

1. INTRODUCCIÓN.



En los últimos años, se ha aplicado exitosamente ejercicios sobre superficies inestables con el objetivo de mejorar la recuperación post-lesión, incrementar el rendimiento propioceptivo y el tratamiento de dolor lumbar dentro del campo de la fisioterapia, resultando una estrategia exitosa en un gran número de casos (Carriere, 1998; Mattacola & Dwyer, 2002; Liebenson, 2003).

Así pues, tal y como se detalla en una reciente revisión, la aplicación de las superficies inestables (figura 1) exhiben un elevado ratio de eficacia cuando se utilizan para entrenar la propiocepción, el equilibrio estático-dinámico, el control neuromuscular, la estabilidad y coaptación articular exhibiendo un elevado ratio de eficacia (Jakubek, 2007).

Así mismo, resulta una estrategia de gran interés para el tratamiento y entrenamiento de la columna lumbar. Recientemente, se han aplicado las superficies inestables en el ámbito de la actividad física saludable con el fin de mejorar los niveles de estabilización de la columna lumbar. Esta inclusión corresponde a la producción de conocimiento sobre los beneficios que reporta para la salud e integridad de columna tanto a nivel de salud (Liebenson, 2003; McGill, 2007), como a nivel deportivo (Hedrick, 2000, McGill, 2007).

En los últimos años, el entrenamiento utilizando instrumentos de inestabilidad (figura 1) ha emergido en el campo del entrenamiento, como una herramienta que pretende incrementar el rendimiento funcional del deportista y reducir el riesgo de lesión (Cook & Fields, 1997; Hedrick, 2000; Boyle, 2004; Willardson, 2007).



Figura 1. Translación de un ejercicio tradicional para el entrenamiento deportivo –la sentadilla– a un entorno de inestabilidad.

No obstante, los datos empíricos comunicados en diversas publicaciones científicas disponibles en la actualidad resultan contradictorios, en tanto en cuanto, existen estudios que describen mejoras significativas atribuibles a la utilización de la inestabilidad (Vera-García, Grenier & McGill, 2000; Cosio-Lima, Reynolds, Winter, Paolone & Jones, 2003). Mientras que existen otros estudios tanto descriptivos (Hildrenbrand y Noble, 2004; Lehman, Hoda & Oliver, 2005) como de intervención (Tse, McManus & Masters, 2005; Stanton, Reaburn & Humphries, 2004; Cressey et al., 2007) que no corroboran estos resultados puesto que no se observa mejoría.

Ante la disparidad de resultados que impiden emitir conclusiones sobre la eficacia de la aplicación de superficies inestables en el entrenamiento deportivo, resulta necesaria mayor investigación para cubrir estas carencias de información. De forma añadida, debe destacarse la escasa cantidad de estudios que comparen la realización de ejercicios globales con demanda de estabilidad lumbar con ejercicios que generan inestabilidad específica por ellos mismos o combinados con dispositivos que desencadenan inestabilidad externa.

A la luz de estos resultados, ha sido formulada la cuestión en relación a la eficacia del entrenamiento aplicando superficies inestables dentro del campo del entrenamiento deportivo, basándose principalmente en las mejoras, que a nivel funcional, en términos de estabilidad lumbar pueden desencadenar.

2. MARCO TEÓRICO.



2.1. ANATOMÍA DE LA COLUMNALUMBAR.



2.1.1. COLUMNA LUMBAR.

La columna vertebral ha sido definida como una obra genial de la biomecánica, compuesta por una serie de segmentos espinales –*conocidos como vértebras*- (Panjabi, Kuniyoshi, Duranceau & Oxland, 1989) a la que se le atribuye entre otras, una función esencial, ejercer de motor primario de la locomoción humana (Liemohn, 2005). No obstante, para cubrir con esta importante misión, este complejo articular requiere de la capacidad de estabilización, la cual puede ser entendida, en términos generales, como la habilidad de cada segmento para resistir la translación o rotación en cualquiera de los tres planos.

La complejidad de la columna está basada en la armónica conjugación de 34 vértebras óptimamente articuladas, junto a los estructuras pasivas y musculatura colindante. La alineación fisiológica de las estructuras pasivas de la columna influirá directamente sobre la capacidad de absorción de fuerzas compresivas y sobre la actividad muscular (Kapandji, 1990).

Es conocido que los movimientos de la columna vertebral son complejos y multidireccionales (Kapandji, 1990; McGill, 2007), estando gobernados por los músculos de esta región los cuales deberán estar sincronizados para aportar el movimiento y la estabilidad (McGill, Grenier, Kavcic, Cholewicki, 2003).

En el caso específico de la región lumbar –motivo del presente estudio-, está compuesta por 5 vértebras (McGill, 2007), a no ser que existan malformaciones congénitas (figura 2).

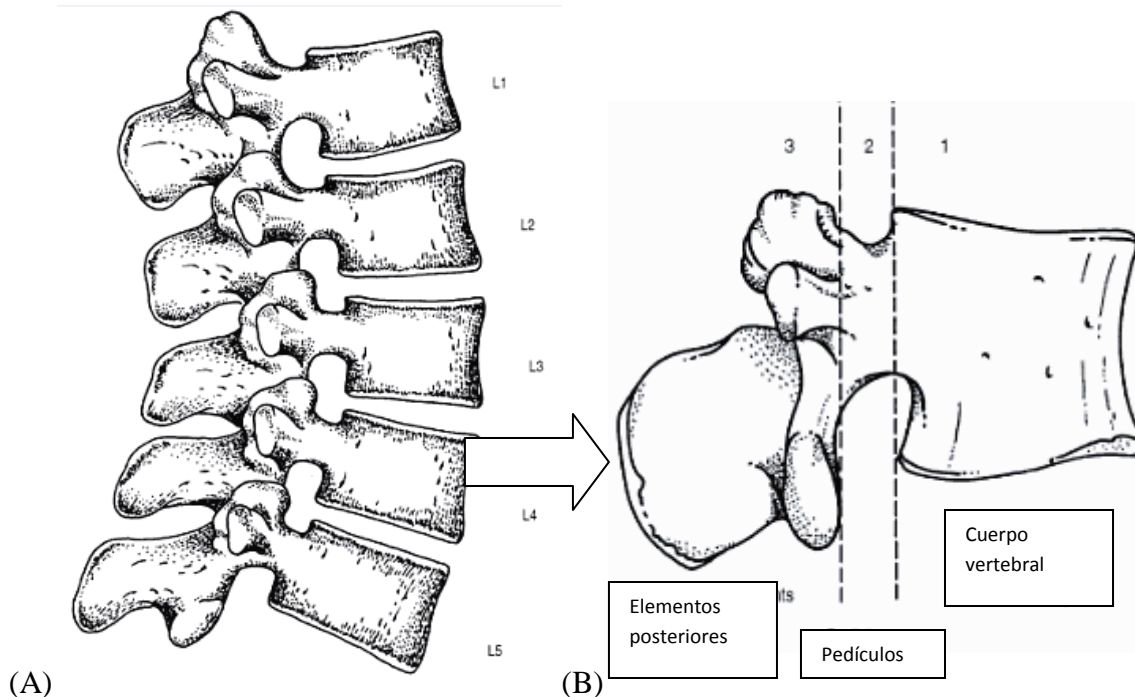


Figura 2. Ilustración donde queda representado la columna vertebral en su región lumbar (A) y la estructura básica de una vértebra tipo (B). (Tomado de Bogduk, 2005).

La descripción anatómica de la columna lumbar resulta muy compleja (Clark et al., 2002) puesto que existe una gran cantidad de estructuras morfológicas que tienen un papel muy importante para asegurar la integridad total del eje central de cuerpo humano. Cuando se habla de la columna lumbar se debe asumir la existencia de todos los componentes morfológicos que configuran la estructura total y la funcionalidad de la misma. Deben ser destacados los siguientes elementos: *vértebras*, *discos intervertebrales*, *ligamentos*, *fascia toracolumbar*, *articulaciones interapofisarias*, *componentes vasculares* y *curvatura fisiológica*. En último lugar, y el componente sobre el que versará la presente tesis, se enuncian a los músculos.

Los músculos de la columna lumbar –principalmente los ubicados en la parte retrosomática- han sido ampliamente estudiados a nivel biomecánico para poder entender su función con relación a la columna vertebral mediante líneas de acción de la fuerza intrínseca– un claro ejemplo son los estudios del doctor Bogduk y los generados en el prestigioso laboratorio canadiense del doctor Stuart McGill-.

Debido a que los grupos musculares analizados en el presente estudio corresponden con los extensores lumbares y torácicos, serán estos los músculos descritos en el apartado 2.1.2 de anatomía estructural.

2.1.2. ANATOMÍA ESTRUCTURAL.

El principal extensor de la columna toraco-lumbar es el grupo muscular conocido como erector espinal – *que está conformado por el longísimo y el iliocostal-* y el multífidus (McGill, 2007).

A. ERECTORES ESPINALES.

Este grupo muscular, tal y como expone Sartí, Molina, Pamblanco, Lisón & Sánchez (2005), es el grupo paraespinal más potente que moviliza el raquis en extensión en relación a la cadera (figura 3).

En muchos manuales y textos de anatomía se diferencian el longísimo del iliocostal, no obstante, y en concordancia con McGill (2007), debe ser entendido que son un grupo muscular muy similar, resultando más funcional su división lumbar y torácica, puesto que realizan funciones diferentes (Bogduk, 1980; McGill, 2007). En esta línea, Kalimo, Rantanen, Viljanen & Einola (1989), en un estudio morfológico profundo, diferenciaron la masa muscular de los erectores espinales en cuatro fascículos diferenciados: iliocostal lumbar, longísimo lumbar, iliocostal torácico y el longísimo torácico.

Los erectores espinales poseen una parte superficial o costal y una profunda o vertebral (Bustami, 1986), no obstante, en nuestro estudio realizaremos la distinción propuesta por Kalimo y sus colaboradores (1989) en la que se diferencia una porción lumbar de una torácica.

1. Iliocostal región torácica.

El origen de este músculo se encuentra en fascículos separados desde las costillas 12 y 7. La inserción se ubica en diversos tendones finos desde el ángulo de las 6 primeras costillas y la apófisis transversa de la 7 vértebra cervical (Sobotta, 2004).

2. Iliocostal región lumbar.

Erector de la columna tiene un origen en forma de U. Se origina en la superficie anterior de un tendón grueso amplio sentido inferior, que se inserta en la cresta media del sacro, las apófisis espinosas de L5 a T11 y sus ligamentos supraespinoso, la cara medial de la parte dorsal de la cresta ilíaca y la cresta sacra lateral. Por debajo de la parte lateral hay un archivo adjunto carnosa a la tuberosidad ilíaca y el labio interno de la cresta ilíaca. Las fibras musculares se dirigen superiormente y se dividen en la región lumbar superior en torno al nivel de la XII costilla en 3 columnas: la iliocostal lateralmente, el longissimus intermedio y medial del espinal (Sobotta, 2004; Primal 2009).

El iliocostal lumbar pasa arriba y hacia fuera desde su origen, hacia abajo, para unir por una serie de tendones aplanada a los bordes inferiores de los ángulos de la séptima a la duodécima costilla (Sobotta, 2004; Primal 2009).



Figura 3. Representación virtual del grupo muscular Erector Spinae, destacando en verde la porción referente al iliocostal. Tomado de Atlas de Anatomía Humana Interactivo 3D Primal Pictures licencia de la Universidad de Valencia.

3. Longísimo región torácica.

Desde la cara dorsal del sacro y las apófisis espinosas de las vértebras lumbares al igual que en los fascículos accesorios desde las apófisis transversas de las vértebras torácicas inferiores se localiza el origen del longísimo torácico (figura 4). La inserción del músculo está en las apófisis accesorias de las vértebras lumbares superiores y apófisis transversas de las vértebras torácicas. (Sobotta, 2004).

Aproximadamente el 75% de las fibras que componen esta región del erector espinal son lentas –fibras tipo I- (McGill, 2007).

4. Longísimo región lumbar.

Este músculo se origina desde la cara dorsal del sacro y las apófisis espinosas de las vértebras lumbares. Pueden ser divisados diversos fascículos accesorios desde las apófisis transversas de las vértebras torácicas inferiores. La inserción se encuentra en las apófisis accesorias de las vértebras lumbares superiores y apófisis transversas de las vértebras torácicas (Sobotta, 2004).



Figura 4. Representación virtual del grupo muscular Erector Spinae, destacando en verde la porción referente al longísimo. Tomado de Atlas de Anatomía Humana Interactivo 3D Primal Pictures licencia de la Universidad de Valencia.

Por último, citar que es conocido que el principal porcentaje de fibras musculares de las que se componen son mixtas (McGill, 2007).

B. MULTIFIDUS.

Este músculo fue definido en 1908 por Poirier y sus colegas como el músculo complicado de la espalda, debido a su intrincada morfología (Bojadsen, Silva, Rodrigues & Amadio, 2000).

Estos músculos saltan 1-3 vértebras y están especialmente desarrollados en la columna lumbar (figura 5). El origen lo tienen en la cara dorsal del sacro, apófisis transversas de las vértebras lumbares, torácicas y cervicales inferiores. Sus inserciones se ubican en las apófisis espinosas de las vértebras lumbares, torácicas y cervicales hasta el axis (Sobotta, 2004).



Figura 5. Representación virtual del grupo muscular multifidus destacado en verde. Tomado de Atlas de Anatomía Humana Interactivo 3D Primal Pictures licencia de la Universidad de Valencia.

En la región lumbar, el multifidus resulta superficial debido a la inexistencia de músculos semiespinales (Donisch & Basmajian, 1972).

Gracias a estudios cadavéricos como el realizado por Bojadsen, Silva, Rodrigues & Amadio (2000), donde fueron analizados 12 cadáveres con menos de 12 horas post-mortem, se diferencia claramente dos porciones en el músculo multifidus, con características diferenciadas (Tabla 1).

Tabla 1:

Principales diferencias entre las porciones del músculo multifidus.

LUMBAR	TORÁCICO
Superficial	Profundo
Más espeso	Delgado
Fibras más verticales	Fibras más oblicuos

Nota. Creado a partir de los datos de Bojadsen et al., 2000.

2.1.3. ANATOMIA FUNCIONAL.

La anatomía lumbar descriptiva permite conocer la morfología estática. Pero, también debe ser considerada su función (McGill, 2007), por lo tanto, serán descritos los aspectos funcionales más destacables.

A. ERECTORES ESPINALES.

Los erectores espinales (longísimo e iliocostal) actúan más globalmente, destacando su activación en las extensiones de tronco (Vink et al., 1987; Sartí et al., 2005).

La porción torácica del erector spinae contribuye en un 50% del momento extensor que afecta a L4-L5, y entre un 70 y un 80% del momento extensor que afecta a la porción superior de la columna lumbar [L1-L2] (Sahrmann, 2006).

Estudios como el proporcionado por Granata & Orishimo (2001) muestran como existe una relación directamente proporcional entre la carga mantenida con los miembros superiores y los niveles de activación de los músculos erectores espinales lumbares.

Debe ser destacado que la acción que ejerce el longísimo lumbar sobre la columna lumbar se debe a un gran tendón que se ancla a la pelvis (Akuthota & Nadler, 2004).

A nivel estabilizador, el erector spinae proporciona fuerzas compresivas a lo largo de la columna que incrementa la coaptación articular, y con ello, la estabilidad (Aspden, 1992). Por último, debe resaltarse el importante papel que desempeña para reducir las fuerzas anteriores de cizalla que acontecen durante las flexiones del tronco (McGill, Hughson & Parks, 2000).

B. MULTIFIDUS.

El multifidus actúa en las articulaciones vertebrales como estabilizador local (Moseley, Hodges & Gandevia, 2002). En la región lumbar genera un torque extensor – junto con un pequeña cantidad de torque lateral y de rotación- que tiene la propiedad principalmente de apoyo y estabilización (McGill, 2007), puesto que el brazo de palanca que genera es pequeño, no estará involucrado en grandes movimientos (Akuthota y Nadler, 2004). Esta afirmación coincide con la realizada por Wilke, Wolff, Claes, Arand & Wiesend, (1995) quienes afirman que la posición de este grupo muscular permite incrementar la stiffness (rigidez) segmentaria de la zona lumbar, contribuyendo aproximadamente en un 70% de la stiffness muscular total.

A nivel funcional el multifidus, sobre la región lumbar, equilibra las fuerzas de flexión y rotación de los abdominales y contribuye en la extensión de la columna y la flexión lateral (Kalimo et al., 1989).

Barr, Griggs & Cadby, (2005) describen la existencia de fibras superficiales y fibras profundas del multifidus, estando cada una de ellas especializadas en un función diferente, aunque la función principal consiste en la estabilización profunda de la columna vertebral (Moseley et al., 2002; Barr et al., 2005).

Tanto el erector espinal como el multifidus cubren un papel importante a nivel de estabilización, durante la gran mayoría de las actividades de la vida cotidiana (Colado, Chulvi y Heredia, 2008). A tal respecto es conocido que los músculos de la espalda están constantemente reclutados para mantener una adecuada postura (Richardson et al., 1990; Kavcic, Grenier & McGill, 2004). Así mismo, las demandas de actividad muscular son claramente dependientes de la tarea exigida (Cholewicki & VanVliet, 2002; Kavcic et al., 2004, Sánchez-Zuriaga, Vera-García, Moreside & McGill, 2009; Masani, Sin, Vettet, Thrasher, Kawashima, Morris, Preuss & Popovic, 2009).

Por este motivo, y sirviendo como punto de partida, será establecido un agrupamiento funcional basado en el grado de importancia para la estabilidad lumbar de los músculos de la región lumbar (Tabla 2) basado en el pionero trabajo del doctor Bergmark (1989).

Tabla 2:

Músculos que componen el sistema estabilizador local y el sistema estabilizador global.

SISTEMA ESTABILIZADOR LOCAL	SISTEMA ESTABILIZADOR GLOBAL
Intertrasversos	Longísimo del tórax (porción torácica)
Interespinales	Iliocostal lumbar par torácico
Multifidus	Cuadrado lumbar (fibras laterales)
Longísimo del tórax (fibras lumbares)	Recto abdominal
Iliocostal lumbar	Oblicuo externo
Cuadrado lumbar (fibras mediales)	Oblicuo interno
Transverso abdominal	
Oblicuo interno (inserción en fascia toracolumbar)	

Nota. A partir de Bergmark, 1989.

Atendiendo a su función, los músculos que integran ambos grupos poseen unas características singulares, que han sido descritas previamente por Norris (1999).

Los músculos locales están caracterizados por:

- Poseer inserciones directas en la región lumbar.
- Mayor responsabilidad estabilizadora segmentaria.
- Controlar de la curvatura fisiológica espinal.
- Tener unas fibras funcionalmente tónicas, debido a su rol postural principalmente.

Las características más importantes de los músculos globales son:

- Poseen influencia en la stiffness del subsistema activa
- Su ratio de acción se distribuye por toda la columna.

En el presente estudio, el énfasis funcional de los músculos analizados será la estabilización lumbar, debido al importante rol que desempeña para la salud, prevención de lesión y mejora del rendimiento, tal y como veremos en el próximo apartado.

2.2.ESTABILIDAD ESPINAL.



2.2.1. IMPORTANCIA DE LA ESTABILIDAD ESPINAL.

Para poder entender la importancia de la estabilidad espinal, tanto para la salud como para el rendimiento, resulta imprescindible realizar una aproximación sobre los aspectos más relevantes de la inestabilidad lumbar.

1. INESTABILIDAD LUMBAR.

Pese a que en los últimos años se ha estudiado mucho acerca de este tema, existe una gran controversia a la hora de generar una definición operativa y clínica de inestabilidad lumbar, principalmente en términos patológicos, para identificar la inestabilidad lumbar global (Fritz, Erhard & Hagen, 1998). El término de inestabilidad lumbar permanece ambiguo debido a la existencia de un amplio abanico de posibilidades en el comportamiento patomecánico (Cook, Brisméé & Sizer, 2006). Pese a que se habla de inestabilidad global, debe ser concretado que la patología es conocida como inestabilidad segmentaria lumbar (Panjabi, 2003).

El concepto de inestabilidad segmentaria lumbar alude a un descenso significativo de la capacidad de los subsistemas estabilizadores de la columna para mantener la región neutral o fisiológica (*zona neutra, concepto que será desarrollado más adelante*) sin generar grandes deformaciones, déficits neurológicos o dolores incapacitantes (Panjabi, 1992a,b).

Esta patología es conocida como inestabilidad segmentaria lumbar (Panjabi, 2003) e implica un descenso significativo de la capacidad de los subsistemas estabilizadores de estabilizar la columna para mantener la región neutral o fisiológica – lordosis lumbar- sin generar grandes deformaciones, déficits neurológicos o dolores incapacitantes (Panjabi, 1992a,b).

A este respecto, son conocidos diversos tests exploratorios que han demostrado su sensibilidad, validez, objetividad y fiabilidad, a la hora de realizar un diagnóstico clínico de inestabilidad lumbar (Hicks, Fritz, Delitto & Mishock, 2003).

2. ZONA NEUTRA.

La zona neutra es una región de movimiento intervertebral (entre segmentos: vértebra-disco-vértebra) sobre la postura fisiológica donde la columna espinal pasiva ofrece pequeñas o mínimas resistencias al movimiento (Panjabi, 1992a,b). La zona neutra resulta muy importante a nivel clínico para la estabilidad lumbar, en este sentido, es conocido que ha sido demostrado ser el mejor indicador de inestabilidad lumbar (Oxland & Panjabi, 1992). Por tanto, no existe una sola posición neutra, sino que existe una zona a lo largo de la curva de carga-desplazamiento de la columna vertebral en la que se produce el movimiento con una mínima fuerza de resistencia por parte de las estructuras osteoligamentosas (figura 6,7). En consecuencia, debe ser asumido que los movimientos fuera de esta región cada vez serán necesarias mayores fuerzas por parte del sistema osteoligamentoso para resistir el movimiento, por lo tanto, se incrementará el riesgo de lesión (Panjabi, 1992a,b, Panjabi, 2003, Maduri, Pearson, & Wilson, 2008).

Recordemos que la zona neutra debe ser entendida como una postura que representa un punto del movimiento fisiológico intervertebral ideal (figura 6) puesto que los elementos neuromusculares están activos mientras que existe una mínima tensión sobre las estructuras pasivas como ligamentos, capsulas articulares y una mínima compresión discal (Panjabi, 1992a,b, 2003).

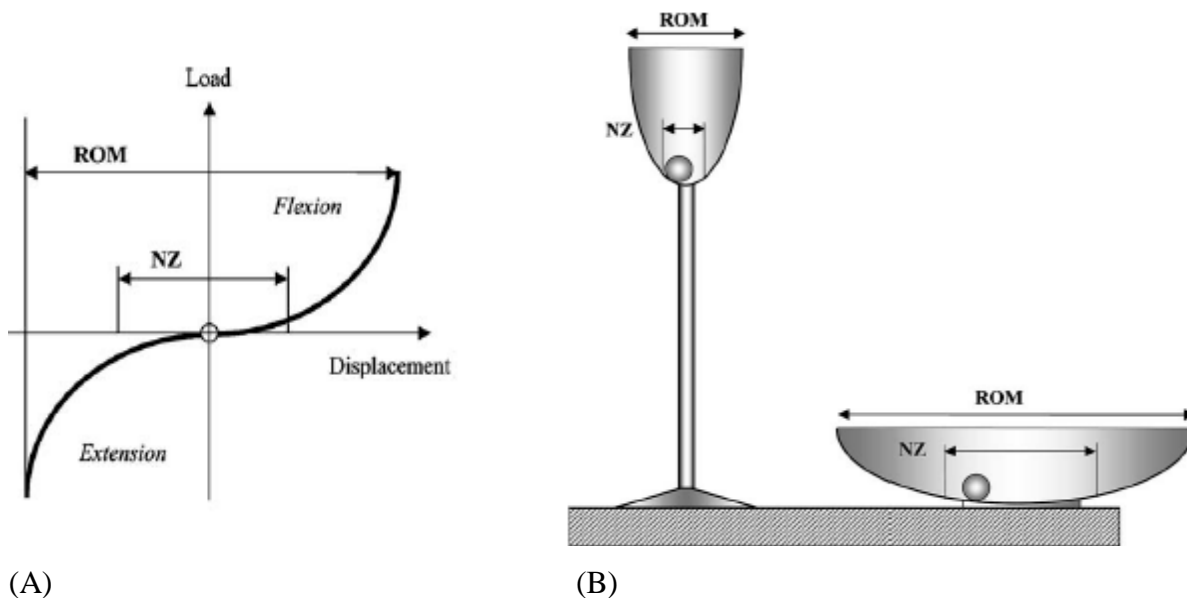


Figura 6. Diferentes grados de estabilidad en función de la zona neutra. Utilizando la analogía de la bola dentro de una copa (B), se representa la curva de carga-desplazamiento de la columna (A). Con una copa más ancha existirá mayor movimiento y menor estabilidad. Tomado de Panjabi (2003).

ROM: Range of motion (rango de movimiento). NZ: Neutral Zone (zona neutra). Flexion: Flexión. Extension: Extensión. Load: Carga. Displacement: Desplazamiento.

El tejido pasivo de la región lumbar permanece seguro en actividades cotidianas donde la región lumbar se encuentre estabilizada activamente dentro de la zona neutra (Scannell & McGill, 2003; Colado et al., 2008). Asimismo, parece ser que la incapacidad de mantener dentro de los rango fisiológicos los movimientos de las vertebrae lumbares puede ser un potente factor de riesgo de lesión de la región lumbar, tanto en poblaciones deportistas (Panjabi, 1992a,b; Kolber & Beekhuizen 2007), como en población activa recreacional, como en sedentarios (McGill, 2007). Por lo tanto, tal y como fue apuntado por Cholewicki & McGill (1996), mayores grados de activación muscular permitirá mayores márgenes de seguridad en términos de estabilidad espinal.

En un estudio muy conocido, pues resultó ser el primero en que se registró *in vivo* una lesión durante un levantamiento al inestabilizarse L2-L3, pudo concluir que los niveles de flexión completa a nivel lumbar durante un levantamiento de peso desde el suelo incrementa el riesgo de lesión puesto que existe una situación de excesiva tensión sobre el sistema pasivo como ligamentos y discos (Cholewicki & McGill, 1992). Esta conclusión ha sido corroborada posteriormente, puesto que ha sido evidenciado que los últimos grados de flexión lumbar empeoran la capacidad de los extensores para asistir

activamente a la inestabilidad generada, incrementando con ello, el riesgo de lesión (McGill et al., 2000).

Obviamente, la situación de riesgo de lesión por carencia de control de los movimientos espinales se reproduce dentro del campo del entrenamiento. Tal y como citan Durall y Manske (2005), a menudo, los entrenamientos exigen cargas inadecuadas, descansos inadecuados o técnica de levantamiento inadecuado permitiendo un excesivo movimiento de flexo-extensión durante el movimiento, que desembocará inexorablemente hacia la lesión lumbar.

Específicamente y a modo de ejemplo, es conocido que para el ejercicio de sentadilla, el número de repeticiones y la carga del ejercicio incrementan parametricamente los grados de hiperextensión lumbar, y con ello, el riesgo de lesión de los elementos posteriores de la columna (Walsh, Quinlan, Stapleton, FitzPatrick & McCormack, 2007; Chulvi, 2009).

La inestabilidad segmentaria lumbar es el motivo que en ausencia de defectos o lesiones en la arquitectura morfológica, pueda implicar un dolor de espalda baja (O'Sullivan, 2000) y que, posiblemente, la principal causa sea un movimiento lumbar incrementado o extrafisiológico a nivel intersegmentario o la incapacidad para mantener la zona neutra (Panjabi 1992a,b; Panjabi, 2003, Shivonen y Partanen 1990).

En otras palabras, la inestabilidad es un descenso del nivel o capacidad de estabilización del sistema segmentario lumbar dentro de sus límites fisiológicos, situación que desembocará en cambios estructurales neuronales que pueden provocar dolor durante el movimiento y/o durante cargas mínimas (Panjabi, 1992a,b; Hicks, Fritz, Delitto & McGill, 2005).

Es ampliamente asumido que la columna lumbar sería inestable en el plano sagital –*inestabilidad antero-posterior*- sin el apoyo de los ligamentos, tendones y músculos (figura 7). Más concretamente, ha sido detallado que la columna lumbar sin el apoyo que proporciona el *stiffness* (rigidez) muscular, se vuelve inestable y puede lesionarse bajo cargas compresivas muy reducidas (aproximadamente 88N, unos 8,97 kilogramos), y por tanto una carga muy inferior a la correspondiente del tronco superior], (Crisco & Panjabi, 1992).

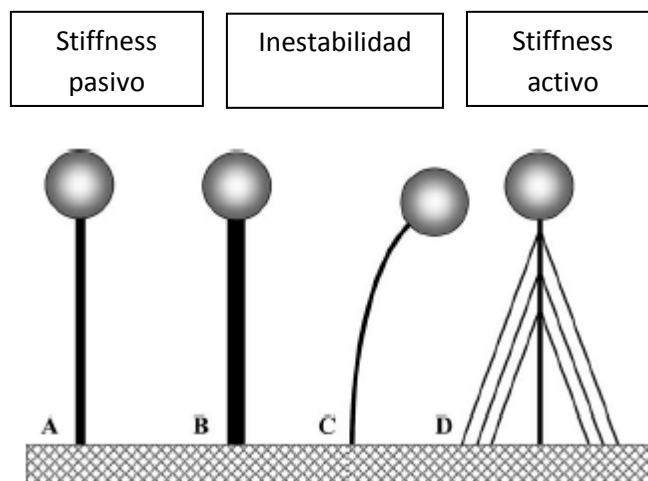


Figura 7. Imagen ilustrativa de la importancia de la estabilidad espinal. (A) Una columna con una carga crítica incrementará el riesgo de distensiones y de inestabilidad. (B). Una columna más rígida quedará estable. (C) Una columna débil o más flexible será inestable. (D) Esta columna inestable debe ser re-estabilizada mediante tirantes auxiliares. Tomado de Panjabi (2003).

Un dato que aproxima la importancia del componente muscular sobre la estabilidad lumbar indica que “*in vivo*”, la columna puede asumir cargas compresivas de hasta 6.000 newtons en muchas de las actividades de la vida diaria (McGill & Norman 1986), llegando hasta los 18.000 newtons en competiciones de powerlifting (Cholewicki, McGill & Norman, 1991)¹. Esta gran diferencia en la capacidad de absorber las cargas compresivas es debida al adecuado acondicionamiento muscular de los músculos de la región lumbo-abdominal. Así ha quedado evidenciado en un reciente estudio donde el doctor McGill ha registrado que en ejercicios que exceden la capacidad de fuerza de la cadera –*actividades de strongman*²–, se pueden llevar a cabo gracias al esfuerzo de los músculos lumbo-abdominales que permiten estabilizar la columna y asistir las deficiencias de fuerza (McGill, McDermott & Fenwick, 2009b).

¹ Competición de fuerza máxima, consistente en la ejecución de los ejercicios de sentadilla, peso muerto y press de banca donde es comparada la capacidad máxima voluntaria de levantamiento de peso para cada uno de los ejercicios citados.

² Competición basada en tareas que exigen niveles de fuerza muy grandes. Entre estas actividades destacan: *el paseo del granjero, llevar peso sobre una mano y desplazarse, caminar con un yugo enorme, caminar transportando barriles, levantamiento de tronco, tirones de ruedas, levantamiento Atlas de piedras.*

De la razón expuesta anteriormente se puede concluir que la inestabilidad de la columna lumbar se puede controlar mediante la rigidez (*stiffness*) muscular (Panjabi, 1992a,b; Cholewicki, Panjabi & Khachatryan, 1997). Por tanto, un adecuado estatus muscular de los grupos musculares de la región lumbo-abdominal permitirá mantener una adecuada estabilidad espinal.

Una vez, definido el concepto de inestabilidad lumbar, zona neutra y justificada la importancia del componente muscular, serán expuestos los aspectos más relevantes de la estabilidad lumbar.

3. ESTABILIDAD ESPINAL.

Llegado a este punto, resulta necesario clarificar la nomenclatura utilizada para el presente trabajo. Debido a la gran producción de textos relacionados con el entrenamiento de la faja lumboabdominal, predominantemente en lengua anglosajona, existen en ocasiones confusiones conceptuales.

A modo de ejemplo, Akuthota y Nadler (2004) recopilan la gran cantidad de sinónimos que tiene el concepto core: *estabilización lumbar, estabilización dinámica, control de la columna neutra, fusión muscular, estabilización de tronco, entrenamiento de control motor.*

A continuación, son propuestas las siguientes definiciones diferenciadas y operativas utilizadas para el presente trabajo con el fin de ser operativo:

a. Estabilidad.

Una definición simple y operativa de estabilidad para el contexto que nos compete sería:

“La habilidad y/o capacidad que permite recuperar la posición inicial de equilibrio tras una perturbación o inestabilidad (Delitto & Rose, 1992; Fenwick, Brown & McGill, 2009)”.

Los procesos de estabilidad lumbar pueden ser definidos como los eventos estáticos y dinámicos –incluyendo posición estática, movimiento controlado, alineamiento en posturas mantenidas y patrones de movimiento- que reducen la tensión en los tejidos pasivos, evitando traumas y permitiendo una acción muscular eficiente (Barr et al., 2005).

Dentro del campo del entrenamiento resulta necesario hablar de estabilidad dinámica. Este concepto hace alusión a la habilidad de utilizar la fuerza y la resistencia muscular de una forma funcional en todos los planos de movimiento y de acción a pesar de los cambios en el centro de gravedad (Bliss & Teeple, 2005).

b. Core.

Atendiendo a la reciente definición propuesta por el doctor Behm, el core integraría al conjunto del esqueleto axial y todos los tejidos blandos con inserción proximal sobre el esqueleto axial independientemente de si la inserción distal se ubica en el esqueleto axial o apendicular (Behm, Drinkwater, Willardson & Cowley, 2010).

c. Core Stability.

Es la habilidad del complejo neuromuscular lumbo-pélvico de prevenir las distensiones en los ligamentos de la columna vertebral y la capacidad de devolver el equilibrio tras una perturbación. Permite producir, transferir y controlar las fuerzas y los movimientos de las extremidades –tanto superiores como inferiores en actividades de cadenas cinéticas integradas. Por lo tanto, se debe aludir al producto del control motor y la capacidad muscular (Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne & Davis, 2004). La estabilidad lumbar se refiere a la integridad funcional y mecánica de las estructuras implicadas en la estabilidad, dentro de sus rangos fisiológicos (Le, Davidson, Solomonow, Zhou, Lu, Patel & Solomonow, 2009).

Tal y como recogen Barr et al. (2005) en su revisión, el concepto de estabilidad espinal (*o core stability*) comienza a ser utilizado por la comunidad científica a partir de 1970, definiendo la estabilidad como un proceso dinámico que incluye posiciones estáticas y movimientos controlados (Barr et al., 2005).

2.2.2. MECANISMOS QUE ASEGURAN LA ESTABILIDAD ESPINAL: Importancia del subsistema activo.

El prestigioso doctor Panjabi ha orientado su actividad investigadora a poder entender la capacidad de estabilidad de la columna lumbar. Gracias a sus múltiples ensayos, el doctor Panjabi propuso un modelo de 3 subsistemas separados pero interrelacionados que actúan sinérgicamente (figura 8) para asegurar la estabilidad espinal lumbar (Panjabi, 1992a,b, 2003).

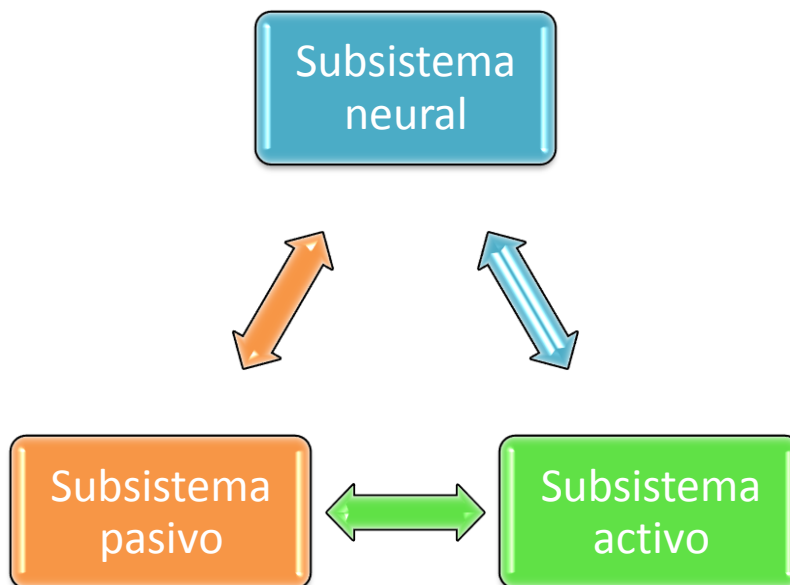


Figura 8. Relación entre los subsistemas, que permiten asegurar la estabilidad espinal, a partir de Panjabi (1992a,b; 2003).

Los protagonistas principales de cada uno de los tres subsistemas son (Panjabi, 1992a,b, 2003).

- El **sistema activo** está conformado por la presión intraabdominal, la fascia toracolumbar y los músculos que han sido descritos específicamente como core.
- El **sistema pasivo** es la columna vertebral y sus estructuras no contráctiles- ligamentos, discos etc.
- El **sistema neural** –activación del sistema activo a través del control neurológico-.

La importancia del acondicionamiento y coordinación de los grupos musculares colindantes de la región lumbo-pélvica sobre la estabilidad lumbar ha sido ampliamente demostrado (Wilke et al., 1995; Panjabi, 1992a,b; McGill, 2007; Cholewicki et al., 1997).

La cantidad de tensión muscular para evitar la lesión y preservar la integridad de la columna lumbar, siempre y cuando, se mantenga la posición neutra (Cholewicki & McGill, 1996; Cholewicki et al., 1997), parece ser mínima, de hecho, Cholewicki et al. (1997) han encontrado que, para actividades realizadas en bipedestación sin carga, para estabilizar la región lumbar resultan suficientes activaciones cercanas al 2-3% de la capacidad máxima. En esta misma línea, otros autores han sugerido que con niveles de activación inferiores a 25% de la máxima capacidad de fuerza voluntaria sería suficiente (Cresswell, Oddson & Thorstensson, 1994), aunque también han sido sugerido que activaciones cercanas al 10% de la capacidad máxima cubrirían las demandas de estabilidad (McGill, 2007). Esta tensión mínima que permite preservar la integridad y estabilidad de la columna lumbar ha sido denominada como estabilidad suficiente (McGill et al., 2003; McGill, 2007). Esta tensión muscular generada a través de la coactivación muscular permite incrementar la *stiffnes* o rigidez activa de la región lumbar.

Pese a conocer que la estabilidad suficiente se logra con niveles bajos de actividad muscular (Cresswell et al., 1994; McGill, 2007), ha sido encontrado que mayores niveles de actividad muscular generarán mayores márgenes de seguridad

(Cholewicki & McGill, 1996). Es conocido que, gracias a la coactivación muscular de los músculos que envuelve la región lumboabdominal, se puede incrementar entre un 36 y un 64% la estabilidad espinal (Granata & Marras, 2000).

