

Evaluación del control motor lumbopélvico a través de retroalimentación por presión en población deportista y su relación con las características del deporte, su incidencia lesional y el sexo de sus practicantes

Alberto Ortegón Piñero

<http://hdl.handle.net/10803/673987>

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi doctoral i la seva utilització ha de respectar els drets de la persona autora. Pot ser utilitzada per a consulta o estudi personal, així com en activitats o materials d'investigació i docència en els termes establerts a l'art. 32 del Text Refós de la Llei de Propietat Intel·lectual (RDL 1/1996). Per altres utilitzacions es requereix l'autorització prèvia i expressa de la persona autora. En qualsevol cas, en la utilització dels seus continguts caldrà indicar de forma clara el nom i cognoms de la persona autora i el títol de la tesi doctoral. No s'autoritza la seva reproducció o altres formes d'explotació efectuades amb finalitats de lucre ni la seva comunicació pública des d'un lloc aliè al servei TDX. Tampoc s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant als continguts de la tesi com als seus resums i índexs.

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis doctoral y su utilización debe respetar los derechos de la persona autora. Puede ser utilizada para consulta o estudio personal, así como en actividades o materiales de investigación y docencia en los términos establecidos en el art. 32 del Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual (RDL 1/1996). Para otros usos se requiere la autorización previa y expresa de la persona autora. En cualquier caso, en la utilización de sus contenidos se deberá indicar de forma clara el nombre y apellidos de la persona autora y el título de la tesis doctoral. No se autoriza su reproducción u otras formas de explotación efectuadas con fines lucrativos ni su comunicación pública desde un sitio ajeno al servicio TDR. Tampoco se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al contenido de la tesis como a sus resúmenes e índices.

WARNING. The access to the contents of this doctoral thesis and its use must respect the rights of the author. It can be used for reference or private study, as well as research and learning activities or materials in the terms established by the 32nd article of the Spanish Consolidated Copyright Act (RDL 1/1996). Express and previous authorization of the author is required for any other uses. In any case, when using its content, full name of the author and title of the thesis must be clearly indicated. Reproduction or other forms of for profit use or public communication from outside TDX service is not allowed. Presentation of its content in a window or frame external to TDX (framing) is not authorized either. These rights affect both the content of the thesis and its abstracts and indexes.

TESIS DOCTORAL

Título	Evaluación del control motor lumbopélvico a través de retroalimentación por presión en población deportista y su relación con las características del deporte, su incidencia lesional y el sexo de sus practicantes
Realizada por	Alberto Ortegón Piñero
en el Centro	Facultad de Psicología, Ciencias de la Educación y del Deporte Blanquerna
y en el Departamento	Ciencias de la actividad física y del deporte
Dirigida por	Dra. Mónica Solana-Tramunt

Soñar despiertos

Dime hijo, ¿de mayor qué quieres ser?

Me gustaría ser admirado, memorable y con dinero,
mostrar mis habilidades y gritar al mundo entero,
que lo que hago es importante, y en la televisión me quieran ver.
Evidentemente, papá, a ser investigador me refiero,
pues no debería haber nada más deseado que el conocimiento verdadero
que junto a la humildad y la empatía son el verdadero poder.

Revisa de nuevo la pregunta, hijo, es lo que quiero,
pues no es cómo te vean los otros con sus fueros
porque la ciencia, hoy en día, no da ni para comer

La duda es la fe de los sabios.

Pensar que mañana llueve, no es optimismo, sino fe.
Saber que mañana llueve no es una intuición, sino un saber.
La fe es la solución cuando no hay explicación
de la realidad y su interpretación, que mejoran al leer

Un país que no apoya a sus científicos solo es
el resultado de un país con ineptos al poder.

¡Generación de conocimiento y más apoyo a la investigación!

iii

Porque su falta de atención nos condena a depender.

Vivir y con-ciencia

Empecé con una lectura simple; una ojeada,
una temática que llamó mi atención.

Seguía leyendo afirmaciones y más dudaba.

La construcción de mi realidad sentado en mi sillón.

Terminé el primer artículo y mis ideas no aclaradas,
leí otro con juicios que indicaban contradicción.

El reloj corría, entre textos que intrigaban.

Sumergido en este mundo repleto de confusión.

La plasticidad cerebral ya estaba acostumbrada.

Ligar ideas y conceptos, que bonita sensación.

Un viaje a caballo entre hipótesis e ideas prestadas

La ciencia es el peregrinaje a una gran revelación.

Quizás, esta pueda ser la parte más difícil de redactar de esta Tesis Doctoral, ya que son muchas las personas que, de un modo u otro, han ayudado o influido positivamente en la elaboración de este trabajo.

Me gustaría empezar dando las gracias a la Universidad de Granada, donde estudié la Licenciatura en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, con mención especial a Belén de Rueda, Elisa Torres, Aurelio Ureña, Francisco Javier Ocaña, Raquel Escobar, Manuel Delgado, Juan Carlos de la Cruz, David Cárdenas, Isaac Pérez, y José César Perales, quienes, además de ser responsables directos de mis recuerdos de cariño hacia la Facultad, son de esos profesores que te ayudan a, como diría Pere Estupinyà (un gran divulgador científico al que admiro mucho) rascar donde no pica: es decir, sentir curiosidad por aprender cosas que nunca antes te habías planteado que te podrían suscitar interés.

Si nombro la Facultad que me ayudó a formarme, es inevitable acordarme de compañeros que se convirtieron en grandes amigos y que tanto me han aportado: Antonio Durán, Christian Castilla, Víctor Palomino, Inma Pedraza, Belén Morales, Isaac Puertas, Antonio Cortés, Clara Jerez, Ángela Márquez, Dani Pedrosa, Javi Mesa, Álvaro Martínez, Fernando García, Héctor Ortiz, Julia Arteaga, Eulalia de Reyes, Manolo Fernández, Francisco Javier García, José González y Adriana García (entre muchísimos otros).

En granada conocí a dos buenas personas y grandes investigadores, que en un corto plazo de tiempo sembraron en mí el interés por investigar. Son responsables directos de que haya escrito esta Tesis Doctoral y por ello les dedico un párrafo especial a María José Cordero Aguilar y a Antonio Manuel Sánchez.

Mi segunda Casa Académica ha sido Blanquerna – Universitat Ramon LLull.

v

El director, desde mi punto de vista, es una figura importante que guía y acompaña al alumno durante todo el proceso de investigación. Mi directora no solo me ha acompañado, sino que se ha esforzado e involucrado al máximo en este proyecto, dotándome de las herramientas y el conocimiento para ser mejor alumno, mejor investigador y mejor redactor. Tanto que me emociona el solo hecho de pensarlo. Muchas gracias, de corazón, Mónica Solana-Tramunt.

En “esta casa” también me han ayudado otras grandes personas, como: José Morales, Ainhoa Nieto, Katlyne Hernández, Cristina Cabrejas, Bernat Buscà, Míriam Elisa Guerra, Francesc Xavier de Blas, María Betina, María Giné, o Javier Jerez.

Gracias a los *boxes* de CrossFit® que han apoyado a la investigación dejándome evaluar a sus deportistas. Gracias a las instalaciones de Reebok, Les Corts, Kudasai, Sabadell, Betulo, y Ubox (todas ellas de Cataluña).

Gracias a amigos, entrenadores y docentes (la mayoría de los citados cumplen las tres cosas) de mi ámbito laboral que en algún momento me han inspirado y ayudado a ser mejor persona y mejor profesional: Ángel Carnero, Guillermo López, Pablo Arráns, Marc Chueca, Javier Morales, Adrián Castillo, David Benito, Alberto Rodríguez, Sandra Escolà, Xavi Peña, Leti Pelegrín, Mario Redondo, Felipe Isidro, Manuel Martín, Carlos Lloret, Beatriz Crespo, y Jorge García, entre otros. A todos mis clientes de entrenamiento personal, que apuestan por mí cada día y, siendo claros, han “financiado” esta Tesis Doctoral.

Gracias infinitas a mi familia. A mi mujer Mar Ors. A mi hermano Víctor Ortégón. Y a mis padres Inmaculada Piñero y José Manuel Ortégón.

Muchas gracias.

