

TRABAJO FIN DE MÁSTER

DESARROLLO DE PROGRESIONES DE EJERCICIOS DE ESTABILIZACIÓN DEL TRONCO MEDIANTE UN ANÁLISIS ELECTROMIOGRÁFICO Y POSTUROGRÁFICO



ISMAEL GARCÍA MARTÍNEZ

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ

TRABAJO FINAL DE MÁSTER RENDIMIENTO DEPORTIVO Y SALUD

TUTOR ACADÉMICO: FRANCISCO JOSE VERA GARCÍA

TUTOR PROFESIONAL: FRANCISCO DAVID BARBADO MURILLO

COTUTOR/A: MARIA DEL PILAR GARCIA VAQUERO

ÍNDICE

| | |
|--|----------------|
| 1. RESUMEN Y PALABRAS CLAVE | Pág. 3 |
| 2. INTRODUCCIÓN | Pág. 4 |
| 3. MÉTODO | Pág. 6 |
| 3.1 PARTICIPANTES..... | Pág. 6 |
| 3.2 EJERCICIOS DE ESTABILIZACIÓN, VARIACIONES Y CRITERIOS BIOMECÁNICOS..... | Pág. 6 |
| 3.3 INSTRUMENTOS Y REGISTROS | Pág. 8 |
| 3.4 TRATAMIENTO DE DATOS..... | Pág. 11 |
| 3.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO | Pág. 12 |
| 4. BIBLIOGRAFÍA..... | Pág. 13 |

1. RESUMEN Y PALABRAS CLAVE

RESUMEN

Actualmente existe una amplia variedad de ejercicios de estabilización del tronco. Sin embargo, no existen criterios científicos que permitan establecer progresiones de este tipo de ejercicios en función del nivel de ejecución de la persona que los realiza, dificultando su prescripción y el control individualizado de la carga. Teniendo en cuenta que la electromiografía no permite valorar la dificultad de los ejercicios en términos de control motor y se desconoce el uso de la posturografía en la evaluación de ejercicios de estabilización del tronco, es necesario realizar estudios más amplios que analicen conjuntamente la mayoría de estos criterios. Por lo tanto, se realizó un estudio electromiográfico y posturográfico de diversas variaciones de los ejercicios “puente frontal”, “puente dorsal”, “puente lateral” y “perro de muestra” con dos objetivos principales, analizar la activación de los músculos del tronco y la cadera y describir la relación entre la activación muscular y el control postural durante la ejecución de los ejercicios. Esta información permitirá conocer la eficacia de los diferentes criterios utilizados habitualmente para modificar la dificultad de los ejercicios de estabilización del tronco, estableciendo progresiones de ejercicios en función de los datos electromiográficos y posturográficos. Un total de 49 sujetos universitarios, 24 hombres (edad: 23.58 ± 3.16 años; altura: 174.90 ± 4.15 cm; masa: 72.54 ± 6.83 kg) y 25 mujeres (edad: 24.56 ± 2.68 años; altura: 162.88 ± 9.07 cm; masa: 63.03 ± 10.94 kg), físicamente activos (90 min al día de actividad física durante 3 días a la semana) y asintomáticos, participaron en el estudio. Cada sujeto realizó una primera sesión de aprendizaje de las MVCs y de los ejercicios de estabilización y una segunda sesión de registro, con una separación de una semana entre ambas sesiones y una duración aproximada de 60 min cada una. En cada sesión los participantes realizaron dos series de cada una de las variaciones de los ejercicios analizados, contrabalanceando el orden de los ejercicios y el orden de las variaciones de cada ejercicio según el nivel de dificultad (de forma ascendente o descendente).

PALABRAS CLAVE

Musculatura del tronco, estabilidad del raquis, carga de entrenamiento, biomecánica, control motor.

2. INTRODUCCIÓN

La estabilidad del tronco o “core stability” ha sido objeto de numerosas investigaciones desde los años 80 hasta la actualidad (Check, 1999; Fuller, 2002). El término “core stability” se refiere a la capacidad de las estructuras osteoarticulares y musculares, coordinadas por el sistema de control motor, para mantener o retomar una posición o trayectoria del tronco ante las fuerzas internas o externas a las que es sometido (Vera-Garcia et al., 2015).