Por lo tanto, una musculatura lumbo-abdominal bien acondicionado permitirá asumir todas las cargas que recibe la espalda a lo largo del día (Hodges & Richardson, 1996) de igual, manera que las acontecidas en la realización de ejercicio físico y deporte, donde pueden destacarse las cargas repentinos e inesperadas, los desequilibrios y las perturbaciones (Hedricks, 2000; Kolber & Beekhuizen, 2007).

El estatus de los músculos lumboabdominales, y por ende, el rendimiento sobre la estabilidad lumbar, no solamente es dependiente de los niveles de fuerza, especialmente de la resistencia a la fuerza (McGill, 2007), sino que también genera gran influencia el adecuado patrón de coordinación muscular para obtener su mejor rendimiento (Gardner-Morse & Stokes, 1998; Kornecki, Kabel & Siemienski, 2001; McGill, 2007).

Los patrones coordinados de activación muscular entre los grupos musculares globales y los locales permitirán asegurar la estabilidad espinal (figura 9) –y mantener la zona neutra- durante las tareas de la vida cotidiana. Perder el control de la zona neutra por una reducción de cualquier subsistema de control de estabilidad durante cualquier tipo de levantamiento incrementa exponencialmente el riesgo de lesión en la columna lumbar (Maduri et al., 2008).

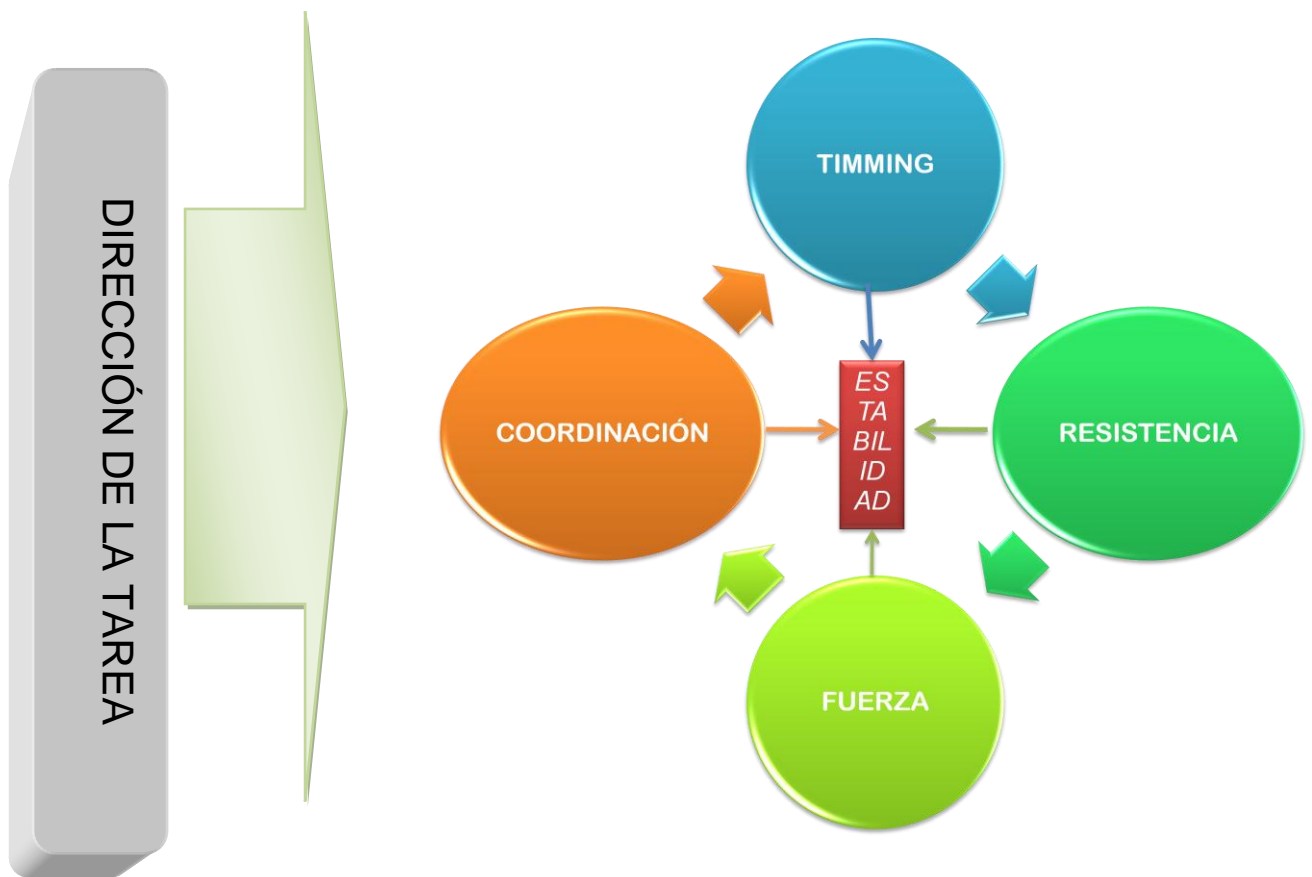


Figura 9. Interacciones de los factores intrínsecos y extrínsecos sobre la estabilidad lumbar.

Además de los adecuados patrones musculares, existe una variable extrínseca que influirá directamente sobre la estabilidad espinal. Se trata de la dirección de la tarea demandada la cual está fuertemente asociada a la actividad muscular (Granata & Orishimo, 2001; Kavcic et al., 2004).

Hasta el momento se ha hecho mención de los músculos lumboabdominales como aquellos encargados de asegurar la estabilidad lumbar. Tal y como ha sido desarrollado anteriormente, estos grupos musculares cumplen con una función muy importante. Debido a su importancia y al gran número de músculos involucrados, se le ha denominado conjuntamente con la palabra core, puesto que son músculos ubicados en el centro del cuerpo.

Así mismo, el concepto core stability define la habilidad de estos grupos musculares para estabilizar la columna lumbar. A continuación, serán desarrollados los argumentos que sustentan la importancia del core stability.

2.2.3. CORE STABILITY.

La columna sirve como soporte sobre la que cimentar los movimientos funcionales de las extremidades, tanto inferiores como superiores, por lo tanto, puede ser entendido como el eje generador del movimiento humano (Leetun et al., 2004; Liehmon, 2005; Kibler, Press & Sciascia, 2006). Específicamente la región del core (entendido como centro del cuerpo) es el punto donde se ubica el centro de gravedad del cuerpo humano y, por tanto, es el origen y punto de partida de los movimientos (Kibler et al., 2006).

La musculatura que envuelve la región lumbo-pélvica (core) -29 pares de músculos- cumple con dos grandes funciones que resultan antagónicas entre sí, pero a su vez necesarias para la funcionalidad total de la persona. Se trata de la estabilidad y la movilidad. Su adecuada combinación está determinada por la correcta coordinación entre los músculos que rodean la región lumbar (Richardson & Jull, 1995; Akuthota & Nadler, 2004).

El conjunto de estos músculos ha sido denominado core y siguiendo el ejemplo ilustrativo de una caja (figura 10) propuesto por Akuthota y Nadler, (2004), están conformados por:

- Los músculos abdominales por la parte frontal.
- Los músculos paraespinales y glúteos para la espalda.
- El diafragma en el techo
- Musculatura del suelo pélvico y (de la cintura escapular en el suelo).

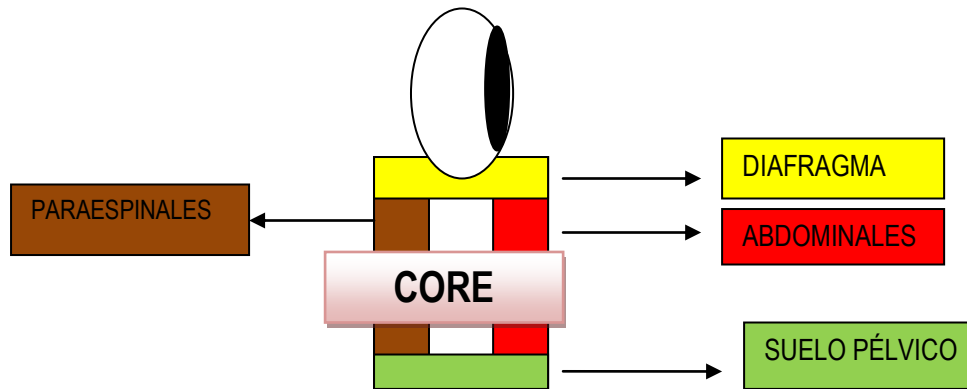


Figura 10. Gráfico ilustrativo de la colocación de los principales grupos musculares que componen el core. A partir de Akuthota & Nadler (2004).

Además de su ubicación, estos músculos pueden ser diferenciados por su funcionalidad. Tradicionalmente, y basado en el citado trabajo del doctor Bergmark se ha realizado una clasificación de los músculos del core bajo su condición de estabilizadores. Para este autor pionero, existen dos tipos de músculos que afectan a la estabilidad. Por un lado, están los músculos estabilizadores globales y por otro lado están los grupos musculares estabilizadores locales.

Atendiendo a tarea-dependencia en la activación de los músculos del core (Kavcic et al., 2004) debe establecerse un criterio de definición funcional basada en la capacidad de estabilidad en función de la dirección de la inestabilidad (O'Sullivan, 2000).

- En primer lugar, aparecen aquellos músculos que proporcionan estabilidad en el plano sagital: *recto abdominal, transverso del abdomen, erector espinal, multifidus, glúteo mayor e isquiosurales.*
- En segundo lugar, son englobados aquellos músculos que controlan la estabilidad en el plano frontal: *glúteo mediano, glúteo menor, cuadrado lumbar y adductores de la cadera.*
- En el último grupo, aparecen aquellos músculos encargados de realizar la estabilización en el plano transversal: *glúteo mayor, glúteo medio, piriforme, cuadrado femoral, obturado interno, obturado externo, oblicuo interno, oblicuo externo, iliocostal lumbar y multifidus.*

Aunque en los textos clásicos sobre estabilidad lumbar no son mencionados con la importancia que les corresponde, la presión intra-abdominal, el diafragma, el suelo pélvico y la tensión de la fascia toraco-lumbar deberían conformar un cuarto grupo funcional encargado de asegurar la posición fisiológica de la columna lumbar (Hodges & Richardson, 1997).

1. IMPORTANCIA DEL CORE STABILITY PARA LA SALUD DE LA COLUMNA.

Tal y como ha sido afirmado por el doctor Panjabi (1992a,b), el movimiento de cada segmento es activamente controlado por los músculos, y los patrones de activación de los mismos será dependiente de la tarea y la inestabilidad impuesta (Cholewicki & VanVliet, 2002; Kavcic et al., 2004; Granata & Orishimo, 2001; Cholewicki & VanVliet, 2002; Kavcic et al., 2004; Sánchez-Zuriaga et al., 2009; Masani et al., 2009).

El core stability está involucrado en las actividades de la vida diaria (Scannell & McGill, 2003; McGill et al., 2003). Debe ser recordado que la columna vertebral se comporta como un generador de movimiento (Leetun et al., 2004), por lo tanto, resulta necesario un adecuado acondicionamiento para los movimientos funcionales (Hodges & Richardson, 1999; Santana, Vera-García & McGill, 2007). Su adecuado estatus está relacionado con la calidad motriz durante las actividades de la vida diaria (Colado et al., 2008). Así mismo, un dato que fue desvelado por los prestigiosos investigadores australianos liderados por la doctora Richardson, demuestra que para mantener una adecuada actitud tónico-postural es necesaria una buena capacidad de co-contracción isométrica del core durante situaciones funcionales de la vida cotidiana (Richardson et al., 1990).

De igual manera el core stability está vinculado al riesgo de lesión en la región lumbar. Es conocido que un incremento de la zona neutra *–llegando a la flexión máxima–* puede liderar un mayor incremento de riesgo de sobreestiramiento ligamentario, siendo una causa potencial de inestabilidad lumbar (Sharman, Langrana &

Rodriguez, 1995) además de incremental el riesgo de herniación discal posterior (McGill, 1997).

De forma añadida debe ser indicado, que al sobrepasar los límites fisiológicos y aproximarse a la flexión lumbar máxima la capacidad estabilizadora de los erectores espinales se reduce, incrementado con ello, el riesgo de lesión sobre los elementos pasivos que se encontrarán sobresolicitados (McGill et al., 2000).

La importancia de la fuerza de la región del core, y en especial de los erectores espinales para mantener la zona neutra, fue demostrada contundentemente por un estudio llevado a cabo por Debeliso, O'Shea, Harris, Adams & Climstein (2004), quienes observaron el nivel de deformación discal en la región lumbar y lo correlacionaron con mediciones de fuerza de grupos musculares del core. Tras esta interesante intervención encontraron que los sujetos con mayores niveles de fuerza muscular –especialmente en los erectores espinales- obtenían menores deformaciones discales en levantamientos de peso con las piernas extendidas.

Muchos autores han manifestado que la debilidad muscular es una situación que podría desencadenar dolor de espalda baja, resultando la resistencia a la fuerza la capacidad más importante a desarrollar (Biering-Sorensen, 1984; Chok, Lee, Latimer, Tan, 1999; McGill, 2007).

En este sentido diversos comunicados científicos han expuesto que una zona central o core débil desencadenará una descenso en la eficiencia biomecánica y un incremento de riesgo de lesión (Leetun et al., 2004). Tanto es así, que el adecuado acondicionamiento de la región lumbo-abdominal ha sido asumido como un factor de gran importancia en la prevención de lesiones (Leetun et al., 2004). Las alteraciones en el control muscular local y global pueden desencadenar disfunciones en los patrones de activación que contribuirán a generar inestabilidad espinal y con ello, incrementar el riesgo de lesión (Beith, Synnott & Newman, 2001).

2. IMPORTANCIA DEL CORE STABILITY Y LAS LESIONES DEL MIEMBRO INFERIOR.

Es conocido que el control de la región del core influye directamente sobre la cinemática y la cinética de los miembros inferiores. Por ejemplo, el estudio dirigido por Farrokhi, Pollard, Souza, Chen, Reischl & Powers (2008) demuestra como la realización del lunge o ejercicio de tijera para miembros inferiores, con el tronco inclinado hacia delante incrementa el torque extensor en la cadera, y con ello, la actividad muscular de los grupos musculares encargados de dicha acción. Por su parte, si el tronco se mantiene recto, no existen modificaciones en la actividad muscular.

Esta relación entre el core stability y los miembros inferiores, puede incidir en el riesgo de lesión. A esta conclusión llegaron Willson, Dougherty, Ireland & Davis, (2005) quienes observaron que un adecuado core stability lidera mejoras sobre el mantenimiento espinal que reducirá el riesgo de lesión de rodilla.

El mecanismo de lesión de la rodilla ha sido relacionado con el core. Así pues, ha sido hipotetizado que la posición pélvica influirá con el grado de rotación interna y adducción del fémur, posición que ha sido definida como “posición de no retorno”, puesto que compromete la translación anterior tibial y con ello, incrementará el riesgo de lesión en el ligamento cruzado anterior (Ireland, 2002).

3. IMPORTANCIA DEL CORE STABILITY SOBRE EL RENDIMIENTO DEPORTIVO.

Cuando se habla de rendimiento deportivo, el core también cobra gran importancia tanto en deportistas con lumbalgias (Kolber & Beekhuizen, 2007) como asintomáticos (Brown, 2006). Revisiones como la publicada por Hedrick (2000) recopilan datos de los estudios más destacados con los que concluyen que un adecuado desarrollo del core stability permite una mayor capacidad de potencia, mayor eficiencia neuromuscular y reducción del riesgo de lesiones. Un claro ejemplo lo proporciona el estudio de Abt, Smoliga, Brick, Jolly, Lephart & Fu. (2007), quienes encuentran que la fatiga del core durante la acción de pedalear –en 15 ciclistas de competición-, puede ser motivo de una modificación en la mecánica de la pedalada y un incremento del riesgo de lesión. En la misma línea están los resultados obtenidos por Nesser, Huxel, Tincher & Okado, (2008), quienes encuentran una moderada relación entre el rendimiento de fuerza y potencia en jugadores de fútbol americano de primera división y los niveles de fuerza del core.

De igual manera, ha sido corroborado en deportistas recreacionales corredores en la distancia de 5.000 metros, a quienes un core adecuadamente acondicionado repercutió positivamente sobre el rendimiento en dicha prueba (Sato & Mokha, 2009).

Estas mejoras pueden ser explicadas basándose en la sumación de fuerzas. Las extremidades fuertes y el core fuerte, permite una sumación de fuerzas que desembocarán en movimientos eficientes (Tse et al., 2005). Un ejemplo basado en datos cuantitativos es presentado por Santana y colaboradores, quienes comunican que la fortaleza del core es un factor que puede limitar la generación de fuerza en movimientos de empuje en bipedestación (Santana et al., 2007).

Pese a los resultados anteriormente expuestos sobre la relación del core stability y el rendimiento deportivo, en este aspecto de la investigación tampoco existe un consenso fundamentado, puesto que, por un lado existen evidencias que han demostrado que la intervención de un programa de fortalecimiento del core puede generar beneficios al rendimiento específico de una disciplina deportiva. Mientras, por otro lado, existen evidencias que muestran lo contrario.

Así pues, encontramos trabajos que no encuentran mejoras de rendimiento en la disciplina deportiva, motivada por las mejoras acontecidas en el core tras una intervención basada en un entrenamiento específico para la región.

La investigación de Stanton y colaboradores (Stanton et al., 2005) falló a la hora de encontrar una relación positiva entre la fuerza del core y la economía de carrera – controlada mediante el VO_2 máx-. Los investigadores encontraron que tras un periodo de intervención basado en el entrenamiento con Fitball®, los corredores mejoraron sus parámetros específicos de core stability pero no así, los parámetros de rendimiento de la especialidad deportiva. Resultados muy similares fueron comunicados por Tse et al. (2005).

Estos datos proporcionan un indicio muy consistente de que las mejoras del core stability resultan muy específicas de la tarea o habilidad, al igual que sucede con el entrenamiento en general (Morrisey, Harman & Jonson, 1995; Wilmore & Costill, 2007; Reilly, Morris & White, 2009).

4. IMPORTANCIA DEL ENTRENAMIENTO DEL CORE STABILITY.

Diversas autoridades del conocimiento de la espalda aseguran que la debilidad muscular resulta una causa de dolor de espalda baja de gran afectación en la sociedad, estableciendo que la manifestación de la resistencia a la fuerza resulta un factor de gran importancia, tanto en la prevención como en el tratamiento (Biering-Sorensen, 1984; Chok et al., 1999; McGill, 2007).

Cuando la biomecánica fisiológica de la columna lumbar se ve alterada –como en el caso de lesiones traumáticas, alteraciones posturales, desequilibrios musculares entre otras- se genera debilidad muscular y pérdida de control muscular, desembocando en un incremento notable del riesgo de lesión en acciones donde la estabilidad lumbar entre en compromiso (Cholewicki & McGill, 1992; McGill, 2007).

La lesión y el dolor pueden liderar cambios en el control motor originando problemas perpetuos generando dolores y molestias crónicas (Haavik & Murphy, 2008). Así mismo, las alteraciones en el control muscular tanto a nivel local, como a nivel global pueden desencadenar disfunciones en los patrones de activación que contribuirán a generar inestabilidad espinal (Beith et al., 2001). En un estudio clásico se concluye que el timing de activación o tiempo de activación resulta un factor importante en la estabilidad de la columna lumbar (Hodges & Richardson, 1999). Si estuviera perjudicado esta capacidad existirá un incremento del riesgo de lesión (Hodges & Richardson, 1999).

A la hora de establecer un programa específico de entrenamiento para la estabilidad debe atenderse a la gran diferencia entre demandas de estabilidad entre la población sedentaria, o activa recreacional y el sector deportivo. En este sentido las actividades cotidianas de la vida diaria están caracterizadas por una baja carga y una baja velocidad (Jiménez, 2003), mientras que por su parte, los gestos deportivos están caracterizados por grandes cargas, resistencias y movimientos dinámicos (Hedrick, 2000; Hibbs, Thompson, French, Wrigley & Spears, 2008), esta situación requerirá un entrenamiento diferente con respecto a los deportistas.

2.3. ENTRENAMIENTO DEL CORE STABILITY.



2.3.1. FORTALECIMIENTO DEL CORE STABILITY.

En el punto precedente ha sido desarrollada la necesidad de mantener un nivel adecuado de fortalecimiento para los grupos musculares del core, resultando diferentes las necesidades de estabilidad entre deportistas y población general.

Para conseguir un nivel de fortalecimiento del core que garantice la estabilidad de la columna lumbar y evitar riesgo de lesión además de mejorar el rendimiento, resulta necesario el entrenamiento específico (Willardson, 2004, 2007).

La literatura disponible evidencia los beneficios del entrenamiento y la sensibilidad de los músculos del core al entrenamiento, tanto en pacientes con dolor de espalda baja como en sujetos asintomáticos y deportistas.

Con el fin de asegurar la eficiencia de los ejercicios seleccionados para el fortalecimiento del subsistema activo, la ciencia se vale de la electromiografía.

La electromiografía (EMG) es una técnica por la cual se monitorea y registra la excitabilidad de las membranas ya que registra los cambios en el potencial de membrana que están asociados con la propagación de los potenciales de acción (Enoka, 1988).

La definición clásica de electromiografía es la propuesta por Basmajian & De Luca (1985) en su manual básico "*Muscles Alive*". Estos expertos de la materia describen la electromiografía como una técnica experimental que registra y analiza las señales mioeléctricas. Estas señales están formadas por variantes fisiológicas en el estado de las membranas de las fibras musculares.

La electromiografía es una técnica que permite el estudio de los potenciales de acción del músculo. Aporta información sobre el estado en que se encuentran los diferentes componentes de la unidad motora (UM). Por ello, esta técnica ha sido ampliamente utilizada en el campo clínico para el diagnóstico e incluso el tratamiento – siendo sinergista a otras técnicas- de diversas patologías relacionadas con la unidad motora (para una ampliación acudir a las referencias de Ibarra, Pérez, Fernández, 2005; Pastor, 2006).

Por lo tanto, la electromiografía registra las corrientes eléctricas que activan las fibras musculares. Durante la contracción muscular el potencial de acción viaja a través de los tejidos subyacentes al músculo y son recogidos por los electrodos –ya sean intramusculares o de superficie- (De Luca, 1997).

Esta técnica aporta una valiosa información relacionada con la capacidad funcional del sistema neuromuscular, sin embargo, no está exenta de potentes limitaciones.

La principal limitación de esta técnica de monitorización y registro es descrita por los ya citados Basmajian & De Luca (1985) quienes advierten que existe una evidente carencia de selectividad de los electrodos, y por tanto, el registro de la EMG resultará de la sumación de los potenciales de acción de diversas fibras musculares. Algunos autores han bautizado a este fenómeno de interferencia de los músculos de alrededor como el “*cross talk*” (De Luca, 2002), siendo un aspecto del estudio de la electromiografía que está siendo ampliamente estudiado en los últimos años (Dimitrova & Dimitrov, 2003; Farina, Merletti, Indino, Nazzaro & Pozzo, 2002; Farina, Merletti, Indino & Graven-Nielsen, 2004; Merlo, Manca, Cavazza, Ferraresi & March, 2009).

En el interesante monográfico de De Luca (1997) advierte de tres principales factores que afectarán a la señal registrada por la EMG. En primer lugar, cita la posibilidad de registrar fibras musculares subyacentes, en segundo lugar, alude a diversos factores biomecánicos y finalmente cita como potencial riesgo la velocidad de ejecución de los movimientos.

Con sus virtudes y sus defectos, la EMG resulta una herramienta utilizada en el estudio de la salud integral de la columna lumbar. En términos clínicos permite registrar la presencia de dolor causado por la redistribución de los patrones de activaciones entre los músculos del core (Oddsson y DeLuca, 2003; DeLuca, 1993). El estudio de la EMG en la región lumbar ha sido ampliamente utilizada tanto en poblaciones con dolor de espalda, como entre sujetos sanos (Farina, Gazzoni & Merletti, 2003; Soderberg & Knutson, 2000).

Específicamente, el estudio de EMG de la región lumbar resulta de una gran complicación debido a la compleja estructura anatómica por la que es formada (Clark et al., 2002), aunque ha sido ampliamente utilizada (De Luca, 1993; et al., 2003;

Soderberg & Knutson, 2000; Arokoski, Valta, Airaksinen & Kankaanpää., 1999; Callaghan et al., 1998).

A continuación serán descritos los efectos más destacables del entrenamiento del core en diferentes poblaciones gracias a los estudios electromiográficos.

1. ENTRENAMIENTO DEL CORE STABILITY EN POBLACIÓN CON AFECTACIÓN DE LA REGIÓN LUMBAR.

Trabajos de revisión recientes han recopilado información suficiente como para poder afirmar que el entrenamiento de control motor lumbo-pélvico, que incluye el entrenamiento de los músculos profundos tiene gran aplicación entre poblaciones específicas con alteraciones en la región lumbar (Ferreira, Ferreira, Maher, Herbert & Refshauge, 2006), no teniendo la misma magnitud de efecto en la población sana (Hauggaard & Persson, 2007).

En condiciones de dolor lumbar, el entrenamiento adecuado, puede generar una reorganización del control motor, incrementar la fuerza útil y disminuir el riesgo de lesión (Panjabi, 2006).

Las tareas de aprendizaje permiten un incremento de la tensión mínima del core en pacientes con dolor de espalda baja (LBP por sus siglas en inglés *low back pain*) además de descender el dolor (Akbari, Khorashadizadeh & Abdi, 2008).

De igual manera, los programas terapéuticos pueden ayudar a modificar posturas extremas de la región lumbar (hipolordosis o hiperlordosis) reduciendo el riesgo de lesión durante las actividades de la vida diaria y las actividades laborales (Scannell & McGill et al., 2003).

2. ENTRENAMIENTO DEL CORE STABILITY ENTRE POBLACIÓN ASINTOMÁTICA.

Es conocido que, los programas específicos de fortalecimiento del core resultan efectivos a la hora de incrementar la fuerza del complejo lumbo-pélvico y reducir el riesgo de lesión de dolor de espalda baja y mejorando la capacidad de estabilización (Hides, Jull & Richardson, 2001; Cosio-Lima, Reynolds, Winter, Paolone & Jones, 2003; Carter, Beam, McMahan, Barr & Brown, 2006; Carpes et al., 2008).

Los déficits de control neuromuscular pueden ser subsanados con un programa de entrenamiento apropiado (Barr et al., 2005). Específicamente ha sido demostrado que durante un programa específico de estabilización lumbar de 4 semanas se ve incrementada la habilidad a la hora de realizar progresivamente ejercicios de estabilidad lumbar con mayor complicación (Hagins, Adler, Cash, Daugherty & Mitrani, 1999).

La aplicación de entrenamiento sobre superficie inestable mejora el equilibrio y la actitud postural. Sobre esta última variable ha sido inferido que las superficies inestables pueden incrementar la actividad de los mecano-receptores, facilitando así, los reflejos motores envueltos en la estabilidad y el equilibrio (revisión del Anderson & Behm, 2005).

La aplicación de entrenamientos inestables están basados en repentinos cambios posturales y movimientos inconscientes que estimularán los nervios, facilitando la adquisición más rápida de información sensorial musculo-articular incrementando la eficacia y eficiencia en los procesos del sistema nervioso central (Gruber & Gollhofer, 2004).

3. ENTRENAMIENTO DEL CORE STABILITY ENTRE POBLACIÓN DEPORTISTA.

No existe un consenso concluyente sobre los efectos del entrenamiento de core en deportistas. Tal y como ha sido descrito en apartados precedentes.

A priori, parece existir evidencia empírica que apoya la aplicación del entrenamiento del core en deportista puesto que permite una mayor capacidad de potencia, mayor eficiencia neuromuscular y reducción del riesgo de lesiones (Hedrick, 2000). En este sentido, recientemente se han publicado varios trabajos que comunican una mejora moderada en el rendimiento deportivo, tras un periodo de entrenamiento para el core stability (Nesser et al., 2008; Sato & Mokha, 2009).

No obstante, es necesaria una mayor investigación en este campo con el fin de discernir la magnitud de efecto del entrenamiento del core sobre el rendimiento en deportistas de rendimiento, puesto que existe controversia entre los datos publicados actualmente (Tse et al., 2005, Stanton et al., 2005).

2.3.2. CORE TRAINING.

Hasta el momento se ha hablado del entrenamiento específico de la región lumbo-pélvica o del core stability en términos generales. A continuación, serán concretadas las diversas formas de fortalecimiento del core.

A lo largo del tiempo, han sido diseñados diferentes tipos de intervenciones para el fortalecimiento del core stability. Todas y cada una de las intervenciones deben ser diseñadas con el objetivo de incrementar la función muscular de los músculos que gobiernan la estabilidad del tronco. Bajo esta filosofía, el entrenamiento específico del core debe ser denominado core training, core stability o stability training (Marshall & Murphy, 2005).

El concepto de “*stability training*” o entrenamiento de estabilidad define a la manipulación sistemática y progresiva de las variables necesarias para fortalecer los grupos musculares de la región del core, y con ello, mejorar la eficiencias de los patrones de coordinación muscular³ para asegurar la estabilidad lumbar.

El objetivo principal que debe cubrir el entrenamiento de estabilidad debe ser el incremento del stiffness y la estabilidad de la región lumbar y debe pretender la optimización de la función de los músculos que tienen mayor protagonismo sobre la estabilidad lumbar.

Se puede hablar de distintos tipos de aplicación de los ejercicios para el tronco. Deben destacarse la propuesta elaborado por Mayer, Mooney & Dagenais (2008) realizada en función de los aparatos de entrenamiento (Tabla 3), y la de Liebenson (2004) muy similar la de otros autores como Norris (1995) y O’Sullivan (2000) en donde se organizan los ejercicios en función de la aplicación de estos ejercicios.

³ Alude a la organización temporal y de activación de los grupos musculares involucrados en alguna función.

Tabla 3:

Clasificación de los ejercicios para el tronco.

Clasificación de los ejercicios para el tronco según Mayer et al., (2008)	Máquinas
	Bancos y sillas romanas
	Peso libre
	Balones de estabilidad

Nota. Tomado de Mayer et al., (2008).

Aunque resulta una aceptable clasificación, parece más acertada la clasificación propuesta por el reputado doctor Liebenson (2004), muy similar a las planteadas por el doctor Norris (1995) y O'Sullivan (2000) (figura 11). Esta propuesta aporta la siguiente clasificación para el desarrollo de programas de ejercicio en progresión para la estabilización espinal.

Ejercicios introductoros. Estos ejercicios están orientados a que el paciente encuentre su propio rango funcional de la columna lumbar.

Entrenamiento con patrones de baja carga y resistencia de la estabilidad.

Acoplamiento de los patrones de estabilidad en actividades funcionales, orientado al incremento del rendimiento durante actividades de la vida diaria y de la vida diaria laboral, o demandas deportivas.

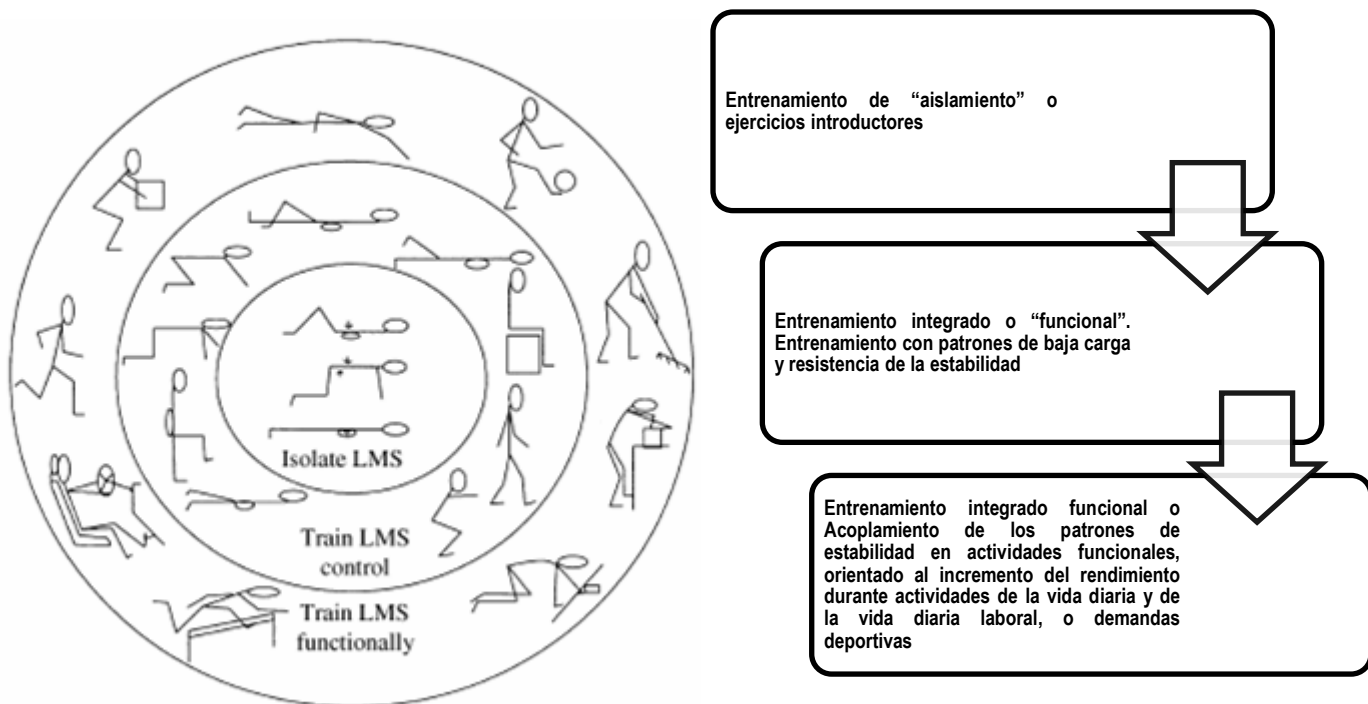


Figura 11. Las 3 fases principales de la rehabilitación lumbar basadas en el aprendizaje motor Modificada de O'Sullivan (2000).

Atendiendo a las clasificaciones mencionadas anteriormente se han recopilado las diversas estrategias de entrenamiento de los músculos del core.

1. ENTRENAMIENTO DE "AISLAMIENTO" O EJERCICIOS INTRODUCTORES (SEGÚN LIEBENSON 2004).

En las últimas décadas ha existido un especial interés en conocer la participación de la musculatura del tronco durante ejercicio de aislamiento⁴. Bajo esta concepción, los músculos que han sido sometidos a entrenamiento han sido los principalmente movilizados, obviando en muchas ocasiones su papel como estabilizadores globales (Norris, 1999). A tal respecto, existe una gran producción científica, tanto para los grupos musculares flexores como para los extensores (Konrad, Schmitz & Denner, 2001; Knudson, 2001; Willet, Hyde, Uhrlaub, Wendel & Karst, 2001; Clark, Holt &

⁴ El aislamiento no existe. Entrenar los músculos de una forma selectiva resulta imposible. Georgopoulos, A.P. (2000). Neural aspects of cognitive motor control. *Current Opinion of Neurobiology*, 10(2), 238-241.

Sinyard, 2003; Parfrey, Docherty, Workman & Behm, 2008; Vera-García, Flores-Parodi, Elvira & Sartí, 2008; Monfort-Pañego, Vera-García, Sánchez-Zuriaga & Sartí-Martínez, 2009).

Otra prueba de la importancia que había cobrado el fortalecimiento de los músculos movilizadores lo encontramos en la cantidad de dispositivos comerciales aparecidos con el fin de incrementar la actividad muscular de los grupos musculares implicados. La literatura científica han estudiado los niveles de reclutamiento muscular obtenidos para los principales grupos musculares durante la realización del curl-up (enrollamiento) en el suelo, y con la utilización de cualquier dispositivo aparecido en el mercado con ese fin. De la gran cantidad de trabajos publicados, solamente unos pocos estudios han demostrado su eficacia para este fin (Wardnen, Wajswelner & Bennell, 1999; Sternlicht & Rugg, 2003; Sternlicht, Rugg, Bernstein & Armstrong, 2005; Petrofsky, Cuneo, Dial, Morris, Pawley & Hill, 2005; Escamilla, Babb, DeWitt, Jew, Kelleher, Burnham et al., 2006).

2. ENTRENAMIENTO INTEGRADO O “FUNCIONAL”. ENTRENAMIENTO CON PATRONES DE BAJA CARGA Y RESISTENCIA DE LA ESTABILIDAD (*SEGÚN LIBENSON, 2004*).

Derivado del entrenamiento de estabilidad han aparecido movimientos, escuelas y filosofías de entrenamiento, las cuales han definido las peculiaridades de su sistema de entrenamiento bajo el nombre del entrenamiento funcional o entrenamiento integrado.

Existen diversos intentos de consensuar la definición de entrenamiento funcional, a continuación son presentados, los que centran adecuadamente el concepto.

Cosio-Lima et al. (2003) definen entrenamiento funcional como la capacidad del sistema neuromuscular para realizar estabilización estática y dinámica *–tanto en concéntrico como en excéntrico–* en respuesta a la gravedad, fuerzas reactivas y momento de fuerza. Por lo tanto, los buenos ejercicios de estabilización funcional serán

aquellos que serán realizados reproduciendo patrones de estabilidad adecuados mientras son cubiertas otras tareas motrices simultáneamente (McGill et al., 2003).

Este tipo de programas resultan de gran interés puesto que lideran el fortalecimiento de los músculos estabilizadores que actúan en movimientos de transición como por ejemplo levantarse (McGill, 2007).

Las metodologías de entrenamiento estabilizador específicos ha resultado ser muy efectiva en población con dolores de espalda (Koumantakis, Watson & Oldham, 2005), y por tanto, ha sido ampliamente utilizada en el ámbito clínico-terapéutico.

No obstante, su aplicación y eficacia no será la misma si no está adecuadamente planificada y está incorporada dentro de un programa de progresión (Willardson, 2004), que en palabras del Dr Norris, se denomina *Integrated Back Stability* (Norris, 1995), pudiendo ser traducido como estabilidad de la espalda integrada. A continuación son detalladas las fases que integran la progresión.

a. Funcional calisténicos.

En este tipo de ejercicios quedarían englobados los ejercicios que sin la necesidad de cargas externas permiten una activación del core, puesto que genera inestabilidad lumbar (figura 12).

Este tipo de ejercicios han sido eficaces para reducir el dolor de espalda baja e incrementar la capacidad funcional en personas sintomáticas, con patologías como la espondilólisis, espondilolistesis o post-operatorios (O'Sullivan, Phytty, Twomey & Allison, 1997; Rassmussen-Bar, Nilsson-Wikmar & Arvidsson, 2003). También existen reportes sobre la eficacia de los ejercicios de estabilización y el control de la zona neutra para prevenir el dolor de espalda baja (Suni, Rinne, Natri, Statistisian, Parkkari & Alarante, 2006). De igual modo, ha sido mostrado eficaz dentro de los programas de rehabilitación post-parto (Stuge, Holm & Vollestad, 2006).



