



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

Biblioteca
UNIVERSITAS Miguel Hernández

TRABAJO FIN DE MÁSTER

Análisis de la validez del Side Bridge Test para valorar la resistencia de la musculatura inclinadora del tronco a través de electromiografía de superficie

Máster Universitario en Rendimiento Deportivo y Salud
Curso 2018-2019

Sergio López Soler

Tutores académicos: Francisco David Barbado Murillo y Francisco José Vera García
Cotutor: Casto Juan Recio

Resumen:

La resistencia de la musculatura del tronco tiene gran relevancia para la prevención de lesiones y el rendimiento deportivo. Por ello, los profesionales del ejercicio necesitan de herramientas válidas y fiables para evaluar dicha cualidad. En este sentido, los test de laboratorio son los que mayor fiabilidad presentan, aunque tienen el inconveniente de depender de un equipamiento de un coste económico elevado. Así, los test de campo se presentan como la alternativa ideal por su sencillez, accesibilidad y bajo coste. Sin embargo, algunos de los test de campo más utilizados tienen problemas de validez y/o fiabilidad. En este sentido, el *Side Bridge Test* (SBT), que es el test de campo más utilizado para medir la resistencia de los inclinadores del tronco, tiene una buena fiabilidad relativa, aunque su fiabilidad absoluta ha sido cuestionada. Además, teniendo en cuenta la posición de los participantes durante la ejecución del test (en decúbito lateral con apoyo en un antebrazo y los pies), la musculatura del hombro y/o del miembro inferior podrían tener un papel relevante en el rendimiento en la prueba, lo que pone en duda su validez como test para evaluar la musculatura inclinadora del tronco. Por todo ello, se desarrolló un estudio electromiográfico con objeto de analizar la validez del SBT como test de resistencia de la musculatura inclinadora del tronco, registrando la electromiografía de superficie de los grupos musculares que podrían tener un papel más relevante en el mantenimiento de la posición durante la prueba. Además, se realizaron varias pruebas de fuerza mediante dinamometría manual para evaluar la fuerza de la musculatura inclinadora del tronco, el hombro y la cadera con el objetivo de comprobar su posible relación con el rendimiento en el test. Por último, se desarrolló un test alternativo con el que se pretendía reducir la participación de los músculos del hombro y el miembro inferior. Por tanto, la información derivada del presente estudio permitirá conocer la validez de uno de los test más utilizados para evaluar la resistencia de la musculatura del tronco, comprobar si los niveles de fuerza de la musculatura analizada están relacionados con el rendimiento en la prueba y disponer de un test alternativo que podría aislar en mayor medida la activación de la musculatura inclinadora del tronco. En el estudio participaron 10 mujeres físicamente activas que realizaron las distintas pruebas en 3 sesiones diferentes. Para determinar la validez del SBT se calculó la fatiga muscular mediante el cálculo del descenso de la frecuencia media de cada uno de los músculos analizados y se comparó dicho descenso entre los músculos para identificar aquellos músculos que se fatigaron más durante la prueba.

Además, se analizó la relación entre el descenso de la frecuencia media de cada uno de los músculos y el rendimiento obtenido en el test. Asimismo, se realizó un análisis correlacional para comprobar si existía relación entre las variables dinamométricas obtenidas y el rendimiento en el test.

Palabras clave:

Test de campo, condición física, core, fatiga muscular, dinamometría.



Abstract:

The trunk muscle endurance is highly relevant to injury prevention and sports performance. Therefore, physical therapists need valid and reliable tools to evaluate said quality. In this sense, laboratory tests offer the greatest reliability, even though they come with the inconvenience of depending on costly equipment. So, field tests are an ideal alternative for their simplicity, accessibility and low cost. However, some of the most used field tests have validity and/or reliability problems. For example, the Side Bridge Test (SBT), which is the most used field test to measure endurance of the lateral trunk flexor muscles, has good relative reliability, although its absolute reliability has been questioned. Moreover, taking into consideration the participants' position during the test (in lateral decubitus position supported on one forearm and feet), shoulder musculature and/or lower body could play an important role in the test performance, thus questioning its validity as a test to evaluate the lateral trunk flexor muscles. For all of this, an electromyographic study was developed with the purpose of analyzing the validity of the SBT as an endurance test of the lateral trunk bending muscles, recording the surface electromyography of the muscle groups that could play a more important role in maintaining the position during the test. Furthermore, various strength tests were conducted using a hand-held dynamometry in order to evaluate the lateral trunk flexor muscles, shoulder and hip strength with the purpose of proving its possible link to the performance of the test. Finally, an alternative test was developed with the intention to reduce the participation of shoulder and lower body muscles. Thus, the information obtained from this study will allow us to know the validity of one the most used tests to evaluate the endurance of the trunk musculature, to verify if the strength levels of the analyzed musculature are linked with the test performance and to have an alternative test that could better isolate the activation of the lateral trunk flexor musculature. 10 physically active women participated in the study doing different tests in 3 different sessions. In order to establish the validity of SBT we calculated muscle fatigue by calculating the decline of the median frequency of each one of the analyzed muscles and we compared this decline among the muscles to identify those muscles that were more fatigued during the test. Moreover, we analyzed the link between the decline of the medium frequency of each muscle and the performance obtained in the test. In addition, we performed a correlation analysis to determine if there was a link between the dynamometric variables obtained and the performance in the test.

Keywords:

Field test, physical fitness, core, muscular fatigue, dynamometry.



Introducción

La resistencia muscular es definida como la habilidad de producir trabajo a lo largo del tiempo o la habilidad de sostener un esfuerzo (Ito et al., 1996). La resistencia de la musculatura del tronco ha sido considerada como uno de los factores clave para mantener una buena salud de la columna vertebral (Biering Sorensen, 1984; Luoto, Heliövaara, Hurri, & Alaranta, 1995; Moffroid, 1997; McGill, Childs, & Liebenson, 1999). Asimismo, parece que la resistencia de los músculos del tronco es un factor determinante para la mejora del rendimiento en el deporte, puesto que la fatiga de esta musculatura conlleva una pérdida de control neuromuscular y una disminución de la estabilidad del raquis (Granata & Gottipati, 2008; Van Dieën, Luger, & Van Der Eb, 2012).