Diversos estudios han sugerido que un adecuado nivel de estabilidad del tronco es un importante factor tanto en la prevención (Kibler, Press, & Sciascia, 2006; Zazulak, Cholewicki, & Reeves, 2008) como en la rehabilitación (McGill, 2002) de lesiones de la zona lumbar. Del mismo modo, se ha sugerido, que el desarrollo de la estabilidad del tronco podría ayudar en la mejora del rendimiento deportivo (Baker, 1994; Faccioni, 1994), ya que el “core” o zona central del cuerpo, considerada como el centro de las cadenas cinéticas, facilitaría la transmisión de las fuerzas generadas por los miembros inferiores hacia los miembros superiores y viceversa (Borghuis et al., 2008; Kibler et al., 2006; Willardson et al., 2007). Tse et al. (2005) establece que el entrenamiento de estabilización induce al incremento del reclutamiento de las unidades motoras y los patrones de sincronización, lo cual se traduce en un aumento de la estabilidad y de la resistencia muscular, y en consecuencia, en un descenso del riesgo de lesión. Esta afirmación podría reforzarse con la aportación de Jeffreys (2002), que indica que un déficit de fuerza y estabilidad de la musculatura del tronco podría generar una técnica ineficiente y predisponer al deportista a sufrir algún tipo de lesión.

Es por ello, que en los últimos años se han diseñado numerosos ejercicios para el desarrollo de la estabilidad del tronco (McGill, 2002). El objetivo de los ejercicios de estabilización es favorecer el aprendizaje y perfeccionamiento de patrones de co-activación muscular para la mejora del control motor y la estabilidad de las estructuras raquídeas (McGill, 2002; McGill, Grenier, Kavcic, & Cholewicki, 2003). Algunos de los ejercicios de estabilidad más utilizados son los conocidos como “puentes” o “planchas”, que consisten en mantener el raquis en una posición neutra, es decir, conservando las curvaturas fisiológicas, durante el mantenimiento de diferentes posiciones en decúbito supino (ej. puente dorsal), prono (ej. puente ventral) o lateral (ej. puente lateral) (Bjerkefors, Ekblom, Josefsson, & Thorstensson, 2010; García-Vaquero, Moreside, Brontons, Peco-González, & Vera-Garcia, 2012; Imai et al., 2010; McGill, & Karpowicz, 2009). Por otro lado, en los ejercicios denominados “perro de muestra” o “bird dog” y “bicho muerto” o “dead bug”, los participantes deben mantener la columna en posición neutra ante las fuerzas provocadas principalmente por el movimiento de las extremidades (Bjerkefors et al., 2010; García-Vaquero et al., 2012; McGill et al., 2009; Stevens et al., 2007).

Durante las fases iniciales del entrenamiento de estabilización del tronco, dichos ejercicios se suelen realizar sobre superficies estables (Vera-Garcia et al., 2015). Sin embargo, cuando el nivel de ejecución y control de la persona ha mejorado, se utilizan diferentes estrategias con objetivo de aumentar la dificultad de la tarea, como por ejemplo: aumentar el

brazo de resistencia (Vera-Garcia, Barbado, & Moya, 2014; López-Valenciano, Biviá-Roig, Lisón, & Vera-Garcia, 2013); variar el número de apoyos (Vera-Garcia, Barbado, & Moya, 2014); modificar la base de sustentación utilizando superficies inestables como bosus o fitballs (Behm, Leonard, Young, Bonsey, & MacKinnon, 2005; Vera-Garcia, Barbado, Flores-Parodi, Alonso-Roque, & Elvira, 2014); realizar movimientos de segmentos (Bjerkefors et al., 2010; García-Vaquero et al., 2012; Vera-Garcia et al., 2014; Moreside, Brontons-Gil, Peco-González, & Vera-Garcia, 2012); usar materiales, como barras oscilantes (Sanchez-Zuriaga, Vera-Garcia, Moreside, & McGill, 2009; Vera-Garcia, Moreside, Parodi, & McGill, 2007) o correas de suspensión (McGill, Cannon, & Andersen, 2014) así como combinar varias de estas estrategias.