Figura 12. Ejercicio conocido como Supermán⁵ o *Bird Dog*, ejemplo representativo de los ejercicios funcionales calisténicos.

Los ejercicios terapéuticos calisténicos, en sujetos asintomáticos, resultan eficaces para activar la musculatura paraespinal, sobre todo en aquellos en las que son generadas cargas añadidas por diversas posiciones corporales o desequilibrios generados por las extremidades (Hides et al., 2001; Arokoski et al., 2001). Pero en muchas ocasiones, los niveles de activación no suponen un estímulo adecuado para el fortalecimiento de la región (Willardson, 2007; Pintar, Learman & Rogersm, 2009).

b. Entrenamiento calisténico utilizando superficies inestables.

La utilización de superficies inestables ha ganado popularidad recientemente en los gimnasios y los practicantes recreativos. En el campo de la rehabilitación, han sido utilizados principalmente para generar adaptaciones propioceptivas en los tratamientos post-operatorios y como entrenamiento preventivo. En el caso del Fitball®® o balón suizo, su aparición está relacionada con los juguetes y, posteriormente, a la rehabilitación neurológica de niños con parálisis cerebral, datándose en 1980 su

⁵ Este ejercicios es conocido como *birddog* e implica un ejercicio estático en el cual, desde una posición de cuadrupedia (con apoyo de rodillas y manos) se extiende una pierna y el brazo del lado contrario, manteniendo dicha posición. Ver figura 12.

aplicación específica sobre la región lumbar (Jakubek, 2007). La incorporación de bases inestables en el campo del entrenamiento tiene como objetivo principal favorecer una región lumbo-abdominal estable y eficiente neuromuscularmente.

Este fenómeno fue aplicado de forma mecánicamente intuitiva, puesto que, puede suponerse que los repentinos cambios posturales y desequilibrios ocasionados por la superficie inestable desencadenarán activaciones musculares para estabilizar la columna, tal y como ha sido evidenciado en diversos estudios de laboratorio (Vera-García, Elvira, Brown & McGill, 2007).

El gran interés de la estabilización dinámica mediante el entrenamiento inestable, es debido a la posibilidad de incrementar el control neuromotor del core stability para incrementar la estabilidad en condiciones dinámicas.

Por este motivo, en los últimos años, ha sido estudiado la aplicación de superficies inestables en la realización de ejercicios calisténicos orientados al fortalecimiento del core, registrándose incrementos de la actividad muscular cuando es comparado con su homónimo estable.

En un estudio de obligada mención, Vera-García et al. (2000) muestran como la realización de un ejercicio básico para los flexores de la columna, como el es curl-up, requiere de mayores demandas sobre el control motor. Registrando valores por encima de un 21% de la máxima contracción voluntaria (MVC) para el recto abdominales cuando se realizaban tareas con superficies inestables frente al suelo. Esta situación podría ser deseable para fases específicas en procesos de rehabilitación, puesto que permitiría generar un entrenamiento progresivo (Vera-García et al., 2000).

Una variable que afecta directamente a la activación musculares es la colocación del elemento inestable (Lehman, Gordon, Langley, Pemrose & Tregaskis, 2005; Marshall & Murphy, 2005). La importancia de esta variable ha sido corroborada en un estudio reciente donde fue observado que la actividad muscular de la parte alta del recto abdominal, la parte baja del recto abdominal y el oblicuo externo eran solicitados respectivamente un 66%, 93% y un 104% cuando la ubicación del Fitball®® era baja – región lumbar- frente a una posición alta –altura de las escápulas- (Sternlicht et al., 2007). Los resultados de ese interesante estudio quedan reflejados en la Tabla 4.

Tabla 4:

Valores medios y desviación estándar de los registros de la EMG obtenida en el estudio de Sternlicht et al. (2007).

	Parte alta del recto abdominal	Parte baja del recto abdominal	Oblicuo externo
<i>Fitball posición baja –región lumbar-</i>	1.66 ± 0.99	0.77 ± 0.50	0.57 ± 0.30
<i>Fitball® posición alta – colocación a la altura de las escápulas-</i>	1.00 ± 0.68	0.40 ± 0.27	0.28 ± 0.12
<i>Crunch tradicional</i>	1.27 ± 0.78	0.56 ± 0.32	0.46 ± 0.32

En un estudio destacable que fundamenta la utilización del Fitball® para obtener mejores rendimientos fue dirigido por Cosio-Lima, en este trabajo fue aplicado el mismo programa de fortalecimiento abdominal a un grupo de 15 mujeres que lo realizaron en el suelo y otro grupo de 15 mujeres que lo realizaron sobre un Fitball®. Los registros de EMG y los valores de equilibrio fueron mayores tras la intervención en el grupo que entrenaba con Fitball®. Pese a estos resultados, debe remarcarse que la fuerza medida con máquina específica isocinética no mostró modificaciones (Cosio-Lima et al., 2003).

Las posibles explicaciones a estos cambios positivos puede ser justificadas porque la aplicación de las superficies inestables afecta a la actividad muscular debido a la situación de desequilibrio constante que generará reajustes posturales constantes (Behm, Anderson & Curnew, 2002; Clark et al., 2003). Otro factor importante en el incremento de la activación muscular radica en la posibilidad de incrementar los grados de extensión lumbar en el punto de partida, durante los encogimientos si son comparados con los ejercicios realizados en el suelo (Behm et al., 2002; Naclerio & Forte, 2006). Un último factor que afectará a la actividad muscular es el estatus de entrenamiento del practicante (Willardson, 2004), en este sentido, Clark et al. (2003) subrayaron que los sujetos más experimentados muestran una tendencia a una mayor

activación de las fibras superiores del recto abdominal frente a las inferiores en la realización del ejercicio de encogimiento.

Además de las mejoras sobre los niveles de fuerza de los músculos del core, las superficies inestables permiten facilitar el aprendizaje del patrón temporal de activación muscular se basa en la utilización de las superficies inestables (Bressel, Willardson, Thompson & Fontana, 2009). Este mecanismo también podría explicar las mejoras reportadas por los estudios experimentales.

El incremento de la actividad muscular y la mejora en los patrones de activación pueden desembocar en una mejoría de la coordinación de los sinergistas y de los músculos estabilizadores, mejorando el rendimiento global del core (Rutherford & Jones 1986). Esta situación es ratificada por Steven et al. (2007) quienes encuentran modificaciones en patrón de reclutamiento muscular en sujetos sanos *–sin dolor de espalda baja–* tras un periodo de entrenamiento específico de estabilización.

Pese a que la mayoría de estudios muestran una evidente tendencia hacia la mayor eficacia cuando son aplicadas superficies inestables, existen algunos estudios que no han obtenido estos resultados (Hildrenbrand y Noble, 2004; Lehman et al., 2005; Stanton et al., 2004).

Por ejemplo, en el estudio realizado por Hildenbrand & Noble (2004) comparan la EMG obtenida utilizando 3 ejercicios abdominales diferentes con el curl-up tradicional en el suelo. El registro para el recto abdominal no fue mayor para el curl-up sobre Fitball®. Destacando la mayor sollicitación por parte de los flexores de cadera en este ejercicio.

Con el objetivo de observar los efectos de incorporar un Fitball® en los ejercicios de extensión Drake, Fischer, Brown & Callaghan (2006) diseñaron un estudio del que se desprende que en ejercicios de extensión, el uso del Fitball® permitirá generar entrenamiento progresivos. Los sujetos investigados eran jóvenes sin patologías de espalda. Cuando realizaron los ejercicios de extensión no fueron registrados mayores EMG con la inclusión del Fitball®, no obstante, los autores subrayan que la importante reducción de cargas recibidas sobre la región lumbar resulta de gran interés en el campo de la rehabilitación.

Esta variedad de resultados en los estudios científicos pueden ser atribuidos a:

1. Posición de la superficie inestable (Sternlicht et al., 2007).
2. Estatus de entrenamiento. Parece ser que la utilización de superficies inestables en atletas entrenados permanece cuestionable (Willardson, 2004).
3. Tipo de ejercicio realizado.
4. Nivel de hinchado o grados de inestabilización, proporcionado por el material inestabilizador. Esta variable, no ha sido descrito en ninguno de los artículos recopilados en la presente revisión de la literatura.

3. ENTRENAMIENTO INTEGRADO FUNCIONAL O ACOPLAMIENTO DE LOS PATRONES DE ESTABILIDAD EN ACTIVIDADES FUNCIONALES, ORIENTADO AL INCREMENTO DEL RENDIMIENTO DURANTE ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA Y DE LA VIDA DIARIA LABORAL, O DEMANDAS DEPORTIVAS (*SEGÚN LIEBENSON, 2004*).

Este tipo de entrenamiento incluye ejercicios donde se involucran las extremidades para generar inestabilidad en la región lumbar.

Es conocido el trabajo clásico de Hodges & Richardson (1997), donde queda constatada la importancia de la estabilización lumbar durante las perturbaciones ocasionadas por las extremidades. En este sentido, el sistema neural que controla la estabilidad lumbar anticipa la actividad muscular de los grupos musculares involucrados (en este caso el trasverso del abdomen) en la estabilización de la tarea principal realizada con las extremidades. Esta idea se desprende de los registros de EMG que

muestran que el inicio de la señal fue dependiente de la dirección de movimiento de las extremidades (Hodges & Richardson, 1997).

A continuación serán detallados diversas estrategias para el fortalecimiento integrado del core.

a. Entrenamiento integrado funcional aplicando superficies inestables.
Estudios descriptivos.

La realización de ejercicios tradicionales sobre superficie inestable ha sido fundamentada por un posible fortalecimiento del core, que podría ser traducido en una mejora del acondicionamiento global del core y del rendimiento en general, además de reducir el riesgo de lesión (Barr et al., 2005).

En este mismo sentido, Anderson & Behm (2004) encontraron las mayores activaciones (entre un 50 y un 65%) de EMG en los músculos del tronco cuanto mayor es el grado de inestabilidad.

b. Entrenamiento integrado funcional aplicando superficies inestables.
Estudios descriptivos. Para miembros inferiores.

En un interesante estudio (Bressel et al., 2008) ha sido analizado mediante electromiografía de superficie algunos de los músculos del core durante la ejecución de la sentadilla en diferentes variantes: en primer lugar, realizada en un entorno estable con una carga correspondiente al 50% de la carga máxima, la segunda variante generó un entorno inestable mediante la aplicación del Bosu®, en tercer lugar, se incrementó la carga al 75% de la fuerza máxima para ambas condiciones, por último, fueron aplicadas unas instrucciones verbales de activación del tronco previamente a la realización de una sentadilla con una carga del 50 % de 1RM.

Tras esta investigación los autores concluyen, que para sujetos con experiencia en el entrenamiento de fuerza –de 4 años- la realización de la sentadilla bajo condiciones inestable no representa un estímulo suficiente como para incrementar la actividad de los músculos del tronco.

Recientemente, Willardson, Fontana & Bressel, (2009) han reportado que la aplicación de superficies inestables durante la realización de ejercicio tanto para miembros inferiores –sentadilla por detrás, peso muerto- como ejercicios para miembros superiores- press por encima de la cabeza, y curl de bíceps- en diferentes condiciones– suelo 50% 1RM, Bosu® 50% 1RM, suelo 75%- no generó ninguna ventaja de activación para los músculos estudiados –*recto abdominal, oblicuo externo, oblicuo interno, transverso del abdomen y erector spinae*- (tabla 5) estos autores destacan que pueden ser realizados ejercicios sobre superficie estable como el suelo sin perder el estímulo potencia para que se beneficien los músculos del core.

Tabla 5:

Actividad muscular del Erector Espinae en diferentes condiciones.

	Sentadilla 50% 1RM	Sentadilla 75% 1RM	Sentadilla BOSU®	Cues (Instrucciones verbales y 50% 1RM)
Erector Espinae	75.6 ± 32	85.9 ± 20,5	78.3 ± 23.8	67.3 ± 36.5

Nota. Registros tomados del estudio de Willardson et al., (2009). Las instrucciones verbales hacían colocaban el énfasis en la correcta tensión del core durante la realización del ejercicio.

Parece ser que en condiciones de inestabilidad el estímulo mínimo para solicitar ganancias en los músculos principales del movimiento puede resultar perjudicial en la técnica y cinética de la sentadilla. Este fenómeno resulta más evidente en superficies que generen mayores grados de inestabilidad (Drinkwater, Pritchett & Behm, 2007).

Un último estudio de referencia, hizo uso de discos inflados para la realización del ejercicio de sentadilla. Esta situación lideró un incremento de la actividad de los músculos del core, mientras que los músculos agonistas no sufrieron modificación significativa en su activación (Anderson et al., 2003).

c. Entrenamiento integrado funcional aplicando superficies inestables.
Estudios descriptivos. Para miembros superiores.

Parece ser que los músculos del core, especialmente los paraespinales poseen un rol estabilizador en la realización de un curl de bíceps. Esta conclusión deriva de un novedoso estudio donde fue monitorizada la actividad de los grupos musculares multifidus y erectores espinales, durante la realización del curl de bíceps a diferentes cargas (25%, 30%, 35%, 40% 1RM). Los autores dejan constancia de la relación entre la carga externa y el nivel de actividad de los músculos paraespinales, esta relación resultó ser progresiva, incrementando paraméricamente al aumento de la carga del movimiento agonista (Oliveira & Gonçalves, 2008).

A la hora de realizar un movimiento de press de banca sobre superficies inestables, colocando una pelota suiza a la altura de las escápulas, y sobre superficie estable (banco plano), Goodman, Pearce, Nicholes, Gatt & Fairweather (2008) no encontraron diferencias significativas en el rendimiento de una repetición máxima (1RM) ni tampoco, en las activaciones musculares (EMG) entre sujetos con una experiencia mínima de 6 meses en el entrenamiento de fuerza.

Utilizando el mismo ejercicio y con una muestra de 20 atletas sanos, los registros de pico de potencia, fuerza y rendimiento de velocidad fueron menores significativamente – *debe ser subrayado que aunque significativamente menores, la diferencia se ubica entre un 6 y un 10% (por lo que no podría comprometer el efecto del entrenamiento)*-, en condiciones de inestabilidad frente a las condiciones de estabilidad (Koshida, Urabe, Miyashita, Iwai & Kagimori, 2008). Estos investigadores infieren que la reducción de estas capacidades puede ser dependiente del nivel previo del practicante, el tipo de la acción muscular, el equipamiento utilizado y las cargas aplicadas.

Ha sido hipotetizado que las reducciones del rendimiento muscular de los grupos agonistas en condiciones de inestabilidad pueden ser atribuidos a un reparto de su esfuerzo hacia las áreas de estabilización frente a la de producción de fuerza (Anderson & Behm, 2004, Behm et al., 2002).

Otro estudio representativo fue realizado por Santana y colaboradores (2007). El grupo investigador encontró que la ejecución del press de pecho con cable desde bipedestación, menguaba la capacidad de generar fuerza para el músculo agonistas y ganaba protagonismo los músculos del core, cuando era comparado con el ejercicio de press de banca.

d. Entrenamiento integrado funcional aplicando superficies inestables. Estudios de intervención.

Este tipo de estudios están basados en la intervención en forma de entrenamiento sistematizado aplicando superficies inestables. Tras el periodo de intervención se observa si ha existido mejora en los parámetros de evaluación seleccionados.

En uno de los escasos estudios de intervención, se aplicó un programa específico de estabilización lumbar durante 10 semanas a un grupo de mujeres atletas. A otro grupo de similares características fue aplicado un estímulo placebo. Los investigadores reportaron mejoras similares en la estabilidad lumbopélvica –*evaluada mediante el sistema Pressure Biofeedback unit*- (Mills, Taunton & Mills, 2005).

En un pequeño estudio fue comparada la realización de encogimientos abdominales tradicionales en el suelo, frente a un grupo que realizó los encogimientos sobre un Fitball®. Tras 10 semanas de intervención los datos recogidos por los investigadores permiten concluir que existen mejoras muy similares, sin encontrar diferencias significativas en la realización del ejercicio en el suelo o sobre Fitball® (Stanforth, Stanforth & Phillips, 1998).

En un ensayo de intervención de 3 semanas, fue comparada la realización del movimiento de press de banca en condiciones estables y en condiciones inestables entre mujeres desentrenadas. Al finalizar el estudio se observó que la capacidad de trabajo y la fuerza mejoraron de forma muy similar (Cowley, Swensen & Sforzo, 2007).

Con el objetivo de discernir si existía diferencias significativas entre el entrenamiento de miembros inferiores sobre el suelo o con inestabilidad añadida –discos inflados-, Cressey, West, Tiberio, Kraemer & Maresh (2007) enrolaron a 19 atletas con

muchos años de experiencia en el entrenamiento. La intervención se prolongó durante 10 semanas y los resultados obtenidos mostraron una ligera atenuación de las variables de rendimiento global de los efectos en el grupo que entrenó con inestabilidad añadida.

Resultan escasas las comunicaciones científicas que exploran los efectos de un programa de entrenamiento funcional como intervención de un programa de entrenamiento. Además, los resultados anteriormente expuestos no permiten destacar conclusiones contundentes, por lo tanto, será necesario esperar a la aparición de nuevos trabajos que permitan fundamentar los posibles efectos de una intervención de entrenamiento funcional.

2.3.3. LA ACTITUD TÓNICO POSTURAL DURANTE LOS EJERCICIOS CONTRA RESISTENCIA TRADICIONALES Y LA ACTIVACIÓN DEL CORE.

El concepto de actitud tónico postural adaptado al entrenamiento de fuerza alude a la postura adoptada durante la ejecución del ejercicio. Para permitir que dicha postura sea la correcta, los músculos estabilizadores cubren un papel muy importante.

Este postulado ya fue anticipado por Richardson, Toppenberg & Jull, (1990) quien explicó la importancia del core para mantener una adecuada actitud tónico postural, este fenómeno es idéntico para actividades de la vida diaria como para ejercicios de musculación. En este sentido, Colado, Chulvi & Heredia (2008) han desarrollado una progresión funcional –tanto para actividades de la vida diaria como para actividades de la vida diaria laboral- del entrenamiento comenzado por el fortalecimiento de la región lumbar.

Por otra parte, en el ámbito del entrenamiento existen tempranas sugerencias que abogan por la utilización de ejercicios poliarticulares para estresar intensamente la estabilidad de la región lumbar, como puede ser la sentadilla o el peso muerto, permitiendo un fortalecimiento del core (Yessis 2003 citado en Willardson, 2007). El estrés ocasionado por estos ejercicios generarán inestabilidad lumbar que deberá reducirse mediante la actividad muscular del core, por lo tanto, el nivel de activación del core será proporcional a la carga generada por dichos ejercicios.

En la misma línea se proclaman Siff & Verkhoshansky (2004) quienes aseguran que los mejores ejercicios para estimular los músculos del tronco son los que generan cargas con resistencias externas como pueden ser la sentadilla y el peso muerto.

Debe ser advertido que los ejercicios citados anteriormente estarían encuadrados en ejercicios de estabilidad según la definición propuesta por McGill y colaboradores (McGill et al., 2003), que enuncia literalmente:

“Cualquier ejercicio que los patrones motores aseguren una columna lumbar estable, a través de cada repetición, podrán ser considerados como ejercicio funcionales o de estabilización lumbar (McGill et al., 2003).”

Estas suposiciones han sido corroboradas en diversos estudios (Escamilla, Francisco, Kayes, Speer & Moorman, 2002; Cresswell & Thorstheansson, 1994). Concretamente y sirviendo como ejemplo, el estudio llevado a cabo por el grupo de investigación del doctor Escamilla registró que el peso muerto demandaba un actividad muscular de los erectores espinales de L3 a T12 cercana al 32% MVC cuando se realizaba una carga de 12RM (Escamilla et al., 2002). Estos resultados constatan la importancia de los músculos que envuelven la región del core durante el ejercicio del peso muerto.

El cuerpo de conocimiento actual permite enumerar una serie de factores que influirán directamente sobre el nivel de estabilidad lumbar durante la ejecución de los ejercicios de entrenamiento contra-resistencia:

- Modificaciones en la base de apoyo.
- Posición corporal
- Tipo de dispositivo de entrenamiento.
- Realización bilateral o unilateral del ejercicio.

Debido a los indicios que muestran las elevadas activaciones musculares de ejercicios tradicionales realizados con una adecuada actitud tónico postural, diversos autores han diseñados investigaciones descriptivas con el fin de comparar las activaciones obtenidas con este tipo de ejercicio y con los ejercicios específicos de

estabilización, de igual forma existe una línea de investigación que pretende comparar los niveles de actividad muscular en ejercicios tradicionales con los ejercicios tradicionales sobre superficies inestables.

1. ESTUDIOS COMPARATIVOS. ¿ENTRENAMIENTO TRADICIONAL O ENTRENAMIENTO TRADICIONAL CON INESTABILIDAD AÑADIDA?

La utilización de superficies inestables durante los entrenamientos de fuerza ha sido motivo de estudio en los últimos 10 años, destacando la prolífica producción del doctor David G Behm.

Sus investigaciones permiten enumerar unas conclusiones que el propio doctor Behm recogió en una publicación aparecida en el *Journal of Strength and Conditioning Research* y que son expuestas a continuación (Behm & Anderson, 2006):

- La realización de ejercicios de fuerza sobre superficie inestable reduce la fuerza potencia.
- La realización de ejercicios de fuerza sobre superficie inestable reduce en el reclutamiento de fibras.
- La realización de ejercicios de fuerza sobre superficie inestable reduce la sobrecarga muscular.
- La realización de ejercicios de fuerza sobre superficie inestable incrementa de la EMG antagonista.
- Existen ejercicios específicos para el fortalecimiento del core.
- Existen ejercicios de fortalecimiento de las extremidades que requieren de estabilidad espinal, y con ello, un incremento de la actividad muscular del core.
- Se pierde rendimiento de fuerza (70% en extensión de piernas; 20% en flexión plantar; 60% en prensa de pecho. Este fenómeno requerirá una adecuación en el porcentaje de la carga.

- La actividad muscular no varía en exceso.
- Mayores niveles de co-contracción o co-actividad.

La revisión crítica de Behm y Anderson concluye con una serie de preguntas que consideran que la literatura disponible no ha sido capaz de contestar de las que debe ser destacada la número 4 (Behm & Anderson, 2006):

“¿Pueden los niveles de actividad del tronco conseguidos mediante los ejercicios de inestabilidad ser igualados o incrementados con una mayor resistencia del entrenamiento contra-resistencia bajo condiciones estables utilizando ejercicios como la sentadilla o el peso muerto.”

Así pues, es una línea de investigación sobre la que se debe estudiar para dar contestación.

2. ESTUDIOS COMPARATIVOS. ¿ENTRENAMIENTO TRADICIONAL O ENTRENAMIENTO ESPECÍFICO DE INESTABILIDAD?

Recientemente, la aparición de 2 estudios descriptivos-comparativos sugieren que la aplicación de ejercicios específicos de estabilización no lideran mayores niveles de activación que los ejercicios tradicionales de entrenamiento de fuerza realizados adecuadamente, y con intensidad suficiente. Englobado en esta línea, se encuentra el estudio dirigido por Nuzzo. En este trabajo fue comparada la actividad muscular de la zona media del cuerpo entre ejercicios calisténicos realizados con inestabilidad externa y ejercicio tradicionales realizados con una adecuada postura e intensidades superiores a

40% de 1-RM, los autores de dicho estudio registran una mayor activación de los músculos del core stability –faja lumboabdominal- mayor en el grupo de ejercicio tradicionales (Nuzzo, McCaulley, Cormie, Cavill & McBride, 2008).

El segundo estudio, aunque no idéntico, fue diseñado de forma similar. En este caso, también fue registrado mayor actividad para los ejercicios estructurales realizados a intensidad del 80% 1-RM, frente a ejercicios específicos de estabilización lumbar (Hamlyn, Behm & Young, 2007).

2.3.4. CONCLUSIONES GENERALES.

De los datos recopilados por la revisión de la literatura científica expuestos anteriormente, se puede concluir que:

- En personas con patologías en la región de la espalda, el entrenamiento adecuado, progresivo y personalizado utilizando elementos inestables, permite realizar un tratamiento eficaz, resultando en ocasiones, más eficaz que la versión tradicional estable del mismo ejercicio.
- En sujetos sanos y ligeramente entrenados, la aplicación de superficies inestables, puede liderar un incremento en el estímulo del entrenamiento para la musculatura del core stability, ya sea utilizando ejercicios específicos como ejercicios globales funcionales.
- En sujetos con un elevado status de entrenamiento, la aplicación de las superficies de inestabilidad puede liderar un incremento en el estímulo del entrenamiento para la musculatura del core stability, ya sea utilizando ejercicios específicos como ejercicios globales funcionales. No obstante, parece diluir el efecto de entrenamiento para los grupos musculares agonistas.

- En atletas entrenados, la realización de ejercicios poli-articulares de peso libre para entrenamiento contra resistencias con intensidades moderadas-altas realizados con una adecuada actitud tónico postural permite un entrenamiento eficaz tanto para el core stability como para los músculos agonistas.
- En atletas altamente entrenados, la aplicación del entrenamiento con ejercicios de peso libre y poli-articulares pueden generar mayores intensidades en la actividad de algunos músculos del core que la realización de ejercicios calisténicos orientados al entrenamiento específico de la región del core.
- En atletas altamente entrenados la combinación de entrenamiento tradicional con superficies inestables puede resultar ineficaz para mejorar al acondicionamiento del core por dos grandes motivos (Willardson, 2004):
 1. La dificultad de generar cargas progresivas. *Ya sea incrementando la carga o reduciendo la estabilidad.*
 2. Dificultad para determinar y manipular la intensidad del ejercicio mediante 1RM.
- Otro factor limitante de esta metodología de entrenamiento se encuentra en que los efectos y la mejora obtenida mediante este tipo de entrenamiento radica en las capacidades isométricas. Tal situación, exige de un complemento del entrenamiento utilizado ejercicios isotónicos que permitan un desarrollo integral y funcional del core (Stephenson & Swank 2004).

Basándose en la información actual disponible, existen razones para pensar que la realización de ejercicios de peso libre sobre suelo firme –manteniendo una adecuada actitud tónico postural, asegurando en todo momento la zona neutra- resultará la mejor opción de fortalecimiento integrado del sistema estabilizador local y global en personas asintomáticas y entrenadas.

Los resultados obtenidos por los trabajos actuales resultan contradictorios y presentan ciertas limitaciones que serán presentadas en el epígrafe siguiente.

2.3.5. LIMITACIONES DE LOS ESTUDIOS.

Tras la revisión de la literatura disponible actualmente que aborda la temática del entrenamiento de inestabilidad pueden extraerse una de insuficiencias y / o vacíos que han sido englobados en tres puntos:

1. Actualmente, el grueso de las publicaciones están siendo orientados hacia el estudio de la aplicación de superficies inestables durante la realización de ejercicios tradicionales de entrenamiento contra resistencias. Aunque se han realizado diversas comunicaciones científicas sobre este aspecto, son escasos los estudios que abordan esta relación (Willardson, 2004).
2. Conociendo que la musculatura del core está involucrada en muchos de los ejercicios de fortalecimiento tradicional, la cuestión que aparece por contestar es conocer si dicha actividad es superior o inferior a la conseguida por ejercicios de estabilización o con ejercicios que incluye superficies inestables. Los pocos estudios que pretenden dar respuestas a esta cuestión comparan los ejercicios tradicionales con ejercicios calisténicos, resultando muy complicada la comparación.
3. El estudio de la aplicación de elementos de inestabilidad se ha centrado en gran medida en la aplicación del Fitball® o pelota suiza, obviando otros materiales como el Bossu.

3. OBJETIVOS E HIPÓTESIS.

3.1. OBJETIVOS.

El objetivo general de la presente tesis pretende dar respuesta a una serie de preguntas que la literatura revisada no ha dado respuesta.

3.1.1. OBJETIVO GENERAL.

Cuantificar y comparar la actividad muscular de los músculos paraespinales y la capacidad de generar fuerza máxima isométrica durante la ejecución de ejercicios globales realizados con peso libre frente a ejercicios que generen inestabilidad por si solos o mediante la combinación con un elemento de inestabilidad.

3.1.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS.

1. Registrar y comparar la fuerza isométrica máxima generada en condiciones estables frente a condiciones de inestabilidad.
2. Registrar y comparar la actividad muscular de los grupos paraespinales durante la ejecución de ejercicios globales, globales con inestabilidad añadida y ejercicios específicos con y sin inestabilidad añadida.
3. Determinar si existen diferencias en la capacidad de producir fuerza y en la respuesta muscular en función del elemento de inestabilidad utilizado.

3.2. HIPÓTESIS.

La hipótesis principal que maneja el presente estudio es que los ejercicios tradicionales realizados en condiciones estables con una carga del 70% de la fuerza máxima voluntaria isométrica realizando 10 repeticiones implicarán mayores actividades musculares que cuando son realizados con diferentes grados de inestabilidad. De igual forma, ha sido elucubrado que el grado de actividad muscular resultará inversamente proporcional al grado de inestabilidad.

Ha sido establecida una segunda hipótesis la cual deduce que la ejecución de ejercicios tradicionales bajo entornos estables desencadenará mayores actividades musculares que los ejercicios específicos calisténicos para el fortalecimiento lumbar.

4. PROCEDIMIENTOS.

4.1. PROCEDIMIENTOS GENERALES.

A continuación, se presenta un cuadro (Tabla 6) con la temporalización del proceso de elaboración de la presente tesis.

Tabla 6:

Temporalización de los procesos y procedimientos para la elaboración de la presente tesis.

	Selección del tema	Revisión de la literatura	Diseño del estudio	Estudio piloto	Registros	Tratamientos de los resultados	Escritura	Revisión de la tesis
<i>Junio 2009</i>								
<i>Julio 2009</i>								
<i>Agosto 2009</i>								
<i>Septiembre 2009</i>								
<i>Octubre 2009</i>								
<i>Noviembre 2009</i>								
<i>Diciembre 2009</i>								
<i>Enero 2010</i>								
<i>Febrero 2010</i>								
<i>Marzo 2010</i>								
<i>Abril 2010</i>								
<i>Mayo 2010</i>								
<i>Junio 2010</i>								
<i>Julio 2010</i>								
<i>Agosto 2010</i>								
<i>Septiembre 2010</i>								
<i>Octubre 2010</i>								
<i>Noviembre 2010</i>								
<i>Diciembre 2010</i>								

1. SELECCIÓN DEL TEMA.

- a. Permitió elegir el tema sobre el que se quería estudiar.

2. REVISIÓN DE LA LITERATURA.

- a. Permitió profundizar en los conocimientos sobre el tema, *metodología de investigación*, averiguar las carencias actuales, etc.

3. ESTABLECIMIENTO DEL DISEÑO DE ESTUDIO.

- a. Esta fase condujo a la elaboración de los protocolos y procedimientos para desarrollar la investigación.

1. Establecimientos de objetivos.

2. Hipótesis del estudio.

3. Selección de instrumental.

4. Selección de los ejercicios.

5. Selección de los sujetos.

a. Definición del perfil del sujeto experimental.

b. Convocatoria los sujetos.

c. Criterios de inclusión/exclusión.

4. REGISTROS.

- a. Control y monitorización de las variables a estudiar.

5. TRATAMIENTO DE LOS RESULTADOS.

- a. Aplicación de los métodos estadísticos necesarios para el análisis de los resultados.

6. ESCRITURA.

- a. Esta fase consistió en la escritura de la tesis.

4.2. DISEÑO.

Para abordar el estudio propuesto se ha optado por elaborar un diseño de estudio descriptivo e inferencial. En el cual se registrarán las respuestas agudas a nivel muscular.

4.3. SUJETOS.

Puesto que existe una extensa evidencia que demuestra la eficacia de programas específicos sobre la región lumbar en poblaciones sanas, periodos de rehabilitación o con dolor de espalda bajo, fue decidido seleccionar como muestra un perfil de sujeto entrenado con experiencia en el entrenamiento de fuerza, puesto que además, es el sector de población que mayores incertidumbres presenta actualmente la aplicación del entrenamiento de inestabilidad.

Los *criterios de inclusión* fueron:

- Varones de entre 20 y 30 años.
- Con una experiencia mínima de 1 año en el entrenamiento de fuerza.
- Familiarizado con el entrenamiento de inestabilidad.
- Sanos.
- No padecer ninguna lesión en la espalda.
- No haber padecido ningún episodio agudo de dolor de espalda en los últimos 6 meses.

Los *criterios de exclusión* fueron:

- Sujetos con dolor de espalda.
- Sujetos con tratamiento terapéutico relacionado con la inestabilidad lumbar.
- Sujetos con inestabilidad diagnosticada en tobillo o rodilla.

- Sujetos que se hubieran sometido a alguna operación ortopédica reciente.
- Sujetos con hernias discales diagnosticadas.
- Sujetos con enfermedades articulares degenerativas.
- Si el sujeto no presentaba ningún criterio de exclusión de los citados anteriormente, que constetara positivamente algún ítem del PAR-Q (Shephard, 1998) (ver anexo 1).

Conocido el perfil de la muestra, la convocatoria para formar parte del estudio se realizó entre los alumnos de 4º curso de FCCAFE y entre usuarios de instalaciones fitness de Valencia capital.

El anuncio fue realizado utilizando dos vías:

1. El primero se realizó mediante un comunicado verbal en el 4º curso de la carrera de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.
2. El segundo anuncio fue llevado a cabo en dos centros de fitness de la ciudad de Valencia, Activa Club Valencia y Olimpia Club Multiocio.

Todos los voluntarios presentados fueron sometidos a los criterios de inclusión y de exclusión citados anteriormente. Una vez seleccionados se les administraba el PAR-Q (Shephard, 1998) (ver anexo1) como herramienta de aptitud para el ejercicio físico (ACSM, 2008).

Todos los sujetos que fueron incorporados en el estudio firmaron un consentimiento informado (ver anexo 2) en el que quedaba explicitado el procedimiento de la investigación, al igual que la voluntariedad del sujeto a la hora de presentarse de igual forma que la libertad para abandonar el experimento en cualquier momento. El estudio de investigación fue aprobado por un comité ético en investigación con sujetos humanos de la Universidad de Valencia (Valencia, España).

4.3.1. DATOS DESCRIPTIVOS DE LA MUESTRA.

La media de los sujetos se encontraban por debajo del IMC considerado sobrepeso (25 kg/m^2), para su determinación fue realizado un estudio de peso y talla (figura 13). La edad medio reporta que la muestra era joven [24.29 (0.48) años] (Tabla 7).

Tabla 7:

Datos descriptivos de la muestra seleccionada.

Edad	24.29 (0.48) años
Altura	167.98 (8.11) centímetros
Peso	79.08 (2.37) kilogramos
Índice de mása corporal (IMC)	24.83 (0.42) Kg/m^2

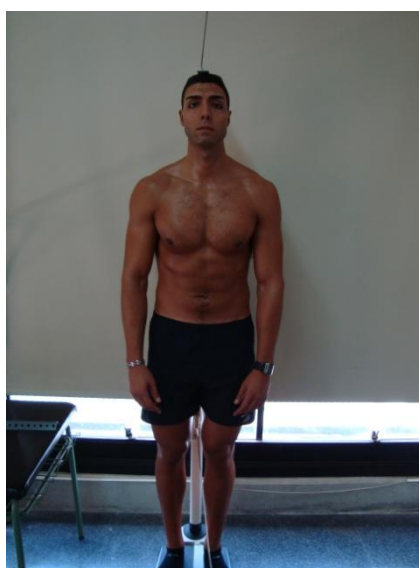


Figura 13. Medición de altura con tallímetro de un sujeto para el presente estudio.

4.4. INSTRUMENTOS

1. MEDICIÓN DE LA VALORACIÓN ISOMÉTRICA.

La medición de la fuerza isométrica máxima voluntaria fue realizada utilizando una célula de carga (figura 14 A) (CTCS; Mutronic, Madrid, Spain). Todas las señales fueron adquiridas con una frecuencia de muestreo de 200 Hz, ampliada y convertida de señal analógica. Todos los registros de fuerza (Kg) fueron almacenados en un disco duro para poder realizar los análisis posteriormente. Con el fin de realizar adecuadamente las tracciones fue diseñada y construida una plataforma sobre la cual anclar la célula (figura 14 B).



A)

B)

Figura 14. A) Célula de carga utilizada para realizar los registros de fuerza máxima isométrica. B) Célula de carga anclada a la plataforma de soporte.

Para asegurar que las tracciones en el ejercicio de sentadilla fueran simétricas fue diseñado un mecanismo utilizando un cable de acero el cual se ubicaba sobre el extremo de la barra sobre la que se debía traccionar (Figura 15). El cable se encontraba en ambos extremos de la barra y se unía a la célula de carga justo por la mitad, favoreciendo que el resultado de las fuerzas fuese una tracción compensada vertical.



Figura 15. Dispositivo diseñado para la realización de una tracción equilibrada durante el ejercicio de la sentadilla.

2. MEDICIÓN DE LA ACTIVACIÓN MUSCULAR.

Para adquirir las señales electromiográficas durante la investigación, fue utilizado el electromiógrafo ME6000P4 (figura 16) acondicionador de la bioseñal (Mega Electronics, Ltd., Kuopio, Finland). Todas las señales se adquirieron con una frecuencia de muestreo de 1 kHz, amplificada y convertida de señal analógica a digital. Todas las señales de actividad mioeléctrica (μV) fueron almacenadas en un disco duro para poder realizar el pertinente análisis posterior.



Figura 16. Electromiógrafo utilizado para el registro de la actividad muscular.

Los electrodos de superficies utilizados (figura 17) fueron de la marca Kendall Arbo con una geometría circular de 24 mm de diámetro, modelo H124SG, utilizando un mecanismo de clip para adherirse al electromiógrafo y siendo autoadhesivos para su fijación a la piel.



Figura 17. Electrodo de superficie utilizados para el registro de la actividad muscular.

Este tipo de electrodo es el recomendado para el estudio neuromuscular superficial. Aunque es conocida que su principal limitación es la no detección de potenciales de acción de baja amplitud o de elevada frecuencia.

a. La electromiografía en el presente estudio.

En ocasiones, ha sido denunciada la falta de estandarización en los métodos de estudios de la electromiografía. Fruto de ello, surgieron las recomendaciones del Proyecto SENIAM (disponibles en <http://www.seniam.org>). Los procedimientos explicados por este proyecto junto a las recomendaciones especificadas comunicadas en artículos del estudio de la región lumbar han establecido las tácticas de estudio en este proyecto.

La aplicación de la EMG en el presente estudio pretendió dar respuesta a las siguientes preguntas:

1. ¿Están activos los grupo musculares que queremos evaluar durante los movimientos?
2. ¿Estarán más o menos activos que con otros ejercicios?

A la hora de aplicar la electromiografía en el presente estudio se tuvieron en cuenta los factores que pueden influir en los registros (Tabla 8).

Tabla 8:

Factores que pueden influir en los registros de actividad muscular.