La presente tesis doctoral consta de tres estudios transversales diferenciados cuyo objetivo fue establecer los criterios para la precisión diagnóstica en la evaluación del control motor lumbopélvico (CMLP) con unidades de *biofeedback* por presión (PBU) y evaluar el CMLP en deportistas de distintas disciplinas deportivas.

En concreto, en el primer estudio la muestra estuvo compuesta por 39 nadadores (20 hombres, 19 mujeres) con al menos dos años de experiencia en competiciones nacionales; en los estudios segundo y tercero la muestra estuvo formada por 100 practicantes de CrossFit® (71 hombres y 29 mujeres) reclutados de seis centros de CrossFit® afiliados en Barcelona, España. Todos los participantes dieron su consentimiento para participar en cada uno de los estudios de acuerdo con la última versión de la declaración de Helsinki (2013).

A todos los participantes se les realizaron cuatro pruebas de CMLP, así como fueron entrevistados individualmente para recoger datos de carácter descriptivo y confidencial. Todos los test se llevaron a cabo en las instalaciones deportivas habituales de práctica de los deportistas participantes en el mismo lapso de franjas horarias para respetar al máximo su cotidianidad y la validez ecológica de los estudios. De cada estudio se ha desarrollado un artículo con sus discusiones y conclusiones específicas que se muestran en la presente Tesis Doctoral, los títulos de los cuales son:

Estudio 1: Precisión diagnóstica de las pruebas de control motor lumbopélvico utilizando una unidad de biorretroalimentación de presión en nadadores profesionales: un estudio transversal.

Estudio 2: Control motor lumbopélvico en atletas de CrossFit®: un estudio transversal

Estudio 3: ¿Se ve afectado el control motor lumbopélvico por el sexo y lesiones previas en los^{viii} atletas de CrossFit®?

De acuerdo a los resultados del estudio 1, recibir *feedback* visual mejora el rendimiento del CMLP. Además, no existieron diferencias significativas de rendimiento en los tests de CMLP entre los miembros derecho e izquierdo para el mismo sujeto.

De acuerdo a los resultados del estudio 2, las características propias del practicante de CrossFit® pero no las propias de la práctica deportiva, se relacionaron con una influencia significativa sobre el CMLP.

De acuerdo a los resultados del estudio 3, una lesión previa en practicantes de CrossFit® no modifica el CMLP. Sin embargo, presentar dolor lumbar en el momento de la evaluación sí que podría modificar los resultados.

Palabras clave: Test de Feedback por presión, Control motor lumbo pélvico, Core, Lesiones, Prevención y Rendimiento.

La present tesi doctoral consta de tres estudis transversals diferenciats, l'objectiu dels quals va ser establir els criteris per a la precisió diagnòstica en l'avaluació del control motor lumbopelvià (CMLP) amb unitats de feedback per pressió (PBU) i avaluar el CMLP en esportistes de diferents disciplines esportives.

En concret, al primer estudi la mostra va estar composta per 39 nedadors (20 homes, 19 dones) amb almenys dos anys d'experiència en competicions nacionals; al segon i tercer estudi la mostra va estar formada per 100 practicants de CrossFit® (71 homes i 29 dones) reclutats de sis centres de CrossFit® afiliats a Barcelona, Espanya. Tots els participants van donar el seu consentiment per a participar en cada uns dels estudis d'acord amb la última versió de la declaració de Hèlsinki (2013).

A tots els participants se'ls van realitzar quatre tests de CMLP, així com van ser entrevistats individualment per a recollir dades de caràcter descriptiu i confidencial. Tots els tests es van dur a terme en les instal·lacions esportives habituals de pràctica dels esportistes participants en el mateix lapse de franges horàries per a respectar al màxim la seva quotidianitat i la validesa ecològica dels estudis. De cada estudi s'ha desenvolupat un article amb les seves discussions i conclusions específiques que es mostren en la present Tesi Doctoral, els títols dels quals són:
Estudi 1: Precisió diagnòstica de les proves de control motor lumbopèlvic utilitzant una unitat de bioretroalimentació de pressió en nedadors professionals: un estudi transversal.

Estudi 2: Control motor lumbopèlvic en atletes de CrossFit®: un estudi transversal

Estudi 3: Es veu afectat el control motor lumbopèlvic pel sexe i les lesions prèvies en els atletes de CrossFit®?

D'acord als resultats de l'estudi 1, rebre feedback visual millora el rendiment del CMLP. A més, x no van existir diferències significatives de rendiment en els tests de CMLP entre els membres dret i esquerre pel mateix subjecte.

D'acord als resultats de l'estudi 2, les característiques pròpies de l'practicant de CrossFit® però no les pròpies de la pràctica esportiva, es van relacionar amb una influència significativa sobre el CMLP.

D'acord als resultats de l'estudi 3, una lesió prèvia en practicants de CrossFit® no modifica el CMLP. No obstant això, presentar dolor lumbar en el moment de l'avaluació sí que podria modificar els resultats.

Paraules clau: Test de Feedback per pressió, Control motor lumbo-pelvià, Core, Lesions, Prevenció i Rendiment.

The present doctoral thesis consists of three different cross-sectional studies whose objective was to establish the criteria for diagnostic precision in the evaluation of the lumbopelvic motor control (LPMC) with pressure feedback units (PBU) and to evaluate the LPMC in athletes from different sports disciplines.

Specifically, in the first study the sample was made up of 39 swimmers (20 men, 19 women) with at least two years of experience in national competitions; for the second and third studies the participants were 100 CrossFit® practitioners (71 males and 29 females) recruited from six affiliate CrossFit® centers in Barcelona, Spain. All participants received their consent to participate in each of the studies according to the latest version of the Helsinki declaration (2013).

All participants were given four LPMC test, as well as being interviewed individually to collect descriptive and confidential data. All the trials carried out at the usual sports practice facilities of the participating athletes and in the same time slot to respect their daily routine to let the everyday nature of the athlete and the ecological validity of the studies. From each study an article has been developed with its specific analyzes and conclusions that are shown in this Doctoral Thesis, the titles of which are:

Study 1: Diagnostic accuracy of lumbopelvic motor control test using the pressure biofeedback unit in professional swimmers: a cross-sectional study.

Study 2: Lumbopelvic motor control in CrossFit® athletes: a cross-sectional study

Study 3: Is lumbopelvic motor control affected by sex and previous injuries in CrossFit® athletes?

According to the results of study 1, receiving visual feedback improves the performance of the CMLP. Furthermore, there were no significant differences in performance in the CMLP tests between the right and left limbs for the same subject.

According to the results of study 2, the characteristics of the CrossFit® practitioner, but not those of the sport, were related to a significant influence on the CMLP.

According to the results of study 3, a previous injury in CrossFit® practitioners does not modify the CMLP. However, having low back pain at the time of the evaluation could modify the results.

Key words: Pressure Feedback Test, Lumbo Pelvic Motor Control, Core, Injury, Prevention and Performance.

Índice	xiii
ÍNDICE DE TABLAS	xiv
ÍNDICE DE FIGURAS	xv
GLOSARIO	xvi
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Control motor y core	1
1.2 Importancia del control motor lumbopélvico en el deporte.....	5
1.3 Control motor lumbopélvico, incidencia lesional y dolor	10
Evaluación del control motor lumbopélvico a través de retroalimentación por presión:.....	13
1.4 Diferencias del control motor lumbopélvico en función del sexo en el deporte	21
2. JUSTIFICACIÓN	23
3. OBJETIVOS e HIPOTESIS	26
4.1. ESTUDIO I:	29
4.2. ESTUDIO II:	46
4.3. ESTUDIO III:	65
5. CONCLUSIONES FINALES	89
6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	91
ANEXOS:	120
TRABAJOS PUBLICADOS Y/O ENVIADOS A PUBLICAR	124
Estudio 1: Diagnostic accuracy of lumbopelvic motor control tests using the pressure biofeedback unit in professional swimmers: a cross-sectional study.....	125
Estudio 2: Lumbopelvic motor control in CrossFit® athletes: a cross-sectional study.	126
Estudio 3: Is lumbopelvic motor control affected by sex and previous injuries in CrossFit® athletes?	142
VITA	163