No obstante, a pesar de la gran cantidad de ejercicios de estabilización del tronco que son utilizados actualmente, no existen criterios científicos que permitan establecer una adecuada progresión de este tipo de ejercicios en función del nivel de ejecución de la persona que los realiza, dificultando su prescripción y el control individualizado de la carga.

La electromiografía (EMG), es una de las técnicas biomecánicas que ha sido utilizada habitualmente para conocer el nivel de activación y coordinación muscular durante la realización de diferentes ejercicios de estabilización del tronco (Bjerkefors, Ekblom, Josefsson, & Thorstensson, 2010; Ekstrom, Donatelli, & Carp, 2007; Kavcic, Grenier, & McGill, 2004; García-Vaquero et al., 2012; Vera-Garcia et al., 2014). Sin embargo, a pesar de la gran cantidad de estudios electromiográficos de ejercicios de estabilización del tronco existentes en la literatura, la mayoría se centran en el análisis de uno o unos pocos de los criterios comentados anteriormente para modificar la dificultad de los ejercicios de estabilización, por lo que es necesario realizar estudios más amplios que analicen conjuntamente la mayoría de estos criterios.

Además, teniendo en cuenta que la EMG no permite valorar la dificultad de los ejercicios en términos de control motor, es necesario utilizar otro tipo de técnicas que permitan valorar el control de los participantes durante la ejecución de diversas variaciones de los ejercicios de estabilización. En este sentido, el uso de plataformas de fuerzas durante la realización de estos ejercicios permitiría realizar análisis posturográficos mediante la valoración del desplazamiento del centro de presiones (CoP) (Adler, Bleck, Rinsky, & Young, 1986; Byl, & Sinnott, 1993), proporcionando información de la capacidad de los participantes para mantener una postura de forma controlada. A pesar que la posturografía ha sido usualmente utilizada para conocer el control postural en tareas tanto en sedestación (Van der Burg, Van Wegen, Rietberg, Kwakkel, & Van Dieen, 2006; Willigenburg, Kingma, & Van Dieen, 2013; Reeves, Everding, Cholewicki, & Morrisette, 2006; López-Elvira et al., 2013) como en bipedestación (Peydro de Moya, Baydal Bertomeu, & Vivas Broseta, 2005), se desconoce su uso en la evaluación de ejercicios de estabilización.

Por lo tanto, se realizó un estudio electromiográfico y posturográfico de diversas variaciones de los ejercicios de puentes y del perro de muestra con dos objetivos principales, analizar la activación de los músculos del tronco y la cadera y describir la relación entre la activación muscular y el control postural durante la ejecución de los ejercicios. Esta información permitirá conocer la eficacia de los diferentes criterios utilizados habitualmente para modificar la dificultad de los ejercicios de estabilización del tronco, estableciendo progresiones de ejercicios en función de los datos electromiográficos y posturográficos.

3. METODO

3.1 PARTICIPANTES

Un total de 49 sujetos universitarios, 24 fueron hombres (edad: 23.58 ± 3.16 años; altura: 174.90 ± 4.15 cm; masa: 72.54 ± 6.83 kg) y 25 mujeres (edad: 24.56 ± 2.68 años; altura: 162.88 ± 9.07 cm; masa: 63.03 ± 10.94 kg), físicamente activos (90 min al día de actividad física durante 3 días a la semana) y asintomáticos, participaron de forma voluntaria en el estudio. Los participantes completaron un cuestionario sobre sus antecedentes médicos y deportivos, para evaluar el estado de salud y la práctica habitual de actividad física.

Para la selección de la muestra se aplicaron los siguientes criterios de exclusión: 1) tener una altura mayor de 180 cm (longitud máxima que abarca la distancia de las dos plataformas de fuerza); 2) tener dolor lumbar y/u otras alteraciones del aparato locomotor o del raquis tanto durante el registro como en los tres meses previos a la realización del estudio.

Previo al inicio del estudio, todos los participantes firmaron un consentimiento informado aprobado por el Comité de Ética de la Universidad.