Factor que puede influir	Test estático	Ejercicios dinámicos
<i>Posición angular</i>	Estandarizado para todos los sujetos. Controlado mediante goniómetro.	Ver Rango de movimiento
<i>Rango de movimiento</i>	Inexistente.	El ROM fue controlado para todas las repeticiones, estableciéndose el principio y el final en forma de tope para cada uno de los ejercicios.
<i>Velocidad de movimiento</i>	Inexistente	Controlado mediante metrónomo a un ritmo de 2:2
<i>Carga o resistencia</i>	Máxima capacidad de desarrollo de fuerza isométrica.	70% de una repetición máxima voluntaria isométrica.
<i>Duración/Repeticiones</i>	5 segundos	10 repeticiones
<i>Estadio previo</i>	Aleatorización	Aleatorización

Con el fin de minimizar posibles errores en los registros de EMG se adoptaron las siguientes estrategias:

- 1) Todos los participantes recibieron información verbal y observaron la demostración de la adecuada ejecución de los ejercicios evaluados.
- 2) Durante la ejecución de los ejercicios, el investigador principal corregía cualquier desviación en la técnica del ejercicio mediante feedback correctivo verbal.
- 3) Todos los participantes recibieron frases de ánimo para las pruebas de fuerza máxima isométrica.

b. Preparación de la piel.

El primer paso para el registro electromiográfico consiste la preparación de la piel para la facilitación en la conducción eléctrica y la mejor fijación mecánica de los electrodos. El proceso que se llevó a cabo fue:

- 1) Limpieza con un estropajo –tejido abrasivo- que permite quitar las células epiteliales muertas.
- 2) Limpieza de la zona con alcohol.
- 3) Rasuración del vello o pelo de la región en el caso de ser necesario.

c. Colocación de los electrodos.

Una vez preparada la piel, el siguiente paso era la colocación de los electrodos en los puntos de referencia.

Con el fin de colocar adecuadamente los electrodos, el investigador principal, realizó prácticas con un fisioterapeuta con dilatada experiencia en la colocación de electrodos para el estudio neuromuscular.

La ubicación de los electrodos era estimada mediante el cómputo de los procesos espinosos de la columna.

La configuración la EMG bipolar está estructurada por dos puntos de señal y un punto de referencia.

d. Ubicación de los electrodos de señal.

Para la colocación de los electros de señal (figura 18), se acudió a textos de referencia que previamente han demostrado la posibilidad de registro EMG de los músculos que se pretendían registrar en el estudio (Tabla 9).

Tabla 9:

Relación de la ubicación de los electrodos de señal para el registro de los músculos diana del estudio. En la columna de la derecha aparece el texto de referencia de donde se ha extraído la ubicación.

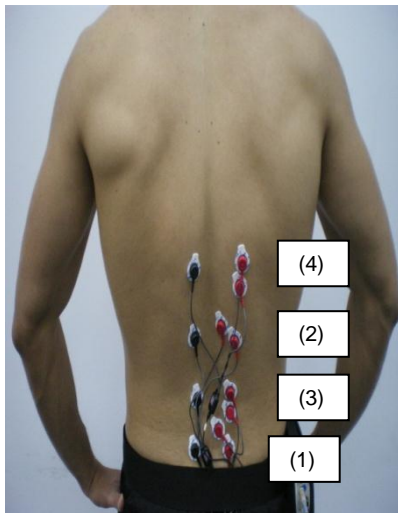


Figura 18. Colocación de los electrodos de señal. (1): Multifidus lumbar; (2): Multifidus torácico; (3): Erector Espinae Lumbar; (4) Erector Espinae torácico.

Músculo	Referencia de colocación	Referencias
<i>Multifidus lumbar (1)</i>	a 3 centímetros del proceso espinoso de L5.	<i>Callaghan et al., 1998</i>
<i>Multifidus torácico (2)</i>	a 2 centímetros del proceso espinal de T11-T12	<i>Kramer et al., 2005.</i>
<i>Erector Espinae lumbar (3)</i>	lumbar 3cm lateral al proceso espinosos de L3	<i>Callaghan et al., 1998</i> <i>Macintosh & Bogduk, 1987</i>
<i>Erector Espinae torácico (4)</i>	5cm lateral del proceso espinoso de T9	<i>Callaghan et al., 1998</i> <i>Macintosh & Bogduk, 1987</i>

Una vez fijados los electrodos de señal se procedía a la colocación de los electrodos de referencia, los cuales fueron ubicados en los emplazamientos que cubrieran con los siguientes requisitos:

- Ninguna relación eléctrica con el músculos examinado
- Gran área de contacto con la piel
- Elevada conductividad
- Fijación mecánica estable

En el presente estudio surge una complicación asociada al estudio electromiográfico de la musculatura paraespinal. Esta complicación radica en la dificultad de monitorización del multifidus, por su ubicación anatómica. No obstante, es conocido que la adecuada colocación de electrodos de superficie pueden ser utilizados para registrar la actividad del multifidus, no obstante, existe la posibilidad de que el registro incluya la señal de músculos adyacentes (Stokes, Henry & Single, 2003; Exstrom, Osborn & Hauer, 2008).

3. GONIÓMETRO.

El goniómetro (figura 19) fue utilizado para controlar objetivamente dos aspectos primordiales de la investigación:

- 1) El ángulo de evaluación de la fuerza máxima isométrica de los ejercicios.
- 2) Monitorización del rango de movimiento de los ejercicios dinámicos.

La técnica para el control de los ángulos articulares ha sido tomada de las consideraciones publicadas en el manual específico de Norkin & White (2006)



Figura 19. Goniómetro utilizado para el control de los grados de movimiento articular.

4. MEDICIÓN DE LA CADENCIA.

Para controlar el ritmo de ejecución de los ejercicios dinámicos, se utilizó un metrónomo digital (figura 20) instalado a un ordenador portátil configurado con una frecuencia de 60 pulsos por minuto.

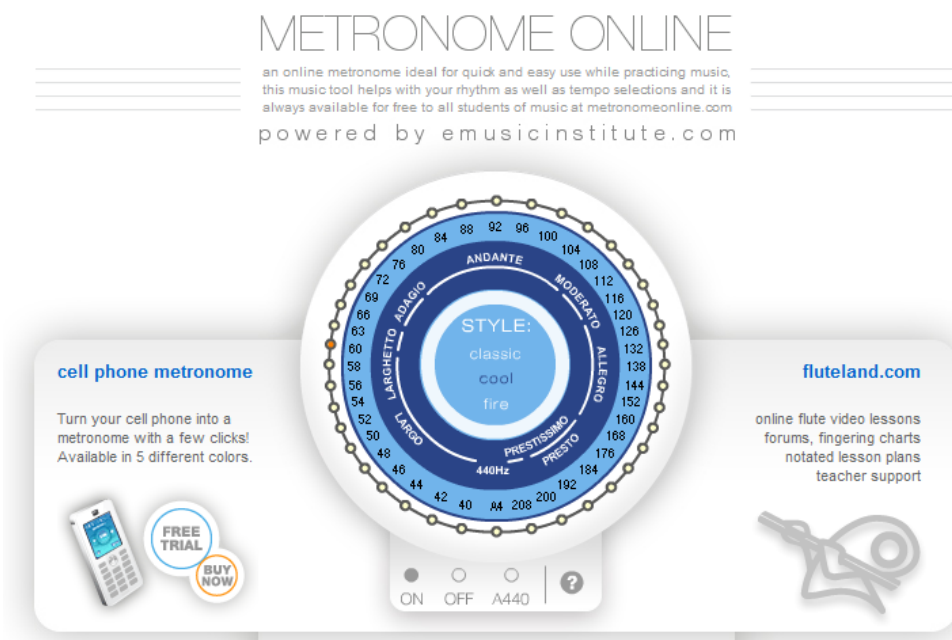


Figura 20. Imagen capturada del programa metronome online. El software está disponible en <http://www.metronomeonline.com/>

5. INSTRUMENTOS DE INESTABILIZACIÓN.

En el presente estudio han sido utilizados dos aparatos que se han diseñado específicamente para reproducir entrenamientos bajo condiciones de inestabilidad.

a. T-Bow®.

El T-Bow® (figura 21) es un instrumento suizo consistente en un arco de plástico multifuncional. Previamente ha sido investigado su rol en el entrenamiento para mejorar el equilibrio en personas de edad avanzada (Chulvi-Medrano, Colado, Pablos, Naclerio & García-Massó, 2009) debido a que por su estructura facilita los balanceos. Estos balanceos pueden realizarse en diferentes planos generando así una inestabilidad principal sobre un único plano.



Figura 21. Dispositivo de inestabilización utilizado en el estudio conocido como T-Bow®.

b. Bosu®.

El Bosu® o “both sides up” (figura 22) es un dispositivo que permite incrementar el equilibrio, la propiocepción y el fortalecimiento del core (Ruíz & Richardson, 2005). Cada uno de los lados puede ser utilizado para generar ejercicios funcionales (Ruíz & Richardson, 2005).



Figura 22. Dispositivo de inestabilización utilizado en el estudio conocido como Bosu®.

4.5. PROCEDIMIENTOS EXPERIMENTALES.

Cuando llegaba el sujeto al laboratorio se le realizaba el estudio antropométrico que consistía en el registro de la estatura y el peso.

Posteriormente, el sujeto realizaba un calentamiento estandarizado y controlado por el investigador principal, que consistía en:

1. Ejercicio de “*cat-camel*” -5 ciclos-.
2. Puente lateral a ambos lados -10 segundos por lado-.
3. Trote adelante atrás (45 segundos).
4. Rodillas arriba (20 segundos).
5. Talones al glúteo (20 segundos).
6. 10 repeticiones del ejercicio de sentadilla con el propio peso.
7. Estiramiento suave de los cuádriceps durante 5 segundos.
8. Estiramiento suave de los isquiotibioperoneos durante 5 segundos.

Una vez finalizado el calentamiento estandarizado, se procedía a preparar al sujeto para los registros electromiográficos, siguiendo los procesos citados anteriormente.

Con el calentamiento finalizado y los electrodos adecuadamente colocados el sujeto realizaba los test de fuerza máxima isométrica. Los ejercicios seleccionados para obtener la fuerza máxima voluntaria isométrica fueron: extensión lumbar en banco, extensión lumbar sobre T-Bow®, lunge, sentadilla sobre Bosu®, sentadilla sobre T-Bow®, peso muerto, peso muerto sobre Bosu® y peso muerto sobre T-Bow® (Tabla 10). Para evitar interferencias en los resultados se optó por aleatorizar los ejercicios.

El protocolo de medición de la fuerza máxima isométrica atendió a las consideraciones que propugna el *American Society of Exercise Physiologists* (ASEP) publicadas por Brown y Weir (2001):

La contracción isométrica se mantuvo por un periodo de 5 segundos, en los cuales los investigadores alentaban al sujeto para que produjese la máxima fuerza posible.

Al finalizar el protocolo de medición, se citaba al sujeto para volver al laboratorio transcurridas 48 horas, durante ese tiempo se les pedía que no realizaran ningún tipo de entrenamiento contra resistencias.

4.6. EJERCICIOS REALIZADOS.

A la hora de realizar los ejercicios (Tabla 10) se tuvieron presentes las indicaciones y precauciones que han sido previamente publicadas en diversos manuales específicos (Colado, 1998; Colado 2004; Colado & Chulvi, 2008).

Durante la ejecución de todos los ejercicios ha sido intentado estandarizar la postura lumbo-pélvica de los sujetos, estableciendo la necesidad de mantener un alineamiento vertical y una postura neutra, para ello, el investigador se valió del feedback correctivo verbal.

Pese a la clara experiencia de entrenamiento del perfil de los sujetos, el investigador demostraba cada uno de los ejercicios antes de los registros, y se permitía al sujeto realizar unas pocas repeticiones con baja carga para acomodarse al ejercicio.

Tabla 10:

Tabla resumen de los ejercicios utilizados en el estudio y sus características como ejercicio o como test. Se realizó un proceso de aleatorización para evitar interferencias en los resultados.

EJERCICIO	TEST	EJERCICIO
Extensión lumbar banco	5 segundos isometría	5 segundos isometría
Extensión lumbar T-Bow®	5 segundos isometría	5 segundos isometría
Peso muerto	5 segundos isometría	10 repeticiones (70% MIVC)
Peso muerto T-Bow®	5 segundos isometría	10 repeticiones (70% MIVC)
Peso muerto Bosu®	5 segundos isometría	10 repeticiones (70% MIVC)
Lunge	5 segundos isometría	10 repeticiones (70% MIVC)
Sentadilla Bosu®	5 segundos isometría	10 repeticiones (70% MIVC)
Sentadilla T-Bow®	5 segundos isometría	10 repeticiones (70% MIVC)
Puente supino Bosu®	Sin test	5 segundos isometría

1. Extensión lumbar en banco.

Justificación.

El ejercicio de extensión lumbar –posición del test de Biering-Sorensen-, (figura 23) es el método más utilizado para la normalización de la actividad muscular de los extensores lumbar debido a la gran demanda que genera sobre estos músculos (Moreau, Green, Johnson & Moreau, 2001).

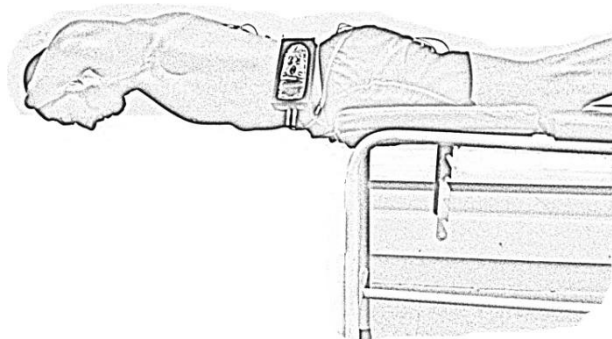


Figura 23. Ejercicios de extensión lumbar en banco plano.

Evaluación.

A la hora de utilizar este ejercicio como test de fuerza isométrica (test modificado de Biering-Sorensen) fueron aplicadas las instrucciones publicadas por McGill, Childs & Liebenson, (1999).

Los sujetos en tendido prono con los miembros inferiores (por las rodillas y los tobillos) fijados al banco. Los sujetos descansaban la parte superior de su cuerpo sobre el suelo antes de comenzar con el test. Una vez comenzaba el esfuerzo máximo los

miembros superiores se colocaban por detrás de la cabeza (para evitar modificar la tensión del cable anclado a la célula de carga), y se levantaba el tronco superior hasta que se encontrara horizontal (situación preestablecida por el cable de tensión ubicado en la célula de carga).

Puesto que debía realizarse el registro de fuerza máxima isométrica, fue diseñado un cinturón específicamente para la evaluación. Este cinturón se ubicaba por debajo de las axilas y el centro del cinturón, que se hacía coincidir con el esternón, se encontraba un mosquetón en el cual se fijaba el cable de conexión a la célula de carga. Esta situación obligó a modificar la posición original de los brazos –cruzados por delante, llevando la manos sobre los hombros contrarios respectivos-, para evitar modificación en la tensión, y por tanto, en el registro.

Ejercicio estático.

Para la realización del ejercicio estático, los sujetos eran instruidos a colocarse en las mismas condiciones que durante la valoración isométrica –horizontal al suelo, apoyando las cresta ilíacos sobre el borde de la camilla y con las piernas bloqueadas a la altura de rodillas y tobillos, con las manos por detrás de la cabeza-. Se solicitó que se mantuviera esa posición durante 5 segundos. El tiempo fue registrado manualmente mediante el uso de un cronómetro.

2. Extensión lumbar sobre T-Bow®.

Tanto para la valoración como para la realización del ejercicio fueron aplicados los mismos criterios que los utilizados en el ejercicio sobre banco pero con el añadido del T-Bow® (figura 24), que se ubica de tal forma que la forma convexa estuviera en contacto con la cadera y piernas de los sujetos.

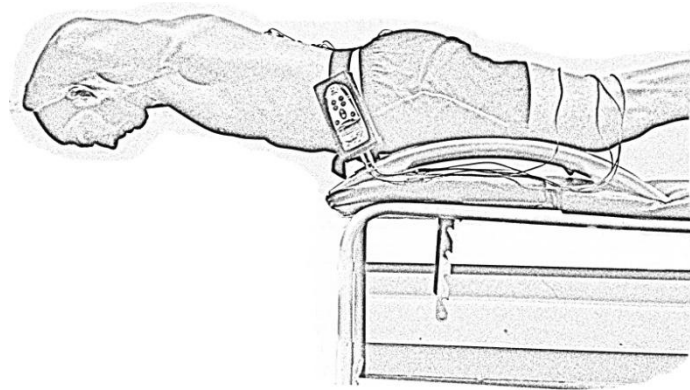


Figura 24. Ejercicio de extensión lumbar sobre T-Bow®.

3. Peso muerto y lunge.

Justificación.

Los ejercicios presentado a continuación son ejercicios poliarticulares (sentadilla y peso muerto). Este tipo de ejercicio de levantamiento de peso libre desde el suelo han sido sugeridos como ejercicios que lideran activaciones de los músculos del core puesto que generan una inestabilidad moderada si son realizados a partir de un 70% 1 RM (Behm et al., 2010). Cabe destacar que diversos autores han demostrado que este tipo de ejercicio resulta un estímulo de mayor eficacia para el fortalecimiento del core que los

propios ejercicios calisténicos específicos (Hamlyn et al., 2007) o que la realización del mismo ejercicio con menor carga sobre superficies inestables (Willardson et al., 2009).

3.1. Peso muerto.

Evaluación.

Para la evaluación isométrica se controlaron los ángulos de flexión de la articulación femoro-tibio-peronea y de la cadera 100° y 80° respectivamente.

Ejercicio dinámico.

El ejercicio dinámico fue realizado biarticlarmente, siendo la posición de partida la que aparece en la figura 25. La fase final del movimiento correspondía cuando la barra llegaba a la altura de la rodilla. El ejercicio estuvo restringido a una flexión máxima de 100 grados para la rodilla.

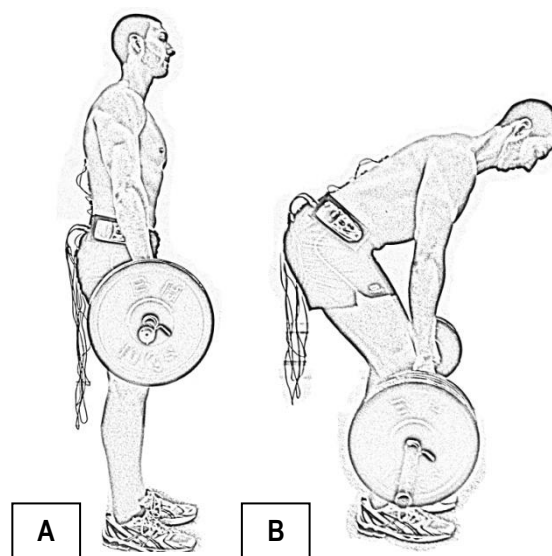


Figura 25. Ejercicio de peso muerto tradicional. A) Posición inicial; B) Posición final.

3.2. Peso muerto sobre Bosu®.

Este ejercicio fue realizado sobre la parte convexa del Bosu® con las instrucciones con las que se rigió el ejercicio realizado en el suelo (figura 26).

Con la finalidad de no comprometer la correcta aptitud postural o generar desequilibrio, el equipo investigador facilitaba al sujeto la barra cargada con el peso correspondiente.

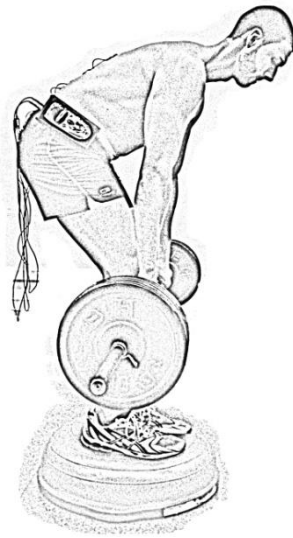


Figura 26. Ejercicio de peso muerto realizado sobre Bosu®.

3.3. Peso muerto sobre T-Bow®.

Este ejercicio fue realizado con las instrucciones con las que se rigió el ejercicio realizado en el suelo, pero su ejecución se realizó sobre el T-Bow® (figura 27).

Con la finalidad de no comprometer la correcta aptitud postural o generar desequilibrio, el equipo investigador facilitaba al sujeto la barra cargada con el peso correspondiente.

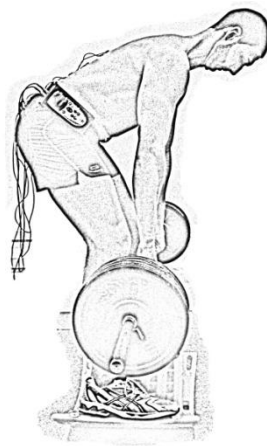


Figura 27. Ejercicio de peso muerto realizado sobre T-Bow®.

4. Lunge.

Evaluación.

Se toma la barra por detrás de la cabeza y se apoya en la línea de las escápulas. La pierna –del lado derecho– debe adelantarse (manteniendo el tronco erguido), la rodilla flexionada hasta los 90 grados y directamente sobre el pie –sin avanzarlo-. Desde esta posición se realiza la presión ascendente (figura 28).

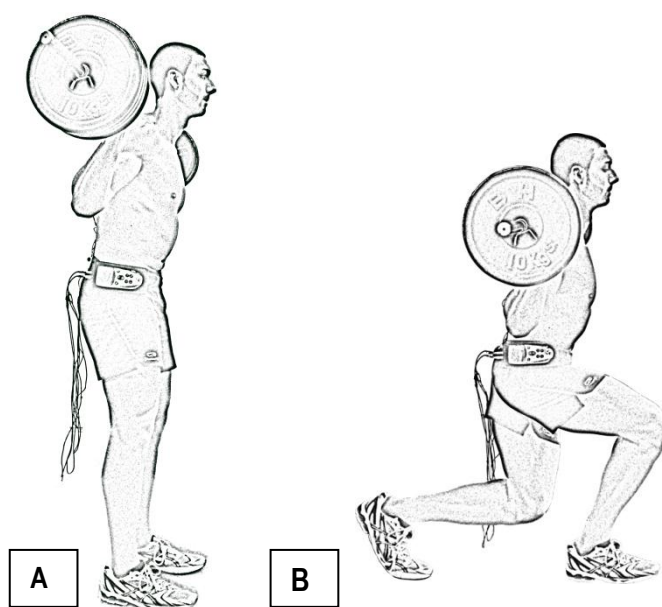


Figura 28. Ejercicio del lunge. A) Posición inicial; B) Posición final.

4.1. Sentadilla sobre Bosu®.

Evaluación.

El individuo partía de una posición con los pies a la altura de los hombros apoyándolos sobre la parte convexa del Bosu®. Desde esa posición, se descendía biarticuladamente hasta que la articulación femoro-tibio-peronea estuviera a 90° de flexión y la articulación de la cadera a 45° (figura 29). Desde esta posición se realizaba una extensión de las articulaciones citadas, con el objetivo de ascender.

Ejercicio dinámico.

El ejercicio dinámico era realizado con las mismas instrucciones que las reproducidas para la evaluación.

El Bosu® se colocó de tal forma que la parte convexa estableciera contacto con los pies de los sujetos para la realización del ejercicio. Se optó por esta posición porque previamente Bressel et al. (2008) advirtieron del riesgo de lesión –por el excesivo movimiento y descontrol que proporcionaba el elemento inestable- al que se sometían los sujetos si se colocaba la parte convexa en contacto con el suelo.

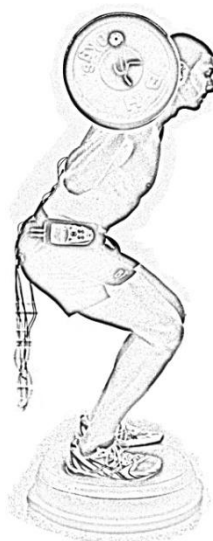


Figura 29. Ejercicio de sentadilla sobre Bosu®.

4.2. Sentadilla sobre T-Bow®.

Las mismas condiciones que las expuestas anteriormente para la ejecución del squat sobre Bosu® fueron mantenidas para la realización del ejercicio de squat sobre T-Bow® (figura 30).

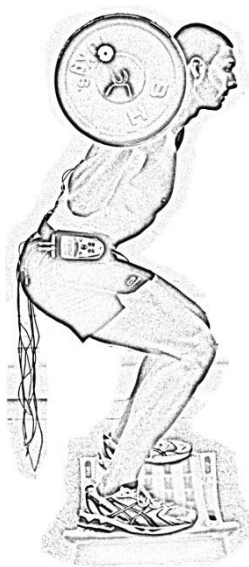


Figura 30. Ejercicio de sentadilla realizado sobre el T-Bow®.

5. Puente supino.

Justificación.

Este ejercicio debía permitir comparar las EMG de los grupos musculares paraespinales de los ejercicios dinámicos, por lo tanto, debía ser un ejercicio representativo, seguro, de gran intensidad y común en los programas de estabilización. En este sentido, muchos autores apoyan la utilización del ejercicio conocido como Bird-Dog (Callaghan et al., 1998; McGill, 1998; McGill, 2007), no obstante, para conseguir mayores activaciones del core resulta recomendable realizar el ejercicio en entorno inestable (Vera-García et al., 2000). La vertiente del Bird-Dog con la aplicación de superficie inestable, ha fallado a la hora de incrementar la actividad muscular paraespinal, siendo reportado incluso reducciones de la misma (Drake et al., 2006).

El único ejercicio que puede cubrir nuestros requisitos es el puente supino. El cual ha sido investigado previamente, con el objetivo de describir los patrones de reclutamiento muscular de los músculos paraespinales (Lehman et al., 2005; Steven et al., 2006). En el estudio dirigido por Steven et al. (2006) fueron comparadas las tres vertientes más comunes, el puente supino sencillo, el puente supino sobre Fitball® y el puente supino unilateral. Tras el análisis los autores concluyen que entre las tres variantes no existe una diferencia significativa, excepto para la actividad de iliocostal lumbar que resultaba mayor cuando se utilizaba el Fitball®.

Por este motivo, se decidió escoger el puente supino con inestabilización, pero debido a que el estudio anterior (Steven et al., 2006) ha estudiado el ejercicio con Fitball®, en el presente estudio se decidió colocar el Bosu® entendiendo que se podrán conseguir mayores niveles de activación. Esta hipótesis está fundamentada porque esta variante reduce la superficie de contacto a la planta de los pies, mientras que en la variante con Fitball®, los gastrocnemios pueden contactar con el elemento inestabilizador y reducir con ello la carga, y por ende, la actividad muscular.

Ejercicio estático.

En la posición inicial del ejercicio las escápulas deben descansar sobre la colchoneta y las plantas de los pies sobre la superficie recta del Bosu®. Desde esta posición el sujeto debe elevar la cadera hasta que el cuerpo que se quede alineado con la cadera y las rodillas, manteniendo los hombros en contacto con el suelo. Alcanzada esta posición el sujeto debía permanecer inmóvil durante el tiempo establecido (figura 31).

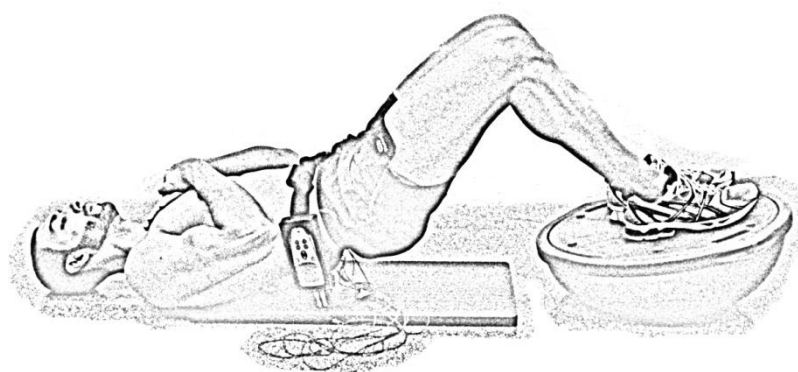


Figura 31. Ejercicio de puente supino realizado sobre superficie inestable.

4.7. TRATAMIENTO ESTADÍSTICO.

Todos los datos fueron tratados mediante un programa creado específicamente para este trabajo utilizando el programa Matlab (*anexo 3*), tras el registro de las señales con los softwares específicos de electromiografía y de fuerza (*ver anexo 4*).

Una vez obtenidos los resultados fueron tratados estadísticamente (figura 32) con el programa SPSS 17.0 SPSS version 17 (SPSS inc., Chicago, IL, USA) con licencia de la Universidad de Valencia.

Fue verificada la normalidad de las variables mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov y homocedasticidad mediante el test de Levene. Posteriormente, fueron administrados los métodos estadísticos estándar para obtener la media como una medida de la tendencia central y el error estándar de la media (SEM) como una medida de dispersión. Posteriormente, se realizó un estudio de medidas repetidas mediante una ANOVA con el fin de poder determinar el efecto de la condición de las variables dependientes en relación con la producción de fuerza máxima isométrica. Seguidamente se aplicó un modelo mixto MANOVA [Grupo (4) x condición (3)] para establecer los efectos del grupo y las condiciones sobre las variables dependientes en relación con la electromiografía de superficie. El seguimiento del contraste multivariado se llevó a cabo con el contraste univariado. El análisis post-hoc se extrajo mediante la corrección del análisis de Bonferroni para los casos que mostraban diferencias significativas en el estudio principal o de interacción. Para todos los análisis estadísticos se asumió un nivel de significación de (p) menor o igual a 0.05.

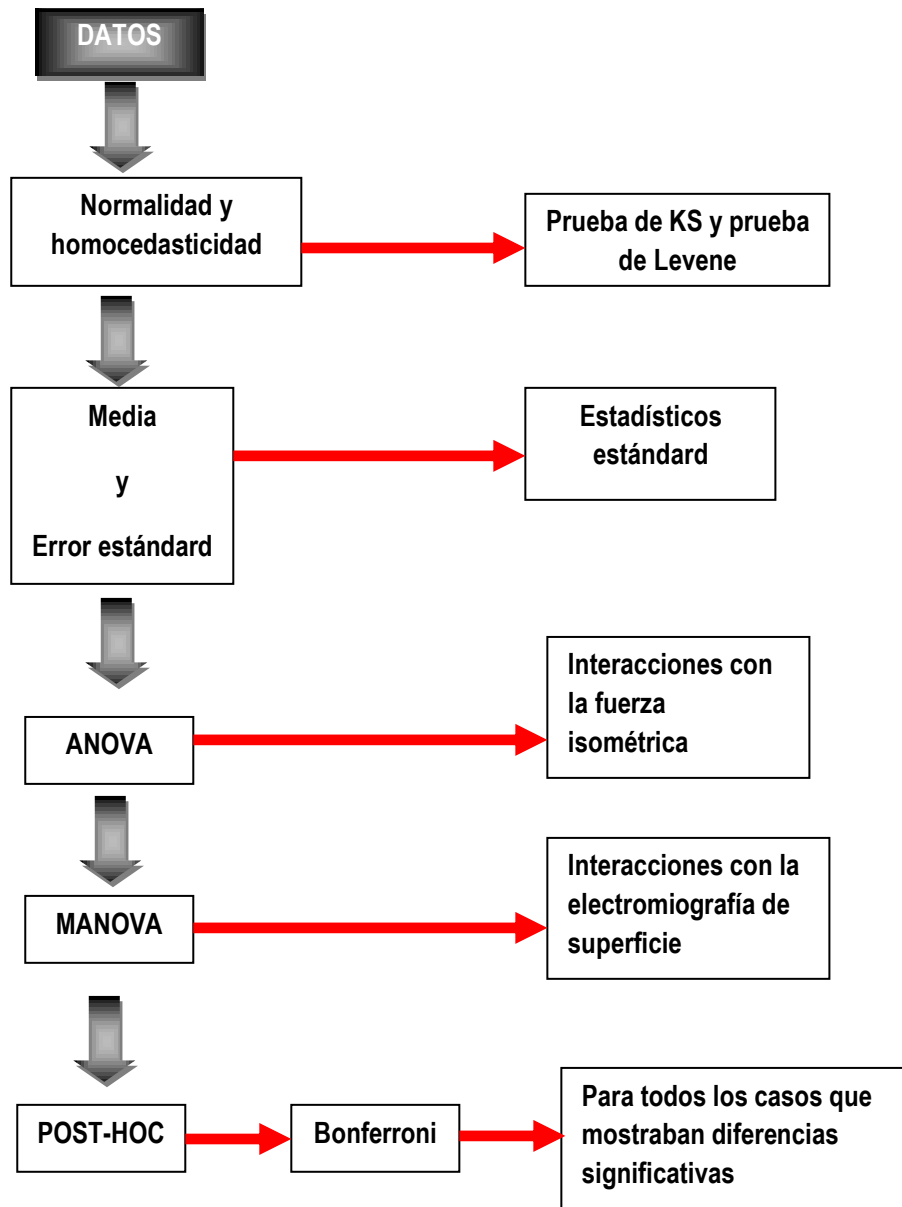


Figura 32. Cuadro resumen del tratamiento estadístico llevado a cabo.

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN



A continuación, son presentados los resultados más destacados del estudio llevado a cabo. Simultáneamente a la presentación de los mismos, se realizará la discusión, comparando dichos resultados con los obtenidos por estudios similares publicados anteriormente.

Todos los resultados son presentados como la media de la variable y el error estándar. La elección de realizar el error estándar está basado en que Lehman et al. (2005) han demostrado que los ejercicios sobre superficies inestables genera una gran variabilidad de respuesta muscular entre sujetos, esta variabilidad queda reflejada en la amplitud obtenida en la desviación estándar (Marshall & Desai, 2010).

Los resultados son presentados siguiendo el presente esquema:

1. Datos de fuerza isométrica.
 1. Ejercicios de prensión, peso muerto.
 2. Ejercicios de prensión, lunges y sentadillas.
 3. Ejercicios de extensión lumbar.
2. Datos electromiográficos.
 1. Ejercicios de prensión, peso muerto.
 2. Ejercicios de prensión, lunge y sentadillas.
 3. Ejercicios de extensión lumbar.

5.1. DATOS DE FUERZA ISOMÉTRICA.

Seguidamente, serán enumerados y comparados los resultados de fuerza máxima isométrica obtenidos en el presente estudio, la presentación de los mismos responderá a la estructura del siguiente esquema:

1. Ejercicios de prensión, peso muerto.
2. Ejercicios de prensión, lunges y sentadillas.
3. Ejercicios de extensión lumbar.

Con el fin de determinar la fuerza máxima isométrica que permitiese establecer la normalización y el cálculo de la carga de entrenamiento fueron realizadas las pruebas máximas con una célula de carga. Los registros obtenidos pasaron el test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov para una muestra (Tabla 11).

Tabla 11:

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra, de los registros de fuerza máxima isométrica.

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra					
		LUNGE_MA X	PESO MUERTO_ MAX	PESO MUERTO BOSU® MAX	PESO MUERTO T- BOW® MAX
N		31	31	31	31
Parámetros normales ^{a,b}	Media	69,0354	107,8578	70,9824	98,3725
	Desviación típica	21,83474	28,69937	25,03767	28,24814
Diferencias más extremas	Absoluta	,116	,126	,175	,107
	Positiva	,116	,115	,175	,107
	Negativa	-,063	-,126	-,098	-,081
Z de Kolmogorov-Smirnov		,644	,701	,977	,596
Sig. asintót. (bilateral)		,801	,709	,296	,870
a. La distribución de contraste es la Normal.					
b. Se han calculado a partir de los datos.					

1. EJERCICIOS DE PRENSIÓN, PESO MUERTO.

A continuación, son presentados y analizados los resultados de fuerza máxima isométrica referentes a las diferentes variantes del peso muerto estudiadas (Tabla 12).

Tabla 12:

Resultados descriptivos del rendimiento de fuerza máxima isométrica para todas las condiciones de peso muerto estudiadas.

Estimaciones				
Ejercicio	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
Peso muerto estable	107,858	5,155	97,331	118,385
Peso muerto sobre Bosu®	70,982	4,497	61,799	80,166
Peso muerto sobre T-Bow®	98,372	5,074	88,011	108,734

Cuando son analizados los resultados obtenidos durante la ejecución del peso muerto destaca la reducción de los registros cuando es realizado con inestabilidad externa (Tabla 13). Esta reducción resultó muy significativa entre todas las condiciones. Por un lado, en la prueba de peso muerto sobre Bosu® 36,875% ($p < 0.005$) y, por otro lado, la ejecución del peso muerto sobre T-Bow® obtuvo un descenso del 9,485% ($p < 0.05$) (figura 33).

Tabla 13:

Diferencias de los registros de fuerza máxima isométrica para las diferentes condiciones de peso muerto analizadas.

Comparaciones por pares							
Medida	(I)ejercicio	(J)ejercicio	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
PESO MUERTO	Estable	Sobre Bosu®	36,875*	4,442	,000	25,612	48,139
		Sobre T-Bow®	9,485*	2,834	,007	2,300	16,671
	Sobre Bosu®	Estable	-36,875*	4,442	,000	-48,139	-25,612
		Sobre T-Bow®	-27,390*	3,332	,000	-35,839	-18,941
	Sobre T-Bow®	Estable	-9,485*	2,834	,007	-16,671	-2,300
		Sobre Bosu®	27,390*	3,332	,000	18,941	35,839
Basadas en las medias marginales estimadas.							
*. La diferencia de medias es significativa al nivel ,05.							
a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.							

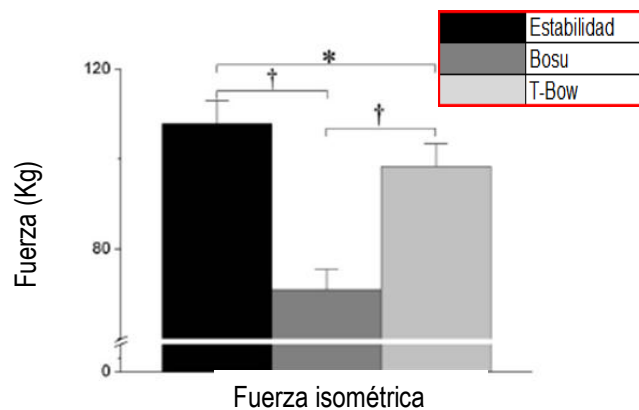


Figura 33. Producción de fuerza en el ejercicio del peso muerto en las diferentes condiciones de inestabilidad. Cada barra representa la media y el error estándar.

*Diferencia significativa ($p < 0.05$) entre grupos.
 †Diferencia significativa ($p < 0.005$) entre grupos.

La influencia de las superficies inestables en la menor capacidad de generar fuerzas coincide con trabajos previos que también han apuntado que la reducción de la capacidad de fuerza es una de las desventajas del entrenamiento de fuerza sobre inestabilidad. Así pues, en la excelente revisión de Behm & Anderson (2006) sobre la aplicación de la inestabilidad en el entrenamiento de fuerza, estos especialistas en la materia fundamentan dicha afirmación aportando los datos previos de dos investigaciones, en ellas se comunica que, existe una reducción del 60% de la potencia de fuerza para el pectoral mayor cuando se comparaba la ejecución del press de banca sobre Fitball® frente al press de banca en banco plano (Anderson & Behm, 2004) mientras en el segundo ensayo, Behm y sus colaboradores indican una reducción de la capacidad de generar fuerza isométrica para la extensión de piernas de un 70.5% y de un 20.2% para los flexores plantares, en un ejercicio de prensa de piernas sentado en condiciones inestables frente a estables (Behm et al., 2002). Esta gran diferencia en la producción de fuerza es atribuida por los investigadores a los niveles de inestabilidad, puesto que el ejercicio de extensión de piernas resultaba más inestable que el ejercicio de flexión plantar.