En la literatura se han descrito numerosos test de laboratorio (García-Vaquero, Barbado, Juan-Recio, López-Valenciano, & Vera-García, 2016; Mayer, Gatchel, Betancur, & Bovasso, 1995) y de campo (Juan-Recio, Barbado-Murillo, López-Valenciano, & Vera-García, 2014; McGill et al., 1999) para evaluar la resistencia de la musculatura del tronco. Con el objetivo de facilitar la evaluación de los deportistas por parte de los entrenadores, los test de campo se muestran como alternativas sencillas a la dinamometría isocinética, ya que requieren de poco equipamiento y tienen un coste muy bajo (Evans, Refshauge, & Adams, 2007; Ito et al., 1996). Entre los test de campo más utilizados para evaluar la resistencia de la musculatura inclinadora, extensora y flexora del tronco podemos encontrar test isométricos como el *Side Bridge Test* (SBT), el *Biering-Sorensen Test* (BST) y el *Prone Bridge Test* (PBT) (McGill et al., 1999; Schellenberg, Lang, Chan, & Burnham, 2007), respectivamente. Estos test consisten en mantener una determinada postura contra gravedad el mayor tiempo posible, lo que permite evaluar de manera sencilla el nivel de rendimiento de los participantes. Sin embargo, la validez y la fiabilidad de algunos test de campo ha sido cuestionada. Por ejemplo, varios autores han sugerido que la validez y la fiabilidad de varios test de resistencia de la musculatura extensora del tronco no está bien establecida (Essendrop, Maul, Thomas, Riihimaki, & Schibye, 2002; Moreau, Green, Johnson, & Moreau, 2001). A su vez, en el caso del SBT, pese a que su fiabilidad relativa es buena con un índice de correlación intraclase (ICC) mayor de 0,80 (Juan-Recio et al. 2014), se ha cuestionado su fiabilidad absoluta, sugiriendo que son necesarios cambios muy

sustanciales en el rendimiento en el test para considerar que un sujeto ha mejorado realmente tras una intervención (Evans et al., 2007; Juan-Recio et al., 2014).

En concreto, el SBT es una prueba ampliamente utilizada para evaluar la resistencia de la musculatura inclinadora del tronco, donde el participante se coloca en decúbito lateral, con apoyo en un antebrazo y los pies, y debe mantener el cuerpo alineado contra gravedad el mayor tiempo posible. Teniendo en cuenta la posición del participante durante el SBT, es probable que la musculatura abductora de cadera juegue un papel importante en el rendimiento en la prueba, aspecto que se podría considerar como un inconveniente si lo que se pretende es evaluar la resistencia de la musculatura inclinadora del tronco de forma aislada. En este sentido, en un estudio electromiográfico realizado por Ekstrom, Donatelli, & Carp (2007), los autores encontraron que durante el ejercicio de *side bridge* (donde los participantes mantienen la misma posición que en el SBT) el glúteo medio mostró la mayor activación muscular entre nueve ejercicios distintos empleados para el fortalecimiento del tronco, la cadera y el muslo, sugiriendo que este ejercicio podría utilizarse para el fortalecimiento del glúteo medio. Asimismo, Macadam, Cronin, & Contreras (2015) y Boren et al. (2011) señalaron que el ejercicio de *side bridge* con abducción de cadera fue el ejercicio que mayor activación muscular del glúteo medio requirió comparándolo con varios ejercicios de rehabilitación. Por otro lado, durante la realización del SBT en estudios previos dentro de esta línea de investigación del Laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche (UMH), muchos sujetos nos han indicado como causa de finalización del test la fatiga en el hombro en vez de la fatiga de los inclinadores. Esta cuestión nos hace sospechar que en algunas personas la participación de la musculatura del hombro durante el test podría ser decisiva para el rendimiento en la prueba. En esta línea, Hazar, Ulug, & Yuksel (2014) encontraron una correlación positiva fuerte ($r=0.874$) entre un test de valoración de la función del hombro y el rendimiento en el SBT. Además, en un test de similares características como el PBT, Durall, Greene, & Kernozek (2012) sugirieron que la debilidad o el dolor de la musculatura del hombro o de la musculatura interescapular podría causar la finalización del test antes de llegar a la fatiga de los músculos flexores del tronco. Asimismo, McGill, Belore, Crosby, & Russell (2010) hipotetizaron que, debido a la posición del PBT (que supone un reto importante para el hombro), los hombres podrían tener una ventaja sobre las mujeres en el test e incluso que podría haber una relación

entre tener dolor de hombro y obtener un menor rendimiento en el test. Sin embargo, no encontraron diferencias significativas entre sujetos con y sin dolor, aunque los que tenían dolor tuvieron un menor rendimiento en el test. Por todo ello y dado que, a diferencia del PBT, en el SBT buena parte del peso corporal se transmite hacia el suelo a través de un solo hombro (el del lado del brazo de apoyo), nuestra hipótesis inicial es que el rendimiento en el SBT podría estar limitado por una falta de fuerza de la musculatura del hombro o incluso de la musculatura abductora de cadera.

Con la finalidad de analizar la validez de los test de resistencia de la musculatura del tronco, tradicionalmente se ha optado por analizar los test mediante electromiografía de superficie (Coorevits, Danneels, Cambier, Ramon, & Vanderstraeten, 2008; De Blaiser et al., 2018). Mediante el análisis de la señal electromiográfica (EMG) a través del estudio de la caída de la frecuencia de activación de cada músculo, es posible extraer conclusiones acerca de qué músculo es el que se fatiga en mayor medida durante la prueba, ya que el descenso en la frecuencia de la señal EMG es un signo de fatiga muscular (Calcavanti & Viera, 2011; Koumantakis, Arnall, Cooper, & Oldham, 2001).