Tabla 1 Puntuaciones máximas de ABSmmHg para cada prueba con y sin retroalimentación visual y porcentaje de la diferencia entre medias.....	39
Tabla 2 Porcentaje de respondedores con feedback visual	40
Tabla 3 Segmentación de terciles por peso, talla, años de práctica y horas semanales	55
Tabla 4 Puntuaciones de control motor lumbopélvico en relación con el sexo.	57
Tabla 5 Puntuaciones de control motor lumbopélvico en relación con el peso, la altura, las horas semanales, los años de práctica, la participación en competición o la inclusión del calentamiento en la sesión.	58
Tabla 6 Antropometría y características del entrenamiento comparando participantes de CrossFit® hombres y mujeres.....	77
Tabla 7 Medias y porcentaje que compara a los participantes de CrossFit® masculinos y femeninos con respecto a las características del entrenamiento y lesiones o dolor previos..	78
Tabla 8 Rendimiento de las pruebas de control motor lumbopélvico según el sexo, lesiones previas y el dolor lumbar.	79

Fig 1: Tipos de entrenamiento del core y beneficios potenciales sobre el rendimiento. Tomada de Hibbs, A., Thompson, K., French, D., Wrigley, A., y Spears, D. (2008).	7
Fig 2: Áreas del cerebro, la médula espinal y el sistema nervioso periférico involucradas en el control sensoriomotor. Tomada de Brumagne, S., Diers, M., Danneels, L., Lorimer Moseley, G., & Hodges, P. W. (2019).	13
Fig 3: Unidad de biorretroalimentación por presión o Pressure Biofeedback Unit (PBU).	15
Fig 4: Active Straight Leg Raising Test.	17
Fig 5: Bent Knee Fall Out Test, realizado con dos PBU unidos	18
Fig 6: Knee Lift Abdominal Test.	20
Fig 7: Prone test.	20
Fig 8: Puntajes máximos de ABSmmHg para cada prueba con y sin retroalimentación visual.	39

GLOSARIO

SNC: Sistema Nervioso Central.

CMLP: Control motor lumbopélvico.

CM: Control motor.

LP: Lumbopélvico/a.

PBU: Unidades de *biofeedback* por presión (de las siglas en ingles *Pressure Biofeedback Unit*).

WOD: Entrenamiento del día (de las siglas en ingles *Workout of the day*).

DL: Dolor lumbar.

ICC: Correlación intraclase.

ASLR: Levantamiento activo de rodilla extendida (de las siglas en ingles *Active Straight Leg Raising*).

BKFO: Caída al exterior de rodilla flexionada (de las siglas en ingles *Bent Knee Fall Out*).

KLAT: Prueba abdominal de levantamiento de rodilla (de las siglas en ingles *Knee Lift Abdominal Test*).

PT: Test prono (de las siglas en ingles *Prone Test*).

mmHg: Milímetros de mercurio.

ABSmmHgmax: Valor absoluto del mmHg máximo.

% Δ ABSmmHg: Porcentajes del incremento de ABSmmHg.

SPSS: Paquete estadístico para ciencias sociales (de las siglas en ingles *Statistical Package for the Social Sciences*).

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Control motor y core

Uno de los mayores objetivos de la ciencia del movimiento es entender cómo se controla el movimiento. El estudio del CM pretende comprender cómo los músculos, los órganos sensoriales y el sistema nervioso central interactúan para producir un movimiento coordinado y dinámicamente estable, en condiciones tanto estables como en terrenos complejos y ante perturbaciones inesperadas (Nishikawa et al., 2007).

La investigación del CM puede definirse como un área de las ciencias naturales que explora cómo el sistema nervioso central (SNC) produce movimientos deliberados y coordinados en su interacción con el resto del cuerpo y con el medio ambiente (Latash, Levin, Scholz, & Schöner, 2010). Esta interacción entre el exterior y el cuerpo humano permite que los niveles de control del SNC especifiquen dónde, en coordenadas espaciales, cuando y cómo se activan los músculos.

El CM implica fundamentalmente una serie de transformaciones de información entre diferentes niveles y componentes de los sistemas neuromuscular y esquelético. La información sensorial (propioceptiva y exteroceptiva) es transducida o transformada por estructuras sensoriales que a su vez transfieren un subconjunto de su información al sistema nervioso central que, después de otra transformación, emite un conjunto de comandos motores. Los comandos motores desencadenan el desarrollo de la fuerza en los músculos,

que impulsan el movimiento, estabilizan la posición articular y controlan la mecánica del cuerpo (Nishikawa et al., 2007).

El desafío del control motor de la región lumbopélvica (CMLP) es extenso y debe servir para mover y controlar la columna vertebral en una variedad de entornos y con una interacción compleja entre fuerzas internas y externas (Paul W. Hodges & Moseley, 2003).

Los músculos del tronco deben tener suficiente fuerza y resistencia para satisfacer las demandas de control, pero la eficacia del sistema muscular depende de su controlador, el SNC (Panjabi, 1992a). El SNC debe interpretar continuamente el grado de estabilidad y movimiento, planificar mecanismos para superar desafíos predecibles e iniciar rápidamente la actividad en respuesta a desafíos inesperados. Debe interpretar la entrada aferente de los mecanorreceptores periféricos y otros sistemas sensoriales, considerar esta entrada y los requisitos inminentes contra un modelo interno de dinámica corporal y luego generar una respuesta coordinada de los músculos del tronco para que la actividad muscular ocurra en el momento correcto, con la amplitud correcta, y así sucesivamente. Además, la actividad muscular debe coordinarse para mantener el control de la columna vertebral dentro de una jerarquía de niveles interdependientes (Paul W. Hodges & Moseley, 2003).

La capacidad de mantener el equilibrio de la columna vertebral dentro de sus límites fisiológicos se ha denominado ‘estabilidad del core’, que comprende el complejo lumbopélvico-cadera y pretende reducir el desplazamiento de perturbaciones y mantener la integridad estructural (Huxel Bliven & Anderson, 2013a). El complejo lumbopélvico-cadera, o ‘core’, está compuesto por las vértebras lumbares, la pelvis, las articulaciones de

la cadera y las estructuras activas y pasivas que producen o restringen el movimiento de estos segmentos (Willson, Dougherty, Ireland, & Davis, 2005).

El término ‘core’ se ha discutido comúnmente en los medios populares y revistas profesionales durante la última década. Aún así, la definición precisa de core es poco clara y con múltiples significados, dependiendo de la interpretación de la literatura (Willson et al., 2005). Willson et al. (2005) definieron el core como el complejo lumbo-pélvico cadera, que consiste en la columna lumbar, la pelvis y las articulaciones de la cintura pélvica, y los tejidos activos y pasivos que producen o restringen el movimiento de estos segmentos. Aunque esta definición pueda ser más apropiada desde una perspectiva de rehabilitación, la aplicación al acondicionamiento atlético requiere una definición más amplia que considere la transferencia de fuerzas y el impulso al esqueleto apendicular (Behm, Drinkwater, Willardson, & Cowley, 2010). Recientemente, se considera a la zona core como un concepto funcional utilizado habitualmente para referirse de forma conjunta a las estructuras musculares y osteoarticulares de la parte central del cuerpo, sobre todo, del raquis lumbo-dorsal, la cintura escapular y la cintura pélvica, incluyendo en ambas cinturas las articulaciones glenohumeral y coxofemoral (Vera-García, F.J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., Elvira, 2015).

Los órganos efectores del CMLP son en su mayor parte músculos localizados en la zona del tronco. Los músculos del tronco se han clasificado en 2 categorías y cada una tiene funciones principales distintas. La primera categoría está compuesta por el sistema muscular global. Los músculos en esta categoría son más grandes y más superficiales en

comparación con los músculos de la segunda categoría. Los músculos globales actúan para transferir cargas y mover la columna vertebral en su conjunto. El recto abdominal y el oblicuo externo son dos ejemplos (Behm et al., 2010). La segunda categoría la compone el sistema muscular local. Los músculos locales son más pequeños y profundos que los músculos globales. Son intersegmentales y producen solo pequeñas cantidades de fuerza. Los músculos locales ayudan en la propiocepción y el control postural, por lo que se relacionan con el riesgo de lesiones (Andrea Radebold, Cholewicki, Panjabi, & Patel, 2000) debido a que también contribuyen a mantener la rigidez y la postura de la columna vertebral. Ejemplo de ello son los multífidos y el transversal abdominal (Paul W. Hodges, Barbe, Loggia, Nijs, & Stone, 2019).