Investigaciones de otros autores han obtenido resultados diferentes, y no han registrado reducción significativa en la capacidad de generar fuerza. Por ejemplo, la capacidad de generar fuerza isométrica resultó muy similar cuando se realiza un press de banca en banco plano frente a dispositivos de inestabilidad (Cowley et al., 2007; Goodman et al., 2008; Koshida et al., 2008). Destacable resulta el trabajo de Koshida et al. (2008) quienes registraron una reducción, no significativa, de un 6-10%, concluyendo que, no afectará al rendimiento del atleta.

Esta disparidad en los resultados de las investigaciones previas pueden ser atribuidos a diferentes variables, como son: a) la colocación del dispositivo de inestabilidad (Marshall & Murphy, 2006; Norwood et al., 2007), b) al estatus de los sujetos (Wahl & Behm, 2008; Uribe, Coburn, Brown, Judelson, Khamoui & Nguyen, 2010). Por ejemplo, en el estudio de Koshida et al., (2008) los practicantes eran judocas que practicaban la disciplina deportiva 5 días /semana además de poseer una experiencia entre 1 y 5 años en el entrenamiento. Situación que les podría facilitar la estabilización del core durante la ejecución, y con ello, no se perjudicaría la capacidad de generar fuerza.

Nuestros resultados para el ejercicio del peso muerto, muestran reducciones significativas en la capacidad de producir fuerza máxima isométrica, estando en consonancia con estudios previos (Anderson & Behm, 2004; Behm et al., 2002), aunque los porcentajes de la disminución no resultan tan grandes, pudiendo ser atribuido al perfil de la muestra, que además de estar experimentada en el entrenamiento de fuerza, están familiarizados con la utilización de entrenamiento con superficies inestables. Por su parte, estudios como el de Behm et al. (2002) los sujetos son descritos como habituales en el entrenamiento de fuerza o con experiencia en el entrenamiento de fuerza, sin aparecer si están habituados al entrenamiento con superficies inestables.

Otra variable que puede afectar directamente a los resultados es el nivel de inestabilidad del ejercicio, tal y como ha sido sugerido previamente por Behm y colaboradores (2002).

Por último, y posiblemente el motivo que justifique las diferencias en la reducción de fuerza de los presentes resultados frente a trabajos anteriores sea los grupos musculares estudiados. Así pues, mientras que Behm et al. (2002) estudian músculos como el cuádriceps y los flexores plantares, los resultados de la tesis hacen referencia a los músculos paraespinales.

Al no existir trabajos previos, que involucren al ejercicio de peso muerto, con los que poder comparar estas reducciones, se puede inferir con cierta cautela, que para los ejercicios de peso muerto, existe la misma tendencia de reducción en la capacidad de fuerza que para los ejercicios de miembros superiores, estudiados anteriormente (Anderson & Behm, 2004; Behm et al., 2002).

2. Ejercicios de prensión, lunge y sentadilla.

Los resultados en relación a los ejercicios de prensión de miembros inferiores (*lunge y sentadilla sobre Bosu®/T-Bow®*) fueron analizados para determinar la normalidad (Tabla 14).

Tabla 14:

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra de los registros de ejercicios de prensión para los miembros inferiores.

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra				
		SENTADILLA BOSU®_MAX	SENTADILLA T-BOW®_MAX	LUNGE_MAX
N		31	31	31
Parámetros normales ^{a,b}	Media	50,0072	66,7792	69.0354
	Desviación típica	19,42633	19,63087	21.83474
Diferencias más extremas	Absoluta	,144	,194	,116
	Positiva	,144	,194	,116
	Negativa	-,084	-,112	-,063
Z de Kolmogorov-Smirnov		,804	1,080	,644
Sig. asintót. (bilateral)		,537	,194	,801
a. La distribución de contraste es la Normal.				
b. Se han calculado a partir de los datos.				

Cuando son comparados los resultados obtenidos pueden apreciarse diferencias significativas entre las condiciones estudiadas (Tabla 15).

Tabla 15:

Diferencias entre los registros de fuerza máxima isométrica para las tres condiciones de presión para miembros inferiores.

Medida	(i)ejercicio	(J)ejercicio	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
SENTADILLA	Lunge	Sobre Bosu®	19,028*	4,474	,001	7,683	30,373
		Sobre T-Bow®	2,256	2,715	1,000	-4,629	9,141
	Sobre Bosu®	Lunge	-19,028*	4,474	,001	-30,373	-7,683
		Sobre T-Bow®	-16,772*	3,394	,000	-25,377	-8,167
	Sobre T-Bow®	Lunge	-2,256	2,715	1,000	-9,141	4,629
		Sobre Bosu®	16,772*	3,394	,000	8,167	25,377
Basadas en las medias marginales estimadas.							
*. La diferencia de medias es significativa al nivel ,05.							
a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.							

Los registros muestran como los valores de fuerza máxima isométrica obtenida durante el lunge (presión de una pierna) son muy similares a los registros obtenidos durante las variantes de la sentadilla (presión con ambas piernas) con inestabilidad. En el caso del lunge, los sujetos obtuvieron una media de fuerza de 69.03 kg (3.92), mientras que para el ejercicio de sentadilla con Bosu®, el registro disminuyó hasta los 50.00 kg (3.48), esta diferencia de 19.02 kg fue muy significativa ($p < 0.005$). Por otra parte la sentadilla sobre T-Bow® 66.77 kg (3.52) obtuvo 2.25 kg menos en el registro, pero no supuso diferencia significativa ($p > 0.05$). Cuando son comparados los registros entre las variantes de la sentadilla en condiciones de inestabilidad destaca que el rendimiento para la ejecución de la sentadilla T-Bow® fue significativamente superior ($p = 0.002$) al registro sobre Bosu®. Estos resultados, presentados en la tabla 12, sugieren que la realización del ejercicio de lunge permite obtener registros de fuerza

más elevados que la sentadilla en condiciones de inestabilidad aunque esta se realice con la fuerza de prensión de los dos miembros inferiores.

Estos resultados están en consonancia con los presentados en el reciente trabajo publicado por, Cormie & Deane, (2006) donde son comparados los registros de fuerza máxima isométrica entre una sentadilla en condiciones estables frente a condiciones inestables. Los investigadores comunicaron una reducción de 45.6% en la capacidad de fuerza máxima isométrica para el ejercicio de sentadilla realizado en condiciones de inestabilidad. Estos resultados se han reproducido en trabajos posteriores como por ejemplo, Drinkwater et al. (2007) quienes reportan una reducción funcional - *pico de potencia de fuerza, de fuerza, pico de potencia excéntrica, velocidad de ejecución y grados de flexión de rodilla*- en la ejecución de la sentadilla inestable. Más recientemente, McBride, Larkin, Dayne, Haines & Kirby, (2010) han publicado los datos obtenidos tras comparar la sentadilla en condiciones de estabilidad frente a inestabilidad en la ejecución de una repetición máxima dinámica. En su artículo plasman una carga máxima de 128.0 ± 31.4 kg para la condición de estabilidad y de 83.8 ± 17.3 kg para su ejecución en condiciones inestables.

3. Ejercicios de extensión lumbar.

Por último, los resultados del ejercicio de extensión lumbar (Tabla 16) no muestran diferencias significativas entre las dos condiciones de estudio para la producción de fuerza isométrica máxima (Tabla 17). Este hecho puede deberse a que el elemento colocado, el T-Bow®, resulta convexo en la zona de contacto con el cuerpo del sujeto, y no genera inestabilidad, y podría entenderse que resultan dos condiciones muy similares.

Tabla 16:

Resultados descriptivos de la fuerza máxima isométrica de las dos condiciones analizadas para la extensión lumbar.

Paired Samples Statistics				
	Media	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Extensión Lumbar máxima	57,7729	31	17,21685	3,09224
Extensión Lumbar T-Bow® máxima	59,9633	31	27,45744	4,93150

Tabla 17:

Comparación de los registros de fuerza máximas isométrica obtenida en las condiciones de estudio.

Paired Samples Test					
		Paired Differences			
		Media	Std. Deviation	Std. Error Mean	Sig
Pair 1	Extensión Lumbar máxima – Extensión Lumbar T-Bow® máxima	-2,19038	18,45948	3,31542	.514

Tras la revisión de la literatura previa disponible, no se ha recogido constancia de un estudio similar para los músculos paraespinales. Pero, existe un trabajo previo publicado por Drake et al. (2006) quienes demuestran que añadir inestabilidad a los ejercicios de extensión lumbar no produce ninguna mejora mecánica. Aunque esta investigación comparó la señal muscular, podría estar en consonancia con nuestros resultados.

Los resultados referentes a la capacidad de producir fuerza muestran una reducción de sus registros cuando son realizados en condiciones de inestabilidad.

Este fenómeno de reducción de fuerza isométrica máxima cuando se realiza el esfuerzo en condiciones de inestabilidad ha sido demostrado en trabajos previos, y corroborada por la presente investigación, puede atribuirse a dos mecanismos principalmente:

- 1) El primer mecanismo explicativo de la reducción de la capacidad de generar fuerza hipotetiza que los grupos musculares involucrados deban repartir su función entre mantener el control durante la realización del ejercicio y realizar la acción agonista.
- 2) El segundo mecanismo establecería la fundamentada relación entre la co-contracción y la reducción en la capacidad de generar fuerza (Kornecki & Zschorlich, 1994). La inestabilidad demanda co-contracción con el fin de asegurar la integridad de la articulación, tanto en condiciones estáticas (Darainy, Malfait, Gribble, Towhidkho & Ostry, 2004), como en condiciones dinámicas (Franklin, Burdet, Osu, Kawato & Milner, 2003). Esta co-contracción que asegura la articulación, reducirá paralelamente la capacidad de fuerza (Kornecki & Zschorlich, 1994).

El presente trabajo permite añadir una variable importante para concluir que se reduce la capacidad de fuerza. Se trata del nivel de inestabilidad, en este trabajo se valoró el ejercicio realizado sobre T-Bow® *–que genera una sólo grado de inestabilidad–* y el Bosu® *–que genera inestabilidad en todas las direcciones–*. Así pues, se puede inferir que los diferentes grados de inestabilidad influirán directamente sobre la capacidad de generar fuerza por parte de los músculos agonistas, de la misma forma que ha sido demostrado para la actividad muscular (Wahl & Behm, 2008).

Este dato resulta de especial interés a la hora de realizar una adecuada selección del material de inestabilización para el entrenamiento, pues esta selección deberá estar en consonancia con el objetivo del entrenamiento. Por lo tanto, los dispositivos que generen mayor inestabilidad permitirán entrenamientos con menor carga, pero podría suponer una alternativa o una opción interesante para fases de entrenamiento en las que no se necesiten mejorar los niveles de fuerza.

5.2. DATOS ELECTROMIOGRÁFICOS.

Inmediatamente, serán enumerados y comparados los resultados de fuerza máxima isométrica obtenidos en el presente estudio, la presentación de los mismos responderá a la estructura del siguiente esquema:

1. Ejercicios de prensión, peso muerto.
 - a. Análisis muscular global.
 - b. Análisis muscular regional.
2. Ejercicios de prensión, lunges y sentadillas.
 - a. Análisis muscular global.
 - b. Análisis muscular regional.
3. Ejercicios de extensión lumbar.
 - a. Análisis muscular global.
 - b. Análisis muscular regional.

Los objetivos del presente estudio fueron describir los niveles de actividad muscular en los grupos paraespinales más importantes –*iliocostal*, *longísimo (como erctor espinal)* y *multífidos*, en sus regiones lumbar y torácica-, durante ejercicios específicos para el fortalecimiento del core, tanto de estabilización local como de estabilización global. Por lo tanto, los resultados presentados como media de actividad muscular (% con respecto al máximo obtenido en el ejercicio para la normalización) y error típico estarán detallados de todos los grupos musculares en las tablas. No obstante, en el texto, se desarrollará principalmente el valor cuadrático medio (RMS), debido a su función global extensora y estabilizadora del tronco que llevan a cabo. Así pues, si existe algún detalle específico en la diferenciación muscular será detallado en el texto igualmente.

En el presente apartado de discusión en referencia a la actividad muscular, será desarrollado un análisis de los resultados derivados de este estudio, y serán comparados con los datos de los estudios previos de similares características.

En primer lugar, fue realizado el estudio de contrastes (Tabla 18).

Tabla 18:

Estudio de contrastes para las variables analizadas.

Pruebas de contrastes intra-sujetos							
Origen	Medida	ejercicio	Suma de cuadrados tipo III	Gl	Media cuadrática	F	
ejercicio	mediapesos	Lineal	15914,252	1	15914,252	44,656	
		Cuadrático	6305,248	1	6305,248	32,783	
	maxpesos	Lineal	14640,350	1	14640,350	7,539	
		Cuadrático	28751,319	1	28751,319	38,542	
	mediasen	Lineal	835,598	1	835,598	6,090	
		Cuadrático	312,304	1	312,304	3,012	
	maxsen	Lineal	1,480E6	1	1,480E6	185,019	
		Cuadrático	476895,971	1	476895,971	56,351	
	mediaext	Lineal	44912,201	1	44912,201	209,889	
		Cuadrático	19498,289	1	19498,289	123,338	
	maxext	Lineal	33304,001	1	33304,001	159,412	
		Cuadrático	20512,026	1	20512,026	87,882	
	ejercicio * GRUPO_MUSCU LAR	mediapesos	Lineal	4224,323	3	1408,108	3,951
			Cuadrático	868,356	3	289,452	1,505
maxpesos		Lineal	22406,841	3	7468,947	3,846	
		Cuadrático	1179,267	3	393,089	,527	
mediasen		Lineal	388,573	3	129,524	,944	
		Cuadrático	1245,683	3	415,228	4,005	
maxsen		Lineal	45111,372	3	15037,124	1,879	
		Cuadrático	111160,826	3	37053,609	4,378	
mediaext		Lineal	5812,073	3	1937,358	9,054	
		Cuadrático	1356,622	3	452,207	2,860	

	maxext	Lineal	7203,476	3	2401,159	11,493
		Cuadrático	1524,705	3	508,235	2,177
Error(ejercicio)	mediapesos	Lineal	42765,091	120	356,376	
		Cuadrático	23080,201	120	192,335	
	maxpesos	Lineal	233047,635	120	1942,064	
		Cuadrático	89515,701	120	745,964	
	mediasen	Lineal	16465,755	120	137,215	
		Cuadrático	12442,034	120	103,684	
	maxsen	Lineal	960133,154	120	8001,110	
		Cuadrático	1,016E6	120	8462,993	
	mediaext	Lineal	25677,726	120	213,981	
		Cuadrático	18970,548	120	158,088	
	maxext	Lineal	25070,111	120	208,918	
		Cuadrático	28008,579	120	233,405	

Nota. Max: registro pico de EMG, Media: valor medio de EMG, Pesos: pesos muertos, Sen: lunge y sentadillas, Ext: extensiones lumbares y puente supino.

1. Ejercicio de prensión de piernas, peso muerto.

a. Análisis muscular global.

En el presente estudio se pueden apreciar diferencias significativas en la actividad muscular paraespinal de los diferentes ejercicios estudiados. El pico y la media de actividad muscular registrado en nuestro estudio colocan al peso muerto realizado al 70% (MIVC) como el ejercicio que mayor estímulo demanda para estos músculos (Tabla 19). Dicha superioridad ha sido demostrada anteriormente con respecto al mismo ejercicio en diferentes condiciones de inestabilidad (Willardson et al., 2009; Chulvi-Medrano, García-Massó, Colado, Pablos, Alves de Moraes, Fuster, 2010) y con respecto a ejercicios calisténicos (Hamlyn et al., 2007; Nuzzo et al., 2008; Behm et al., 2010). Esta gran activación puede ser atribuida a la rigidez del core generado por la técnica del *bracing*⁶ durante la ejecución del ejercicio.

Tabla 19:

Resultados descriptivos de la actividad muscular paraespinal en las diferentes condiciones de estudio para el peso muerto.

Medida	ejercicio	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
Media EMG	Peso muerto	88,527	2,967	82,652	94,402
	Peso muerto Bosu®	71,783	2,556	66,722	76,844
	Peso muerto T-Bow®	72,506	2,311	67,929	77,082
Máxima EMG	Peso muerto	117,385	5,484	106,527	128,244
	Peso muerto Bosu®	91,053	4,416	82,310	99,795
	Peso muerto T-Bow®	102,019	5,693	90,747	113,290

En los presentes datos resulta destacable que la media de EMG del peso muerto durante las repeticiones dinámicas se encuentra próxima al 90% (MCIV) para el múltifidus y para los erectores –tanto lumbares como torácicos-. Por su parte, la contracción máxima voluntaria isométrica superó el 100% de la máxima, acercándose al

⁶ Situación de tensión o tirantez abdominal con el fin de estabilizar la columna lumbar, descrito previamente por Grenier & McGill (2006).

150% (MCIV) para el erector lumbar. La mayor activación de los erectores durante la acción máxima del peso muerto estable corrobora su gran participación en la extensión del tronco (Vink, van Der Velde & Verbout, 1987; Bradl, Mörl, Schille, Grame, Müller & Grieshaber, 2005), además de su participación en la estabilidad de la columna. Estos registros superan a los obtenidos por el trabajo de Escamilla et al., (2002) quienes para una carga de 12 RM obtuvieron una activación del 32% (MCIV) de los erectores. Estas diferencias pueden ser atribuidas al estatus de los sujetos, en el trabajo de Escamilla, los participantes eran jugadores de fútbol americano, disciplina que exige un entrenamiento regular utilizando el peso muerto.

Cuando se compara la actividad media de los músculos evaluados se observa que existen diferencias significativas entre las condiciones de estabilidad y las de inestabilidad (Tabla 20). El peso muerto estable durante las condiciones de actividad máxima dinámica presenta una actividad muscular de 117.38% (5.49) frente al 102.02% (5.77) durante la ejecución del peso muerto en T-Bow® ($p < 0.05$) y de la actividad muscular obtenida en la ejecución con el Bosu® 91.05% (4.41) representado una diferencia muy significativa ($p < 0.005$) (figura 34). Por su parte, el registro muscular muestra una actividad media durante las acciones submáximas del peso muerto estable de 88.53% (2.97) resultando significativamente mayores ($p < 0.05$) frente al registro del ejercicio en T-Bow® 72.51% (2.31) y significativamente mayor a las condiciones de Bosu® 71.78% (2.55) ($p < 0.005$) (figura 35).

Tabla 20:

Diferencias encontradas en la actividad muscular paraespinal durante las diversas circunstancias del estudio.

Comparaciones por pares							
Medida	(I)ejercicio	(J)ejercicio	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
Media EMG	1	2	16,744*	2,107	,000	11,629	21,859
		3	16,021*	2,397	,000	10,200	21,842
	2	1	-16,744*	2,107	,000	-21,859	-11,629
		3	-,723	1,758	1,000	-4,991	3,545
	3	1	-16,021*	2,397	,000	-21,842	-10,200
		2	,723	1,758	1,000	-3,545	4,991
Máxima EMG	1	2	26,333*	4,428	,000	15,582	37,084
		3	15,367*	5,597	,021	1,778	28,956
	2	1	-26,333*	4,428	,000	-37,084	-15,582
		3	-10,966*	3,755	,013	-20,084	-1,848
	3	1	-15,367*	5,597	,021	-28,956	-1,778
		2	10,966*	3,755	,013	1,848	20,084
Basadas en las medias marginales estimadas.							
*. La diferencia de medias es significativa al nivel ,05.							
a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.							

Nota. 1: Peso muerto en condiciones de estabilidad; 2: Peso muerto sobre Bosu®; 3: Peso muerto sobre T-Bow®.

En el trabajo de similares características publicado por Hamlyn et al. (2007) obtienen registros mayores para el peso muerto cercanos al 70% (MCIV) cuando son comparados con los obtenidos por los ejercicios de supermán (69.3%) y de puente lateral sobre Fitball® (68.6%). En un trabajo posterior, Nuzzo y colaboradores (2008) corroboraron estos resultados, puesto que la ejecución del peso muerto (70% 1RM) desencadenó una activación de los erectores lumbares (L1) superiores a 100% y de multifidus (L5) a 120%, para el peso muerto a partir de una carga de 50% (1RM). Estas activaciones fueron significativamente superiores cuando se utilizó una carga de 50% a las obtenidas al ejercicio de supermán. Las cargas de 70 (al igual que en la presente tesis), 90 y 100% generan activaciones significativamente mayores al puente supino.

Por último, las intensidades de 90 y 100%, fueron significativamente mayores a las obtenidas a la ejecución de la extensión de espalda con Fitball®.

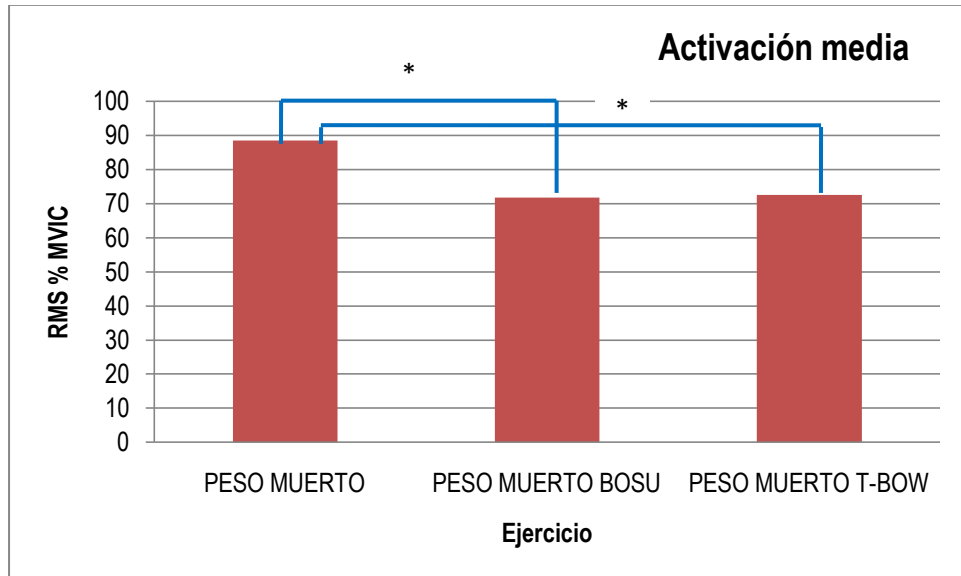


Figura 34. Representación gráfica de la actividad muscular media de los músculos paraespinales durante las tres circunstancias del estudio. * $p < 0.05$.

ERROR EN DATOS BOSU (son + bajos) Y T-BOW (son + altos) · Ver datos reales en pág. 123

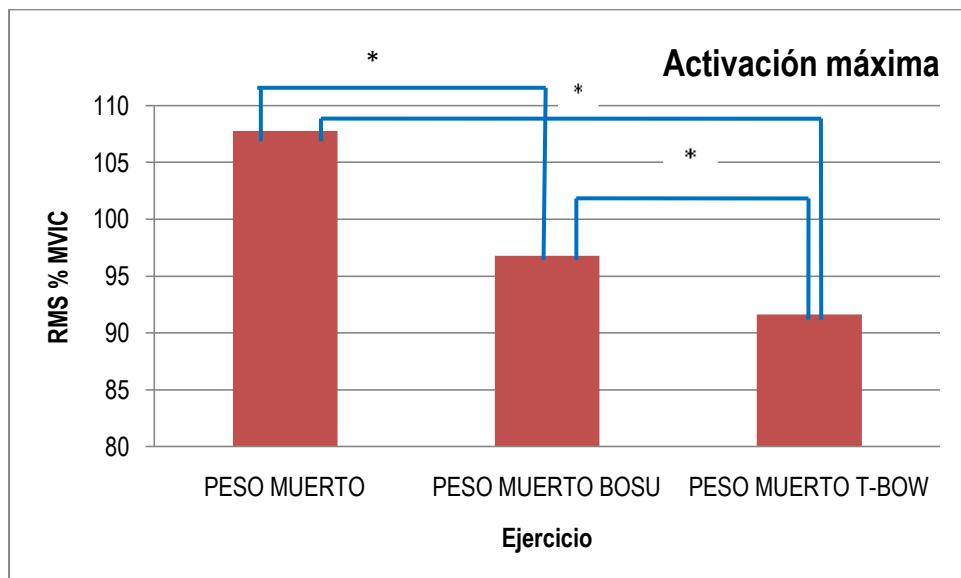


Figura 35. Representación gráfica de la actividad muscular máxima de los músculos paraespinales durante las tres circunstancias del estudio. * $p < 0.05$.

b. Análisis muscular regional.

Cuando son analizados los diferentes grupos musculares por separado cabe destacar que la media de EMG para multifidus y erectores se encuentra próximos al 75% de la máxima (tabla 21), suponiendo una actividad eficaz para su fortalecimiento tal y como ha sido previamente sugerido (Mayer et al., 2008).

Tabla 21:

Resultados descriptivos de la actividad muscular de los 4 grupos musculares paraespinales analizados en el estudio del peso muerto y sus diversas variantes.

Medida	GRUPO_MUSCULAR	ejercicio	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Media EMG	MULTIFIDUS LUMBAR	Peso muerto estable	79,801	5,935	68,050	91,552
		Peso muerto sobre Bosu®	72,657	5,112	62,536	82,779
		Peso muerto sobre T-Bow®	76,695	4,623	67,542	85,847
	MULTIFIDUS DORSAL	Peso muerto estable	91,374	5,935	79,623	103,125
		Peso muerto sobre Bosu®	76,359	5,112	66,237	86,480
		Peso muerto sobre T-Bow®	74,373	4,623	65,221	83,526
	ERECTOR LUMBAR	Peso muerto estable	91,267	5,935	79,516	103,017
		Peso muerto sobre Bosu®	73,440	5,112	63,318	83,562
		Peso muerto sobre T-Bow®	73,373	4,623	64,220	82,526
	ERECTOR DORSAL	Peso muerto estable	91,666	5,935	79,915	103,417
		Peso muerto sobre Bosu®	64,675	5,112	54,554	74,797

		Peso muerto sobre T-Bow®	65,581	4,623	56,429	74,734
Máxima EMG	MULTIFIDUS LUMBAR	Peso muerto estable	100,537	10,969	78,821	122,254
		Peso muerto sobre Bosu®	89,016	8,831	71,531	106,501
		Peso muerto sobre T-Bow®	110,972	11,386	88,429	133,515
		Peso muerto estable	122,028	10,969	100,311	143,745
	MULTIFIDUS DORSAL	Peso muerto sobre Bosu®	95,173	8,831	77,687	112,658
		Peso muerto sobre T-Bow®	95,142	11,386	72,599	117,685
		Peso muerto estable	125,742	10,969	104,025	147,459
	ERECTOR LUMBAR	Peso muerto sobre Bosu®	100,052	8,831	82,567	117,537
		Peso muerto sobre T-Bow®	119,745	11,386	97,202	142,288
		Peso muerto estable	121,235	10,969	99,518	142,952
	ERECTOR DORSAL	Peso muerto sobre Bosu®	79,970	8,831	62,485	97,456
		Peso muerto sobre T-Bow®	82,216	11,386	59,673	104,759
Peso muerto estable						

El análisis comparativo destaca diversas diferencias en la actividad muscular para la condición de peso muerto estable frente a las condiciones de inestabilidad (tabla 22).

Tabla 22:

Comparativa de los resultados de actividad muscular obtenidos para los diferentes grupos musculares paraespinales estudiados en las diversas condiciones de estudio del peso muerto.

Comparaciones por pares								
Medida	GRUPO_MUSCULAR	(I)ejercicio	(J)ejercicio	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
							Límite inferior	Límite superior
mediapesos	MULTIFIDUS LUMBAR	1	2	7,144	4,213	,278	-3,086	17,373
			3	3,106	4,795	1,000	-8,536	14,748
		2	1	-7,144	4,213	,278	-17,373	3,086
			3	-4,037	3,515	,759	-12,573	4,498
		3	1	-3,106	4,795	1,000	-14,748	8,536
			2	4,037	3,515	,759	-4,498	12,573
	MULTIFIDUS DORSAL	1	2	15,015*	4,213	,002	4,786	25,245
			3	17,001*	4,795	,002	5,358	28,643
		2	1	-15,015*	4,213	,002	-25,245	-4,786
			3	1,985	3,515	1,000	-6,550	10,521
		3	1	-17,001*	4,795	,002	-28,643	-5,358
			2	-1,985	3,515	1,000	-10,521	6,550
	ERECTOR LUMBAR	1	2	17,827*	4,213	,000	7,597	28,057
			3	17,894*	4,795	,001	6,252	29,536
		2	1	-17,827*	4,213	,000	-28,057	-7,597
			3	,067	3,515	1,000	-8,469	8,602
		3	1	-17,894*	4,795	,001	-29,536	-6,252
			2	-,067	3,515	1,000	-8,602	8,469
	ERECTOR DORSAL	1	2	26,991*	4,213	,000	16,761	37,220
			3	26,085*	4,795	,000	14,442	37,727
		2	1	-26,991*	4,213	,000	-37,220	-16,761
			3	-,906	3,515	1,000	-9,442	7,629
		3	1	-26,085*	4,795	,000	-37,727	-14,442
			2	,906	3,515	1,000	-7,629	9,442

maxpesos	MULTIFIDUS LUMBAR	1	2	11,521	8,856	,587	-9,980	33,023
			3	-10,435	11,193	1,000	-37,613	16,743
		2	1	-11,521	8,856	,587	-33,023	9,980
			3	-21,956*	7,511	,012	-40,193	-3,720
		3	1	10,435	11,193	1,000	-16,743	37,613
			2	21,956*	7,511	,012	3,720	40,193
	MULTIFIDUS DORSAL	1	2	26,855*	8,856	,009	5,353	48,357
			3	26,886	11,193	,054	-,292	54,064
		2	1	-26,855*	8,856	,009	-48,357	-5,353
			3	,031	7,511	1,000	-18,206	18,267
		3	1	-26,886	11,193	,054	-54,064	,292
			2	-,031	7,511	1,000	-18,267	18,206
	ERECTOR LUMBAR	1	2	25,690*	8,856	,013	4,188	47,191
			3	5,997	11,193	1,000	-21,181	33,175
		2	1	-25,690*	8,856	,013	-47,191	-4,188
			3	-19,693*	7,511	,030	-37,929	-1,456
		3	1	-5,997	11,193	1,000	-33,175	21,181
			2	19,693*	7,511	,030	1,456	37,929
	ERECTOR DORSAL	1	2	41,264*	8,856	,000	19,763	62,766
			3	39,019*	11,193	,002	11,841	66,196
		2	1	-41,264*	8,856	,000	-62,766	-19,763
			3	-2,246	7,511	1,000	-20,482	15,991
		3	1	-39,019*	11,193	,002	-66,196	-11,841
			2	2,246	7,511	1,000	-15,991	20,482

Nota. 1: Peso muerto estable; 2: Peso muerto Bosu®; 3: Peso muerto T-Bow®.

El registro máximo de EMG para el multifidus lumbar lo generó el peso muerto sobre T-Bow® 110.97% (11.38), aunque no obtuvo nivel de significación. El resto de músculos analizados fueron activados con mayor intensidad durante el peso muerto estable, resultado significativamente superior para las condiciones de Bosu® y T-Bow® el erector espinal torácico 121.235% (10.96), mientras que el multifidus torácico 125.74% (10.96) y el erector espinal lumbar 125.74% (10.96) solo fueron significativamente superiores a la condición Bosu® ($p < 0.05$) (figura 36).

El análisis pormenorizado de la actividad muscular estudiada muestra que la media de la EMG para todos los grupos musculares estudiados son significativamente superiores para todos los grupos musculares frente a las condiciones de peso muerto Bosu® y peso muerto T-Bow®. Así pues el multifidus lumbar obtuvo una media de 79.80% (5.93), el multifidus torácico 91.37% (5.93), el erector espinal lumbar 91.26% (5.93) y la región torácica del erector espinal 91.66% (5.93) (figura 37).

Los registros del peso muerto en condiciones estables para la actividad muscular media resultan muy contundentes, y demuestran los enormes requerimientos estabilizadores y movilizadores que requiere el ejercicio.

El análisis de la EMG máxima demuestra que el multifidus lumbar se activó con mayor intensidad en la variante de peso muerto sobre T-Bow®, mientras que para la porción torácica y los erectores lumbares el peso muerto en condiciones estables desencadenó mayores niveles de actividad muscular. La mayor actividad del multifidus lumbar no obtiene valores de significancia, por lo que se puede entender como una diferencia anecdótica, puesto que no se reproduce en condiciones de actividad muscular media, y no se encuentra explicación que pudiera fundamentar este registro.

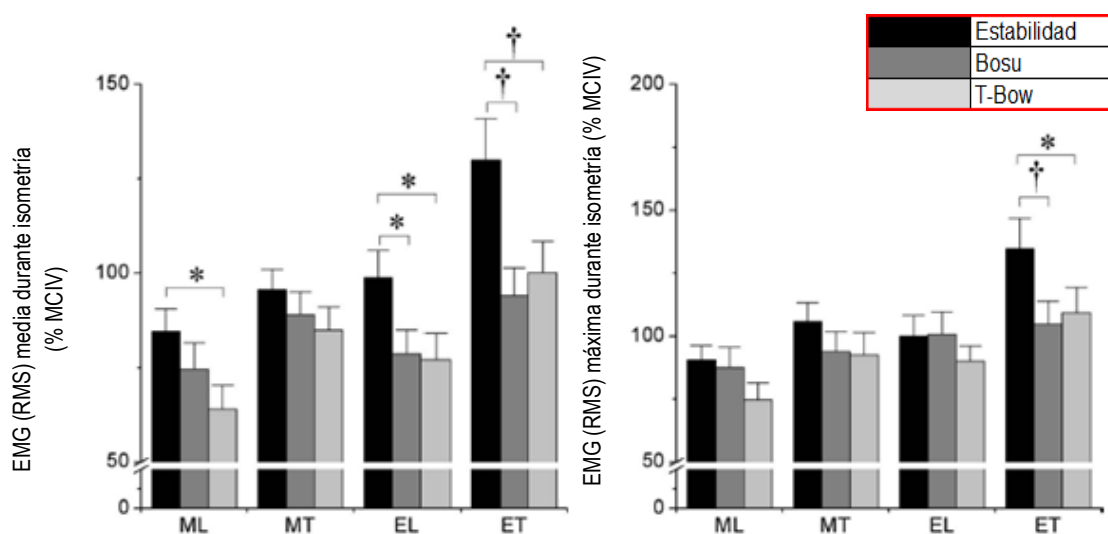


Figura 36. Comparación de la actividad muscular media isométrica y la máxima isométrica
RMS: valor cuadrático medio; MVIC: máxima contracción voluntaria isométrica.
(LM) multifidus lumbar; (TM) multifidus torácico; (LE) erector espinal porción lumbar; (TE) erector espinal porción torácica

*Diferencia significativa ($p < 0.05$); †Diferencia significativa ($p < 0.005$).

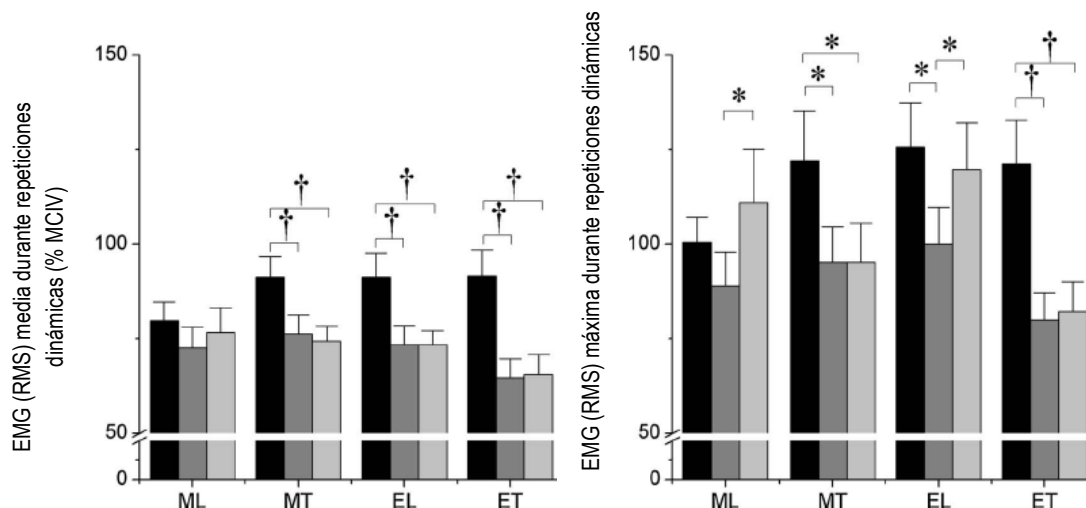


Figura 37. Comparación de la actividad muscular media isométrica y la máxima isométrica
 RMS: valor cuadrático medio; MVIC: máxima contracción voluntaria isométrica.
 (LM) multifidus lumbar; (TM) multifidus torácico; (LE) erector espinal porción lumbar; (TE) erector espinal porción torácica

El peso muerto realizado en superficies estables es el ejercicio que mayor registro EMG ha alcanzado, de esta manera, se ha podido constatar que al igual que en trabajos anteriores (Hamlyn et al., 2007; Nuzzo et al., 2008).

Debe ser añadido que, los ejercicios tradicionales realizados sobre superficies inestables requieren de un ajustes en la intensidad del ejercicio (Behm y Anderson, 2006; Willardson, 2004, 2008) además de generar temblores durante la ejecución que pueden comprometer la técnica del ejercicio (Willardson et al., 2009). La muestra utilizada en nuestro estudio entrenaba habitualmente con elementos de inestabilidad además de ser sujetos experimentados en el entrenamiento de fuerza. Por ese motivo, los ejercicios sobre superficies inestables fueron realizados con la misma intensidad que sobre superficie estable. Sin embargo, también se pudo apreciar cualitativamente, una gran dificultad de ejecución, debido principalmente a los temblores musculares. Adicionalmente, debe ser apuntado que, para el estudio de estos ejercicios, era el equipo investigador quien facilitaba la barra cargada, puesto que sin su ayuda resultaba imposible para los sujetos.

2. Ejercicio de prensión de piernas, lunges y sentadillas.

a. Análisis muscular global.

Del ejercicio de lunge o tijera, destaca que su EMG media en acciones dinámicas resulta significativamente menor al ejercicio de extensión lumbar (Tabla 23). Este ejercicio no había sido previamente estudiado con el fin de determinar la actividad muscular paraspinal. En un reciente estudio Marshall & Desai (2010) han analizado la participación del erector spinae durante un *single leg squat* (sentadilla sobre una pierna) con la espalda apoyada sobre un balón suizo o Fitball®. Aunque la técnica difiere ampliamente del ejercicio de lunge, los autores reportaron una EMG promedio de $10.0 \pm 7.3\%$ (MCIV), mientras que nuestros registros medios (Tabla 24) son de 44.91% (2.03) (MCIV).