En la literatura existen numerosos estudios que analizan la participación de la musculatura del tronco mediante electromiografía de superficie durante el ejercicio de *side bridge* (Juker, McGill, Kropf, & Steffen, 1998; McGill, 1998; McGill, Juker, & Kropf, 1996). Sin embargo, según nuestros conocimientos, no existen estudios electromiográficos que analicen la activación de la musculatura del hombro y la cadera durante la ejecución del SBT.

Por lo tanto, el objetivo principal de este estudio electromiográfico y dinamométrico fue analizar la validez del SBT como test de inclinadores del tronco de dos formas diferentes: i) mediante el análisis de la frecuencia de la señal EMG de los principales grupos musculares que diversos autores han sugerido que pueden tener un papel notable en el rendimiento en la prueba, incluyendo músculos del tronco, la cintura escapular y la cadera; ii) comprobando si la fuerza de la musculatura del hombro o de la cadera (evaluadas con dinamometría manual) están relacionadas con el rendimiento en el SBT. Asimismo, se propuso una modificación del SBT para minimizar la participación de la musculatura del hombro y la cadera durante la evaluación de la resistencia de los inclinadores de tronco.

Método

Participantes

Un total de 9 mujeres jóvenes (tabla 1), sanas y físicamente activas (1-2 h de actividad física moderada, 2-3 veces por semana), participaron de forma voluntaria en el estudio. Inicialmente contábamos con 10 participantes, de las cuales finalmente se incluyeron 9 debido a un problema en el registro electromiográfico de una de ellas. Los criterios de inclusión para formar parte del estudio fueron: ser mujer, no participar en el momento del estudio en programas de acondicionamiento de la musculatura del tronco, no tener problemas médicos conocidos y no haber tenido episodios de dolor de espalda en los 6 meses previos a la investigación.

Antes de iniciar la investigación, todos los participantes firmaron un consentimiento informado aprobado por el Comité de Ética de la UMH.

Variables descriptivas	Media±Desviación típica
Edad (años)	24,44±2,79
Masa (kg)	62,21±10,62
Altura (cm)	163,94±6,49
Altura sentado (cm)	87,90±2,07
Altura del tronco (cm)	46,98±2,31
Diámetro biacromial (cm)	35,51±1,60
Diámetro bileocrestal (cm)	27,27±1,59

Tabla 1 – Datos de los participantes

Procedimiento

El registro de las distintas pruebas fue realizado en el laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la UMH. Cada participante completó tres sesiones de registro por semana durante dos semanas (6 sesiones en total). Las sesiones se realizaron en días alternos con una separación de 48 h entre ellas y con una duración aproximada de 1 h cada una de ellas. Antes de cada sesión de registro, los participantes realizaron un calentamiento en el que participaron los principales grupos musculares que intervienen en las pruebas. En él, los participantes realizaron 10 repeticiones de circunducción de la pelvis (5 en cada sentido), 10 repeticiones de anteversión y retroversión de la pelvis, 10 repeticiones del

ejercicio *cat-camel*, 10 flexiones y 10 extensiones del tronco en camilla, 10 repeticiones del ejercicio *clam shell*, 15 s de plancha frontal, 15 s de plancha lateral (ambos lados) y 15 s de puente lumbar.

Siguiendo un calendario de registro, las participantes ejecutaron las diferentes pruebas siguiendo el diseño de la figura 1:

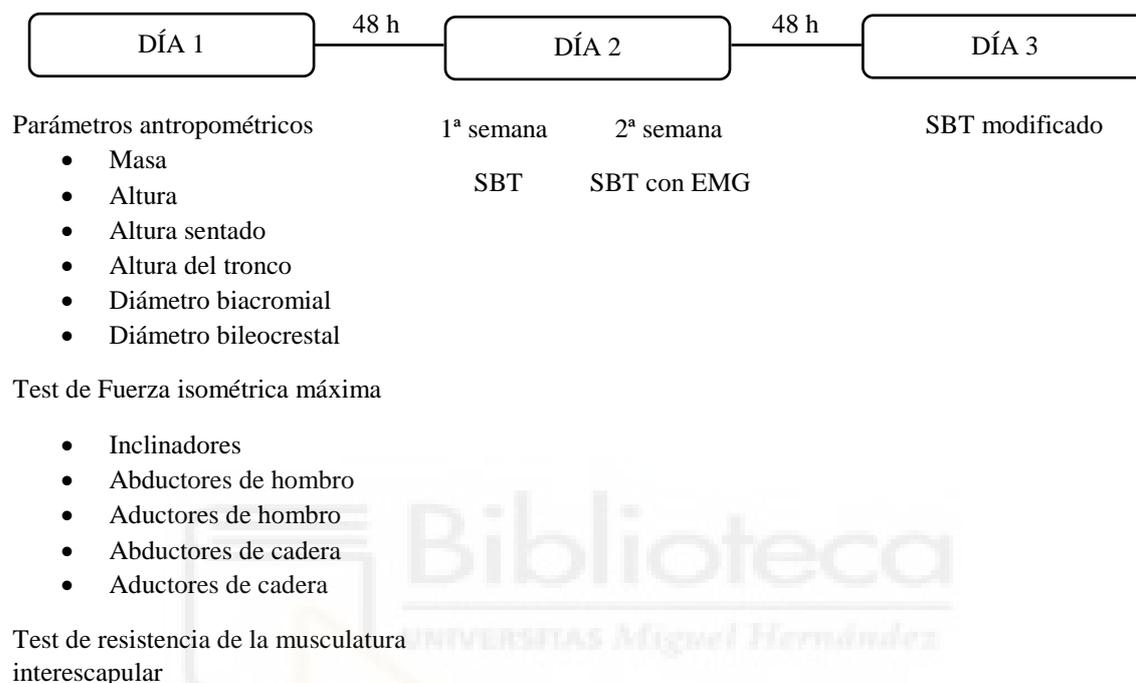


Figura 1 – Esquema de las sesiones de registro

El primer día los participantes rellenaron un cuestionario sobre sus antecedentes médicos y deportivos con el objetivo de evaluar su estado de salud y su participación en programas de actividad físico-deportiva. Posteriormente, se realizaron las medidas antropométricas y a continuación todos los test de fuerza de los distintos grupos musculares analizados.