La estabilidad del core depende de la interacción compleja entre los elementos pasivos (ligamentos, discos intervertebrales y articulaciones facetarias), elementos activos (músculos globales y locales) y elementos neuronales (control neuromuscular) (Panjabi, 1992a). Según Hodges et al. (2003) la estabilidad lumbopélvica (LP) viene dada en gran parte por el aumento de la actividad (rigidez o '*stiffness*') de la musculatura del core y destaca la importancia del CM para coordinar el reclutamiento muscular entre los músculos globales o superficiales y los músculos locales o profundos durante actividades funcionales de la vida diaria o deportiva, para así garantizar el mantenimiento de la estabilidad LP (Paul W. Hodges & Moseley, 2003). A la musculatura más profunda del tronco se le atribuye una función más estabilizadora que la superficial, ya que participan poco en la producción de movimientos y más en contracciones estáticas o isométricas, actuando como tal durante las actividades cotidianas y deportivas. Así pues, los déficits en la estabilidad vienen dados

normalmente no por la falta de fuerza de esta musculatura, sino por falta de CM (Uddin & Ahmed, 2013).

1.2 Importancia del control motor lumbopélvico en el deporte

En los últimos años, se ha recomendado el entrenamiento del core y estabilidad LP para la mejora del rendimiento en diferentes deportes (Allen, Hannon, Burns, & Williams, 2014). La contracción de los músculos del core tiene como objetivo facilitar el CMLP y responder a las fuerzas generadas por los segmentos distales del cuerpo, así como a las fuerzas generadas por las perturbaciones esperadas o inesperadas. (Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg, & Cholewicki, 2007).

Son varias las razones que podrían llevar a dichas mejoras. Primero, un correcto funcionamiento del core estabiliza el tronco y la pelvis, lo cual podría ser beneficioso para la técnica (Kibler, Press, & Sciascia, 2006). Segundo, la musculatura del core se debe reclutar específicamente para algunos movimientos atléticos (como por ejemplo aquellos que implican rotación) (Hedrick, 2000). Finalmente, el core podría considerarse como el enlace cinético que facilita la transferencia de fuerzas entre las extremidades inferiores y las superiores durante la realización de habilidades deportivas, actividades físicas y actividades de la vida diaria. (Kibler et al., 2006). Un déficit en la estabilidad del core podría interrumpir dicha transferencia de fuerzas (Willardson, 2007).

Además, la fatiga inducida por la práctica deportiva afecta negativamente al CM del deportista y podría afectar negativamente al movimiento (Morris, Dawes, Howells, & Janssen, 2013), lo que nos hace pensar que un mejor CMLP pueda prevenir detrimentos provocados por la fatiga.

Sin embargo, la mejora del rendimiento facilitada por la mejora de la estabilidad del core también ha recibido críticas ya que existen estudios que han mostrado resultados contrarios a estas mejoras (Cissik, 2011). Según Willardson (2007) "ciertos autores han promovido ejercicios de estabilidad del core para el acondicionamiento deportivo con poca evidencia científica que respalde sus afirmaciones" (Willardson, 2007).

La falta de efecto sobre el rendimiento observado en muchos estudios puede deberse a que los programas de entrenamiento del core no son lo suficientemente funcionales como para traducirse en mejoras en el rendimiento deportivo como resultado de la escasa comprensión del papel que tienen músculos específicos durante estos ejercicios, así como la falta de consenso sobre los mejores ejercicios y el mejor modo de entrenar para ganar estabilidad LP y mejorar el rendimiento (Angela E. Hibbs, Thompson, French, Wrigley, & Spears, 2008).

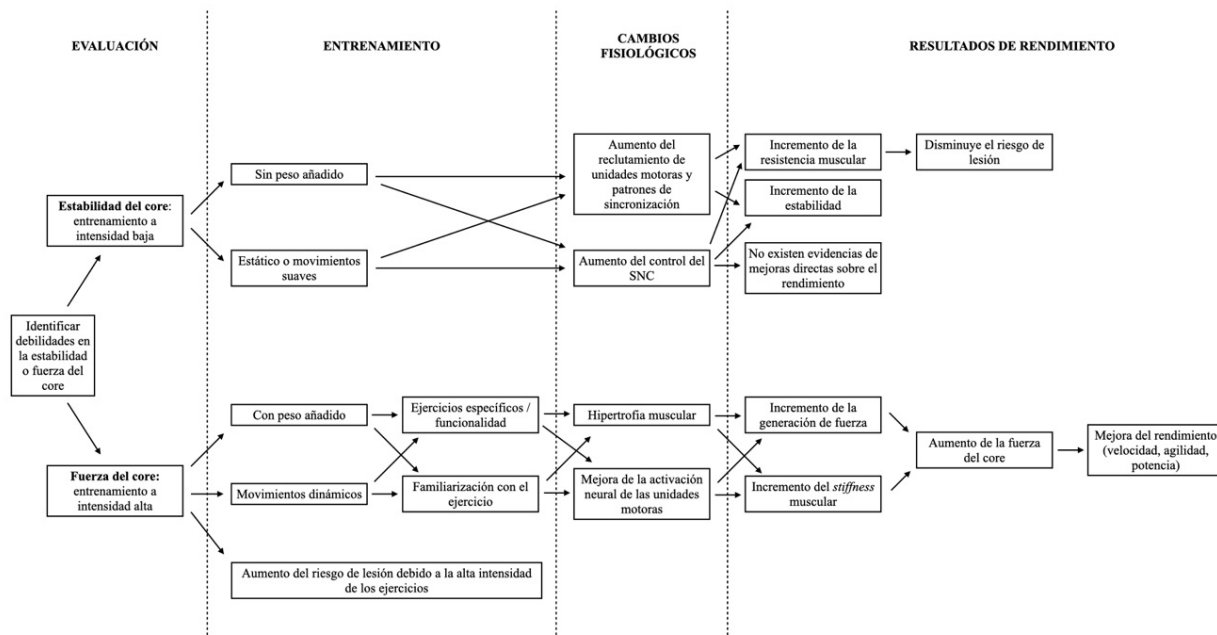


Fig 1: Tipos de entrenamiento del core y beneficios potenciales sobre el rendimiento.

Tomada de Hibbs, A., Thompson, K., French, D., Wrigley, A., y Spears, D. (2008).

En deportes con gran requerimiento de estabilidad LP, como por ejemplo la natación, puede que el CMLP afecte al rendimiento de los nadadores (Wanivenhaus, Fox, Chaudhury, & Rodeo, 2012). De hecho, podemos encontrar multitud de estudios que muestran cómo un programa de ejercicios de core en nadadores mejoran en el rendimiento disminuyendo el tiempo de nado (Gencer, 2018; Karpíński et al., 2019; Patil, Salian, & Yardi, 2014; Weston, Hibbs, Thompson, & Spears, 2015), lo cual exalta la relevancia de un buen CMLP para esta población específica.

Al nadar, las extremidades superiores e inferiores son responsables de impulsar el cuerpo a través del agua y ambas están directamente conectadas al tronco y por ende a la columna

lumbar, haciendo que los nadadores tengan el gran desafío de controlar la zona LP, con requerimientos de propiocepción, fuerza y resistencia muscular, mientras mueven las extremidades impulsando el cuerpo a través del agua (Weston et al., 2015). Así pues, el control adecuado de la posición del cuerpo mientras se nada, así como durante el salto inicial, aumenta la eficiencia y, por lo tanto, reduce el tiempo de distancia recorrida (Patil et al., 2014). Por este motivo, el fortalecimiento y control apropiados de los músculos responsables de la posición correcta del cuerpo son fundamentales para la técnica de natación (Karpiński et al., 2019).

Basándonos en el hecho de que las mejoras de rendimiento en natación provienen de que la estabilidad LP proporciona una base para una mayor producción de fuerza en las extremidades superiores e inferiores (Willardson, 2007), podríamos pensar que ocurra lo mismo en otros deportes como el CrossFit[®], el cual no es tan popular como la natación.