Esta gran diferencia en los registros puede ser atribuida a que en el ejercicio analizado por Marshall & Desai (2010) la espalda descansaba sobre el fiball –apoyado en la pared- por lo que las demandas para los músculos posturales (entre ellos, los paraespinales) resultarían menores que durante la ejecución del lunge examinado en la presente tesis.

Tabla 23:

Cuadro resumen de las medias de actividad muscular paraespinal normalizada.

Nº del ejercicio	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Ejercicio	Peso muerto	Peso muerto T-Bow®	Peso muerto Bosu®	Extensión lumbar T-Bow®	Extensión lumbar	Sentadilla Bosu®	Sentadilla T-Bow®	Lunge	Puente Bosu®
Media (EMG)	88.1	72.51	71.78	60.20	57.51	48.69	48.58	44.91	29.03
Error estándar	3.69	2.31	2.55	2.16	1.69	4.71	3.98	4.05	1.78
<i>Ejercicios con los que presenta diferencias significativas (p<0.05)</i>	2,3,4,5,6,7,8,9	4,5,6,7,8,9	4,5,6,7,8,9	6,7,8,9	6,7,8,9	9	9	9	

Nota. EMG: Electromiografía.

Nuestras activaciones están próximas a las comunicadas por el Hamlyn y colaboradores (2007) quienes registraron una activación muscular superior de un 64.4% para la sentadilla frente a las intensidades relativas obtenidas para el puente lateral inestable y el ejercicio de supermán.

Tabla 24:

Resultados descriptivos de la actividad muscular paraespinal en los ejercicios de presión de miembros inferiores.

Medida	Ejercicio	Media	Error típ	Intervalo de confianza 95 %	
				Límite inferior	Límite superior
Media EMG	Lunge	44,911	2,032	40,889	48,934
	Sentadilla Bosu®	48,691	2,362	44,013	53,368
	Sentadilla T-Bow®	48,583	2,002	44,618	52,547
Máxima EMG	Lunge	61,595	3,301	55,059	68,131
	Sentadilla Bosu®	214,809	13,279	188,518	241,099
	Sentadilla T-Bow®	216,116	11,450	193,445	238,787

Por lo tanto, las grandes activaciones musculares obtenidas durante el lunge, no resultan sorprendentes, puesto que, estudios previos habían comunicado las grandes activaciones musculares de la sentadilla (Hamlyn et al., 2007; Nuzzo et al., 2008), que es un ejercicio muy similar al lunge. El motivo de la selección del ejercicio del lunge frente al de la sentadilla está justificado por dos aspectos. El primero, porque, tal y como han sido anteriormente referenciado, es el ejercicio para miembros inferiores más estudiado para observar la activación del core en ejercicios tradicionales. En segundo lugar, la selección de este ejercicio se justifica porque el patrón del lunge es considerado un patrón de movimiento fundamental debido a su frecuente aparición tanto, para las tareas cotidianas como para las actividades deportivas (Keogh, 1999; Flanagan, Wang, Greendale, Azen & Salem, 2004; Kritz, Cronin & Hume, 2009), por lo tanto cubre dos espectros de población muy amplios.

El estudio comparativo demuestra que la actividad muscular paraespinal durante las condiciones de sentadilla con inestabilidad son significativamente mayores que para la condición de lunge ($p < 0.05$) (Tabla 25).

Tabla 25:

Diferencias de la actividad muscular para las actividades de prensión de miembros inferiores.

Medida	(I)ejercicio	(J)ejercicio	Diferencia de medias (I-J)	Erro Típ	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
Media EMG	Lunge	Sentadilla Bosu®	-3,779*	1,292	,012	-6,916	-,643
		Sentadilla T-Bow®	-3,671*	1,488	,045	-7,283	-,059
	Sentadilla Bosu®	Lunge	3,779*	1,292	,012	,643	6,916
		Sentadilla T-Bow®	,108	1,395	1,000	-3,279	3,496
	Sentadilla T-Bow®	Lunge	3,671*	1,488	,045	,059	7,283
		Sentadilla Bosu®	-,108	1,395	1,000	-3,496	3,279
Máxima EMG	Lunge	Sentadilla Bosu®	-153,214*	12,638	,000	-183,899	-122,528
		Sentadilla T-Bow®	-154,521*	11,360	,000	-182,103	-126,939
	Sentadilla Bosu®	Lunge	153,214*	12,638	,000	122,528	183,899
		Sentadilla T-Bow®	-1,307	10,467	1,000	-26,720	24,106
	Sentadilla T-Bow®	Lunge	154,521*	11,360	,000	126,939	182,103
		Sentadilla Bosu®	1,307	10,467	1,000	-24,106	26,720

Cuando se analiza la actividad muscular máxima, el lunge genera un registro de 61.59 (3.30) % del máximo. Estos resultados pueden ser atribuidos a que durante la gran mayoría del rango de movimiento del ejercicio se realiza con el tronco recto, pero durante la fase final existe una ligera inclinación anterior de la cadera que podría explicar el pico de activación muscular. También se puede argüir que el ejercicio lleva implícito que a lo largo del arco de movimiento exista un gran desequilibrio anterior que trasladará la carga hacia el plano frontal y, en dicho momento provocará una activación máxima de los músculos retrosomáticos. Las modificaciones de activación muscular durante el ejercicio del lunge por modificaciones en la posición de la cadera han sido previamente reportados (Pollard et al., 2008).

En los gráficos 38 y 39 quedan reflejadas las diferencias en la actividad muscular media y la actividad muscular máxima de los ejercicios de lunge frente a las sentadillas con inestabilidad añadida. Estas apreciables diferencias pueden deberse a la mayor capacidad de generar fuerza, puesto que las sentadillas la tratarse de un movimiento realizado con ambas piernas la fuerza generada es mayor a la desencadenada por el lunge, y por tanto, se requiere de mayor tensión del core para estabilizar la columna lumbar.

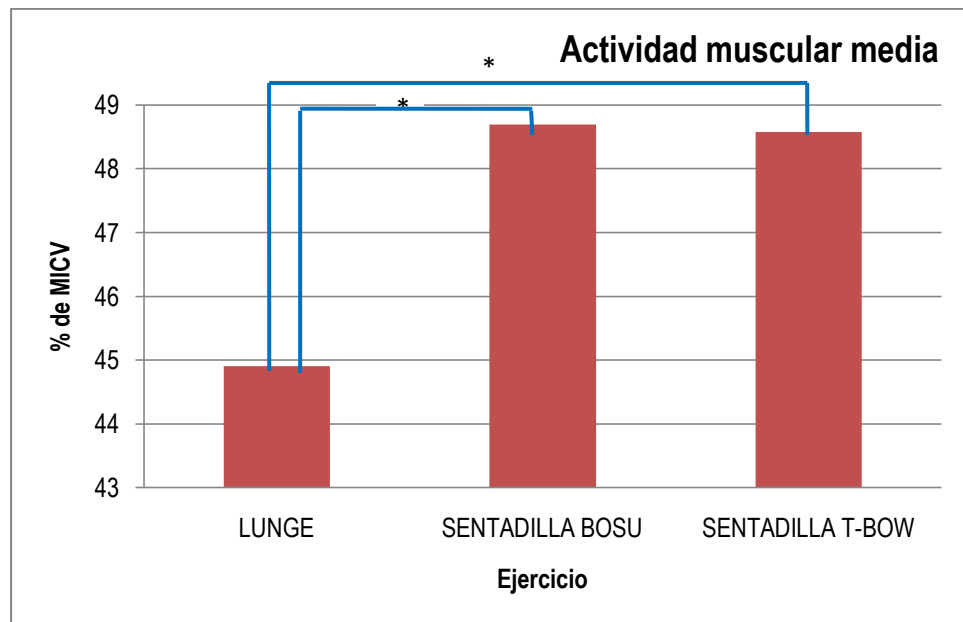


Figura 38. Registro de actividad muscular media de los músculos paraespinales durante los ejercicios de prensión para los miembros inferiores. * Diferencia significativa con respecto al lunge ($p < 0.05$).

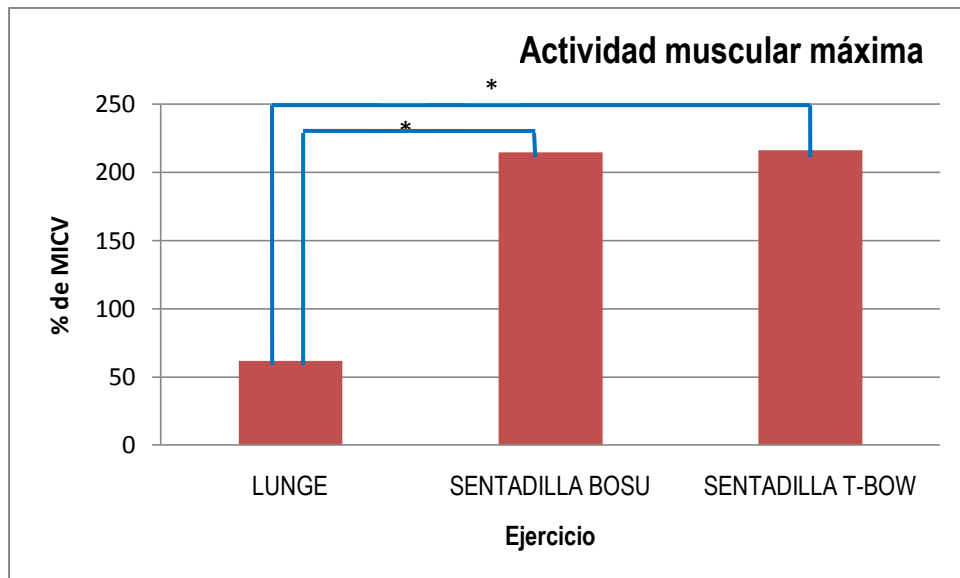


Figura 39. Registro de actividad muscular máxima de los músculos paraespinales durante los ejercicios de prensión para los miembros inferiores. * Diferencia significativa con respecto al lunge ($p < 0.05$).

Estos valores de actividad muscular son muy similares a los proporcionados previamente por el trabajo de Anderson et al. (2005) quienes reportaron valores en la actividad muscular cercanos al 50% del máximo. En dicho estudio, 14 sujetos con experiencia realizaron la sentadilla en máquina Smith, libre y sobre dos discos hinchados. Los resultados indican una mayor actividad para los erectores espinales cuando se realiza el ejercicio en condiciones de inestabilidad. En un trabajo posterior, Willardson et al. (2009) presentan resultados contrarios a los que han sido comunicados en el trabajo de Anderson et al., (2005). Willardson et al. (2009) no encontraron diferencias significativas entre realizar sentadilla al 75% de 1RM y sentadilla sobre Bosu® al 50% de 1RM sobre la actividad del erector spinae. De igual manera, la realización de una sentadilla estable al 50% frente a la sentadilla sobre Bosu® con la misma intensidad no generó diferencias significativas para ningún músculo examinado.

El presente trabajo demuestra que la ejecución del lunge proporciona una actividad media de los músculos paraespinales menor a las obtenidas durante la ejecución de la sentadilla sobre Bosu® y T-Bow®, por lo tanto, no podrían usarse indistintamente con el fin de fortalecer el core mediante la utilización de un ejercicio funcional. No obstante, cabe recordar que Willardson et al. (2009) han demostrado que la actividad del core es menor cuando se compara la sentadilla estable frente a las variantes de inestabilidad realizadas con la misma carga.

Pese a las diferencias obvias entre la sentadilla realizada por los sujetos del estudio de Willardson et al. (2009) y el lunge ejecutado en el presente estudio, existe una tendencia que sugiere que los ejercicios en condiciones de estabilidad lideran activaciones similares a las obtenidas por el mismo ejercicio realizado con la misma intensidad en condiciones de inestabilidad. La diferencia de estos resultados frente a los proporcionados por Anderson et al. (2005) podría implicar el modo de generar inestabilidad, puesto que, hipotéticamente, la realización de sentadilla sobre dos discos hinchados desencadenará más inestabilidad que la variable con Bosu® o T-Bow®.

Los elevados porcentajes de activación de los músculos se pueden explicar por la necesidad de estabilización de la zona lumbar, puesto que, tal y como sugirió Panjabi (1992a,b) perder la zona neutra de la región lumbar, incrementará el riesgo de lesión, principalmente por el exceso de estrés que deberán asumir las estructuras pasivas (Panjabi, 1992a,b; Cholewicki & McGill, 1992; Maduri et al., 2008).

Para ejemplificar esta situación será referenciado un trabajo clásico de Cholewicki & McGill (1992). Estos investigadores analizaron con fluoroscopia la realización de una semi-sentadilla con carga máxima entre powerlifters⁷. Un sujeto que fue incapaz de estabilizar adecuadamente L2-L3 sufrió una lesión –*excesiva flexión en los últimos grados del ROM*–, reduciendo con ello, la capacidad funcional de los músculos paraespinales (McGill et al., 2000)–. Este resultado permite concluir que el control de movimiento segmentario entre vértebras correlaciona con el estrés del sistema pasivo, y con ello del riesgo de lesión. Por lo tanto, los ejercicios de sentadilla y de lunge requerirán un esfuerzo de estabilización lumbar –con cargas elevadas, puesto que su realización con el propio peso corporal no lidera mayores activaciones musculares que las conseguidas con ejercicios como el supermán o el puente lateral sobre Fitball® (Hamly et al., 2007)–.

⁷ Disciplina deportiva que consiste en la realización de tres levantamientos máximos de los ejercicios press de banca, peso muerto y sentadilla.

b.Actividad muscular regional.

Los resultados de los diferentes grupos musculares estudiados (Tabla 26) muestran como los ejercicios de sentadilla en condiciones de inestabilidad registran una media de activación para los músculos retrosomáticos, multifidus torácico, significativamente menor a los obtenidos frente a la sentadilla en Bosu® y T-Bow® (Tabla 27). Cuando se analiza la participación de los diversos músculos, destaca en el estudio electromiográfico que todos los grupos musculares estudiados generaron mayor activación (<0.05) durante las sentadillas en Bosu® sobre una repetición máxima, ocurriendo lo mismo para el multifidus torácico en condiciones submáximas (figura 40). No obstante, la media del registro electromiográfico no muestra diferencias significativas cuando se realiza el ejercicio en dinámico, encontrando los valores próximos al 50% del (MVIC).

Tabla 26:

Registros descriptivos de la actividad muscular de los grupos musculares paraespinales analizados durante la ejecución de los ejercicios de presión de los miembros inferiores.

Medida	Grupo Muscular	Ejercicio	Media	Error Típ	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Media EMG	MULTIFIDUS LUMBAR	Lunge	50,110	4,064	42,065	58,156
		Sentadilla Bosu®	52,139	4,725	42,784	61,493
		Sentadilla T-Bow®	52,420	4,005	44,491	60,349
	MULTIFIDUS DORSAL	Lunge	42,451	4,064	34,405	50,497
		Sentadilla Bosu®	53,370	4,725	44,016	62,725
		Sentadilla T-Bow®	50,355	4,005	42,426	58,284
	ERECTOR LUMBAR	Lunge	51,501	4,064	43,456	59,547
		Sentadilla Bosu®	48,591	4,725	39,236	57,946
		Sentadilla T-Bow®	52,969	4,005	45,039	60,898
	ERECTOR DORSAL	Lunge	35,583	4,064	27,538	43,629
		Sentadilla Bosu®	40,663	4,725	31,308	50,017
		Sentadilla T-Bow®	38,587	4,005	30,658	46,516
Máxima EMG	MULTIFIDUS LUMBAR	Lunge	58,644	6,603	45,571	71,717
		Sentadilla Bosu®	229,174	26,557	176,592	281,755
		Sentadilla T-Bow®	217,367	22,901	172,026	262,709
	MULTIFIDUS DORSAL	Lunge	61,600	6,603	48,528	74,673
		Sentadilla Bosu®	284,418	26,557	231,837	336,999
		Sentadilla T-Bow®	249,830	22,901	204,488	295,171
	ERECTOR LUMBAR	Lunge	76,422	6,603	63,350	89,495
		Sentadilla Bosu®	192,316	26,557	139,735	244,897
		Sentadilla T-Bow®	234,768	22,901	189,427	280,110
	ERECTOR DORSAL	Lunge	49,713	6,603	36,641	62,786
		Sentadilla Bosu®	153,327	26,557	100,746	205,908
		Sentadilla T-Bow®	162,498	22,901	117,157	207,840

Tabla 27:

Diferencias existentes entre los ejercicios en relación al máximo y a la media del valor cuadrático medio (RMS).

Comparaciones por pares								
Medida	ejercicio	(I)GRUPO_MUSCULAR	(J)GRUPO_MUSCULAR	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
							Límite inferior	Límite superior
MEDIA EMG	1	MULTIFIDUS LUMBAR	MULTIFIDUS DORSAL	7,659	5,747	1,000	-7,758	23,076
			ERECTOR LUMBAR	-1,391	5,747	1,000	-16,808	14,026
			ERECTOR DORSAL	14,527	5,747	,077	-,890	29,944
		MULTIFIDUS DORSAL	MULTIFIDUS LUMBAR	-7,659	5,747	1,000	-23,076	7,758
			ERECTOR LUMBAR	-9,050	5,747	,708	-24,467	6,367
			ERECTOR DORSAL	6,868	5,747	1,000	-8,549	22,285
		ERECTOR LUMBAR	MULTIFIDUS LUMBAR	1,391	5,747	1,000	-14,026	16,808
			MULTIFIDUS DORSAL	9,050	5,747	,708	-6,367	24,467
			ERECTOR DORSAL	15,918*	5,747	,039	,501	31,335
		ERECTOR DORSAL	MULTIFIDUS LUMBAR	-14,527	5,747	,077	-29,944	,890
			MULTIFIDUS DORSAL	-6,868	5,747	1,000	-22,285	8,549
			ERECTOR LUMBAR	-15,918*	5,747	,039	-31,335	-,501
	2	MULTIFIDUS LUMBAR	MULTIFIDUS DORSAL	-1,232	6,682	1,000	-19,157	16,694
			ERECTOR LUMBAR	3,548	6,682	1,000	-14,378	21,473

			ERECTOR DORSAL	11,476	6,682	,531	-6,450	29,401	
		MULTIFIDUS DORSAL	MULTIFIDUS LUMBAR	1,232	6,682	1,000	-16,694	19,157	
			ERECTOR LUMBAR	4,779	6,682	1,000	-13,146	22,705	
			ERECTOR DORSAL	12,707	6,682	,358	-5,218	30,633	
		ERECTOR LUMBAR	MULTIFIDUS LUMBAR	-3,548	6,682	1,000	-21,473	14,378	
			MULTIFIDUS DORSAL	-4,779	6,682	1,000	-22,705	13,146	
			ERECTOR DORSAL	7,928	6,682	1,000	-9,997	25,854	
		ERECTOR DORSAL	MULTIFIDUS LUMBAR	-11,476	6,682	,531	-29,401	6,450	
			MULTIFIDUS DORSAL	-12,707	6,682	,358	-30,633	5,218	
			ERECTOR LUMBAR	-7,928	6,682	1,000	-25,854	9,997	
	3	MULTIFIDUS LUMBAR	MULTIFIDUS DORSAL	2,066	5,664	1,000	-13,128	17,259	
				ERECTOR LUMBAR	-,548	5,664	1,000	-15,742	14,645
				ERECTOR DORSAL	13,834	5,664	,096	-1,360	29,027
			MULTIFIDUS DORSAL	MULTIFIDUS LUMBAR	-2,066	5,664	1,000	-17,259	13,128
				ERECTOR LUMBAR	-2,614	5,664	1,000	-17,807	12,580
				ERECTOR DORSAL	11,768	5,664	,239	-3,426	26,961
			ERECTOR LUMBAR	MULTIFIDUS LUMBAR	,548	5,664	1,000	-14,645	15,742
				MULTIFIDUS DORSAL	2,614	5,664	1,000	-12,580	17,807
				ERECTOR DORSAL	14,382	5,664	,074	-,812	29,575
			ERECTOR DORSAL	MULTIFIDUS LUMBAR	-13,834	5,664	,096	-29,027	1,360

			MULTIFIDUS DORSAL	-11,768	5,664	,239	-26,961	3,426
			ERECTOR LUMBAR	-14,382	5,664	,074	-29,575	,812
MÁXIMA EMG	1	MULTIFIDUS LUMBAR	MULTIFIDUS DORSAL	-2,956	9,337	1,000	-28,006	22,093
			ERECTOR LUMBAR	-17,778	9,337	,356	-42,828	7,271
			ERECTOR DORSAL	8,931	9,337	1,000	-16,119	33,980
		MULTIFIDUS DORSAL	MULTIFIDUS LUMBAR	2,956	9,337	1,000	-22,093	28,006
			ERECTOR LUMBAR	-14,822	9,337	,690	-39,871	10,228
			ERECTOR DORSAL	11,887	9,337	1,000	-13,162	36,937
		ERECTOR LUMBAR	MULTIFIDUS LUMBAR	17,778	9,337	,356	-7,271	42,828
			MULTIFIDUS DORSAL	14,822	9,337	,690	-10,228	39,871
			ERECTOR DORSAL	26,709*	9,337	,030	1,659	51,758
	ERECTOR DORSAL	MULTIFIDUS LUMBAR	-8,931	9,337	1,000	-33,980	16,119	
		MULTIFIDUS DORSAL	-11,887	9,337	1,000	-36,937	13,162	
		ERECTOR LUMBAR	-26,709*	9,337	,030	-51,758	-1,659	
	2	MULTIFIDUS LUMBAR	MULTIFIDUS DORSAL	-55,245	37,557	,864	-	45,511
			ERECTOR LUMBAR	36,858	37,557	1,000	-63,898	137,613
			ERECTOR DORSAL	75,846	37,557	,274	-24,909	176,602
		MULTIFIDUS DORSAL	MULTIFIDUS LUMBAR	55,245	37,557	,864	-45,511	156,000
			ERECTOR LUMBAR	92,102	37,557	,094	-8,653	192,858
			ERECTOR DORSAL	131,091*	37,557	,004	30,336	231,846

		ERECTOR LUMBAR	MULTIFIDUS LUMBAR	-36,858	37,557	1,000	- 137,613	63,898	
			MULTIFIDUS DORSAL	-92,102	37,557	,094	- 192,858	8,653	
			ERECTOR DORSAL	38,989	37,557	1,000	-61,767	139,744	
		ERECTOR DORSAL	MULTIFIDUS LUMBAR	-75,846	37,557	,274	- 176,602	24,909	
			MULTIFIDUS DORSAL	-131,091 *	37,557	,004	- 231,846	-30,336	
			ERECTOR LUMBAR	-38,989	37,557	1,000	- 139,744	61,767	
	3		MULTIFIDUS LUMBAR	MULTIFIDUS DORSAL	-32,462	32,386	1,000	- 119,345	54,420
				ERECTOR LUMBAR	-17,401	32,386	1,000	- 104,283	69,482
				ERECTOR DORSAL	54,869	32,386	,557	-32,014	141,751
			MULTIFIDUS DORSAL	MULTIFIDUS LUMBAR	32,462	32,386	1,000	-54,420	119,345
				ERECTOR LUMBAR	15,061	32,386	1,000	-71,821	101,944
				ERECTOR DORSAL	87,331 *	32,386	,048	,448	174,214
ERECTOR LUMBAR		MULTIFIDUS LUMBAR	17,401	32,386	1,000	-69,482	104,283		
		MULTIFIDUS DORSAL	-15,061	32,386	1,000	- 101,944	71,821		
		ERECTOR DORSAL	72,270	32,386	,165	-14,613	159,152		
ERECTOR DORSAL		MULTIFIDUS LUMBAR	-54,869	32,386	,557	- 141,751	32,014		
		MULTIFIDUS DORSAL	-87,331 *	32,386	,048	- 174,214	-,448		

			ERECTOR LUMBAR	-72,270	32,386	,165	-	159,152	14,613
--	--	--	----------------	---------	--------	------	---	---------	--------

Nota. 1: Lunge; 2: Sentadilla Bosu®; 3: Sentadilla T-Bow®.

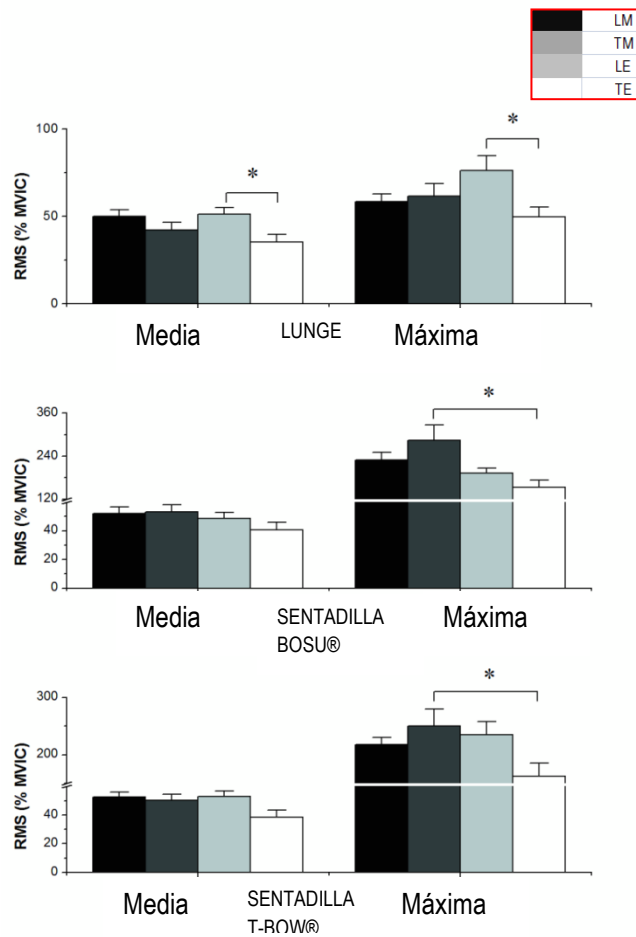


Figura 40. Diferencias de actividad muscular media y máxima para los diferentes grupos musculares estudiados durante los ejercicios de presión de piernas –(LM) multifidus lumbar; (TM) multifidus torácico; (LE) erector espinal porción lumbar; (TE) erector espinal porción torácica- en las diversas condiciones del estudio. RMS: valor cuadrático medio. (%MVIC): máxima contracción isométrica voluntaria.

*diferencia significativa $p < 0.05$.

Cuando son analizados los registros electromiográficos en cada músculo estudiado para la presente tesis cabe destacar que, para los ejercicios de prensión de piernas la sentadilla sobre T-Bow® desencadenó mayor EMG media para el multifidus lumbar 52.42% (3.51) sin diferencias significativas con los ejercicios de lunge y sentadilla Bosu® ($p>0.05$). Para la porción torácica del mismo músculo. Para el mismo grupo muscular, la sentadilla sobre Bosu® requirió de una actividad muscular de 53.37 % (4.87) resultando significativamente mayor que el lunge ($p<0.05$) pero sin significación con respecto a la sentadilla con T-Bow® ($p>0.05$).

La actividad máxima de la media EMG para el erector lumbar la requirió el ejercicio de sentadilla T-Bow® con un 52.97% (3.67), sin diferencias significativas con ningún ejercicio de prensión ($p>0.05$). Con respecto a la región torácica la media más alta la obtuvo la sentadilla Bosu® 40.66% (5.14) sin mostrar diferencias significativas con los otros ejercicios ($p>0.05$).

Estos resultados son atribuidos a que la realización del ejercicio de sentadilla sobre T-Bow® genera un entorno más estable permitiendo un mayor movimiento lumbar que requiere de un esfuerzo combinado entre el multifidus y el erector para poder estabilizar y extender la columna.

Por su parte, la ejecución sobre Bosu® genera mayor inestabilidad, por lo que la extensión del ejercicio es principalmente realizado por la región torácica de los músculos analizados.

El análisis de la actividad muscular máxima determina que el Squat Bosu® requiere los mayores niveles para el multifidus lumbar, 229.17% (21.71) y el torácico 284.42% (41.94) estableciendo diferencias significativas con el lunge ($p<0.05$) pero no con la sentadilla T-Bow® ($p>0.05$).

Por su parte, los registros máximos para el erector spinae lo obtiene el Squat T-Bow® tanto para la región lumbar 234.77% (23.42) siendo significativamente superior al lunge y la variante sobre Bosu® ($p>0.05$) mientras que para la región torácica el registro es de 162.50% (22.49) con diferencia significativa para con los otros dos ejercicios estudiados ($p>0.05$).

Los registros de EMG máximos demuestran que la variante de la sentadilla sobre Bosu® exige de mayor actividad del multifidus para las regiones lumbar y

torácica, intuyéndose una mayor función estabilizadora para poder ejecutar el ejercicio correctamente.

Los registros para la sentadilla sobre T-Bow® demuestran una mayor actividad pico en los erectores lumbares y torácicos sugiriendo una menor necesidad de estabilizar y una mayor actividad extensora.

3. Ejercicios específicos para la región lumbar.

a. Análisis muscular global.

A lo largo de la discusión se han presentado los datos de estos ejercicios, comparándolo con los ejercicios de prensión de los miembros inferiores. En este apartado, han sido extraídos los resultados más destacables de la actividad muscular durante la ejecución de los ejercicios calisténicos específicos para la región lumbar (Tabla 28).

Tabla 28:

Resultados descriptivos de la actividad muscular paraespinal durante las dos variantes de extensión lumbar estudiada.

Medida	Ejercicio	Media	Error Típ	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
MEDIA EMG	Extensión Lumbar	56,020	1,856	52,345	59,695
	Extensión Lumbar T-Bow®	57,921	2,037	53,888	61,954
	Puente Supino Bosu®	29,105	1,422	26,290	31,921
MÁXIMA EMG	Extensión Lumbar	53,396	1,851	49,731	57,060
	Extensión Lumbar T-Bow®	57,559	2,226	53,152	61,967
	Puente Supino Bosu®	30,219	1,481	27,287	33,151

El estudio comparativo muestra como el ejercicio de puente supino sobre Bosu® genera los niveles más bajos de EMG, resultando significativamente inferiores con respecto a los ejercicios de extensión lumbar y de extensión lumbar T-Bow® (Tabla 29).

Tabla 29:

Análisis de las diferencias en los registros de actividad muscular de los ejercicios calisténicos analizados.

Medida	(I) ejercicio	(J) ejercicio	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
Media EMG _a	Extensión lumbar	Extensión lumbar T-Bow®	-1,901	1,379	,512	-5,250	1,448
		Puente supino Bosu®	26,915*	1,858	,000	22,404	31,425
	Extensión lumbar T-Bow®	Extensión lumbar	1,901	1,379	,512	-1,448	5,250
		Puente supino Bosu®	28,815*	1,910	,000	24,178	33,453
	Puente supino Bosu®	Extensión lumbar	-26,915*	1,858	,000	-31,425	-22,404
		Extensión lumbar T-Bow®	-28,815*	1,910	,000	-33,453	-24,178
Máxima EMG	Extensión lumbar	Extensión lumbar T-Bow®	-4,164*	1,558	,026	-7,948	-,380
		Puente supino Bosu®	23,177*	1,836	,000	18,720	27,634
	Extensión lumbar T-Bow®	Extensión lumbar	4,164*	1,558	,026	,380	7,948
		Puente supino Bosu®	27,340*	2,214	,000	21,964	32,717
	Puente supino Bosu®	Extensión lumbar	-23,177*	1,836	,000	-27,634	-18,720
		Extensión lumbar T-Bow®	-27,340*	2,214	,000	-32,717	-21,964
Basadas en las medias marginales estimadas.							
*. La diferencia de medias es significativa al nivel ,05.							
a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.							

En términos de EMG media, los ejercicios específicos de extensión lumbar desde una posición prona han obtenido registros elevados, no resultando sorprendente, pues existe amplia documentación al respecto (Ng & Richardson 1994). La media de EMG de los músculos paraespinales en el presente ensayo fue de 57.51 ± 1.69 % (MCIV).

Una novedad de esta investigación es la inclusión del T-Bow® para la realización de este ejercicio. Este dispositivo con forma de medio arco ha sido estudiado previamente como elemento para el desarrollo del equilibrio entre personas de edad avanzada (Chulvi-Medrano et al., 2009). La inclusión en el presente estudio tuvo el propósito de observar si la modificación en la angulación inicial de la cadera incrementaba la participación muscular paraespinal, tal y como previamente había sido señalado (Mayer et al., 1999). Los resultados representan una mayor actividad durante la acción isométrica máxima, sin embargo, este fenómeno no se ve reproducido en la acción submáxima. Dicha modificación puede tener su explicación en la posibilidad de traccionar con mayor intensidad debido a la superficie convexa del T-Bow®. Por lo tanto, la realización de extensión lumbar desde tendido prono con T-Bow® no genera mayores demandas que el mismo ejercicio realizado en camilla.

En un trabajo de obligada mención, Vera-García, Grenier & McGill, (2000), analizan la EMG del ejercicio de curl-up sobre diferentes superficies. Los registros muestran como la ejecución en condiciones estables demanda una actividad del 21% de la contracción máxima voluntaria frente al 50% de la contracción máxima voluntaria exigida por la ejecución sobre Fitball®. Aunque excede de los propósitos del presente trabajo, y debería ser contemplado en futuras investigaciones, resulta necesario apuntar a la posibilidad de que los elementos de inestabilidad, permitan un mayor rango de movimiento, que también pudiera explicar los incrementos de la EMG (Siff, 1991).

Si asumimos como válida la hipótesis del incremento del rango de movimiento, podría explicar porque durante la ejecución estática del ejercicio estudiado no produjo a penas modificaciones en la activación muscular paraespinal.

De forma añadida, existe un trabajo descriptivo previo al presente, que demostró que la inclusión de inestabilidad externa (Fitball® o pelota suiza) durante ejercicios específicos de extensión lumbar, no incrementaba la actividad muscular de los grupos paraespinales (Drake et al., 2006).

Por otro lado, la tarea isométrica máxima de extensión lumbar ha demandado intensidades muy similares a las registradas durante los 5 segundos de isometría. Este dato puede sugerir una participación de otros grupos musculares que no han sido estudiados en el presente trabajo, pero que en diversos estudios han indicado su posible participación, principalmente el glúteo mayor y el bíceps femoral. Este en el patrón de reclutamiento acontece en concreto en tareas que generen fatiga, por lo tanto, resulta de inestimable valor a la hora de diseñar los programa de entrenamiento (Clark, Manini, Mayer, Ploutz-Snyder & Graves, 2002; Clark, Manini & Ploutz-Snyder, 2007).

Las actividades musculares más bajas las ha presentado el ejercicio de puente realizado sobre Bosu®, sus valores resultaron significativamente menores a todos los demás ejercicios analizados en el presente estudio ($p < 0.05$) (figura 41 y 42). Los registros obtenidos concuerdan con los proporcionados por Behm et al. (2005) quienes reportan actividades musculares muy bajas para este mismo ejercicio. En esta línea, Lehman et al. (2005) encuentran una actividad muscular media del erector spinae cercana al 30% cuando se realiza el ejercicio sobre Fitball®. En el presente trabajo, los datos reflejan una actividad media de 29.03 % (MCIV), cuando es ejecutado sobre Bosu®, elemento que podría generar menor grado de inestabilidad que el Fitball®. Estos resultados corroboran la conclusión emitida por el estudio de Lehman que afirman que las variaciones acontecidas en los músculos del core se ven influenciados por las demandas biomecánicas del ejercicio, y no exclusivamente por la inclusión de los dispositivos de inestabilidad (Lehman et al., 2005). Estos registros tan bajos difieren de los proporcionados por Nuzzo et al. (2008), puesto que en su estudio, la media de EMG para el longísimo fue de 48.9% (MCIV) y para el multifidus la actividad fue de 48.7% (MCIV). Una posible explicación podría ser la diferencia en la técnica de ejecución. La ejecución del puente supino con Bosu® fue realizada manteniendo flexionadas las rodillas a 90°. Por el contrario, Nuzzo y colaboradores exigieron que el ejercicio fuera realizado con total extensión de rodillas mientras se mantenía los talones apoyados sobre el Fitball® (Nuzzo et al., 2008).

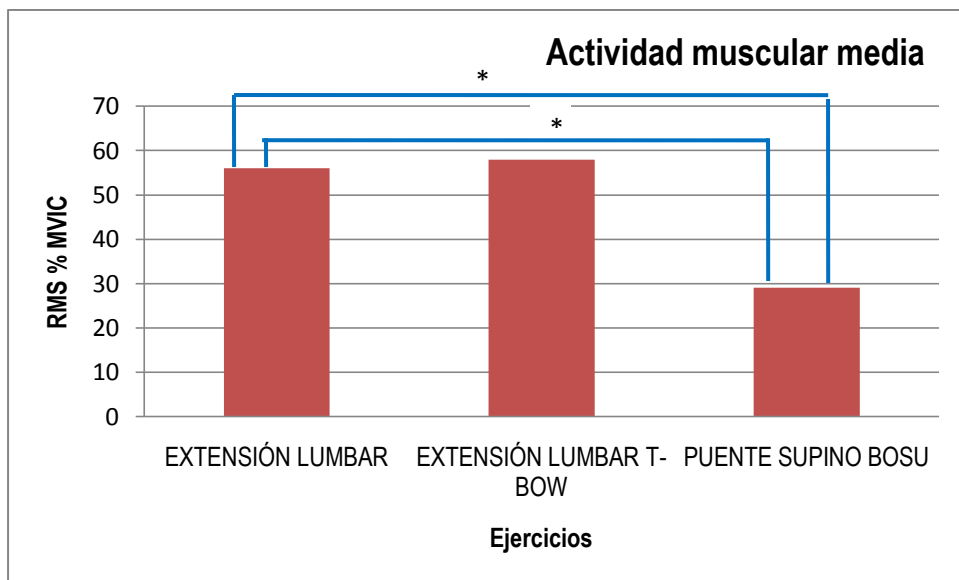


Figura 41. Representación gráfica de la actividad muscular media de los músculos paraespinales.*
 $p < 0.05$.

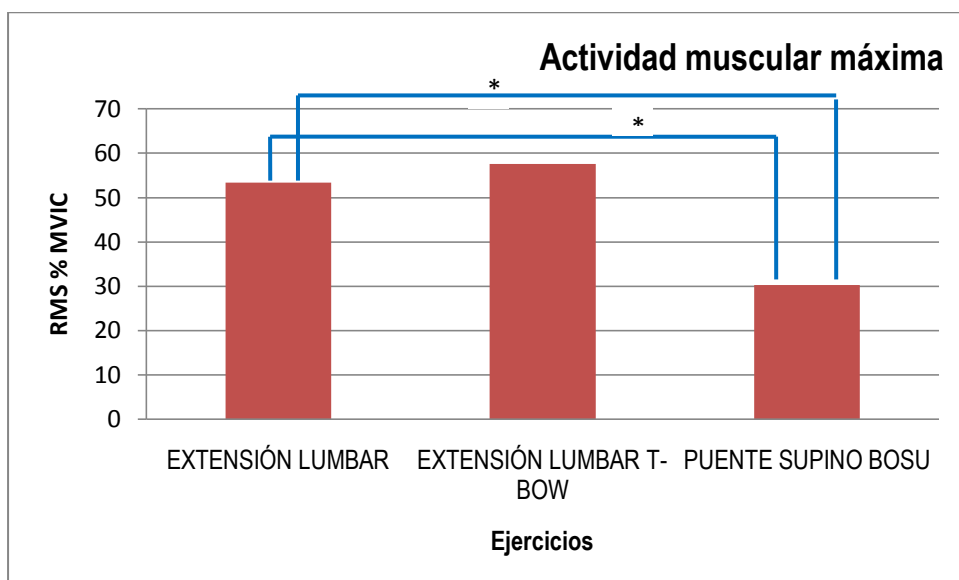


Figura 42. Representación gráfica de la actividad muscular máxima de los músculos paraespinales.*
 $p < 0.05$.

b. Actividad muscular regional.