El segundo día, los sujetos realizaron el SBT, sirviendo la primera semana de familiarización para la segunda semana, en la cual se realizó el test con el análisis electromiográfico.

El tercer día, los participantes realizaron el SBT modificado.

Parámetros antropométricos

Se realizaron varias medidas antropométricas a los participantes para analizar su posible influencia en los resultados del SBT y el SBT modificado. Éstos parámetros antropométricos fueron la masa (Báscula digital Tanita BC-601 LTD; Netherlands), la

altura, la altura sentado (definida como la distancia entre el vértex y la superficie del asiento donde se sienta el sujeto), la altura del tronco (distancia entre el acromion y el trocánter del fémur), el diámetro biacromial (anchura de la parte inferior del tronco, definida como la distancia entre los puntos acromiales derecho e izquierdo) y el diámetro bileocrestal (anchura de la parte inferior del tronco, definida como la distancia entre la espina ilíaca anterosuperior derecha e izquierda). Para la medición de dichas variables se utilizaron los protocolos descritos por Cabañas & Esparza (2009).

Pruebas de fuerza isométrica máxima

Se realizaron un total de 5 pruebas para evaluar la fuerza isométrica máxima de los inclinadores laterales del tronco, los abductores y aductores de hombro y los abductores y aductores de cadera, con el objetivo de comprobar mediante un análisis posterior si estas medidas tenían una influencia en los resultados del SBT y el SBT modificado. Estas pruebas se evaluaron mediante el uso de un dinamómetro manual Lafayette Manual Muscle Testing System (Lafayette instrument company, Lafayette, Indiana, USA). Previo al registro de los datos, se les explicó en qué consistía cada prueba y a continuación se les pidió realizar una contracción isométrica submáxima de familiarización para asegurar que los participantes habían entendido la acción a realizar (Doria Pires & Rezende Camargo, 2018). A continuación, se realizaron 3 contracciones isométricas máximas de 5 s de duración (con 30 s de descanso entre repeticiones) para cada una de las pruebas a modo de circuito, con el siguiente orden: inclinación lateral del tronco, abducción de hombro, aducción de hombro, abducción de cadera y aducción de cadera. Los participantes fueron animados verbalmente de manera estandarizada a presionar lo más fuerte posible contra el dinamómetro. Para cada sesión y prueba se tomó el valor medio de los 2 valores más próximos para el posterior análisis estadístico de los datos. Posteriormente, para el análisis estadístico, se tomó el valor promedio de las dos sesiones.

Prueba de inclinadores laterales del tronco:

Para evaluar la fuerza isométrica máxima de los inclinadores del tronco, nos basamos en la prueba que propusieron Vera-Garcia, Moreside, & McGill (2010) para conseguir la contracción voluntaria máxima (CVM) de la musculatura inclinadora del tronco. De éste modo, los sujetos participantes se colocaron tumbados en decúbito lateral a lo largo de la camilla, con el lado dominante arriba, los pies colocados uno encima del otro y los brazos cruzados y apoyados en el hombro opuesto. Para mayor

comodidad, se les colocó una toalla entre las rodillas. Con objeto de fijar a los participantes, 3 cinchas inextensibles fueron colocadas a nivel de tobillo, cadera y una última a nivel del hombro que se ajustaba de manera que se pudiera colocar el dinamómetro manual entre la cincha y la parte lateral del hombro. En la posición inicial hombros, caderas y tobillos estaban alineados y desde esa posición se les pedía que realizaran una inclinación lateral del tronco ejerciendo la máxima fuerza posible contra el dinamómetro (figura 2).



Figura 2 – Prueba de fuerza de inclinadores laterales del tronco

Pruebas de abducción y aducción de hombro:

Con el fin de evaluar la fuerza isométrica máxima de abducción de hombro, los participantes se disponían en sedestación con el hombro a 90° de abducción y el codo a 90° de flexión, con el antebrazo en pronación. Una vez en dicha posición, se les colocó el dinamómetro a unos 2 dedos del epicóndilo lateral del codo y se les pidió que realizaran una abducción de hombro (figura 3), ejerciendo la máxima fuerza posible contra el dinamómetro manual (Douma, Soer, Krijnen, Reneman, & van der Schans, 2014; West, Scarborough, McInnis, & Oh, 2019). La fuerza isométrica máxima de aducción de hombro se midió con los participantes en la misma posición que la anterior, pero esta vez con el dinamómetro colocado a unos 2 dedos del epicóndilo medial del codo. En esta prueba, el investigador colocó una pierna encima de la camilla de manera que apoyaba su codo en la rodilla para ejercer de tope, quedando el dinamómetro entre su mano y el epicóndilo medial de los participantes. Una vez en dicha posición, se les pedía que realizaran la máxima fuerza posible contra el dinamómetro mediante una aducción de hombro (figura 4).



Figura 3 – Prueba de abducción de hombro Figura 4 – Prueba de aducción de hombro

Pruebas de abducción y aducción de cadera:

La fuerza isométrica máxima de abducción y aducción de cadera se midió basándonos en el protocolo propuesto por Thorborg, Petersen, Magnusson, & Hölmich (2010), donde los sujetos se colocaban tumbados en una camilla en decúbito supino con la cadera en posición neutra (0° de abducción y 0° de flexión) con la posibilidad de agarrarse al borde de la camilla con los brazos estirados. A diferencia del protocolo de Thorborg et al. (2010) y con el objetivo de maximizar la fiabilidad de la prueba, el evaluador se ayudó de la pared para fijar el dinamómetro, apoyando su codo de manera que el dinamómetro quedara entre su mano y la pierna del ejecutante. Una vez en dicha posición, se les pedía que elevaran ligeramente la pierna, previo al inicio de la contracción con el objetivo de evitar el rozamiento de la pierna con la camilla, y tras ello comenzaban la contracción máxima hacia abducción (figura 5) o aducción de cadera (figura 6).