3.2 EJERCICIOS DE ESTABILIZACIÓN, VARIACIONES Y CRITERIOS BIOMECÁNICOS

Las sesiones de registro se basaron en la ejecución de 4 ejercicios de estabilización, los cuales son comúnmente empleados en los programas de entrenamiento de estabilización del tronco: perro de muestra, puente frontal, puente lateral y puente dorsal (McGill, 2002). De cada uno de estos ejercicios se establecieron 5 variaciones con diferentes niveles de dificultad basados en la modificación de los siguientes parámetros mecánicos: 1) el brazo de resistencia (Vera-García, Barbado, & Moya, 2014; López-Valenciano, Biviá-Roig, Lisón, & Vera-García, 2013); 2) la base de sustentación (Behm, Leonard, Young, Bonsey, & MacKinnon, 2005; Vera-García, Barbado, Flores-Parodi, Alonso-Roque, & Elvira, 2014); 3) el número de apoyos (Vera-García, Barbado, & Moya, 2014); 4) la estabilidad de la superficie de apoyo (Behm, Leonard, Young, Bonsey, & MacKinnon, 2005; Vera-García, Barbado, Flores-Parodi, Alonso-Roque, & Elvira, 2014) (Figuras 1 y 2).

La progresión a lo largo de los 5 niveles de dificultad para los 3 tipos de puentes (puente frontal, puente lateral y puente dorsal) fue la siguiente (Figura 1):

- Nivel 1: Puente corto (flexión de rodilla).
- Nivel 2: Aumento del brazo de resistencia por lo que se modifica la base de sustentación y aumento de la masa del sujeto en suspensión.
- Nivel 3: Reducción del número de apoyos, produciendo más inestabilidad.
- Nivel 4: Realización del ejercicio sobre superficie inestable.
- Nivel 5: Realización del ejercicio sobre superficie inestable y reducción del número de apoyos.

| NIVEL DE DIFICULTAD | PUENTE DORSAL | PUENTE LATERAL | PUENTE FRONTAL | PARÁMETROS MECÁNICOS |
|---------------------|---------------|----------------|----------------|---------------------------|
| 1 | | | | BR corto |
| 2 | | | | aumenta BR y disminuye BS |
| 3 | | | | disminuye NA |
| 4 | | | | uso SI |
| 5 | | | | disminuye NA sobre SI |

Figura 1. Progresión del puente dorsal, lateral y frontal en función de los parámetros mecánicos: brazo de resistencia (BR), base de sustentación (BS), número de apoyos (NA) y superficie inestable (SI). Se empleó un BOSU™ (modelo Togu; 54x24 cm de diámetro) como superficie inestable para los niveles 4 y 5, además de un cajón de 40x50x30 cm para el segundo nivel del puente dorsal.

La progresión que se siguió para el perro de muestra o bird dog fue la siguiente (Figura 2):

- Nivel 1: Perro de muestra con doble apoyo de manos y sólo una pierna.
- Nivel 2: Perro de muestra con apoyo en una mano y una pierna (contrarios).
- Nivel 3: Perro de muestra con un solo apoyo de pierna y mano en bosu (contrarios).
- Nivel 4: Perro de muestra con doble apoyo de manos y un apoyo de pierna sobre bosu.
- Nivel 5: Perro de muestra con un solo apoyo de mano y pierna sobre bosu (contrarios).






| NIVEL DE DIFICULTAD | PERRO DE MUESTRA | PARÁMETROS MECÁNICOS |
|---------------------|---|---|
| 1 |  | amplia BS |
| 2 |  | disminuye BS, aumenta BR y disminuye NA |
| 3 |  | Nivel 2 + MM.SS. sobre SI |
| 4 |  | Nivel 1+ MM.II. sobre SI |
| 5 |  | Nivel 4 disminuyendo NA |

Figura 2. Progresión del perro de muestra en función de los parámetros mecánicos: brazo de resistencia (BR), base de sustentación (BS), número de apoyos (NA) y superficie inestable (SI). Se empleó un BOSU™ (modelo Togu; 54x24 cm de diámetro) como superficie inestable para los niveles 3, 4 y 5.

3.3 INSTRUMENTOS Y REGISTROS

Para analizar el grado de control durante la realización de las diferentes variaciones de los ejercicios de estabilización, se utilizaron 2 plataformas de fuerza Kistler modelo 9253B11 (Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland), sobre las que se colocaron los participantes. Dichas plataformas permitieron registrar las fuerzas de reacción contra el suelo y la oscilación del centro de presiones (CoP) en un sistema global de coordenadas de acuerdo con las especificaciones del fabricante.