La metodología de entrenamiento CrossFit[®] fue creada inicialmente para el entrenamiento militar por Greg Glassman en California, quien la definió como "movimientos funcionales constantemente variados realizados a alta intensidad" (Glassman, 2007). Este programa de entrenamiento se utiliza para mejorar diez componentes del estado físico, como la resistencia cardiovascular / respiratoria, la resistencia física, la fuerza, la flexibilidad, la potencia, la velocidad, la coordinación, la agilidad, el equilibrio y la precisión. (Glassman, 2002). Este entrenamiento tiene un gran impacto fisiológico sobre sus atletas, ya que incorpora elementos aeróbicos y anaeróbicos, que a su vez mejoran la condición cardiovascular, la capacidad anaeróbica y la composición corporal en individuos de todos

los niveles de condición física y de ambos sexos. (Gianzina & Kassotaki, 2019). Su práctica también se asocia con niveles más altos de sentido de pertenencia a una comunidad, satisfacción y motivación. (Claudino et al., 2018). Para ello, las sesiones de CrossFit® toman la forma de *Workouts Of the Day* (WOD) que generalmente duran alrededor de veinte minutos e incluyen una variedad de ejercicios de peso corporal, gimnasia, levantamiento de pesas de estilo olímpico, correr, remar, saltar, pesas rusas y otros objetos de diferentes formas (Glassman, 2007; Hak, Hodzovic, & Hickey, 2013). Estos ejercicios requieren mucha técnica combinada con fatiga acumulada, lo que contribuye a la preocupación por la seguridad de esta metodología de entrenamiento. (Montalvo et al., 2017). De hecho, se ha demostrado que el CrossFit® no está exento de riesgo de lesiones, aunque las tasas de lesiones son comparables a las de otros deportes recreativos o competitivos, y las lesiones muestran un perfil similar a la halterofilia, el levantamiento de peso en potencia, la gimnasia olímpica, o correr (Sprey et al., 2016). Se reportan varias lesiones musculoesqueléticas en CrossFit®, siendo las más comunes en el hombro, la parte baja de la espalda y la rodilla, así como otras lesiones más graves pero menos comunes, como la rabdomiólisis por esfuerzo (Gianzina & Kassotaki, 2019). La fatiga podría comprometer la concentración y las habilidades en el entrenamiento de alta intensidad desarrollado en dicha disciplina deportiva, aumentando el riesgo de lesiones de sus practicantes (Jones, Griffiths, & Mellalieu, 2017), ya que a medida que los principales grupos musculares activos comienzan a cansarse, la dependencia de otros grupos musculares puede aumentar (Gleeson, Reilly, Mercer, Rakowski, & Rees, 1998). La fatiga

afecta al CM y podría por tanto afectar negativamente al rendimiento en este deporte. (Morris et al., 2013).

1.3 Control motor lumbopélvico, incidencia lesional y dolor

La importancia de la estabilidad del core y sus alteraciones en cuanto a CM han ganado popularidad en los últimos años en la prevención de lesiones (Huxel Bliven & Anderson, 2013a) y en el dolor lumbar (Akuthota & Nadler, 2004; Tsao, Galea, & Hodges, 2008). De hecho, programas de entrenamiento que apuestan por mejorar la estabilidad LP han demostrado una reducción en el ratio de lesiones, sobretodo para los miembros inferiores (Hübscher et al., 2010; Kiani et al., 2010; Knapik et al., 2004; Willson et al., 2005).

Tal y como se ha comentado previamente, déficits en la estabilidad del core podrían interrumpir la transferencia de fuerzas entre extremidades inferiores y superiores. Este hecho puede resultar en que otros músculos tengan que compensarlo con mayor protagonismo y mayor producción de fuerza, aumentando el riesgo de lesiones por uso excesivo (Willardson, 2007).

También se ha demostrado relaciones entre dolor y ejecución motora, existiendo diferencias entre sujetos con dolor lumbar (DL) y controles sanos (Jacek Cholewicki et al., 2019a; Mellor, Thomas, Thompson, & Breen, 2014; Shum, Crosbie, & Lee, 2005). Se ha demostrado que las personas con DL pueden tener déficits o errores de CM que afecten a

la capacidad de contraer los músculos que estabilizan la columna vertebral, lo cual es clave para la estabilidad de la columna y reducir movimientos intersegmentarios (Uddin & Ahmed, 2013).

Hodges y Moseley (2003) exponen que antes de cualquier movimiento de las piernas debería ocurrir una co-contracción de los músculos transversos abdominal y multifidos, pero que en personas con DL esta contracción ocurría de manera tardía, lo cual no permite estabilizar la columna ante un movimiento esperado o inesperado (Paul W. Hodges & Moseley, 2003). Este déficit en el reclutamiento del transverso abdominal se propuso en 1996 como un mecanismo importante asociado a la lumbalgia (Paul W. Hodges & Richardson, 1996) y se sigue proponiendo actualmente (Osuka et al., 2019) e incluso en pacientes que han remitido del dolor (Suehiro, Ishida, Kobara, Osaka, & Watanabe, 2018). Los pacientes con DL muestran alteraciones sensoriomotoras, un esquema del tronco del cuerpo alterado (Bowering, Butler, Fulton, & Moseley, 2014; Brumagne, Cordo, Lysens, Verschueren, & Swinnen, 2000), déficits del control postural, y una disminución de la agudeza táctil y propioceptiva en la zona de la columna lumbar en comparación con los controles sanos (Goossens, Rummens, Janssens, Caeyenberghs, & Brumagne, 2018; Luomajoki & Moseley, 2011; Wand, Di Pietro, George, & O'Connell, 2010).

El comportamiento sensoriomotor óptimo depende del procesamiento central adecuado y la integración de las señales sensoriales (Carver, Kiemel, & Jeka, 2006). Esto puede considerarse desde 2 perspectivas: primero, cambios en el procesamiento de la nocicepción y el dolor, que se han observado en todo el sistema nervioso, y segundo, cambios en la

estructura (p. Ej., Pérdida de materia gris) y función (p. Ej., Organización) de las regiones sensoriomotoras de la corteza cerebral (Fig 2) (Brumagne, Diers, Danneels, Lorimer Moseley, & Hodges, 2019). Las salidas motoras generalmente dependen de las entradas sensoriales, incluida la información somatosensorial sobre la posición y el movimiento del cuerpo y la entrada de las redes nociceptivas (Brumagne et al., 2019). Como tal, la plasticidad del sistema somatosensorial puede modificar el comportamiento motor y la precisión de la interpretación de la información sensorial puede cambiar. Se ha observado que una integridad reducida de la materia blanca (que se ha interpretado como modificaciones en la conectividad del cerebelo con otras regiones del cerebro) como la que pasa a través del pedúnculo cerebeloso superior (una zona de retransmisión para la entrada propioceptiva a los centros superiores), podría inducir atrofia de la materia gris en algunas regiones del cerebro que son cruciales para el control del equilibrio, lo que conlleva a una alteración de señales propioceptivas de la espalda alterando el control postural que incluye información sobre la posición y movimientos de la espalda (Pijnenburg et al., 2014). Así pues, estos cambios podrían implicar una capacidad disminuida para controlar el movimiento, (por ejemplo, una conectividad funcional más baja de la red sensoriomotora se correlaciona con un rendimiento más lento de una tarea sensoriomotriz dinámica, como pasar de sentarse a estar de pie 5 veces) (Pijnenburg et al., 2015) o una interpretación diferente relacionada con la competencia entre redes neuronales (las que sirven a la función sensoriomotora están perdiendo influencia, mientras que las que sirven al dolor y la protección están ganando influencia) (Brumagne et al., 2019).