Figura 5 – Abducción de cadera

Figura 6 – Aducción de cadera

Resistencia de la musculatura interescapular

Mediante el uso de un dinamómetro digital GRAM CR-30S (GRAM PRECISION SL, Hospitalet de Llobregat, Barcelona, Spain), se midió la resistencia de la musculatura interescapular. El procedimiento fue el siguiente: Los participantes se

colocaban en bipedestación, con los hombros y codos a 90° de flexión. Se ajustaba a la misma anchura que sus hombros una varilla metálica ajustable y, sujetando el dinamómetro digital por los extremos, se les pedía que hicieran una rotación externa del hombro hasta que el dinamómetro marcara 1,4 kg de fuerza de tracción (figura 7). Una vez el dinamómetro alcanzaba los 1,4 kg, comenzaba a contabilizarse el tiempo hasta el agotamiento. El test finalizaba cuando los participantes no podían mantener la fuerza de tracción preestablecida, se les caía la varilla o no podían mantener los 90° de flexión del hombro (Edmondston et al., 2008; Hazar Kanik et al., 2017).

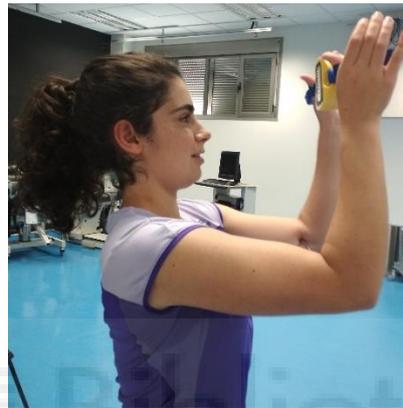


Figura 7 – Test de resistencia de los músculos interescapulares

Registro electromiográfico del SBT

Con el objetivo de analizar la participación muscular durante el SBT, se registró la actividad eléctrica de los siguientes músculos en el lado dominante de los participantes: deltoides porción media (DE), dorsal ancho (DA), oblicuo externo (OE), recto del abdomen (RA), oblicuo interno (OI), erector espinal (ES), glúteo medio (GM) y recto anterior del cuádriceps (RC). Para ello, se utilizó el electromiógrafo *Muscle Tester ME6000*® (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland), que dispone de 8 canales con una conversión A/D de 14 bit, un CMRR de 110 dB y un filtro de paso de banda de 8-500 Hz. La frecuencia de muestreo se programó a 1000 Hz. Asimismo, la señal EMG fue transferida a través de un cable óptico a un ordenador compatible donde fue monitorizada con ayuda del programa informático *Megawin 2.5*® (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland) y almacenada para su posterior análisis.

Colocación de los electrodos

Con objeto de facilitar el proceso de colocación de los electrodos, se realizó el marcaje topográfico por palpación de diferentes puntos anatómicos. A continuación, se procedió a rasurar y limpiar con alcohol las zonas de colocación de los electrodos para

obtener un buen contacto entre el electrodo y la piel. Tras dejar secar la piel, se colocaron 2 electrodos de superficie Ag-AgCl (Arbo Infant Electrodes, Tyco Healthcare, Germany) en configuración bipolar sobre el vientre muscular, de manera que quedaban orientados en paralelo a las fibras musculares y con una distancia entre electrodos de 25 mm. Asimismo, se fijaron los electrodos con *tape* sobre la parte no metálica de los mismos para asegurarnos de que estaban bien fijados a la piel y se colocó una malla de quemados en el tronco para proteger y minimizar el movimiento de los electrodos y el cableado durante la ejecución de los diversos movimientos del protocolo. El electrodo de referencia se dispuso en un punto eléctrico “neutro” distinto para cada uno de los músculos. Por último, se comprobó la correcta colocación de los mismos mediante la ejecución de diversos movimientos relacionados con cada músculo individual y con la ayuda del programa informático anteriormente mencionado (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000).

Las distintas localizaciones de los electrodos fueron las siguientes: RA, a 3 cm hacia el lateral del ombligo (García-Vaquero, Moreside, Brontons-Gil, Peco-González, & Vera-Garcia, 2012); OE, en la intersección de la línea que une la espina ilíaca anterosuperior y el ángulo costal con la línea que va desde el centro del ombligo en paralelo al suelo; OI, sobre el centro geométrico del triángulo formado por el ligamento inguinal, el borde externo de la vaina del recto del abdomen y la línea imaginaria que une la espina ilíaca anterosuperior y el ombligo (Urquhart, Barker, Hodges, Story, & Briggs, 2005); RC, al 50% de la distancia de la línea que une la espina ilíaca anterosuperior con la parte superior de la rótula (Hermens et al., 2000); GM, al 50% de la distancia de la línea que une la cresta ilíaca con el trocánter del fémur (Hermens et al., 2000); DE, en la mayor protuberancia sobre la línea que va desde el acromion al epicóndilo lateral del codo (Hermens et al., 2000); DA, 4 cm por debajo de la punta inferior de la escápula sobre el vientre muscular (Lee et al., 2016; Park & Yoo, 2014); ES, 3 cm a la derecha/izquierda de la apófisis espinosa de L3 (García-Vaquero et al., 2012).

Contracciones voluntarias máximas (CVM):

Con el objetivo de normalizar la señal EMG de cada uno de los músculos implicados se realizaron un total de 10 CVM. Se realizaron 2 repeticiones de cada CVM de manera progresiva con una duración de 5 s y un tiempo de recuperación de 30 s entre

ellas. Durante la realización de las distintas CVM, el investigador animó al sujeto mediante instrucciones verbales. El orden fue el siguiente:

1) Para encontrar la máxima contracción voluntaria de los músculos RA, OE y OI, nos basamos en el protocolo establecido por Vera-Garcia et al. (2010). Los participantes realizaron contracciones máximas de flexión de tronco, rotación hacia el lado dominante, rotación hacia el lado no dominante e inclinación hacia el lado dominante respectivamente a modo de circuito.