Para analizar la participación muscular se registró la activación eléctrica de diversos músculos del tronco y la cadera, utilizando el equipo electromiográfico de superficie *Muscle Tester ME6000®* (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland). Este es un microordenador portátil de ocho canales con una conversión A/D de 8 canales (14 bit de resolución), un CMRR de 110 dB y un filtro de paso de banda de 8 a 500 Hz. La frecuencia de muestreo se programó a 1000 Hz. Las señales de EMG fue transferida a través de un cable óptico a un ordenador compatible en el que se controló a través del programa Megawin® 2.5 (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia).

Cada sujeto realizó una primera sesión de aprendizaje de las MVCs y de los ejercicios de estabilización y una segunda sesión de registro, con una separación de una semana entre ambas sesiones y una duración aproximada de 60 min cada una.

Se registró la señal electromiográfica de los siguientes músculos: recto del abdomen (RA), oblicuo externo (OE) e interno (OI), recto femoral (RF), glúteo mayor (GL) y erector espinal (ES) del lado dominante y el OI y OE del lado no dominante (Figura 3). Estos lugares de colocación de los electrodos fueron adaptados a cada participante en función de sus características anatómicas individuales. Con el objeto de facilitar el proceso de colocación de los electrodos se realizó el marcaje topográfico por palpación de diferentes puntos anatómicos con un lápiz dérmico (Delagi, Perotto, Lazzeti & Morrison, 1981). Las zonas de la piel elegidas para la colocación de los electrodos se rasuraron y limpiaron con alcohol para reducir la impedancia. Se colocó un par de electrodos de superficie Ag-AgCl (Arbo Infant Electrodes, Tyco Healthcare, Germany) en configuración bipolar, sobre el vientre muscular y en sentido longitudinal de las fibras de los músculos referidos. La separación entre electrodos (centro-centro) fue de 2 cm. Tras la colocación de los electrodos se solicitó al sujeto la ejecución de diversos movimientos para comprobar la correcta ubicación de los mismos y examinar la calidad de la señal EMG. Con el objeto de aislar y proteger los electrodos en aquellos sujetos con mayor transpiración, fue necesaria la colocación de cinta adhesiva sobre la parte no metálica del electrodo. Así mismo se colocó una malla elástica (ElastofixÒ S N°7) sobre el tronco para reducir el movimiento de los cables del electromiógrafo.

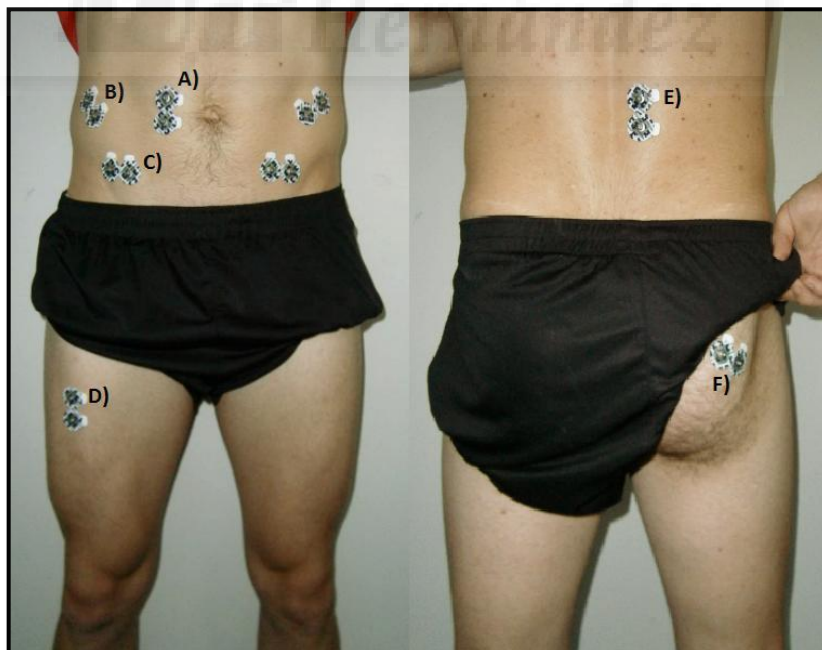


Figura 3. Colocación de electrodos para la musculatura referida. A) Recto Abdomen; B) Oblicuo Externo; C) Oblicuo Interno; D) Recto Femoral; E) Erector Espinal; F) Glúteo Mayor.