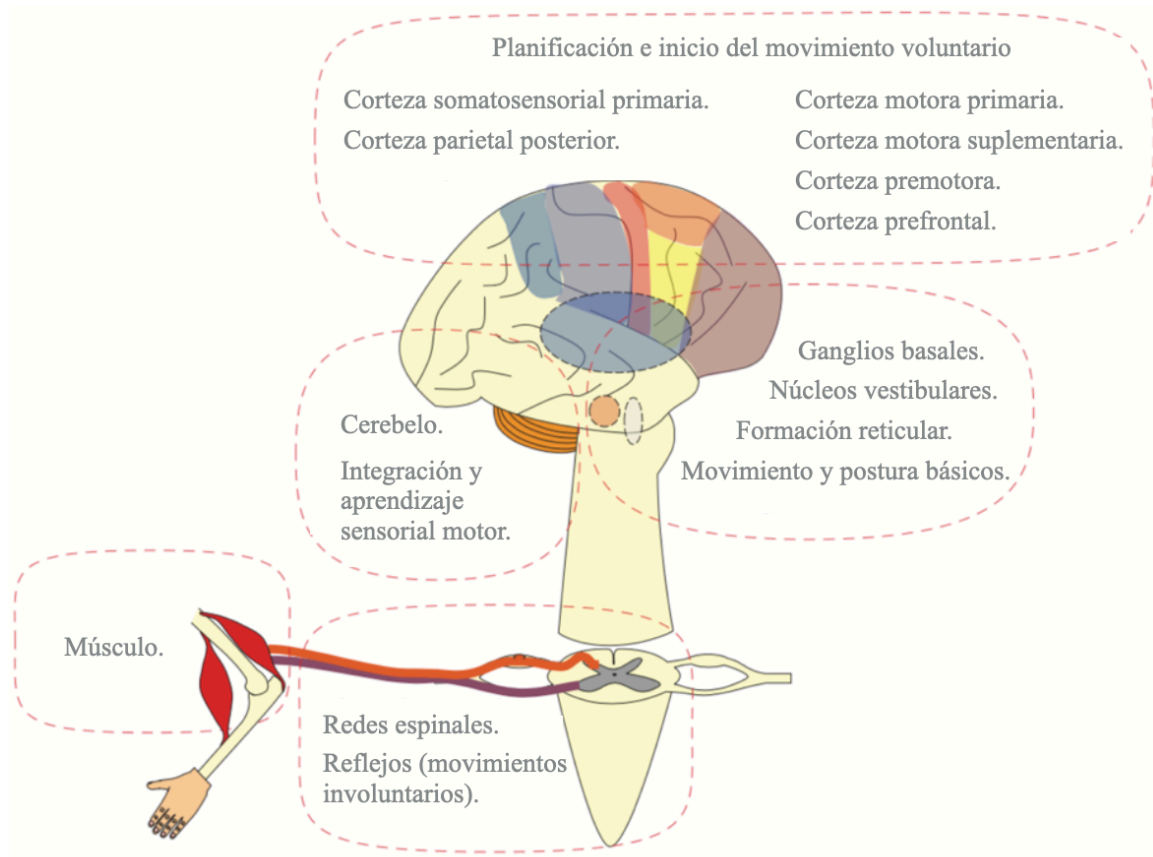


Fig 2: Áreas del cerebro, la médula espinal y el sistema nervioso periférico involucradas en el control sensoriomotor. Tomada de Brumagne, S., Diers, M., Danneels, L., Lorimer Moseley, G., & Hodges, P. W. (2019).

Evaluación del control motor lumbopélvico a través de retroalimentación por presión:

La evaluación del CMLP ha sido objeto de estudio en la última década (Enoch, Kjaer, Elkjaer, Remvig, & Juul-kristensen, 2011; Grosdent et al., 2016). Los instrumentos comúnmente utilizados en la literatura científica para evaluar la estabilidad de la zona

central del cuerpo (*core stability*) , como la electromiografía o las técnicas de análisis de la posición mediante plataforma de fuerzas, entre otros (Barbado et al., 2016; J. Cholewicki, Polzhofer, & Radebold, 2000; A. E. Hibbs, Thompson, French, Hodgson, & Spears, 2011; Vera-García, F.J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., Elvira, 2015) son de elevado coste, necesitan de profesionales especializados para su manejo e interpretación y ofrecen pocas posibilidades de transporte para realizar evaluaciones de campo, con lo que no respetan en la mayoría de los casos la validez ecológica de los estudios con deportistas en sus habituales instalaciones de entrenamiento o competición (Bastida, Gómez-Carmona, Reche, Gil, & Ortega, 2018).

Estudios recientes utilizan la unidad de biorretroalimentación por presión (PBU) como un dispositivo fiable, no invasivo y no doloroso (Fig 3) para evaluar el CMLP (Chattanooga, 2005; L. O. P. Costa, Costa, Cançado, Oliveira, & Ferreira, 2004; Lima, Oliveira, et al., 2012; Solana-Tramunt et al., 2019).

El PBU ha demostrado resultados satisfactorios en términos de confiabilidad intra evaluador; el coeficiente de correlación intraclase (ICC) varía de 0.60 a 0.95 y la confiabilidad entre evaluadores con ICC varía de 0.40 a 0.86. También hay una validez de constructo aceptable con ICC que varía de 0.48 a 0.90 (Azevedo et al., 2013; L. O. P. Costa et al., 2004; L. O. P. et al. Costa, 2006; Dankaerts, O'Sullivan, Straker, Burnett, & Skouen, 2006; Figueiredo, Chaves Junior, Figueiredo, Costa, & Costa, 2005; Lima, de Oliveira, et al., 2012; Lima, Oliveira, et al., 2012; N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a; von Garnier et al., 2009).



Fig 3: Unidad de biorretroalimentación por presión o Pressure Biofeedback Unit (PBU).

Las pruebas más comúnmente utilizadas para evaluar el CMLP usando la PBU incluyen el *Active Straight Leg Raising* (ASLR) (Mens, Vleeming, Snijders, Koes, & Stam, 2002; N. A. Roussel, Nijs, Truijen, Smeuninx, & Stassijns, 2007) el *Bent Knee Fall Out* (BKFO) (Comerford & Mottram, 2001b, 2001a), el *Knee Lift Abdominal Test* (KLAT) (N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a; Wohlfahrt, Jull, & Richardson, 1993) y el *Prone Test* (PT) (L. O. P. Costa et al., 2004; L. O. P. et al. Costa, 2006; Lima, de Oliveira, et al., 2012; Lima, Oliveira, et al., 2012). Los estudios que han evaluado el CMLP utilizando la PBU consideraron que los cambios de presión "excesivos" durante el ejercicio de baja carga reflejaban una incapacidad para mantener la contracción isométrica de los músculos abdominales, lo que resulta en un movimiento incontrolado de la columna lumbar (Jull et al., 1993). Los estudios que han evaluado el CMLP con PBU lo han usado permitiendo y sin permitir la visualización del manómetro del dispositivo de forma indistinta. Sin embargo, los investigadores han demostrado la importancia de evitar de la

retroalimentación visual para facilitar la entrada de otras informaciones sensoriales como la presión de la unidad y las informaciones propioceptivas que los sujetos experimentan durante los test con PBU, de manera que cuando no exista el *feedback* de presión, los sujetos puedan seguir teniendo un buen CMLP con la única entrada de la información propioceptiva, ya que es una información sensorial, condición importante en el desempeño de las pruebas así como en las actividades deportivas y de la vida cotidiana (Solana-Tramunt et al., 2019).

Los test ASLR, BKFO, y KLAT se desarrollan en posición supina, mientras que el PT se desarrolla en posición prona.

La presión se infla a 40 mmHg para las pruebas en decúbito supino y a 70 mmHg para la prueba en decúbito prono (presión de referencia) (J. Hides, Stanton, Mendis, & Sexton, 2011; Solana-Tramunt et al., 2019; Wohlfahrt et al., 1992). Antes de la prueba, los sujetos realizan dos inspiraciones y expiraciones. Entonces la presión debe ser reajustada. Se deben dar instrucciones a los participantes con el fin de mantener la posición neutra de la columna (evitando el movimiento de ésta) durante el movimiento de las extremidades inferiores. La máxima desviación de presión con respecto al valor inicial se registra durante cada prueba, y estos valores se usan para un análisis más detallado.

ASLR (Fig. 4) se realiza, según lo descrito por Mens et al. (Mens et al., 2002) y Roussel et al. (N. Roussel, Nijs, Mottram, et al., 2009) para evaluar la capacidad de la cintura pélvica para transferir cargas entre la región LP y las piernas. Esta prueba se realiza en posición supina. Durante la primera fase, el participante levanta la pierna extendida 20 cm por encima de la mesa de apoyo (fase 1). A continuación, el sujeto mantiene esta posición

durante 20 segundos (fase 2). La PBU se coloca horizontalmente debajo de la columna vertebral del participante con el borde inferior al nivel de la columna iliaca postero-superior.



Fig 4: Active Straight Leg Raising Test.