2) Con el fin de encontrar la CVM del DE, los participantes se tumbaron en decúbito supino con su lado dominante al borde de la camilla, con el hombro a 90° de abducción y el codo a 90° de flexión. El investigador les fijó del codo y de la muñeca ejerciendo resistencia mientras los participantes trataba de abducir el hombro.

3) Para buscar la CVM del DA, se realizaron 2 pruebas:

a. En la primera de ellas, los sujetos se colocaron en decúbito prono con su lado dominante al borde de la camilla, posicionando el hombro a 90° de abducción y en rotación externa y con el codo a 90° de flexión. El investigador se colocó de manera que su cadera frenara el movimiento de los participantes y agarró la camilla de manera que los participantes no se deslizaran mientras estos trataban de hacer el movimiento de una dominada.

b. En la segunda, los sujetos se colocaron boca abajo con su lado dominante al borde de la camilla, posicionado con el hombro a 90° de abducción y en posición neutra y con el codo flexionado 90°. Una vez en dicha posición, los sujetos simulaban la acción de un remo empujando en dirección vertical mientras el investigador ejercía una resistencia manual en sentido contrario. Otro colaborador fijaba el tronco del sujeto para evitar movimientos indeseados.

4) Con objeto de encontrar la CVM del ES, se realizó el protocolo propuesto por Vera-Garcia et al. (2010). Los participantes se disponían tumbados en decúbito prono con las crestas ilíacas al borde de la camilla siguiendo la posición del *Biering-Sorensen test*. Una vez en la posición, trataban de extender el tronco en el plano sagital y retraer las escápulas mientras el investigador aplicaba resistencia en sentido contrario.

5) Con el fin de conseguir la CVM del RC, los participantes se colocaban en sedestación sobre la camilla con la rodilla a 90° de flexión y con una cincha justo por encima del nivel del tobillo y trataban de extender la rodilla (Douma et al., 2014; Konrad, Schmitz, & Denner, 2001; Mathur, Eng, & MacIntyre, 2005). Asimismo, se les permitió agarrarse a la camilla con las manos.

6) Para obtener la CVM del GM, nos basamos en el procedimiento descrito por Thorborg et al., (2010) del mismo modo que en la prueba de fuerza de abducción de cadera descrita anteriormente.

Side Bridge Test

Tras la realización de todas las CVM y un periodo de recuperación de 3 min, se procedió al registro de la activación muscular durante el SBT. Se siguió el protocolo marcado por McGill, Childs, & Liebenson (1999). Los participantes se colocaban en decúbito lateral con las piernas extendidas de manera que su lado dominante quedara debajo. El pie de la pierna del lado no dominante se disponía enfrente del del pie de la pierna del lado dominante, y el codo se disponía justo debajo del hombro, mientras la mano del brazo no dominante se cruzaba sobre el hombro del lado contrario sin tocar los electrodos del hombro. Una vez colocadas en la posición descrita, las participantes elevaban la pelvis hasta formar una línea entre hombro, cadera y pies, soportando su peso apoyadas únicamente sobre el antebrazo del lado dominante y sus pies (figura 9) (Juan-Recio et al., 2014; McGill et al., 2010). La prueba consistió en mantener la posición referida el mayor tiempo posible, hasta el agotamiento (Juan-Recio et al., 2014), mientras se les proporcionaba *feedback* verbal sobre la posición y se les animaba enérgicamente de manera estandarizada.



Figura 8 – Side Bridge Test

Side Bridge Test modificado

Con el objetivo de eliminar la contribución del hombro y reducir la influencia de la musculatura abductora de la cadera sobre el rendimiento del SBT, se diseñó el SBT modificado. Dicha prueba fue diseñada basándonos en dos ideas principales. En primer lugar, en un estudio electromiográfico llevado a cabo por Konrad et al. (2001) se demostró que el ejercicio de flexión lateral de tronco en decúbito lateral requirió de una gran activación de los inclinadores del tronco (OE: 97,7% de la CVM) sin participación alguna de la musculatura del hombro. Teniendo en cuenta estas premisas y adaptando el ejercicio a una posición en la que la columna permaneciese en posición neutra (de manera similar a la posición usada en el BST, pero en decúbito lateral), se consideró que podría ser una opción muy interesante para medir la resistencia de la musculatura inclinadora del tronco de manera más localizada. Así pues, en el SBT modificado los participantes se colocaban en decúbito lateral sobre una camilla con el borde superior de la cresta ilíaca justo en el borde de la misma, con las manos cruzadas al hombro contrario y el tronco suspendido en el aire con el raquis en posición neutra, manteniendo en línea tobillo, cadera y hombro. Asimismo, se colocaban 2 cinchas a nivel del tobillo y de la cadera para fijarles bien a la camilla y una toalla en medio de las rodillas para mayor comodidad. Una vez alcanzada dicha posición (figura 10), comenzaba la prueba, manteniendo la posición durante el mayor tiempo posible, hasta el agotamiento, mientras se les proporcionaba *feedback* verbal sobre la posición del raquis y se les animaba enérgicamente de manera estandarizada.



Figura 9 – Side bridge test modificado

Tratamiento de datos

Para evaluar el grado de activación muscular durante el SBT, se calculó la amplitud electromiográfica media normalizada tras realizarse varios pasos con la ayuda del programa Megawin 2.5®. En primer lugar, se revisó visualmente la señal con objeto

de eliminar posibles artefactos. En segundo lugar, la señal fue rectificadas (“*full wave rectified*”), suavizada (mediante el promedio de datos cada 0,1 s) y normalizada respecto a los valores máximos de la señal EMG de cada músculo obtenidos en las CVM para, de este modo, poder comparar la activación de diferentes músculos durante la prueba.