Tras la colocación de los electrodos los participantes realizaron un calentamiento específico de tronco en el siguiente orden: 1º) ejercicios de movilidad articular: anteversión-retroversión de la pelvis, circunducción de pelvis en ambos sentidos, “cat-camel” (McGill, 1998; Vera-García, Juan-Recio, López-Valenciano, García-Vaquero & Barbado, en prensa); 2º) ejercicios de acondicionamiento muscular: cross crunch (Monfort-Pañego, Vera-García, Sánchez-Zuriaga & Sarti-Martínez, 2009; Vera-García, Flores-Parodi, & Llana, 2008; Vera-García, Monfort, & Sarti, 2005), side crunch (Monfort-Pañego et al., 2009; Vera-García et al., 2008; Vera-García et al., 2005), extensión de cadera (elevación de piernas con el tronco apoyado sobre la camilla en decúbito prono) (Arab, Ghamkhar, Emami, & Nourbaksh, 2011; Lewis, & Sahrmann, 2009) y sentadilla.

Con el objeto de obtener un valor de referencia con el cual normalizar la EMG, se realizaron dos series de contracciones voluntarias isométricas máximas (MVCs) contra resistencia manual siguiendo el protocolo establecido por VeraGarcía, Moreside, & McGill (2010). Para los músculos RA, OE y OI, el participante realizó contracciones máximas de flexión del tronco, inclinación lateral a derecha e izquierda y rotación a derecha e izquierda, respectivamente. Para el ES se realizaron esfuerzos máximos de extensión del tronco y cadera en la posición de Biering-Sorensen (Biering-Sorensen, 1984). Para el RF se realizó una extensión máxima de rodilla en sedestación. Por último, para el GL se realizó una extensión máxima de cadera en decúbito prono. Cada contracción máxima fue mantenida durante 4-5 s. Se descansó 5 min entre las series para evitar la fatiga muscular.

Tras la realización de las MVCs se procedió al registro posturográfico y electromiográfico de los distintos ejercicios y variaciones planteados. En cada sesión los participantes realizaron dos series de cada una de las variaciones de los ejercicios analizados (Figuras 1 y 2), contrabalanceando el orden de los ejercicios y el orden de las variaciones de cada ejercicio según el nivel de dificultad (de forma ascendente o descendente). El periodo de recuperación entre las dos series fue de 1 min y entre los ejercicios de 30 s.

Para un correcto registro de cada uno de los ejercicios, estos fueron explicados y mostrados previamente por los evaluadores. Posteriormente, los participantes se colocaron sobre las plataformas y realizaron los diferentes ejercicios siguiendo las siguientes instrucciones de registro: i) mantener la posición neutra del raquis, ii) coactivar la musculatura del tronco, iii) evitar cualquier movimiento voluntario durante el registro. Uno de los investigadores verificaba y proporcionaba feedback al participante mediante inspección visual del cumplimiento de estos requisitos. Cuando se alcanzaba la posición correcta del ejercicio, se procedía al registro de la activación muscular y del desplazamiento del CoP durante 6 s. Todos los registros se realizaron en el laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

3.4 TRATAMIENTO DE DATOS

La señal del CoP de ambas plataformas fue capturada a través del software BioWare (versión 5.2.1.3., Kistler, Switzerland). El desplazamiento del CoP obtenido en cada plataforma fue unificado en uno solo de acuerdo al algoritmo propuesto por el proveedor del producto.

La señal obtenida de las plataformas de fuerza fue filtrada mediante con un filtro de paso bajo Butterworth de segundo orden con una frecuencia de corte de 5 Hz (Lin, Seol, Nussbaum, & Madigan, 2008). El primero y el último segundo de cada registro de cada ejercicio fue eliminado, ya que durante estos segundos la señal no es estacionaria (van Dieen, Koppes, & Twisk, 2010).