Los registros del nivel de actividad muscular para los diferentes músculos analizados son presentados en la Tabla 30.

Tabla 30:

Resultados descriptivos de la actividad muscular de los diversos músculos estudiados durante los ejercicios calisténicos.

Medida	Grupo muscular	Ejercicio	Media	Error típ	Intervalor de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Media EMG	MULTIFIDUS LUMBAR	1	58,985	3,712	51,635	66,336
		2	61,470	4,074	53,404	69,536
		3	40,458	2,844	34,827	46,089
	MULTIFIDUS DORSAL	1	58,563	3,712	51,212	65,913
		2	59,613	4,074	51,547	67,679
		3	19,039	2,844	13,408	24,669
	ERECTOR LUMBAR	1	54,638	3,712	47,288	61,989
		2	57,553	4,074	49,487	65,619
		3	38,103	2,844	32,472	43,734
	ERECTOR DORSAL	1	51,893	3,712	44,543	59,244
		2	53,047	4,074	44,981	61,112
		3	18,822	2,844	13,191	24,453
Máxima EMG	MULTIFIDUS LUMBAR	1	55,652	3,701	48,324	62,981
		2	61,327	4,453	52,511	70,143
		3	41,116	2,962	35,252	46,980
	MULTIFIDUS DORSAL	1	49,986	3,701	42,657	57,314
		2	55,210	4,453	46,394	64,026
		3	39,332	2,962	33,468	45,196
	ERECTOR LUMBAR	1	57,556	3,701	50,227	64,884
		2	61,193	4,453	52,377	70,009
		3	21,641	2,962	15,777	27,505
	ERECTOR DORSAL	1	50,389	3,701	43,061	57,718
		2	52,507	4,453	43,692	61,323
		3	18,787	2,962	12,923	24,650

Nota. 1: Extensión Lumbar; 2: Extensión Lumbar T-Bow®; 3: Puente Supino Bosu®.

Las diferencias del nivel de activación muscular registradas son presentadas en la Tabla 31.

Tabla 31:

Diferencias en el nivel de activación muscular de los diferentes grupos musculares analizados durante los ejercicios calisténicos.

Medida	Grupo muscular	(I)ejercicio	(J)ejercicio	Diferencia de medias (I-J)	Error Típ	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
							Límite inferior	Límite superior
MEDIA EMG	MULTIFIDUS LUMBAR	1	2	-2,485	2,759	1,000	-9,183	4,213
			3	18,527*	3,716	,000	9,506	27,549
		2	1	2,485	2,759	1,000	-4,213	9,183
			3	21,012*	3,820	,000	11,738	30,287
		3	1	-18,527*	3,716	,000	-27,549	-9,506
			2	-21,012*	3,820	,000	-30,287	-11,738
	MULTIFIDUS DORSAL	1	2	-1,050	2,759	1,000	-7,748	5,648
			3	39,524*	3,716	,000	30,503	48,545
		2	1	1,050	2,759	1,000	-5,648	7,748
			3	40,574*	3,820	,000	31,299	49,849
		3	1	-39,524*	3,716	,000	-48,545	-30,503
			2	-40,574*	3,820	,000	-49,849	-31,299
	ERECTOR LUMBAR	1	2	-2,914	2,759	,879	-9,612	3,783
			3	16,535*	3,716	,000	7,514	25,557
		2	1	2,914	2,759	,879	-3,783	9,612
			3	19,450*	3,820	,000	10,175	28,725
		3	1	-16,535*	3,716	,000	-25,557	-7,514
			2	-19,450*	3,820	,000	-28,725	-10,175
	ERECTOR DORSAL	1	2	-1,153	2,759	1,000	-7,851	5,545
			3	33,071*	3,716	,000	24,050	42,092
		2	1	1,153	2,759	1,000	-5,545	7,851

			3	34,224*	3,820	,000	24,950	43,499
		3	1	-33,071*	3,716	,000	-42,092	-24,050
			2	-34,224*	3,820	,000	-43,499	-24,950
MÁXIMA EMG	MULTIFIDUS LUMBAR	1	2	-5,675	3,117	,213	-13,243	1,893
			3	14,536*	3,671	,000	5,622	23,450
		2	1	5,675	3,117	,213	-1,893	13,243
			3	20,211*	4,428	,000	9,459	30,964
		3	1	-14,536*	3,671	,000	-23,450	-5,622
			2	-20,211*	4,428	,000	-30,964	-9,459
	MULTIFIDUS DORSAL	1	2	-5,224	3,117	,289	-12,792	2,344
			3	10,653*	3,671	,013	1,739	19,567
		2	1	5,224	3,117	,289	-2,344	12,792
			3	15,878*	4,428	,001	5,125	26,630
		3	1	-10,653*	3,671	,013	-19,567	-1,739
			2	-15,878*	4,428	,001	-26,630	-5,125
	ERECTOR LUMBAR	1	2	-3,637	3,117	,737	-11,205	3,931
			3	35,915*	3,671	,000	27,001	44,829
		2	1	3,637	3,117	,737	-3,931	11,205
			3	39,552*	4,428	,000	28,800	50,304
		3	1	-35,915*	3,671	,000	-44,829	-27,001
			2	-39,552*	4,428	,000	-50,304	-28,800
	ERECTOR DORSAL	1	2	-2,118	3,117	1,000	-9,686	5,450
			3	31,603*	3,671	,000	22,689	40,517
		2	1	2,118	3,117	1,000	-5,450	9,686
			3	33,721*	4,428	,000	22,968	44,473
		3	1	-31,603*	3,671	,000	-40,517	-22,689
			2	-33,721*	4,428	,000	-44,473	-22,968
Basadas en las medias marginales estimadas.								
*. La diferencia de medias es significativa al nivel, 05.								
a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.								

Nota. 1: Extensión Lumbar; 2: Extensión Lumbar T-Bow®; 3: Puente Supino Bosu®.

El análisis diferenciado de la EMG de los músculos estudiados muestra como la media de actividad muscular para todos los músculos fue superior durante la extensión lumbar con T-Bow®, resultado significativamente superior frente al puente supino Bosu® ($p < 0.05$) y no frente a la extensión lumbar ($p > 0.05$). Así pues el multífidus lumbar obtuvo 61.47% (4.07), el multífidus torácico 59.61% (4.07), el erector espinal lumbar 57.55 % (4.07) y el erector espinal torácico 53.04% (4.07) (Tabla 31).

Los resultados para la actividad muscular máxima fueron idénticos, y el ejercicio de extensión con T-Bow® generó mayores actividades musculares que el mismo ejercicio realizado en camilla y significativamente mayores con respecto a los registros obtenido en el puente supino con Bosu®. La EMG máxima para el multifidus lumbar fue de 61.32% (4.45), la región torácica del multifidus registró un 55.21% (4.45), por su parte el erector espinal lumbar obtuvo una activación correspondiente al 61.19% (4.45) y la región torácica de un 52.5% (4.45).

Los resultados del presente estudio reproducen las conclusiones de investigaciones anteriores con similares metodologías pero con diferentes ejercicios. En este sentido, puede ser esgrimido que la tendencia de los resultados es concluyente, y permite corroborar las afirmaciones comunicadas por el panel de expertos liderado por el doctor Behm, en su posicionamiento del año 2010, donde se afirma que los ejercicios poliarticulares globales que requieren de estabilización local realizados con una intensidad mínima del 70% desencadenará actividades musculares idénticas o superiores a los ejercicios específicos de estabilización lumbar y a la realización de ejercicios sobre superficies inestable.

Además, los presentes resultados están en consonancia con las habituales sugerencias metodológicas para la prescripción de ejercicios para el acondicionamiento muscular del core. Dichas recomendaciones (Norris, 1993; O'Sullivan, 2000; Barre et al., 2007; McGill, 2007) habitualmente proponen la progresión desde posiciones de decúbito y ejercicios localizados de estabilización (puente sobre BOSU®) hacia ejercicios localizados de estabilización en bipedestación (peso muerto monopodal) para, posteriormente pasar a realizar ejercicios globales con estabilización localizada del core (peso muerto y lunge). Este criterio de progresión basado en los estudios electromiográficos de los músculos paraespinales constituye un aspecto de vital

importancia para establecer una estratificación sobre que ejercicios resultan más eficaces para el fortalecimiento de los mismos, tal y como ha sido sugerido previamente para ejercicios de estabilización local (McGill, 1998; Callaghan et al., 1998; Souza, Baker & Powers, 2001; Arokoski et al., 2001, 2004). La electromiografía está siendo ampliamente utilizado para obtener los registros en diversos ejercicios de estabilización global, como ejercicios de remo (Fenwick et al., 2009), ejercicios realizados desde una posición de bipedestación con cable⁸ (Santana et al., 2007; McGill, Karpowicz, Fenwick & Brown, 2009), bipedestación sin cable (McGill et al., 2009a), actividades de strongman⁹ (McGill et al., 2009b) y ejercicio de gran complejidad sobre Fitball® (Wahl & Behm, 2008; Marshall & Desai, 2010).

En los últimos años, ha cobrado importancia el estudio de las respuestas musculares del core en ejercicios globales que requiere de estabilización localizada. A pesar de la gran variedad de ejercicios prescritos para incrementar la estabilidad del core, no existe una evidencia científica que permita justificar la elección apropiada de los ejercicios. Sin embargo, existen excelentes aproximaciones, donde se ha comparado la actividad muscular de los músculos paraespinales permitiendo establecer una estratificación de eficacia basada en los niveles de EMG obtenidos por los ejercicios (McGill, 1998; Callaghan et al., 1998; Arokoski et al., 2001, 2004). Sin embargo, dichos trabajos previos están realizados con ejercicios calisténicos o con baja carga externa.

En este trabajo, se han comparado los ejercicios calisténicos con ejercicios que previamente han demostrado mayor capacidad de reclutamiento muscular paraspinal cuando se realizan con intensidades superiores a 70% (1RM) (Hamlyn et al., 2007; Nuzzo et al., 2008; Behm et al., 2010). También han sido incluidos en la investigación ejercicios de fuerza realizados sobre superficies inestables, los cuales también han demostrado generar menores actividades musculares que sus homónimos cuando son realizados con cargas inferiores (Willardson et al., 2008) o con la misma carga (Chulvi-Medrano et al., 2010; McBride et al., 2010).

En este sentido, resulta destacable que diversos estudios han demostrado que la realización de ejercicios específicos de core stability en superficies inestables

⁸ Como el press de pecho.

⁹ Disciplina deportiva basada en levantamiento de elementos comunes muy pesados, como ruedas de camión o transportar misiles entre otras actividades.

incrementa la EMG frente a los mismos ejercicios realizado en condiciones de estabilidad (Vera-García et al., 2000; Lehman et al., 2005; Marshall & Desai, 2010), fenómeno atribuido principalmente al incremento de la activación para mantener el control durante la realización del ejercicio (Vera-García et al., 2000; Behm et al., 2010). Este control puede exigir de forma añadida la activación de otros grupos musculares, como los flexores de la cadera (Hildenbrand & Noble, 2004), por lo tanto, resulta crítica la correcta colocación del elemento de inestabilización. Por ejemplo, Sternlicht, Rugg, Fuji, Tomomitsu & Seki, (2007) registraron casi el doble de actividad para el recto abdominal cuando el Fitball® se colocaba en la parte baja de la espalda frente a la región alta de la misma. Parece ser que, en ejercicios que estimulen los grupos musculares paraespinales, no ocurre lo mismo (Drake et al., 2006). Así pues, la estratificación de los ejercicios estudiados para la presente tesis, colocan en último lugar el ejercicio de extensión de cadera sobre Bosu® (puente supino).

Es de destacar que con los resultados obtenidos en la presente investigación también se podría reseñar que dentro de dicha progresión, los ejercicios localizados de estabilización en los que se emplean altas resistencias (peso del propio tronco) y un gran desequilibrio en el plano frontal del cuerpo, como por ejemplo son las extensiones de tronco desde un plano horizontal, son dentro de este tipo de ejercicio localizados de estabilización los que generan un mayor nivel de activación muscular en promedio y también de manera casi generalizada en la activación pico. En definitiva, parece que la adecuada colocación postural (manteniendo estable la zona neutral) durante los ejercicios que estresen la región lumbar, pueden estimular el core igual o más fuertemente que con las variantes que involucran la inestabilidad.

Para tener una visión global de los resultados obtenidos en el estudio presentado durante ejercicios específicos para el fortalecimiento del core, tanto de estabilización local como de estabilización global se presenta un gráfico ilustrativo (figura 43) con el objetivo de aportar una visión resumida, estratificada y de aplicación al campo del entrenamiento de los resultados de la actividad muscular obtenida en el presente estudio.

Actividades musculares paraespinales medias

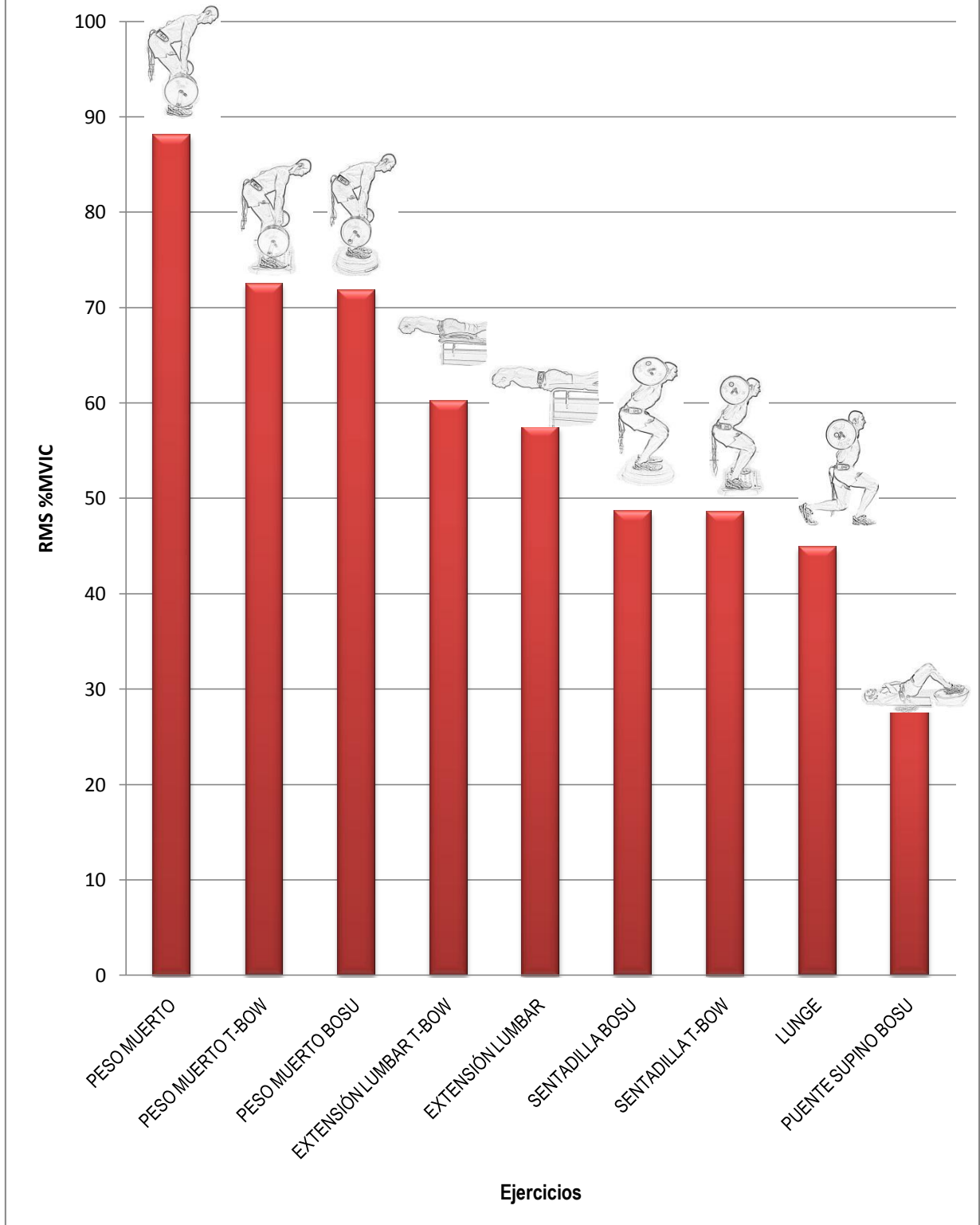


Figura 43. Representación gráfica de la actividad muscular paraespinal media relativa durante todos los ejercicios estudiados en el presente trabajo.

6. CONCLUSIONES



Tras el análisis de nuestros resultados y la discusiones pertinentes para con los resultados comunicados por estudios previos, se puede desarrollar varias conclusiones, que están en estrecha relación con los objetivos de la tesis. Debe recordarse que las conclusiones aquí presentadas corresponderán siempre para sujetos jóvenes, sin lesiones de espalda, con experiencia en el entrenamiento de la fuerza (mínimo un año) y que utilicen habitualmente dispositivos de inestabilidad en sus entrenamientos.

1. La fuerza máxima de los ejercicios globales de estabilización local (*peso muerto; sentadilla*) que requieren de la participación de los músculos paraespinales estará reducida si se añade inestabilidad externa, frente a las condiciones de estabilidad. No existiendo tal diferencia durante la ejecución del ejercicio localizado de estabilización local (*extensión lumbar*).
2. Los ejercicios poliarticulares realizados dinámicamente con una intensidad del 70% (MCIV) sobre base estable generan la misma (*lunge*) o mayor (*peso muerto*) actividad muscular para los grupos paraespinales que las variantes de los ejercicios realizados sobre superficies inestables o que ejercicios calisténicos específicos. La aplicación de superficies inestables a los ejercicios calisténicos específicos para el fortalecimiento de la región lumbar, no generará mayor actividad muscular que los ejercicios poliarticulares con una intensidad del 70% (MCIV).
3. El número de direcciones en la cual el dispositivo genera inestabilidad puede determinar el nivel de activación.

Con respecto a la hipótesis inicialmente planteada, estas conclusiones demuestran que los ejercicios tradicionales realizado en condiciones de estabilidad con una carga del 70% de la fuerza máxima voluntaria isométrica desarrolla una mayor actividad muscular en los músculos paraespinales que la ejecución de los mismos ejercicios en condiciones de inestabilidad añadida o que ejercicios específicos de estabilización lumbar. Por último, también se ha podido comprobar que el grado de actividad muscular resultará inversamente proporcional al grado de inestabilidad.

APLICACIONES PRÁCTICAS AL ENTRENAMIENTO DE LA FUERZA.

Llegados a este punto resulta importante resaltar las aplicaciones prácticas, que los resultados y conclusiones presentados, pueden aportar al conocimiento del entrenamiento de la fuerza.

En primer lugar, destacar que los resultados presentados, permiten al preparador y/o terapeuta conocer una estratificación de los diversos ejercicios que requieren de la participación activa de los músculos paraespinales.

La inclusión del entrenamiento de fuerza utilizando dispositivos de inestabilidad debería reservarse para fases de la planificación donde no se requiera de elevados niveles de intensidad, y siempre con fines preventivos o de rehabilitación.

Los ejercicios globales que demanden estabilización lumbar junto a un componentes de estabilización en el plano sagital, exigirá una gran demanda muscular por parte de los músculos paraespinales, además de resultar más funcionales al no perjudicar las variables de producción de fuerza.

La adecuada selección del material inestable a utilizar debería estar basada en la experiencia previa del sujeto y del número de direcciones de inestabilidad capaz de generar el instrumento.

7.LIMITACIONES



La presente investigación se ha llevado a cabo pretendiendo una máxima objetividad, fiabilidad, validez, no obstante, en el transcurso de la investigación el autor ha detectado limitaciones en el estudio experimental, las cuales quedarán expresadas en el presente punto, con el objetivo de aportar una valiosa información para futuras investigaciones similares.

Una primera limitación detectada del presente estudio es la intensidad del esfuerzo durante la ejecución de los ejercicios, puesto que ha sido aplicado el 70% y podría haberse desarrollado una progresión para observar cual es la carga más baja que representa un estímulo mayor al provocado por los ejercicios calisténicos. Por lo que se sugiere para futuras investigaciones la incorporación de una progresión de cargas.

Lehman et al. (2005) han demostrado que los ejercicios sobre superficies inestables genera una gran variabilidad de respuesta muscular entre sujetos, esta variabilidad queda reflejada en la amplitud obtenida en la desviación estándar (Marshall & Desai, 2010). Este fenómeno alerta que los programas deben ser individualizados y tener en consideración la percepción de la intensidad del ejercicio. Pese a que se ha decidido realizar el tratamiento estadístico mediante la media del error estándar, los resultados deberán tomarse con precaución entendiendo la gran variación de respuestas que se puede obtener.

Otra limitación que presente esta investigación es que no existió una sincronización de registro entre la adquisición de registros de fuerza y la EMG. Si estos registros se hubieran realizado sinérgicamente, los datos hubieran sido más precisos.

También se ha presentado como una limitación la cadencia de ejecución de los ejercicios en condiciones de inestabilidad. En algunos casos los sujetos eran incapaces de mantener un ritmo de ejecución armónico por los constantes desequilibrios.

Por último, resulta necesario apuntar que los ejercicios poliarticulares fueron realizados intentando mantener estable la región lumbar, mediante la habilidad del ejecutor y las instrucciones y feedback específicos del investigador. Idealmente se debería haber monitorizado la movilidad de la región lumbar a lo largo de la ejecución del ejercicio, puesto que su colocación puede interferir en la actividad muscular de los grupos musculares estudiados.

Resulta importante resaltar que el estudio se realizó con sujetos sanos y con experiencia en el entrenamiento de fuerza y con la utilización de dispositivos de inestabilidad, por lo que los resultados podrían diferir de los resultados obtenidos en población afectada de dolor de espalda.

PROPUESTAS PARA FUTUROS ESTUDIOS.

Las conclusiones obtenidas del presente estudio permiten plantear la posibilidad y necesidad de proponer futuras investigaciones que puedan complementar los resultados obtenidos en el presente estudio, permitiendo un incremento en el conocimiento del entrenamiento de inestabilidad y la actividad muscular de los paraespinales.

Así pues, resultaría conveniente:

1. Estudiar el comportamiento electromiográfico del músculo agonista en función de los grados de inestabilidad del dispositivo.
2. Comparar la respuestas musculares para diversos ejercicios con inestabilidad en población con diferente estatus de entrenamiento y experiencia con el entrenamiento con inestabilidad añadida.

8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

Al tratarse de una tesis que ha sido presentada por sociales, se han tenido presentes las normativas publicadas por la APA en su sexta edición de la guía para la redacción de trabajos científicos.

American Psychological Association. (2009). *Publication manual of the American Psychological Association*. (6th ed) Washington, DC: American Psychological Association.

- Abt, J.P., Smoliga, J.M., Brick, M.J., Jolly, J.T., Lephart, S.M. & Fu, F.H. (2007). Relationship between cycling mechanics and core stability. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(4), 1300-1304.
- Akbari, A., Khorashadizadeh, S. & Abdi, G. (2008). The effect of motor control exercise versus general exercise on lumbar local stabilizing muscles thickness: randomized controlled trial of patients with chronic low back pain. *Journal of Back & Musculoskeletal Rehabilitation*, 21(2), 105-112.
- Akuthota, V. & Nadler, S.F. (2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 85 (3 Suppl 1), S86-92.
- Anderson, K. & Behm, D.G. (2005). The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sports Medicine*, 35(1), 43-53.
- Anderson, K. & Behm, D.G. (2003). Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 30(1), 33-45.
- Anderson, K.G. & Behm, G. (2004). Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 18 (3), 637–640.
- Arokoski, J.P., Valta, T., Airaksinen, O. & Kankaanpää, M. (2001). Back and abdominal muscle function during stabilization exercises. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(8), 1089-1098.
- Aspden RM. (1992) Review of the functional anatomy of the spinal ligaments and the lumbar erector spinae muscles. *Clinical Anatomy*, 5 (5), 372-387.
- Barr, K.P., Griggs, M. & Cadby, T. (2005). Lumbar stabilization: Core concepts and current literature, part 1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84 (6),473-480.
- Basmajian JV & De Luca CJ. (1985). *Muscles alive. Their function revealed by electromyography*. Baltimore: Williams Wilkins.
- Behm D.G. & Anderson, K.G. (2006). The role of instability with resistance training. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(3), 716-722.
- Behm, D.G., Anderson, K. & Curnew, R.S. (2002). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 16(3), 416–422.
- Behm, D.G, Drinkwater, E.J., Willardson, J.M. & Cowley, P.M. (2010) Canadian society for Exercise Physiology Position Stand: The use of instability to train the core in athletic and nonathletic conditioning. *Applied Physiology, Nutrition, & Metabolism*, 35(1), 109-112.
- Behm, D.G., Drinkwater, E.J., Willardson, J.M. & Cowley, P.M. (2010). The use of instability to train the core musculature. *Applied Physiology, Nutrition, & Metabolism*, 35 (1), 91-108.

- Beith, I.D., Synnott, R.E. & Newman, S.A. (2001). Abdominal muscle activity during the abdominal hollowing manoeuvre in the four point kneeling and prone positions. *Manual Therapy*, 6 (2), 82-87.
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 230(supl 1), 1-54.
- Biering-Sorensen, F. (1984). Physical measurement as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106-119.
- Bliss, L.S. & Teeple, P. (2005). Core stability: the centerpiece of any training program. *Current Sports Medicine Reports*, 4(3), 179-183.
- Bogduk, N. (1980). A reappraisal of the anatomy of human lumbar erector spinae. *Journal of Anatomy*, 131(3), 525-540.
- Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. (4^a edición). United Kingdom: Elsevier Churchill Livingstone.
- Bojadsen, T.W.A., Silva, E.S., Rodrigues, A.J. & Amadio, A.C. (2000). Comparative study of Mm Multifidi in lumbar and thoracic spine. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 10(3), 143-149.
- Bradl, I., Mörl, F., Schille, H.C., Grame, R., Müller, R. & Grieshaber, R. (2005). Back muscle activation pattern and spectrum in defined load situations. *Pathophysiology*, 12(4), 275-80.
- Bressel, E., Willardson, J.M., Thompson, B. & Fontana, F.E. (2009) Effect of instruction, surface stability, and local intensity of trunk muscle activity. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 19(6), e500-e504.
- Brown, T.D. (2006). Getting to the core of the matter. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(2), 50-53.
- Bustami, F.M.F. (1986). A new description of the lumbar erector spinae muscle in man. *Journal of Anatomy*, 144, (),81-91.
- Carrière B. (1988). *The swiss ball. Theory, basic exercises and clinical application*. New York: Springer
- Carter, J.M., Beam, W.C., McMahan, S.G., Barr, M.L. & Brown, L.E. (2006). The effects of stability ball training on spinal stability in sedentary individuals. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(2), 429-435.
- Chok, B., Lee, R., Latimer, J. & Tan, S.B. (1999). Endurance training of the trunk extensor muscles in people with subacute low back pain. *Physical Therapy*, 79(11), 1032-1042.
- Cholewicki, J. & McGill, S.M. (1992). Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurement. *Journal of Biomechanics*, 25(1), 17-28.

- Cholewicki, J. & McGill, S.M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*, 11(1), 1-15.
- Cholewicki, J. & VanVliet, IV J.J. (2002). Relative contributions of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clinical Biomechanics*, 17(2), 99-105.
- Cholewicki, J., McGill, S.M. & Norman R.W. (1991). Lumbar spine load during the lifting of extremely heavy weights. *Medicine & Science of Sports & Exercise*, 23(10), 1179-1186.
- Cholewicki, J. & McGill, S.M. (1992). Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements. *Journal of Biomechanics*, 25(1), 17-28.
- Cholewicki, J., Panjabi, M.M., & Khachatryan, A. (1997). Stabilizing function on trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 22 (19), 2207-2212.
- Chulvi-Medrano, I., García-Massó, X., Colado, J.C., Pablos, C., Alves de Moraes, J. & Fuster, M.A. (2010). Deadlift muscle force and activation under stable and unstable conditions. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(10), 2723-2730.
- Chulvi-Medrano, I., Colado, J.C., Pablos, C., Naclerio, F. & García-Massó, X. (2009). A lower-limb training program to improve balance in healthy elderly women using the T-Bow® device. *The Physician & Sportsmedicine*, 37 (2), 127-135.
- Chulvi-Medrano, I. (2009). Revisión narrativa del rol de la sentadilla en los programas de acondicionamiento neuromuscular y rehabilitación. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología* 12 (1), 35-45.
- Clark, B.C., Manini, T.M., Mayer, J.M., Ploutz-Snyder, L.L. & Graves, J.E. (2002). Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83 (11), 1547-52.
- Clark, B.C., Manini, T.M. & Ploutz-Snyder, L.L. (2007). Fatigue-induced changes in phasic muscle activation patterns during dynamic trunk extension exercise. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86 (5), 373-9.
- Clark, K.M., Holt, L.E. & Sinyard, J. (2003). Electromyographic comparison of the upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 17 (3), 475-483.
- Colado, J.C., Chulvi, I. & Heredia, J.R. (2008). Criterios para el diseño de los programas de acondicionamiento muscular desde una perspectiva funcional. En Rodríguez, P.L. (coord.), *Ejercicio físico en salas de acondicionamiento muscular. Bases científico-médicas para una práctica segura y saludable* (pp 154-167). Madrid: Panamericana.
- Colado, J.C. & Chulvi, I. (2008) *Criterios para la planificación y el desarrollo de programas de acondicionamiento muscular en el ámbito de la salud*. En

Rodríguez, P.L. (coord.), *Ejercicio físico en salas de acondicionamiento muscular. Bases científico-médicas para una práctica segura y saludable* (pp 92-127) Madrid: Panamericana.

- Colado, J.C. (2004). *Acondicionamiento físico en el medio acuático*. Barcelona: Inde.
- Colado, J.C. (1998). *Fitness en las salas de musculación*. Barcelona: Inde.
- Cook, C.H., Brismeeé, J.-M. & Sizer, P.S. (2006). Subjective and objective descriptors of clinical lumbar spine instability: A Delphi study. *Manual Therapy*, 11(1), 11-22.
- Cook, G. & Fields K (1997). Functional training for the torso. *Strength & Conditioning Journal*, 19(2), 14-19.
- Cosio-Lima, L.M., Reynolds, K.L., Winter, C.H., Paolone, V. & Jones, M.T. (2003). Effects of physioball and conventional floor exercise on early phase adaptations in back and abdominal. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 17(4), 721-725.
- Cowley, P.M., Swensen, T. & Sforzo, G.A. (2007). Efficacy of instability resistance training. *International Journal Sports Medicine*, 28(10), 829-835.
- Cressey, E.M., West, C.A., Tiberio, D.P., Kraemer, W. & Maresh, C.M. (2007). The effects of ten weeks of lower-body unstable surface training on markers of athletic performance. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(2), 561-567.
- Cresswell, A., Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Experimental Brain Research*, 98 (2), 236-341.
- Cresswell, A.G. & Thorstensson, A. (1994). Changes in intra-abdominal pressure, trunk muscle activation, and force during isokinetic lifting and lowering. *European Journal of Applied Physiology Occupation Physiology*, 68(4), 315-321.
- Crisco, J.J. & Panjabi, M.M. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part I. Theory. *Clinical Biomechanics*, 7(1), 19-26.
- Darainy, M., Malfait, N., Gribble, P.L., Towhidkho, F. & Ostry, D.J. (2004). Learning to control arm stiffness under static conditions. *Journal of Neurophysiology*, 92(6), 3344-3350.
- De Luca, C.J. (2002). *Surface Electromyography: Detection and Recording*. Technical report: Delsys.
- De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- De Luca, C.J. (1993). Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle & Nerve*, 16 (2), 210-216.
- Debeliso, M., O'Shea, J.P., Harris, C., Adams, K.J. & Climstein, M. (2004). The relation between trunk strength measures and lumbar disc deformation stoop type lifting. *JEPonline*, 7 (6), 16-26.

- Delitto, R.S. & Rose, S.J. (1992). An electromyographic analysis of two techniques for squat lifting and lowering. *Physical Therapy*, 72(6), 438-448.
- Dimitrova, N.A. & Dimitrov, G.V. (2003). Interpretation of EMG change with fatigue, facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 13(1), 13-36.
- Donisch, E.W. & Basmajian, J.V. (1972). Electromyography of deep back muscles in man. *American Journal of Anatomy*, 133(1), 25-36.
- Drake, J.D.M., Fischer, S.L., Brown, S.H.M. & Callaghan, J.P. (2006). Do exercise balls provide a training advantage for trunk extensor exercises? A biomechanic evaluation. *Journal of Manipulative Physiological Therapeutics*, 29(5), 354-362.
- Drinkwater, E.J., Pritchett, E.J. & Behm, D.G. (2007). Effect of instability and resistance on unintentional squat-lifting kinetics. *International Journal of Sports Physiology & Performance*, 2(4), 400-414.
- Enoka, R.M. (1998). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign: Human Kinetics.
- Escamilla, R.F., Babb, E., DeWitt, R., Jew, P., Kelleher, P., Burnham, T., Busch, J., D'Anna, K., Mowbray, R. & Imamura, R.T. (2006). Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *Physical Therapy*, 86 (5), 656-671.
- Escamilla, R.F., Francisco, A.C., Kayes, A.V., Speer, K.P., & Moorman III, C.T. (2002). An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34 (4), 682-688.
- Exstrom, R.A., Osborn, R.W. & Hauer, P.L. (2008). Surface electromyographic analysis of the low back muscles during rehabilitation exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38 (12), 736-745.
- Farina, D., Gazzoni, M. & Merletti, R. (2003). Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 13(4), 319-332.
- Farina, D., Merletti, R., Indino, B. & Graven-Nielsen, T. (2004). Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. Reflexions on crosstalk interpretation, quantification and reduction. *Methods of Information in Medicine*, 43(1), 30-35.
- Farina, D., Merletti, R., Indino, B., Nazzaro, M. & Pozzo, M. (2002). Surface EMG crosstalk between knee extensor muscles: experimentals and model results. *Muscle & Nerve*, 26(5), 681-695.
- Farrokhi, S., Pollard, C.D., Souza, R.B., Chen, Y.J., Reischl, S. & Powers, C.M. (2008). Trunk position influences the kinematics, kinetics and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38 (7), 403-409.

- Fenwick, Ch.M.J., Brown, H.M. & McGill, S.M. (2009). Comparison of different rowing exercises: trunk muscle activation and lumbar spine motion, load, and stiffness. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(5), 1408-1417.
- Ferreira, P.H., Ferreira, M.L., Maher, C.G., Herbert, R.D. & Refshauge K. (2006). Specific stabilization exercise for spinal and pelvic pain: a systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy*, 52, 79-88.
- Flanagan, S., Wang, M., Greendale, G.A., Azen, S.P. & Salem, G.J. (2004). Biomechanical attributes of lunging activities for older adults. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(3), 599-605.
- Franklin, D.W., Burdet, E., Osu, R., Kawato, M. & Milner, T.E. (2003). Functional significance of stiffness in adaptation of multijoint arm movement to stable and unstable dynamics. *Experimental in Brain Research*, 151(2), 145-157.
- Fritz, J.M., Erhard, R.E. & Hagen, B.F. (1998). Segmental instability of the lumbar spine. *Physical Therapy*, 78 (8), 889-896.
- Gardner-Morse, M.G. & Stokes, I.A.F. (1998). The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23(1), 86-92.
- Goodman, C.A., Pearce, A.J., Nicholes, C.J., Gatt, B.M. & Fairweather, I.H. (2008). No difference in 1RM strength and muscle activation during barbell chest press on stable and unstable surface. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22 (1), 89-94.
- Granata, K.P. & Marras, W.S. (2000). Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. *Spine*, 25(11), 1398-1404.
- Granata, K.P. & Orishimo, K.F. (2001). Response of the trunk muscle co-activation to changes in spinal stability. *Journal of Biomechanics*, 34(9),111-23.
- Grenier, S.G. & McGill, S.M. (2007). Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 88 (1), 54-62.
- Gruber, M. & Gollhofer, A. (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *European Journal of Applied Physiology*, 92(1-2), 98-105.
- Haavik, T. & Murphy, B.D. (2008). Altered sensorimotor integration with cervical spine manipulation. *Journal of Manipulation & Physiological Therapeutics*, 31 (2), 115-126.
- Hagins, M., Adler, K., Cash, M., Daugherty, J. & Mitrani, G. (1999). Effects of practice on the ability to perform lumbar stabilization exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(9), 546-555.
- Hamlyn, N., Behm, D.G. & Young W.B. (2007). Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21 (4), 1108–1112.

- Hauggaard, A. & Persson, A.L. (2007). Specific spinal stabilization exercises in patients with low back pain –a systematic review-. *Physical Therapy Reviews*, 12(3), 233-248.
- Hedrick, A. (2000). Training the trunk for improved athletic performance. *Strength & Conditioning Journal*, 22 (3), 50-61.
- Hibbs, A.E., Thompson, K.G., French, D., Wrigley, C.& Spears, I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Medicine*, 38 (12), 995-1008.
- Hicks, G.E., Fritz, J.M., Delitto, A. & Mishock, J. (2003). Interrater reliability of clinical examination measures for identification of lumbar segmental instability. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(12), 1858-1864.
- Hicks, G.E., Fritz, J.M., Delitto, A. & McGill, S.M. (2005). Preliminary development of a clinical prediction rule for determining which patients with low back pain will respond to a stabilization exercise program. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86(9), 1753–1762
- Hides, J.A., Jull, G.A. & Richardson, C.A. (2001). Long-term effects of specific stabilizing exercise for first-episode low back pain. *Spine*, 26(11), 243-248.
- Hildenbrand, K. & Noble, L. (2004). Abdominal muscle activity while performin trunk-flexion exercises using the Ab Rolle, ABslide, Fitball® and conventionally performed trunk curls. *Journal of Athletic Training*, 39 (1), 37-43.
- Hodges, P.W. & Richardson, C.A. (1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*, 77(2), 132-142.
- Hodges, P.W. & Richardson, C.A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. *Spine*, 21 (22), 2640-2650.
- <http://www.seniam.org> [recuperado el 10 de junio 2009].
- Ibarra, J.I., Pérez, E. & Fernández, C. (2005). Electromiografía clínica. *Rehabilitación (Madrid)*, 39 (6), 265-276.
- Ireland, M.L. (2002).The female ACL. Why is it more prone to injury? *Orthopedic Clinics of North America*, 33 (4), 637-651.
- Jakubek, M.D. (2007). Stability balls: Reviewing the literature regarding their use and effectiveness: *Strength & Conditioning Journal*, 29 (5), 58-63.
- Kalimo, H., Rantanen, J., Viljanen, T. & Einola, S. (1989). Lumbar muscles. Structure and functions. *Annal of Medicine*, 21 (5), 353-359.
- Kapandji, I.A. (1990). *Cuadernos de fisiología articular. Cuaderno III Tronco y Raquis*. Madrid: Masson.
- Kavcic, N., Grenier, S. & McGill, S.M. (2004). Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine*, 29(11), 1254-1265.