En cuanto al análisis de la fatiga del SBT, siguiendo el protocolo descrito por Coorevits et al. (2008) la frecuencia media del espectro de potencia de la señal EMG fue calculada cada intervalo de 1 s con la transformación rápida de Fourier usando el software Megawin. La frecuencia media fue definida como la frecuencia que divide el espectro en dos áreas iguales. El descenso de la frecuencia media fue usada para representar la fatiga muscular, ya que la fatiga causa un decrecimiento de la frecuencia de la señal EMG (Coorevits et al., 2008). Posteriormente, se realizaron análisis de regresión lineal en las frecuencias medias calculadas de la señal EMG para cada grupo muscular durante el SBT en cada participante en función del tiempo. La frecuencia inicial media (MF_{init}) fue definida como la intercepción de la recta de regresión. El descenso de la frecuencia media fue definida como la pendiente de la recta de regresión (MF_{slope}). Asimismo, debido a que la existencia de diferencias en las capas de tejido subcutáneo (entre sujetos y entre localizaciones musculares del mismo sujeto) puede afectar a los parámetros EMG, la MF_{slope} fue normalizada con la siguiente fórmula: $MF_{init} \times \left(\frac{MF_{slope}}{MF_{init}} \right) \times 100$.

Análisis estadístico

Se verificó la distribución normal de todas las series de datos mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov ($p > 0.05$). Posteriormente, se calcularon los estadísticos descriptivos (media y desviación estándar) para cada una de las variables. Además, para comprobar la consistencia de las medidas se analizó la fiabilidad relativa mediante el coeficiente de correlación intraclase ($ICC_{2,1}$), calculando su límite de confianza al 90% (Hopkins, 2000; Hopkins, Marshall, Batterham, & Hanin, 2009).

Posteriormente, siguiendo el procedimiento descrito por Coorevits et al. (2008), se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson entre el descenso de la frecuencia media (NMF_{slope}) de los diferentes músculos y el rendimiento en la prueba, y entre el músculo que sufrió el mayor descenso de la frecuencia media para cada sujeto y el rendimiento en la prueba. La potencial influencia de los parámetros de fuerza sobre la

fatiga muscular y el rendimiento en la prueba también se analizó a través del análisis correlacional. Para los análisis correlacionales solo se utilizaron aquellas variables que mostraron un $ICC > 0,60$. Finalmente, se realizó un análisis múltiple de regresión lineal por pasos para evaluar en qué medida la fatiga de todos los músculos predecían de forma conjunta el rendimiento en la prueba. Los valores de correlación fueron categorizados de la siguiente manera: muy alto (0.90-1.00), alto (0.70-0.89), moderado (0.50-0.69) y sin correlación (< 0.30) (Hinkle, Wiersma, & Jurs, 2003).

La hipótesis nula fue rechazada al nivel de significación del 95% ($p \leq 0.05$). Asimismo, cabe indicar que todos los análisis estadísticos se realizaron con el programa *SPSS v 25.0* (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).



Referencias bibliográficas

- Biering Sorensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106–119.
- Boren, K., Conrey, C., Le Coguic, J., Paprocki, L., Voight, M., & Robinson, T. K. (2011). Electromyographic analysis of gluteus medius and maximus during rehabilitation exercises. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(3), 206–223.
- Cabañas, M. D., & Esparza, F. (2009). *Compendio de Cineantropometría*. Madrid: Editorial CTO.
- Calcavanti, M. A., & Viera, T. M. M. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Rev. Andal. Med Deporte*, 4(1), 17–28.
[https://doi.org/10.1016/S1888-7546\(14\)70058-9](https://doi.org/10.1016/S1888-7546(14)70058-9)
- Coorevits, P., Danneels, L., Cambier, D., Ramon, H., & Vanderstraeten, G. (2008). Assessment of the validity of the Biering-Sørensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(6), 997–1005.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.012>
- De Blaiser, C., De Ridder, R., Willems, T., Danneels, L., Vanden Bossche, L., Palmans, T., & Roosen, P. (2018). Evaluating abdominal core muscle fatigue: assesment of the validity and reliability of the prone bridging test. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 28(2), 391–399. <https://doi.org/10.1111/ijlh.12426>
- Doria Pires, E., & Rezende Camargo, P. (2018). Analysis of the kinetic chain in asymptomatic individuals with and without scapular dyskinesis. *Clinical Biomechanics*, 54, 8–15. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.02.017>
- Douma, R. K. W., Soer, R., Krijnen, W. P., Reneman, M., & van der Schans, C. P. (2014). Reference values for isometric muscle force among workers for the Netherlands: A comparison of reference values. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 6(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/2052-1847-6-10>
- Durall, C. J., Greene, P. F., & Kernozek, T. W. (2012). A comparison of two isometric tests of trunk flexor endurance. *Journal of Strength and Conditioning Research*,

26(7), 1939–1944. <https://doi.org/https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318237ea1c>

- Edmondston, S. J., Wallumrød, M. E., MacLéid, F., Kvamme, L. S., Joebges, S., & Brabham, G. C. (2008). Reliability of Isometric Muscle Endurance Tests in Subjects With Postural Neck Pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 31(5), 348–354. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2008.04.010>
- 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. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2471>
- Essendrop, M., Maul, I., Thomas, L., Riihimaki, H., & Schibye, B. (2002). Measures of low back function: A review of reproducibility studies. *Clinical Biomechanics*, 17(4), 235–249. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00022-0](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00022-0)
- Evans, K., Refshauge, K. M., & Adams, R. (2007). Trunk muscle endurance tests: Reliability, and gender differences in athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10(6), 447–455. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.09.003>
- García-Vaquero, M. P., Barbado, D., Juan-Recio, C., López-Valenciano, A., & Vera-García, F. J. (2016). Isokinetic trunk flexion-extension protocol to assess trunk muscle strength and endurance: Reliability, learning effect, and sex differences. *Journal of Sport and Health Science*, (February), 1–10. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.08.011>
- García-Vaquero, M. P., Moreside, J. M., Brontons-Gil, E., Peco-González, N., & Vera-García, F. J. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 398–406. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.017>
- Granata, K. P., & Gottipati, P. (2008). Fatigue influences the dynamic stability of the torso. *Ergonomics*, 51(8), 1258–1271. <https://doi.org/10.1080/00140130802030722>
- Hazar Kanik, Z., Pala, O. O., Gunaydin, G., Sozlu, U., Alkan, Z. B., Basar, S., & Citaker, S. (2017). Relationship between scapular muscle and core endurance in healthy subjects. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 30(4), 811–817. <https://doi.org/10.3233/BMR-150497>

