información valiosa para entender la función de los músculos del tronco y su participación en la estabilización activa del raquis, éste es un estudio de caso único, por lo que los resultados deben ser corroborados en trabajos futuros.

Agradecimientos

La realización de este trabajo ha sido posible gracias a la financiación de la Generalitat Valenciana y a la Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada.

Referencias

- Andersen, T. B.; Essendrop, M. y Schibye, B. (2004). Movement of the upper body and muscle activity patterns following a rapidly applied load: the influence of pre-load alterations. *European journal of applied physiology*, 91, 488-92.
- Axler, C. T. y McGill, S. M. (1997). Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. *Medicine and science in sports and exercise*, 29, 804-11.
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta orthopaedica Scandinavica Supplementum*, 230, 1-54.
- Brown, S. H. M.; Vera-García, F. J. y McGill, S. M. (2006). Effects of abdominal muscle coactivation on the externally pre-loaded trunk: variations in motor control and its effect on spine stability. *Spine*, 31 (13), E387-93.
- Cholewicki, J.; Juluru, K. y McGill, S. M. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of biomechanics*, 32, 13-17.
- Cholewicki, J. y McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical biomechanics*, 11, 1-15.
- Cholewicki, J.; McGill, S. M. y Norman, R. W. (1991). Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Medicine and science in sports and exercise*, 23 (10), 1179-86.
- Cholewicki, J.; Simons, A. P. y Radebold, A. (2000). Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of biomechanics*, 33, 1377-85.
- Cholewicki, J. y VanVliet, J. J. (2002). Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clinical biomechanics*, 17 (2), 99-105.
- Crisco, J. J. y Panjabi, M. M. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine: Part I Theory. *Clinical biomechanics*, 7, 19-26.
- Essendrop, M.; Andersen, T. B. y Schibye, B. (2002). Increase in spinal stability obtained at levels of intra-abdominal pressure and back muscle activity realistic to work situations. *Applied ergonomics*, 33, 471-76.
- Freeman, S.; Karpowicz, A.; Gray, J. y McGill, S. M. (2006). Quantifying muscle patterns and spine load during various forms of the push-up. *Medicine and science in sports and exercise*, 38 (3), 570-77.
- Gardner-Morse, M. G. y Stokes, I. A. (1998). The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23, 86-91.
- Gardner-Morse, M. G. y Stokes, I. A. (2001). Trunk stiffness increases with steady-state effort. *Journal of biomechanics*, 34, 457-63.
- Granata, K. P. y Marras, W. S. (2000). Cost-Benefit of muscle co-contraction in protecting against spinal instability. *Spine*, 25 (11), 1398-1404.
- Granata, K. P.; Slota, G. P. y Bennett, B. C. (2004). Paraspinal muscle reflex dynamics. *Journal of biomechanics*, 37, 241-47.
- Henchoz, Y.; Malatesta, D.; Gremion, G. y Belli, A. (2006). Effects of the transition time between muscle-tendon stretch and shortening on mechanical efficiency. *European journal of applied physiology*, 96 (6), 665-71.
- Hodges, P. W.; Cresswell, A. G. y Thorstensson, A. (1999). Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Experimental Brain Research*, 124, 69-79.
- Hodges, P. W. y Richardson, C. (1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*, 77, 132-44.
- Juker, D.; McGill, S. M.; Kropf, P. y Steffen, T. (1998). Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Medicine and science in sports and exercise*, 30, 301-10.
- Kavicic, N.; Grenier, S. y McGill, S. M. (2004a). Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine*, 29, 1254-65.
- (2004b). Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine*, 29, 2319-29.
- Komi, P. V. (1992). Stretch-shortening cycle. En P.V. Komi (ed.), *Strength and power in sport* (pp. 169-79). Champaign, IL, USA: Human Kinetics.
- Krajcarski, S. R.; Potvin, J. R. y Chiang, J. (1999). The in vivo dynamic response of the spine to perturbations causing rapid flexion: effects of pre-load and step input magnitude. *Clinical biomechanics*, 14, 54-62.
- Kreighbaum, E. y Barthels, K. M. (1996). *Biomechanics. A qualitative approach for studying human movement*. Boston, USA: Allyn & Bacon.
- Lucas, D. B. y Bresler, B. (1961). *Stability of the ligamentous spine. Technical Report n.º 40*. San Francisco, USA: Biomechanics Laboratory, University of California.
- McGill, S. M. (2006). *Ultimate back fitness and performance*. 2.ª ed. Waterloo, Canada: Wabuno Publishers.
- McGill, S. M., Grenier, S.; Kavcic, N. y Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of electromyography and kinesiology*, 13, 353-59.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, 5, 383-89.
- Radebold, A.; Cholewicki, J.; Panjabi, M. M. y Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*, 25, 947-54.
- Sparto, P. J.; Parnianpour, M.; Reinsel, T. E. y Simon, S. (1997). The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 25 (1), 3-12.
- Stokes, I. A. F. y Gardner-Morse, M. (2003). Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. *Journal of electromyography and kinesiology*, 13, 397-402.
- Stokes, I. A.; Gardner-Morse, M.; Henry, S. M. y Badger, G. J. (2000). Decrease in trunk muscular response to perturbation with preactivation of lumbar spinal musculature. *Spine*, 25, 1957-64.
- Sutarno, C. G. y McGill, S. M. (1995). Isovelocity investigation of the lengthening behaviour of the erector spinae muscles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 70, 146-53.
- Thomas, J. S.; Lavender, S. A.; Corcos, D. M. y Andersson, G. B. (1998). Trunk kinematics and trunk muscle activity during a rapidly applied load. *Journal of electromyography and kinesiology*, 8, 215-25.
- Van Dieën, J. H.; Kingma, I. y Van der Bug, P. (2003). Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. *Journal of biomechanics*, 36 (12), 1829-36.
- Vera-García, F. J.; Brown, S. H. M.; Gray, J. R. y McGill, S. M. (2006). Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical biomechanics*, 21 (5), 443-55.
- Vera-García, F. J.; Elvira, J. L. L.; Brown, S. H. M. y McGill, S. M. Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [aceptado en julio 2006].
- Vera-García, F. J.; Grenier, S. G. y McGill, S. M. (2000). Abdominal response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*, 80, 564-69.
- Wilder, D. G.; Assen, R. A.; Magnusson, M. L.; Pope, M. H.; Spratt, K. F. y Goel, V. K. (1996). Muscular response to sudden load. A Tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine*, 21 (22), 2628-39.