Para evaluar el control postural utilizando la plataforma de fuerza, debido a que la alineación corporal es aproximada respecto a los ejes de la plataforma se utilizó la variable distancia resultante del desplazamiento del CoP (Prieto et al., 1996), calculada como el vector magnitud promedio del desplazamiento del CoP en el eje anteroposterior y mediolateral respecto a su punto medio. El cálculo de dicha variable se realizó mediante un software creado "ad hoc" por nuestro grupo de investigación en entorno LabView 9.0. (National Instruments, Austin, TX).

Para evaluar el grado de activación muscular se calculó la amplitud electromiográfica media normalizada tras realizarse varios pasos previos. En primer lugar se realizó una revisión visual de los datos EMG para eliminar posibles artefactos. A continuación, la señal EMG fue rectificadas ("full wave rectified"), suavizada mediante el promedio de los datos cada 0.1 s (Software MegaWin 2.5@) y normalizada respecto a los valores EMG máximos obtenidos durante la realización de las MVCs. Se promedió la señal EMG normalizada de los 4 s centrales de cada uno de los músculos y tareas analizadas.

Debido a la gran cantidad de información obtenida de EMG, los datos obtenidos de cada grupo muscular fueron reducidos utilizando la técnica estadística "Análisis de Componentes Principales" (PCA) con el objeto de proporcionar información global del comportamiento neuromuscular.

El PCA es un algoritmo con base en la correlación entre variables, que utiliza un método estadístico que reduce la dimensionalidad, mediante la combinación lineal de sus variables originales. Este algoritmo calcula los componentes principales de una base de datos. Respecto al EMG, este análisis permite tanto la identificación de las características neuromusculares subyacentes como la reducción del número de variables a manejar simplificando los procedimientos estadísticos inferenciales (Butler et al., 2009).

En concreto, el PCA fue aplicado sobre el valor de activación media normalizada de cada uno de los 8 grupos musculares, extrayendo la varianza total de los datos para proporcionar una estimación de la importancia relativa de cada componente principal (PC). Para la realización de dicho análisis se construye previamente una matriz $X [n_p]$ con p variables ($p = 8$ grupos musculares) and n tareas.

El orden de los grupos musculares fue fijado para crear un único patrón (RA, OE, OI, ES, RF y GL). Para ayudar a la interpretación de cada patrón obtenido con el PCA, fue proporcionado un ejemplo de los patrones de activación correspondiente con el más alto y el más bajo valor de cada PC (Butler et al., 2009). Finalmente, cada PC valor fue utilizado para los subsiguientes análisis estadísticos.

3.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los estadísticos descriptivos (media y desviación estándar) fueron calculados para las siguientes variables: la amplitud normalizada de la señal electromiográfica y la distancia resultante del recorrido del CoP. Posteriormente, se verificó la distribución normal de todas las series de datos mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov ($p > .05$). Para analizar las diferencias entre las distintas variantes de cada ejercicio, se realizó un ANOVA de medidas repetidas para cada una de las variables entre ejercicios (4) y niveles de ejercicio (5). Para las comparaciones múltiples “post-hoc” se utilizó el ajuste de Bonferroni con la corrección de Lilliefors.

Para analizar las relaciones entre las variables posturográficas y electromiográficas se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson. Los valores de correlación fueron categorizados como se detalla a continuación: muy alto (0.90 – 1.00), alto (0.70 – 0.89), moderado (0.50 – 0.69), bajo (0.30 – 0.49) y sin correlación (< 0.30) (Hinkle, Wiersma, & Jurs, 2003).

Los análisis estadísticos se realizaron con el programa SPSS package (versión 22, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) y la hipótesis nula fue rechazada al nivel de significación del 95% ($p \leq 0.05$).

4. BIBLIOGRAFÍA

Behm, D. G., Leonard, A. M., Young, W. B., Bonsey, W. A. C., & MacKinnon, S. N. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 193-201.