- Hazar, Z., Ulug, N., & Yuksel, I. (2014). Is there a relation between shoulder dysfunction and core instability? *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2(11), 2015. <https://doi.org/10.1177/2325967114S00173>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361–374. <https://doi.org/10.1200/JCO.2017.76.5966>
- Hinkle, D. E., Wiersma, W., & Jurs, S. G. (2003). *Applied statistics for the behavioral sciences* (5th ed.). London: Houghton Mifflin.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30(1), 1–15.
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3–13. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>
- Ito, T., Shirado, O., Suzuki, H., Takahashi, M., Kaneda, K., & Strax, T. E. (1996). Lumbar trunk muscle endurance testing: An inexpensive alternative to a machine for evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 75–79. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90224-5](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90224-5)
- Juan-Recio, C., Barbado-Murillo, D., López-Valenciano, A., & Vera-García, F. J. (2014). Test de campo para valorar la resistencia de los músculos del tronco. *Apunts. Educación Física y Deportes*, 117(3), 59–68. [https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.\(2014/3\).117.02](https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.(2014/3).117.02)
- Juker, D., McGill, S., Kropf, P., & 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*, Vol. 30, pp. 301–310. <https://doi.org/10.1123/jab.14.4.428>
- Konrad, P., Schmitz, K., & Denner, A. (2001). Neuromuscular evaluation of trunk-training exercises. *Journal of Athletic Training*, 36(2), 109–118.
- Koumantakis, G. A., Arnall, F., Cooper, R. G., & Oldham, J. A. (2001). Paraspinal

- muscle EMG fatigue testing with two methods in healthy volunteers. Reliability in the context of clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 263–266.
[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00113-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00113-3)
- Lee, S. T., Moon, J., Lee, S. H., Cho, K. H., Im, S. H., Kim, M. Y., & Min, K. (2016). Changes in activation of serratus anterior, trapezius and latissimus dorsi with slouched posture. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 40(2), 318–325.
<https://doi.org/10.5535/arm.2016.40.2.318>
- Luoto, S., Heliövaara, M., Hurri, H., & Alaranta, H. (1995). Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clinical Biomechanics*, 10(6), 323–324.
<https://doi.org/10.00>
- Macadam, P., Cronin, J., & Contreras, B. (2015). An examination of the gluteal muscle activity associated with dynamic hip abduction and hip external rotation exercise: A systematic review. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(5), 573–591. Retrieved from
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4595911/pdf/ijsp-10-573.pdf>
- Mathur, S., Eng, J. J., & MacIntyre, D. L. (2005). Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(1), 102–110. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.06.003>
- Mayer, T., Gatchel, R., Betancur, J., & Bovasso, E. (1995). Trunk muscle endurance measurement: isometric contrasted to isokinetic testing in normal subjects. *Spine*, 20(8), 920–926.
- McGill, S. (1998). Low back pain exercises: Evidence for improving exercise regimens. *Physical Therapy*, 78(7), 754–765. [https://doi.org/10.1016/s1356-689x\(99\)80010-1](https://doi.org/10.1016/s1356-689x(99)80010-1)
- McGill, S., Belore, M., Crosby, I., & Russell, C. (2010). Clinical tools to quantify torso flexion endurance: Normative data from student and firefighter populations. *Occupational Ergonomics*, 9(1), 55–61. <https://doi.org/10.3233/OER-2010-0181>
- McGill, S., Childs, A., & Liebenson, C. (1999). Endurance times for low back stabilization exercises: Clinical targets for testing and training from a normal database. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 941–944.
[https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90087-4](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90087-4)

- McGill, S., Juker, D., & Kropf, P. (1996). Quantitative intramuscular myoelectric activity of quadratus lumborum during a wide variety of tasks. *Clinical Biomechanics*, *11*(3), 170–172. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00056-9](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00056-9)
- Moffroid, M. T. (1997). Endurance of trunk muscles in persons with chronic low back pain: Assessment, performance, training. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *34*(4), 440–447.
- Moreau, C. E., Green, B. N., Johnson, C. D., & Moreau, S. R. (2001). Isometric back extension endurance tests: A review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *24*(2), 110–122. <https://doi.org/10.1067/mmt.2001.112563>
- Park, S., & Yoo, W. (2014). Differential activation of parts of the latissimus dorsi with various isometric shoulder exercises. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *24*(2), 253–257. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.12.004>
- Schellenberg, K. L., Lang, J. M., Chan, K. M., & Burnham, R. S. (2007). A clinical tool for office assessment of lumbar spine stabilization endurance: Prone and supine bridge maneuvers. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, *86*(5), 380–386. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e318032156a>
- Thorborg, K., Petersen, J., Magnusson, S. P., & Hölmich, P. (2010). Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *20*(3), 493–501. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00958.x>
- Urquhart, D. M., Barker, P. J., Hodges, P. W., Story, I. H., & Briggs, C. A. (2005). Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. *Clinical Biomechanics*, *20*(3), 233–241. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.11.007>
- Van Dieën, J. H., Luger, T., & Van Der Eb, J. (2012). Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts. *European Journal of Applied Physiology*, *112*(4), 1307–1313. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2082-1>
- Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*, 10–16. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.010>

West, A. M., Scarborough, D. M., McInnis, K. C., & Oh, L. S. (2019). Strength and Motion in the Shoulder, Elbow, and Hip in Softball Windmill Pitchers. *PM&R*. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12135>