- Keogh, J.W. (1999). Lower-body resistance training: increasing functional performance with lunges. *Strength & Conditioning Journal*, 21(1), 67-72.
- Kibler, W.B., Press, J. & Sciascia, A. (2006). Role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198.
- Knudson, D. (2001). The validity of recent curl-up tests in young adults. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 15 (1), 81-85.
- Kolber, M.J. & Beekhuizen, K. (2007). Lumbar stabilization: An evidence-based approach for the athlete with low back pain. *Strength & Conditioning Journal*, 29 (2), 26-37.
- Konrad, P., Schmitz, K. & Denner, A. (2001). Neuromuscular evaluation of trunk-training exercises. *Journal of Athletic Training*, 36 (2), 109-118.
- Kornecki, S., Kabel, A. & Siemienski, A. (2001). Muscular co-operation during joint stabilization, as reflected by EMG. *European Journal of Applied Physiology*, 84(5), 453-461.
- Kornecki, S. & Zschorlich, V. (1994). The nature of the stabilizing functions of skeletal muscles. *Journal of Biomechanics*, 27 (2), 215-225.
- Koshida, S., Urabe, Y., Miyashita, K., Iwai, K. & Kagimori, A. (2008). Muscular outputs during dynamic bench press under stable versus unstable conditions. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22 (5), 1584-1588.
- Koumantakis, G.A., Watson, P.J. & Oldham, J.A. (2005). Supplementation of general endurance exercise with stabilization training versus general exercise only. Physiological and functional outcomes of a randomized controlled trial with recurrent low back pain. *Clinical Biomechanics*, 20(5), 474-482.
- Kramer, M., Ebert, V., Kinzl, L., Dehner, C., Elbel, M. & Hartwig, E. (2005). Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86(1), 31-36.
- Kritz, M., Cronin, J. & Hume, P. (2009). Using the body weight forward lunge to screen an athletes' s lunge pattern. *Strength & Conditioning Journal*, 31 (6), 15-24.
- Le, B., Davidson, B., Solomonow, D., Zhou, B.H., Lu, Y., Patel, V. & Solomonow, M. (2009). Neuromuscular control of lumbar instability following static work of various loads. *Muscle & Nerve*, 39(1), 71-82.
- Leetun, D.M., Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T. & Davis, I.M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36 (6), 926-934.
- Lehman, G.J., Gordon, T., Langley, J., Pemrose, P. & Tregaskis, S. (2005). Replacing a Swiss ball for an exercises bench cause variable changes in trunk muscle activity during upper limb strength exercises. *Dynamic Medicine*, 4, 1-7.
- Lehman, G.J., Hoda, W. & Oliver, S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swissball. *Chiropractic & Osteopathy*, 13:14 DOI 10.1186/1746-1340-13-14.

- Liebenson, C. (2003). *Manual de rehabilitación de la columna vertebral*. Barcelona: Paidotribo.
- Macintosh, J.E. & Bogduk, N. (1987). The morphology of the lumbar erector spinae. *Spine*, 12 (7), 658-668.
- Maduri, A., Pearson, B.L. & Wilson, S.E. (2008). Lumbar-pelvic range and coordination during lifting tasks. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 18(5), 807-814.
- Marshall, P. & Murphy, B. (2006). Changes in muscle activity and perceived exertion during exercise performed on a swiss ball. *Applied Physiology, Nutrition, & Metabolism*, 31(4), 376-383.
- Marshall, P.W. & Desai, I. (2010). Electromyographic analysis of upper body, lower body, and abdominal muscles during advanced Swiss ball exercises. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 24 (6), 1537-45.
- Marshall, P.W. & Murphy, B.A. (2005). Core stability exercises on and off a swiss ball. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86(2), 242-249.
- Masani, K., Sin, V.W., Vettet, A.H., Thrasher, T.A., Kawashima, N., Morris, A, Preuss, R. & Popovic, M.R. (2009). Postural reactions of the trunk muscles to multi-directional perturbation in sitting. *Clinical Biomechanics*, 24(2), 176-182.
- Mattacola, C.G. & Dwyer, M.K. (2002). Rehabilitation of the ankle after acute sprain of chronic instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 413-429.
- Mayer, J., Mooney, V. & Dagenais, S. (2008). Evidence-informed management of chronic low back pain with lumbar extensor strengthening exercises. *The Spine Journal*, 8(1), 96-113.
- McBride, J. M., Cormie, P., & Deane, R. (2006). Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 915–918
- McBride, J.M., Larkin, T.R., Dayne, A.M., Haines, T.L. & Kirby, T.J. (2010). Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. *International Journal of Sports Physiology & Performance*, 5(2), 177-83.
- McGill, S.M. & Norman, R.W. (1986). Partitioning of the L4-5 dynamic moment into disc, ligamentous and muscular components during lifting. *Spine*, 11(7), 666-678.
- McGill, S.M., Hughson, R.L. & Parks, K. (2000). Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clinical Biomechanics*, 15(10), 777-780.
- McGill, S.M., Grenier, S., Kavcic, N. & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 13(4), 353-9.
- McGill, S.M., 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 & Rehabilitation*, 80(8), 941-944.

- McGill, S.M. (1998). Low back exercise: evidence for improving exercise regimens. *Physical Therapy*, 78(7); 754-765.
- McGill, S.M., Karpowicz, A., Fenwick, M.J. & Brown, S.H.M. (2009a). Exercises for the torso performed in a standing posture: spine and hip motion and motor patterns and spine load. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(2), 455-464.
- McGill, S.M., McDermott, A. & Fenwick, C.M.J. (2009b). Comparison of different strongman events: trunk muscle activation and lumbar spine motion, load, and stiffness. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(4), 1148-1161.
- McGill, S.M. (2007). *Low Back Disorders: Evidence Based Prevention and Rehabilitation* (2nd ed). Champaign, IL: Human Kinetics, Publishers.
- McGill, S.M. (1997). The biomechanics of low back injury: implications on current practice in the industry and the clinic. *Journal of Biomechanics*, 30(5), 465-475.
- Merlo, A., Manca, M., Cavazza, S., Ferraresi, G. & March, P. (2009). Crosstalk in surface EMG signals of the brachioradialis muscle. *Gait & Posture*, 29(1), e26-e27.
- Mills, J.D., Taunton, J.E. & Mills, W.A. (2005). The effect of a 10-week training regimen on lumbo-pelvic stability and athletic performance in female athletes: A randomized-controlled trial. *Physical Therapy in Sport*, 6, 60-66.
- Monfort-Pañego, M., Vera-García, F.J., Sánchez-Zuriaga, D. & Sarti-Martínez, M.A. (2009). Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*, 32 (3):232-244.
- 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 & Physiological Therapeutics*, 24(2), 110-122.
- Morrissey, M.C., Harman, E.A. & Jonson, M.J. (1995). Resistance training modes: specificity and effectiveness. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27 (5), 648-660.
- Moseley, G.L., Hodges, P.W. & Gandevia, S.C. (2002). Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscles are differentially active during voluntary arm movements. *Spine*, 27(2), E29-36.
- Naclerio, F. & Forte, D. (2006). Función y entrenamiento de la musculatura abdominal. Una visión científica. *J Human Sports Exercise*, 1 (1), 15-23.
- Nesser, K., Huxel, K.C., Tincher, J.L. & Okado, T. (2008). The relationship between core stability and performance in Division I football players. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22 (6), 1750-1754.
- Norkin, C.C. & White, J. (2006). *Goniometria. Evaluación de la movilidad articular*. Madrid: Editorial Marbán.
- Norris, C. (1999). Functional load abdominal training: part 1. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 3 (3), 150-158.

- Norris, C.M. (1995). Spinal Stabilization. *Physiotherapy*, 81(2),1-40.
- Nuzzo, J., McCaulley, G., Cormie, P., Cavill, M. & McBride, J. (2008). Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(1), 95-102.
- O’Sullivan, P.B., Phyty, G.D., Twomey, L.T. & Allison, G.T. (1997). Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine*, 22(24), 2959-2967.
- O’Sullivan, P.B. (2000). Lumbar segmental “instability”: clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, 5(1), 2-12.
- Oddson, L.I.E. & DeLuca, C.J. (2003). Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *Journal of Applied Physiology*, 94(4), 1410-1420.
- Oliveira, A.S.C. & Gonçalves, M. (2008). Lumbar muscles recruitment during resistance exercise for upper limbs. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 19(5), 737-745.
- Panjabi, M., Kuniyohsi, A., Duranceau, J. & Oxland, T. (1989). Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model. *Spine*, 14(2), 194-199.
- Panjabi, M.M. (2006). A hypothesis of chronic back pain ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European Spine Journal*, 15 (5), 668-676.
- Panjabi, M.M. (2003). Clinical spinal stability and low back pain. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 13(4), 371-379.
- Panjabi, M.M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383-389.
- Panjabi, M.M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part 2. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 390-396.
- Parfrey, K., Docherty, D., Workman, R.C. & Behm, D.G. (2008). The effects of different sit-and curl-up positions on activation of abdominal and hip flexor musculature. *Applied Physiology, Nutrition, & Metabolism*, 33(5), 888-895.
- Pastor, G. (2006). Estudios de electromiografía y conducción nerviosa. En Sánchez, I., Ferrero, A., Aguilar. J.J., Climent, J.M., Conejero, J.A., Flórez, M.T., Peña, A. & Zambudio, R. *Manual SERMEF de rehabilitación y medicina física* (pp 88-94). Madrid: Panamericana.
- Petrofsky, J.S., Cuneo, M., Dial, R., Morris, A., Pawley, A.K. & Hill, J.J. (2005). Core muscles strengthening on a portable abdominal machine. *Journal Applied Research*, 5(3), 460- 472.
- Pintar, J.A., Learman, K.E. & Rogers, R. (2009). Traditional exercises do not have a significant impact on abdominal peak force in healthy young adults. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(7), 2083-2089.

- Rasmussen-Barr, E., Nilsson-Wikmar, L. & Arvidsson, I. (2003). Stabilizing training compared with manual treatment in sub-acute and chronic low-back pain. *Manual Therapy*, 8(4), 233-241.
- Reilly, T., Morris, T. & White, G. (2009). The specificity of training prescription and physiological assessment: a review. *Journal of Sports Science*, 27(6), 575-589.
- Richardson, C., Toppenberg, R. & Jull, G. (1990). An initial evaluation of eight abdominal exercises for their ability to provide stabilization for the lumbar spine. *Australian Journal of Physiotherapy*, 36(1), 6-11.
- Richardson, C.A. & Jull, G.A. (1995). Muscle control-pain control. What exercises would you prescribe? *Manual Therapy*, 1, 2-10.
- Rutherford, O.M. & Jones, D.A. (1986). The role of learning and coordination in strength training. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 55(1), 100-105.
- Sahrman, S.A. (2006). *Diagnóstico y tratamiento de las alteraciones del movimiento*. Barcelona: Paidotribo.
- Sánchez-Zuriaga, D., Vera-García, 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 & Rehabilitation*, 90(6), 1055-1060.
- Santana, J.C., Vera-Garcia, F.J. & McGill, S.M. (2007). A kinetic and electromyographic comparison of the standing cable press and bench press. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(4), 1271-1279.
- Sartí, M.A., Molina, J., Pamblanco, M.A., Lisón, J.F. & Sánchez, D. (2005). Patrón de activación del músculo erector spinae en dos ejercicios de fortalecimiento lumbar. *Motricidad European Journal of Human Movement*, 14, 53-63.
- Sato, K. & Mokha, M. (2009). Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(1), 133-140.
- Scannell, J.P. & McGill, S.M. (2003). Lumbar posture-should it, and can it, be modified? A study of passive tissue stiffness and lumbar position during activities of daily living. *Physical Therapy*, 83(10), 907-917.
- Sharman, M., Langrana, N.A. & Rodriguez, J. (1995). Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine*, 20(8), 887-900.
- Shephard, R.J. (1988). Canadian home fitness test and exercise screening alternatives. *Sports Medicine*, 5(3), 185-195.
- Siff, M.C. (1991). The functional mechanics of abdominal exercise. *American Journal of Sports Medicine*, 6, 15-19.
- Siff, M. & Verkhoshansky, Y. (2004). *Superentrenamiento*. Madrid: McGraw Hill.

- Sihvonen, T. & Partanen, J. (1990). Segmental hypermobility in lumbar spine and entrapment of dorsal rami. *Electromyography & Clinical Neurophysiology*, 30(3), 175-180.
- Sobotta, J. (2004). *Anatomía. Histología. Embriología*. Madrid: Marbán.
- Soderberg, G.L. & Knutson, L.M. (2000). A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy*, 80(5), 485-498.
- Souza, G.M., Baker, L.L. & Powers, C.M. (2001). Electromyographic activity of selected trunk muscles during dynamic spine stabilization exercises. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(11), 1551-1557.
- Stanforth, H.S., Stanforth, P.R. & Phillips, A. (1998). A 10 week training study comparing resistaball and traditional trunk training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30 (5), p99
- Stanton, R., Reaburn, P.R. & Humphries, B. (2004). The effect of short-term Swiss ball training on core stability and running economy. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(3), 522-528.
- Stephenson, J. & Swank, A.M. (2004). Core training: Designing a program for anyone. *Strength & Conditioning Journal*, 26 (6), 34-37.
- Sternlicht, E., Rugg, S., Fuji, L.L., Tomomitsu, K.F. & Seki, M.M. (2007). Electromyographic comparison of a stability ball crunch with a traditional crunch. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21 (2), 506-509.
- Sternlicht, E., Rugg, S.G., Bernstein, M.D. & Armstrong, S.D. (2005). Electromyographic analysis and comparison of selected abdominal training devices with a traditional crunch. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 19 (1), 157-162.
- Sternlicht, E. & Ruggs, S. (2003). Electromyographic analysis of abdominal muscles activity using portable abdominal exercises devices and a traditional crunch. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 17 (3), 463-468.
- Stevens, V.K., Coorevits, P.L., Bouche, K.G., Mahieu, N.N., Vanderstraeten, G.G. & Dannels, L.A. (2007). The influence of specific training on trunk muscle recruitment patterns in healthy subject during stabilization exercises. *Manual Therapy*, 12 (3), 271-279.
- Stokes, I., Henry, S. & Single, R. (2003). Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clinical Biomechanics*, 18(1), 9-13.
- Stuge, B., Holm, I. & Vollestad, N. (2006). To treat or not to treat postpartum pelvic girdle pain with stabilizing exercises? *Manual Therapy*, 11(4), 337-343.
- Suni, J., Rinne, M., Natri, A., Statistisian, M.P., Parkkari, J. & Alarante, H. (2006). Control of the lumbar neutral zone decreases low back pain and improves self-evaluated work ability. *Spine*, 31 (18), E611-E620.

- Tse, M.A., McManus, A.M. & Masters, R.S. (2005). Development and validation of core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(3), 547-552.
- Uribe, B.P., Coburn, J.W., Brown, L.E., Judelson, D.A., Khamoui, A.V. & Nguyen, D. (2010). Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench vs. A swiss ball. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 24 (4), 1028-1033.
- Vera-García, F.J., Elvira, J.L., Brown, S.H. & McGill, S.M. (2007). Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 17 (5), 556-567.
- Vera-García, F.J., Flores-Parodi, B., Elvira, J.L. & Sarti, M.A. (2008). Influence of trunk curl-up speed on muscular recruitment. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(3), 684-90.
- Vera-García, F.J., Grenier, S.G. & McGill, S.M. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*, 80(6), 564-69.
- Verhagem E, van der Beek A, Twisk J, Bouter, L., Bahr, R. & van Mechelen, W. (2004). The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. *American Journal of Sports Medicine*, 32(6), 1385-1393.
- Vink, P., van Der Velde, E.A. & Verbout, A.J. (1987). A functional subdivision of the lumbar extensor musculature. Recruitment patterns and force-RA- EMG relationships under isometric conditions. *Electromyography & Clinical Neurophysiology*, 27(8), 517-525.
- Walsh, J.C., Quinlan, J.F., Stapleton, R., FitzPatrick, D.P. & McCormack, D. (2007). Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during “free squat” weight lift training. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(6), 927-932.
- Wahl, M.J. & Behm, D.G. (2008). Not all instability training devices enhance muscle activation in highly resistance-trained individuals. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(4), 1360-1370.
- Wardnen, S.J., Wajswelner, H. & Bennell, K.L. (1999). Comparison of abshaper and conventionally performed abdominal exercises using surface electromyography. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(11), 1656-1664.
- Wilke, H., Wolff, S., Claes, L., Arand, M. & Wiesend, A. (1995). Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. *Spine*, 20(2), 192-198.
- Willardson, J.M., Fontana, F.E. & Bressel, E. (2009). Effect of surface stability on core activity for dynamic resistance exercises. *International Journal of Sports Physiology & Performance*, 4(1), 97-109.
- Willardson, J.M. (2008). A periodized approach for core training. *ACSM's Health & Fitness Journal*, 12(1), 7-13.

- Willardson, J.M. (2007). Core stability: Applications to sports conditioning programs. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 979-985.
- Willardson, J.M. (2004). The effectiveness of resistance exercises performed on unstable equipment. *Strength & Conditioning Journal*, 26(5), 70-74.
- Willet, G.M., Hyde, J.E., Uhrlaub, M.B., Wendel, C.L.& Karst, G.M. (2001). Relative activity of abdominal muscles during commonly prescribed strengthening exercises. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 15 (4), 480-485.
- Willson, J.D., Dougherty, C.P., Ireland, M.L., & Davis, I.M. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *Journal of American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), 316-25.
- Wilmore, J. & Costill, D. (2007). *Fisiología del esfuerzo y del deporte*. Barcelona: Paidotribo.

ANEXO 1.

CUESTIONARIO PAR-Q (*Shepard et al., 1998*).

¿Le ha dicho alguna vez un médico que tiene una enfermedad del corazón y le ha recomendado realizar actividad física solamente con supervisión médica?

¿Nota dolor en el pecho cuando realiza alguna actividad física?

¿Ha notado dolor en el pecho en reposo durante el último mes?

¿Ha perdido la conciencia o el equilibrio después de notar sensación de mareo?

¿Tiene algún problema en los huesos o en las articulaciones que podría empeorar a causa de la actividad física que se propone realizar?

¿Le ha prescrito su médico medicación para la presión arterial o para algún problema del corazón (por ejemplo diuréticos)?

¿Está al corriente, ya sea por propia experiencia o por indicación de su médico, de cualquier otra razón que le impida hacer ejercicio sin supervisión médica?

ANEXO 2.

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO.

TÍTULO DE LA INVESTIGACIÓN: *ACTIVACIÓN MUSCULAR DE LOS MÚSCULOS PARAVERTEBRALES DURANTE EJERCICIOS ESPECÍFICOS DE ESTABILIZACIÓN LUMBAR VS EJERCICIOS TRADICIONALES QUE REQUIEREN ESTABILIDAD RAQUÍDEA.*

INVESTIGADOR PRINCIPAL: Iván Chulvi Medrano

INVESTIGADORES AUXILIARES: Joao Alves y Xavier García

TUTORES: Dr. Juan Carlos Colado y Dr Carlos Pablos

Se trata de un estudio descriptivo donde el objetivo principal es obtener datos sobre la actividad muscular de los grupos musculares paraespinales durante ejercicios (*lunge, peso muerto, extensiones lumbares*) realizados en suelo estable y bajo condiciones inestables (*bossu, T-Bow®, puente supino*).

El procedimiento general consistirá en la evaluación de la fuerza máxima voluntaria isométrica (mediante una célula de carga) coordinada con el estudio electromiográfico. Registrados estos datos se realizarán 8-10 repeticiones dinámicas con el 70% del registro máximo del ejercicio.

Se recomienda que en 1-2 días antes no se realicen esfuerzos extenuantes tanto de piernas como de zona lumbar.

Breve descripción del procedimiento:

1. Preparación de las zonas donde serán colocados los electrodos: depilación con cuchillas desechables individuales –si fuera necesario- y señalización en la piel con un bolígrafo apropiado.
2. Calentamiento previo durante cinco minutos.
3. Realización de dos intentos en el test de contracción voluntaria isométrica máxima, con un intervalo de recuperación de un minuto entre ellas.

4. Realización de 10 repeticiones al 70% de la capacidad de máxima fuerza para los ejercicios indicados.
5. Finalización del test.

DURACION APROXIMADA DE 90-120 MINUTOS EN EL LABORATORIO.

CONSENTIMIENTO.

Habiendo leído, entendido los procedimientos –además de haber tenido la oportunidad de preguntar sobre cualquier aspecto y siendo satisfactoriamente contestado– autorizando todos los procedimientos pertinentes al proceso de investigación que han sido detallados anteriormente. Para dejar constancia de esta situación rellenaré íntegramente el consentimiento informado. Autorizo al grupo investigador para que realice el análisis de los resultados obtenidos de mi evaluación de forma anónima con finalidad científica. De igual forma he quedado favorablemente informado de todos los procedimientos de la investigación, y me han contestado satisfactoriamente a todas las dudas sobre la investigación. De igual forma, he quedado informado de que me puedo retirar del estudio en cualquier momento.

Declaración de consentimiento

Yo, Don/Doña_____ con D.N.I número _____ leí el documento explicativo con todos los procedimientos sobre el estudio arriba indicado, fui informado satisfactoriamente, entendí mis derechos y tengo conocimiento que podré interrumpir mi participación en cualquier momento. Además entiendo que mi identidad no será revelada sabiendo que los resultados puedan ser publicados con motivos científicos.

Valencia,_____,____,2009

FIRMADO

ANEXO 3.

En este anexo se refleja los comandos desarrollados en el programa MatLab para el análisis de los datos registrados para la presente investigación

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
%% ANÁLISIS DE SEÑALES DE FUERZA ISOMETRICA CON LA CÉLULA DE CARGA %%
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
Fs=200 %Frecuencia de muestreo
```

```
extension=''
```

```
extension=input('dime la extensio') %Extensión del archivo
```

```
header=3;
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
selecciono la carpeta
```

```
direc='';
```

```
for b=2 % este bucle define los sujetos
```

```
numero='';
```

```
numero=num2str(b);
```

```
direc=strcat('C:\UNIVERSIDAD\UNIVERSIDAD\publicaciones\Iván EMG\Fuerza');
```

```
cd(direc)
```

```
cd(numero)
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
carga  
datos
```

```
for a=6 %este es el bucle que define al ejercicio
```



```

nombrearchivo=' ';
nombrearchivo=num2str(a);
[datos]=cargardatos(nombrearchivo,extension,header)

vars = fieldnames(data);
for i = 1:length(vars)
    assignin('base', vars{i}, data.(vars{i}));
end

plot(Datos(:,2))
[posicion,amplitud]=ginput(2)
close

% Calculo promedio del segundo central%
fuerza_isom=Datos(posicion(1,:):posicion(2,:),1:2)
[F,C]=size(fuerza_isom)
seg_central=fuerza_isom((F/2)-100:(F/2)+100,1:2)
fuerza_media(b,a)=mean(seg_central(:,2))

%Calculo rango del segundo central%
[maximo(b,a),pos]=max(seg_central(:,2))
[minimo(b,a),pos]=min(seg_central(:,2))
rango(b,a)=maximo(b,a)-minimo(b,a)

tiempo=fuerza_isom(:,1)./1000
tiempo2=seg_central(:,1)./1000

%figura de comprobación%
figure
plot(tiempo,fuerza_isom(:,2),'k');hold on;%plot(seg_central(:,1),seg_central(:,2),'r');

```

```

plot(tiempo2,fuerza_media(b,a),'g')

hold off;

pause

close

%Selección repeticiones peso muerto (Iván)%

if a==4

    figura1=fuerza_isom(:,2)

elseif a==5

    figura2=fuerza_isom(:,2)

elseif a==6

    figura3=fuerza_isom(:,2)

end

clear seg_central posicion amplitud Datos data datos fuerza_isom

end

%Figura de comparación pesos muertos%

figure(b)=plot(figura1);hold on; plot(figura2,':');plot(figura3,'--')

hgsave('figure')

%Matriz de resultados%

resultados=[rango, fuerza_media]

xlswrite('resultados',resultados)

end

```

%%
%%

%%ESTE PROGRAMA SIRVE PARA ANALIZAR SEÑALES DE ELECTROMIOGRAFIA%%

%%
%%

Fs=1000 %Frecuencia de muestreo

extension=' '

extension=input('dime la extensio') %Extensión del archivo

header=40;

%%
%%
selecciono la carpeta

direc=' ';

for b=2; % este bucle define los sujetos

numero=' ';

numero=num2str(b);

direc=strcat('C:\UNIVERSIDAD\UNIVERSIDAD\publicaciones\Iván EMG\EMG\isometricos');

cd(direc);

cd(numero);

%%
%%
carga datos

for a=6; %este es el bucle que define al ejercicio

 nombrearchivo=' ';

 nombrearchivo=num2str(a);

 [datos]=cargardatos(nombrearchivo,extension,header)

 [F,C]=size(data);

%%
Elimino la primera columna sin datos

```

demg1=data(:,2:C);

plot(demg1)

[posicion, amplitud]=ginput(1)

demg=demg1(posicion:length(demg1),:)

[F,C]=size(demg);

%%%%%%%%%%FILTRO LA
SEÑAL%%%%%%%%%%

%demg=filter(notch50,demg);

demg=filter(butterworth1,demg);

%%%%%%%%%%SELECCIONO LA PARTE DE LA SEÑAL QUE ME INTERESA%%%%%%%%%%

centro=(F-mod(F,2))/2;

demg=demg(centro-1000:centro+1000,:);

% {

%%%%%%%%%%ANALISIS DEL DOMINIO
TEMPORAL%%%%%%%%%%

n=length(demg);

bin=100; %tamaño de bloques

numSegment=(n-mod(n,bin))/bin;

EMG1=demg(1:n-mod(n,bin),1);

EMG2=demg(1:n-mod(n,bin),2);

EMG3=demg(1:n-mod(n,bin),3);

EMG4=demg(1:n-mod(n,bin),4);

```

```
%%%%%%%%%CALCULO LA
RMS%%%%%%%%%
```

```
ini=1;
```

```
fin=bin;
```

```
for t=1:numSegment,
```

```
    fin=bin*t;
```

```
    rmsEMG1(t,:)= norm(EMG1(ini:fin,:))/sqrt(bin);
```

```
    rmsEMG2(t,:)= norm(EMG2(ini:fin,:))/sqrt(bin);
```

```
    rmsEMG3(t,:)= norm(EMG3(ini:fin,:))/sqrt(bin);
```

```
    rmsEMG4(t,:)= norm(EMG4(ini:fin,:))/sqrt(bin);
```

```
    ini=ini+bin;
```

```
end
```

```
%%%%%%%%%CALCULO LA MEDIA Y MAXIMO DE LA
RMS%%%%%%%%%
```

```
multifidusl(b,a)=mean(rmsEMG1);
```

```
erectorl(b,a)=mean(rmsEMG2);
```

```
multifidusd(b,a)=mean(rmsEMG3);
```

```
erectord(b,a)=mean(rmsEMG4);
```

```
Max_multl(b,a)=max(rmsEMG1);
```

```
Max_erecl(b,a)=max(rmsEMG2);
```

```
Max_multd(b,a)=max(rmsEMG3);
```

```
Max_erecd(b,a)=max(rmsEMG4);
```

```
%%%%%%%%%ESPECTRO DE
FRECUENCIAS%%%%%%%%%
```

```
[F,C]=size(demg)
```

```
nfft=2^nextpow2(F);
```

```

fftemg = fft(demg,nfft);

fftemg=fftemg(1:nfft/2,:);

Fre=[0:Fs/nfft:(Fs-Fs/nfft)/2];

% {

% }

%%%%%%%%% ANALISIS DEL DOMINIO
FRECUENCIAL%%%%%%%%%

medianfreq1(b,a)=medfreq(abs(fftemg(:,1)), Fre);    %median frequency
medianfreq2(b,a)=medfreq(abs(fftemg(:,2)), Fre);
medianfreq3(b,a)=medfreq(abs(fftemg(:,3)), Fre);
medianfreq4(b,a)=medfreq(abs(fftemg(:,4)), Fre);

meanfreq1(b,a) = meanfreq (abs(fftemg(:,1)), Fre');    %mean frequency
meanfreq2(b,a) = meanfreq (abs(fftemg(:,2)), Fre');
meanfreq3(b,a) = meanfreq (abs(fftemg(:,3)), Fre');
meanfreq4(b,a) = meanfreq (abs(fftemg(:,4)), Fre');

maxfreq1(b,a)=maxfrq(abs(fftemg(:,1)), Fre);    %maximum amplitud frequency
maxfreq2(b,a)=maxfrq(abs(fftemg(:,2)), Fre);
maxfreq3(b,a)=maxfrq(abs(fftemg(:,3)), Fre);
maxfreq4(b,a)=maxfrq(abs(fftemg(:,4)), Fre);

energy1(b,a)=totenergy(abs(fftemg(:,1)));    %Total energy
energy2(b,a)=totenergy(abs(fftemg(:,2)));
energy3(b,a)=totenergy(abs(fftemg(:,3)));
energy4(b,a)=totenergy(abs(fftemg(:,4)));

```

```
clear demg EMG1 EMG2 EMG3 EMG4 rmsEMG1 rmsEMG2 rmsEMG3 rmsEMG4 datos data fftemg
Fre nfft
```

```
end
```

```
end
```

```
resultados=[multifidusl multifidusd erectorl erectord Max_multl Max_erecl Max_multd...
```

```
Max_erecd medianfreq1 medianfreq2 medianfreq3 medianfreq4 meanfreq1 meanfreq2...
```

```
meanfreq3 meanfreq4]
```

```
xlswrite('resultados',resultados)
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
% ESTE PROGRAMA SIRVE PARA ANALIZAR SEÑALES DE ELECTROMIOGRAFIA %
```

```
% en las que el ejercicio se realiza en varias repeticiones %
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
Fs=1000 %Frecuencia de muestreo
```

```
extension=' '
```

```
extension=input('dime la extensio') %Extensión del archivo
```

```
header=40
```

```
m=1:4 %Constante para la ordenación de la matriz de resultados
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
selecciono la carpeta
```

```
direc=' ';
```

```

for b=1                                     % este bucle define los sujetos

numero=' ';

numero=num2str(b);

direc=strcat('C:\UNIVERSIDAD\UNIVERSIDAD\publicaciones\Iván EMG\EMG\dinamicos');

cd(direc)

cd(numero)

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%carga
datos%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

for a=1:7,                                  %este es el bucle que define al ejercicio

    nombearchivo=' ';

    nombearchivo=num2str(a);

    [datos]=cargardatos(nombearchivo,extension,header)

    [F,C]=size(data)

    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Elimino la primera columna sin datos %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

    demg=data(:,2:C)

    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%SELECCIONO LA PARTE DE LA SEÑAL QUE ME INTERESA%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

    guarrada=medfilt1(demg.^2,200)

    plot (guarrada(:,1));hold on;

    f=input('numero de repeticiones menos 1')

    [posicion, amplitud]=ginput(f)

    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%SELECCIONO LOS MÁXIMOS %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

for d=1:f+1

    if d==1

        [maximo(a,d),maximop(a,d)]=max(guarrada(1:posicion(d,1),1))

```



```
demg1=demg(inicio1(index,a):final1(index,a),:)
```

```
[F,C]=size(demg1)
```

```
time=linspace(0,(F-1)/Fs,F)
```

```
%%%%%%%%%%FILTRO LA
```

```
SEÑAL%%%%%%%%%
```

```
%demg1=filter(notch50,demg1)
```

```
demg1=filter(butterworth1,demg1)
```

```
%%%%%%%%%%ANALISIS DEL DOMINIO
```

```
TEMPORAL%%%%%%%%%
```

```
n=length(demg1);
```

```
bin=100; %tamaño de bloques
```

```
numSegment=(n-mod(n,bin))/bin;
```

```
EMG1=demg1(1:n-mod(n,bin),1);
```

```
EMG2=demg1(1:n-mod(n,bin),2);
```

```
EMG3=demg1(1:n-mod(n,bin),3);
```

```
EMG4=demg1(1:n-mod(n,bin),4);
```

```
%%%%%%%%%%CALCULO LA
```

```
RMS%%%%%%%%%
```

```
ini=1;
```

```
fin=bin;
```

```
for t=1:numSegment,
```

```
    fin=bin*t;
```

```
    rmsEMG1(t,:)= norm(EMG1(ini:fin,:))/sqrt(bin);
```

```
    rmsEMG2(t,:)= norm(EMG2(ini:fin,:))/sqrt(bin);
```

```

rmsEMG3(t,:)= norm(EMG3(ini:fin,:))/sqrt(bin);

rmsEMG4(t,:)= norm(EMG4(ini:fin,:))/sqrt(bin);

ini=ini+bin;

end

rmsplot=resample(rmsEMG1,F,length(rmsEMG1))

%%%%%%%%%%CALCULO LA MEDIA DE LA
RMS%%%%%%%%%%

multifidusl(index,a)=mean(rmsEMG1);
erectorl(index,a)=mean(rmsEMG2);
multifidusd(index,a)=mean(rmsEMG3);
erectord(index,a)=mean(rmsEMG4);

Max_multl(index,a)=max(rmsEMG1);
Max_erecl(index,a)=max(rmsEMG2);
Max_multd(index,a)=max(rmsEMG3);
Max_erecd(index,a)=max(rmsEMG4);

%%%%%%%%%%ESPECTRO DE
FRECUENCIAS%%%%%%%%%%

[F,C]=size(demg1)
nfft=2^nextpow2(demg1)

fftemg = fft(demg1,nfft);
fftemg=fftemg(1:nfft/2,:);
Fre=[0:Fs/nfft:(Fs-Fs/nfft)/2]

%%%%%%%%%%ANALISIS DEL DOMINIO
FRECUENCIAL%%%%%%%%%%

```

```

medianfreq1(index,a)=medfreq(abs(fftemg(:,1)), Fre) %median frequency
medianfreq2(index,a)=medfreq(abs(fftemg(:,2)), Fre)
medianfreq3(index,a)=medfreq(abs(fftemg(:,3)), Fre)
medianfreq4(index,a)=medfreq(abs(fftemg(:,4)), Fre)

meanfreq1(index,a) = meanfreq (abs(fftemg(:,1)), Fre') %mean frequency
meanfreq2(index,a) = meanfreq (abs(fftemg(:,2)), Fre')
meanfreq3(index,a) = meanfreq (abs(fftemg(:,3)), Fre')
meanfreq4(index,a) = meanfreq (abs(fftemg(:,4)), Fre')

maxfreq1(index,a)=maxfrq(abs(fftemg(:,1)), Fre) %maximum amplitud frequency
maxfreq2(index,a)=maxfrq(abs(fftemg(:,2)), Fre)
maxfreq3(index,a)=maxfrq(abs(fftemg(:,3)), Fre)
maxfreq4(index,a)=maxfrq(abs(fftemg(:,4)), Fre)

energy1(index,a)=totenergy(abs(fftemg(:,1))) %total energy
energy2(index,a)=totenergy(abs(fftemg(:,2)))
energy3(index,a)=totenergy(abs(fftemg(:,3)))
energy4(index,a)=totenergy(abs(fftemg(:,4)))

end

close

%%%FIGURA%%%

[maximo,punto]=max(rmsplot)

figure(1)

subplot(3,1,1)

plot(time,demg1(:,1))

xlabel('Time(sec)')

```

```

ylabel('EMG amplitud (mV)')
subplot(3,1,2)
plot(time,rmsplot)
xlabel('Time(sec)')
ylabel('EMG amplitud (mV)');hold on;
plot(time(1,punto),Max_multl(index,a),'og')
plot(time,multifidusl(index,a),'g'); hold off;
subplot(3,1,3)
plot(Fre,abs(fftemg(:,1)))
xlabel('Frecuencia(Hz)')
ylabel('|H/omega|');hold on;
plot(medianfreq1(index,a),0:10000,'g')
plot(meanfreq1(index,a),0:10000,'r')
plot(maxfreq1(index,a),0:10000,'k')

saveas(gcf,'figure.jpg')

close

clear demg demg1 EMG1 EMG2 EMG3 EMG4 rmsEMG1 rmsEMG2 rmsEMG3 rmsEMG4 datos data
fftemg Fre nfft

end

%%%%%%ORDENO LAS
MATRICES%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

multifidusl=[multifidusl(1,:) multifidusl(2,:) ]
multifidusd=[multifidusd(1,:) multifidusd(2,:) ]
erectorl=[erectorl(1,:) erectorl(2,:) ]
erectord=[erectord(1,:) erectord(2,:) ]

```

Max_multl=[Max_multl(1,:) Max_multl(2,:)]

Max_erecl=[Max_erecl(1,:) Max_erecl(2,:)]

Max_multd=[Max_multd(1,:) Max_multd(2,:)]

Max_erecd=[Max_erecd(1,:) Max_erecd(2,:)]

medianfreq1=[medianfreq1(1,:) medianfreq1(2,:)]

medianfreq2=[medianfreq2(1,:) medianfreq2(2,:)]

medianfreq3=[medianfreq3(1,:) medianfreq3(2,:)]

medianfreq4=[medianfreq4(1,:) medianfreq4(2,:)]

meanfreq1=[meanfreq1(1,:) meanfreq1(2,:)]

meanfreq2=[meanfreq2(1,:) meanfreq2(2,:)]

meanfreq3=[meanfreq3(1,:) meanfreq3(2,:)]

meanfreq4=[meanfreq4(1,:) meanfreq4(2,:)]

maxfreq1=[maxfreq1(1,:) maxfreq1(2,:)]

maxfreq2=[maxfreq2(1,:) maxfreq2(2,:)]

maxfreq3=[maxfreq3(1,:) maxfreq3(2,:)]

maxfreq4=[maxfreq4(1,:) maxfreq4(2,:)]

energy1=[energy1(1,:) energy1(2,:)]

energy2=[energy2(1,:) energy2(2,:)]

energy3=[energy3(1,:) energy3(2,:)]

energy4=[energy4(1,:) energy4(2,:)]

resul=[multifidusl Max_multl medianfreq1 meanfreq1 ; multifidusd Max_multd medianfreq3...

meanfreq3; erectorl Max_erecl medianfreq2 meanfreq2; erectord...

Max_erecd medianfreq4 meanfreq4]

```
resultados(m,:)=resul  
  
m=m+4  
  
clear multifidusl Max_multl medianfreq1 meanfreq1 maxfreq1 energy1 multifidusd Max_multd  
medianfreq3...  
  
meanfreq3 maxfreq3 energy3 erectordl Max_erecl medianfreq2 meanfreq2 maxfreq2 energy2 erectord...  
  
Max_erecd medianfreq4 meanfreq4 maxfreq4 energy4  
  
  
xlswrite('resultados',resultados)  
  
  
end
```

ANEXO 4.

En este anexo se presenta el ejemplo del análisis combinado de actividad muscular y de fuerza muscular durante una prueba isométrica de un sujeto de la investigación.