Para BKFO (ver Fig. 5), el sujeto se coloca en posición supina, en posición *crooked lying*, tal y como describe la literatura (Comerford & Mottram, 2001a). Luego, el participante baja lentamente la pierna flexionada hacia afuera a una abducción / rotación lateral de aproximadamente 45° mientras mantiene el pie apoyado al lado de la pierna recta. El participante luego regresa a la posición inicial. Se ha sugerido que la musculatura del core debe activarse para estabilizar el tronco en coordinación con los aductores, que bajan excéntricamente la pierna. (Comerford & Mottram, 2001a). Los estudios de referencia han usado un PBU en el lado evaluado y un cojín o similar en el lado no evaluado para contrarrestar la altura del PBU y balancear la postura de los sujetos durante el test. Sola-

Tramunt et al. (2019) propusieron el uso de dos PBU ancladas con el objetivo de igualar el tipo de *feedback* por presión recibida por los sujetos estudiados en la zona de apoyo lumbar (Fig. 5) (Solana-Tramunt et al., 2019).



Fig 5: Bent Knee Fall Out Test, realizado con dos PBU unidos

KLAT (Fig. 6) se basa en ejercicios abdominales descritos por Sahrman (2002) y en la prueba de estabilidad isométrica realizada por Wolfhart, Jull y Richardson (1993)

(Wohlfahrt et al., 1993). Los sujetos se posicionan en posición *crooked lying* y se les pide levantar un pie de la mesa de apoyo a 90° de flexión de la cadera con 90° de flexión de rodilla mientras se mantiene estable la columna lumbar. La PBU se coloca horizontalmente debajo de la columna vertebral del participante con el borde inferior al nivel de la cresta ilíaca postero-superior. Un aumento de la presión durante la prueba indica una flexión lumbar o inclinación pélvica posterior, mientras que una disminución de la presión sugiere una extensión lumbar o inclinación pélvica anterior (C. Richardson, Jull, Toppenberg, & Comerford, 1992).



Fig 6: Knee Lift Abdominal Test.

En PT (Fig. 7), los participantes se colocan en posición prona y la bolsa inflable se coloca entre la cresta ilíaca antero-superior y el ombligo. Antes de comenzar la contracción, la bolsa se infla a una presión de 70 mmHg con la válvula cerrada, y los participantes reciben instrucciones de respirar profundamente utilizando principalmente la pared abdominal. La bolsa inflable se devuelve a 70 mmHg. Se solicita a los participantes que realicen tres contracciones del transversal abdominal con el siguiente comando verbal estandarizado por el examinador: "Meta hacia adentro su abdomen sin mover la columna vertebral o la pelvis" y luego se les pide mantener estas contracciones durante 10 segundos (L. O. P. Costa et al., 2004). El examinador utiliza la palpación para verificar si los participantes mueven (en contra de las instrucciones) la columna vertebral o la pelvis. Basado en estudios previos sobre el tema (Chattanooga, 2005; Lima, de Oliveira, Costa, & Laurentino, 2011; Lima, de Oliveira, et al., 2012) una reducción de la presión de al menos 4 mmHg durante 10 segundos se define como un resultado positivo.



Fig 7: Prone test.

1.4 Diferencias del control motor lumbopélvico en función del sexo en el deporte

Hombres y mujeres tienen algunos factores de riesgo anatómicos que son relativos a patrones específicos del propio sexo. (Vacek et al., 2016). Por ejemplo, las mujeres son más propensas a algunas lesiones de rodilla que los hombres, dada su estructura anatómica general (Shultz et al., 2015). En la columna toracolumbar, las mujeres normalmente muestran una hiperlordosis lumbar, pero una hipercifosis torácica, debido a las diferencias en el cuerpo vertebral en forma de cuña, la orientación de la articulación facetaria y el ancho del proceso espinoso (Masharawi et al., 2010, 2004). En cuanto a los ligamentos, las mujeres tienen menor colágeno y mayor elastina. (Osakabe et al., 2001). Los estudios centrados en las diferencias de sexo en el control neuromuscular han demostrado diferencias biomecánicas entre ambos. (Hewett et al., 2005). Las atletas femeninas tienen menor propiocepción, patrones compensatorios de control neuromuscular, mejor equilibrio estático y menor fuerza de las extremidades inferiores en comparación con los atletas masculinos (Sell T.C., 2018). El sexo del individuo debe considerarse también en la respuesta a la fatiga, ya que se han sugerido diferencias en las estrategias de compensación motora en respuesta a la fatiga y además ésta afecta a las mujeres en mayor medida que a los hombres (Cantú, Emery, & Côté, 2014; Fedorowich, Emery, Gervasi, & Côté, 2013; Weber, Srinivasan, & Côté, 2018).

Las hormonas sexuales femeninas también pueden modular el riesgo de lesiones, que ocurren con mayor frecuencia en las fases folicular y preovulatoria del ciclo menstrual (Wojtys, Huston, Boynton, Spindler, & Lindenfeld, 2002). El estrógeno y la relaxina

probablemente actúen sinérgicamente para modular procesos relacionados con el colágeno, lo que lleva a un incremento de la laxitud ligamentosa, provocando una disminución de la carga que puede soportar el ligamento cruzado anterior, así como una reducción en la rigidez del tendón (Lin, Casey, Herman, Katz, & Tenforde, 2018).

Independientemente del hecho de que las mujeres tienen una esperanza de vida más larga y, por lo tanto, también alcanzan una edad más avanzada asociada con mayores comorbilidades, su riesgo de dolor de espalda es un 25% mayor que el de los hombres de la misma edad (Schneider, Randoll, & Buchner, 2006). Existe una mayor prevalencia de afecciones de dolor crónico entre las mujeres que entre los hombres (Munce & Stewart, 2007). Se ha demostrado que las mujeres tienen un umbral más bajo de percepción del dolor y cómo reaccionan ante él (Rollman & Lautenbacher, 2001) usando más medicamentos para aliviar el dolor que los hombres (J. Richardson & Holdcroft, 2009), aunque con la misma severidad de dolor, las mujeres reportan un nivel de actividad y una aceptación del dolor significativamente mayor que los hombres (Rovner et al., 2017). Algunos autores atribuyen esto, entre otras cosas, a las diferencias en el comportamiento y la percepción de ambos sexos en la sociedad (Nakao et al., 2001).

2. JUSTIFICACIÓN

La evolución de la ciencia propone, cada vez más, la realización de estudios con métodos de evaluación que sean además de válidos y fiables, de fácil manejo e interpretación. Asimismo, los investigadores pretenderán replicar los estudios publicados con la mayor precisión posible y, de este modo, incrementar el conocimiento científico por parte de las comunidades de investigadores y estudiantes. La publicación científica opta cada vez más por ofrecer a sus lectores oportunidades de desarrollar estudios con costos bajos e instrumentos de medida asequibles para la comunidad, lejos de los laboratorios o de los aparatajes de difícil acceso y manejo.

Numerosos estudios han evaluado el CMLP usando PBU (Chattanooga, 2005; L. O. P. Costa et al., 2004; Lima, Oliveira, et al., 2012), sin embargo, ninguno de ellos ha tratado de investigar si existen diferencias entre mirar o no el manómetro del PBU, es decir, si influye el *feedback* visual en la ejecución y el rendimiento de los test de CMLP. Por lo tanto, nuestro primer objetivo fue determinar el efecto del *feedback* visual sobre los test de CMLP usando el PBU en nadadores profesionales. La población objetivo fueron nadadores ya que también queríamos observar el CM en deportistas que necesiten de un buen CMLP y que éste afecte al rendimiento de su disciplina (Uematsu et al., 2015).

Tras evaluar a los nadadores, tuvimos la necesidad de compararlos con otra disciplina deportiva que también requiera de gran CMLP, que se sospeche que la falta de éste se pueda relacionar con el aumento del riesgo de lesión, y que además esté en auge: el CrossFit®. Además, quisimos observar si las características propias del sujeto (intrínsecas)

y/o las características de la práctica deportiva (extrínsecas) mostraban relación con el rendimiento en el CMLP.

Dado el impacto que creemos que tendrán los resultados al arrojar luz sobre la investigación en CrossFit® para todos los entrenadores a nivel mundial, decidimos avanzar en el CMLP y esta disciplina deportiva. Como se ha mencionado previamente, el CM puede afectar negativamente al movimiento y aumentar el riesgo de lesiones. Además, haber tenido una lesión previa es uno de los mayores riesgos de lesión futura (Fulton et al., 2014). De hecho, estudios que han evaluado el CMLP en deportistas con y sin lesión (Jacek Cholewicki et al., 2019a; Willson et al., 2005), así como con y sin DL (Grosdent et al., 2016; N. Roussel, Nijs, Mottram, et al., 2009) han observado diferencias significativas entre los sujetos sanos y los sintomáticos. Sin embargo y hasta donde sabemos, no hay estudios que hayan observado si una lesión previa y/o el DL disminuyen el CMLP en practicantes de CrossFit®.