Bjerkefors, A., Ekblom, M. M., Josefsson, K., & Thorstensson, A. (2010). Deep and superficial abdominal muscle activation during trunk stabilization exercises with and without instruction to hollow. *Manual Therapy*, 15(5), 502-507. doi: 10.1016/j.math.2010.05.006

Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Medicine*, 38(11), 893-916. doi: 10.2165/00007256-200838110-00002

Butler, H.L., Hubley-Kozey, C.L., & Kozey, J.W. (2009). Electromyographic assessment of trunk muscle activation amplitudes during a simulated lifting task using pattern recognition techniques. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), e505-512.

Cholewicki, J., Silfies, S.P., Shah, R.A., Greene, H.S., Reeves, N.P., Alvi, K., & Goldberg, B. (2005). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*, 30(23), 2614-2620.

Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 37(12), 754-762.

Escamilla, R.F., Lewis, C., Bell, D., Bramblet, G., Daffron, J., Lambert, S., Pecson, A., Imamura, R., Paulos, L., & Andrews, J.R. (2010). Core muscle activation during swiss ball and traditional abdominal exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 40(5), 265-276.

García-Vaquero, M. P., Moreside, J. M., Brontons-Gil, E., Peco-González, N., & VeraGarcia, F. J. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 398-406.

Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Medicine*, 38(12), 995-1008. doi: 10.2165/00007256-200838120-00004

Jeffreys, I. (2002). Developing a Progressive Core Stability Program. *Strength and Conditioning Journal*, 24(5), 65-66.

Juan-Recio, C., Barbado, D., Lopez-Valenciano, A., López-Plaza, D., Montero-Carretero, C., & Vera-Garcia, F.J. (2013). Condición muscular y estabilidad del tronco en judocas de nivel nacional e internacional. *Revista de Artes Marciales Asiáticas*, 8(2), 451-465.

López-Valenciano, A., Biviá-Roig, G., Lisón, J.F., & Vera-Garcia, F.J. (2013). Electromyographic study of trunk flexion exercises on inclined board. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 13(52), 657-671.

McGill, S. M. (2002). Low back disorders. *Evidence-based prevention and rehabilitation*. Champaign, Illinois, USA: Human Kinetics.

McGill, S. M., Cannon, J., & Andersen, J. T. (2014). Muscle activity and spine load during pulling exercises: Influence of stable and labile contact surfaces and technique coaching. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 652-665.

McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of electromyography and kinesiology*, 13(4), 353-359.

McGill, S. M., & Karpowicz, A. (2009). Exercises for spine stabilization: motion/motor patterns, stability progressions, and clinical technique. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 90(1), 118-126.

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198.

Sanchez-Zuriaga, D., Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2009). Trunk muscle activation patterns and spine kinematics when using an oscillating blade: influence of different postures and blade orientations. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 90(6), 1055-1060. doi: 10.1016/j.apmr.2008.12.015

Tse, M.A., McManus, A.M., & Masters, S.W. (2005). Development and validation of a core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 547-552.

Van der Burg, J.C., Van Wegen, E.E., Rietberg, M.B., Kwakkel, G., & Van Dieen, J.H. (2006). Postural control of the trunk during unstable sitting in Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders*, 12(8), 492-498.

Van Dieen, J.H., Koppes, L.L., & Twisk, J.W. (2010). Postural sway parameters in seated balancing; their reliability and relationship with balancing performance. *Gait Posture*, 31(1), 42-46.

Vera-Garcia, F.J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J.L.L. (2015). Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(2), 79-85.

Vera-Garcia, F.J., Barbado, M., & Moya, M. (2014). Trunk stabilization exercises for healthy individuals. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, 16(2), 200-211.

Vera-Garcia, F., Barbado, D., Flores-Parodi, B., Alonso-Roque, J., & Elvira, J. (2014). Activación de los músculos del tronco en ejercicios de estabilización raquídea trunk muscle activation in spine stabilization exercises. *Revista Brasileira de cineantropometría & desempenho humano*, 16(2),200-211. DOI: <http://dx.doi.org/10.5007/1980-0037.2014v16n2p200>

Willigenburg, N.W., Kingma, I., & Van Dieen, J.H. (2013). Center of pressure trajectories, trunk kinematics and trunk muscle activation during unstable sitting in low back pain patients. *Gait & Posture*, 38(4), 625-630.

Zazulak, B., Cholewicki, J., & Reeves, N. P. (2008). Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16(9), 497-505.