Por otro lado, consideramos que este relativamente nuevo deporte no tiene en cuenta las diferencias físico-biológicas que puedan existir entre hombres y mujeres. CrossFit® comenzó como una práctica desarrollada más comúnmente por hombres que por mujeres. Sin embargo, la presencia de mujeres ha aumentado en los últimos años sin ninguna adaptación de las demandas físicas de los requisitos técnicos de las diferencias biológicas sexuales (Montalvo et al., 2017). El aumento en la participación de las mujeres en algunos deportes ha llevado a una creciente preocupación de que las atletas femeninas puedan tener

un mayor riesgo de ciertas lesiones que sus homólogos masculinos (Sallis, Jones, Sunshine, Smith, & Simon, 2001).

Por ello, otro de nuestros objetivos fue valorar la influencia de la condición sexual sobre el CMLP.

3. OBJETIVOS e HIPOTESIS

Estudio 1:

Objetivos:

1. Determinar el efecto de recibir *feedback* visual del manómetro en el rendimiento de los test de CMLP realizados con PBU.
2. Observar posibles diferencias en el rendimiento de los test asimétricos de CMLP cuando se solicita el movimiento de la extremidad inferior derecha o izquierda.

Hipótesis:

1. La visualización del esfingomanómetro del PBU y, por tanto, recibir *feedback* visual durante los test de CMLP influenciará positivamente sobre el resultado y rendimiento de los test de los nadadores estudiados.
2. No existirán diferencias entre los miembros derecho e izquierdo en el rendimiento del mismo test para el mismo sujeto, teniendo en cuenta la simetría gestual en el uso de las extremidades inferiores en la natación.

Estudio 2:

Objetivos:

1. Observar si las características de sexo, antropométricas y demográficas de los participantes de CrossFit® influyen sobre el rendimiento de las pruebas de CMLP realizadas con PBU.
2. Observar si las características de la práctica deportiva influyen sobre el rendimiento de las pruebas de CMLP realizadas con PBU.

Hipótesis:

1. Las características propias del sujeto, como el sexo, el peso, o la altura, influirán sobre el CMLP de los sujetos evaluados con PBU.
2. Las características de la práctica deportiva, como la participación en competiciones, la realización del calentamiento, el número de horas semanales dedicadas a este deporte, o los años de práctica, no influirán sobre el CMLP.

Estudio 3:

Objetivos:

1. Observar si sujetos que han tenido una lesión previa muestran un peor rendimiento en los test de CMLP que sujetos sin antecedentes lesionales.
2. Observar si sujetos que tienen dolor lumbar en el momento de la evaluación muestran un peor rendimiento en los test de CMLP que los sujetos sin antecedentes de dolor lumbar.
3. Valorar la influencia de la condición sexual sobre el CMLP.

Hipótesis:

1. Los practicantes de CrossFit® que han tenido una lesión previa mostrarán un peor rendimiento en los test de CMLP en comparación con los sujetos sin lesiones.
2. Los practicantes de CrossFit® que tienen dolor lumbar en el momento de la evaluación mostrarán un peor rendimiento en los test de CMLP en comparación con los sujetos sin lesiones.
3. El sexo femenino exhibirá mejores resultados que el masculino en los test de CMLP.

4.1. ESTUDIO I:

Precisión diagnóstica de las pruebas de control motor
lumbopélvico utilizando una unidad de bioalimentación por
presión en nadadores profesionales.

4.1.1 Introducción

En la última década, ha surgido el concepto de estabilización central, estabilidad del core o core stability en el campo del entrenamiento y la fisioterapia. El objetivo de este concepto es prevenir lesiones musculoesqueléticas, rehabilitar y mejorar el rendimiento (Cynn, Oh, Kwon, & Yi, 2006). La estabilidad del core se ha definido como la capacidad de las estructuras osteoarticulares y musculares, coordinadas por el sistema de control motor (Panjabi, 1992a), para mantener o retomar una posición en la trayectoria del tronco cuando se somete a fuerzas internas y/o externas (Vera-García, F.J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., Elvira, 2015). Una de las partes del cuerpo con mayor capacidad para mejorar la estabilidad del core es el área LP. El CMLP juega un papel crítico en la estabilización de la columna (Borghuis & Hof, 2008), en la que los músculos del core se contraen y responden a las fuerzas generadas por los segmentos distales del cuerpo, así como a las fuerzas generadas por perturbaciones esperadas o inesperadas (Leonard, Paungmali, Sitalertpisan, Pirunsan, & Uthaikhup, 2015; Zazulak et al., 2007). Se ha destacado la importancia de un óptimo CMLP estático y dinámico con el fin de mantener la zona neutra de la columna lumbar, que favorece la integridad funcional y estructural de ésta (Panjabi, 1992b). Se ha demostrado que déficits de estabilidad se relacionan con daños en las estructuras pasivas de la columna y pueden resultar en DL crónico (Jacek Cholewicki & McGill, 1996; P. Hodges, van den Hoorn, Dawson, & Cholewicki, 2009; A Radebold, Cholewicki, Polzhofer, & Greene, 2001).

Actualmente se aplican clínicamente varios métodos de evaluación del CMLP con fines de diagnóstico como parte de un examen de fisioterapia (Comerford & Mottram, 2001b,

2001a; Dankaerts et al., 2006; J. A. Hides, Jull, & Richardson, 2001; P W Hodges, 2000; Paul W. Hodges, 2003). La PBU es un dispositivo fiable, no invasivo ni doloroso que se ha utilizado recientemente para evaluar el CMLP (Chattanooga, 2005; L. O. P. Costa et al., 2004; Lima, Oliveira, et al., 2012). La PBU consiste en una bolsa inflable conectada a un manómetro y un dispositivo de inflado. Fue desarrollado para monitorear el CMLP registrando los cambios de presión durante la evaluación (C. Richardson et al., 1992). La bolsa de presión mide 16.7×24.0 cm y está hecha de material no elástico. La escala del esfigmomanómetro varía de 0 a 200 mmHg en intervalos de 2 mmHg. El movimiento o un cambio de posición da como resultado cambios de volumen en la bolsa de presión, que son registrados por el dispositivo.

Así pues, la PBU se desarrolló para monitorear el movimiento LP mediante el registro de cambios de presión durante la evaluación y el ejercicio (Jull et al., 1993; Wohlfahrt et al., 1992) y se ha empleado para examinar la influencia del CM en la región LP durante movimientos de las caderas (N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a).

La PBU ha demostrado resultados satisfactorios en términos de fiabilidad intraevaluador; el coeficiente de correlación intraclase (CCI) varía de 0,60 a 0,95, y la confiabilidad entre evaluadores con CCI varía de 0,40 a 0,86. La validez de constructo aceptable con ICC varía de 0.48-0.90 (Azevedo et al., 2013; L. O. P. Costa et al., 2004; L. O. P. et al. Costa, 2006; Dankaerts et al., 2006; Figueiredo et al., 2005; Lima, de Oliveira, et al., 2012; N. Roussel, Nijs, Mottram, et al., 2009; von Garnier et al., 2009).

Se han desarrollado varias pruebas CMLP utilizando la PBU para evaluar el estado de control del core en sujetos con DL crónico no específico (Cynn et al., 2006; Lima, de Oliveira, et al., 2012; Lima, Oliveira, et al., 2012; Noh, Kim, Kim, Ha, & Oh, 2014).

Las pruebas más comúnmente utilizadas para evaluar el CMLP utilizando la PBU incluyen el ASLR (Mens et al., 2002; N. A. Roussel et al., 2007), el BKFO (Comerford & Mottram, 2001a), el KLAT (N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a; Wohlfahrt et al., 1993), y el PT (Lima, de Oliveira, et al., 2012; Lima, Oliveira, et al., 2012). Los estudios que evaluaron el CMLP usando la PBU consideraron que los cambios de presión 'excesivos' durante el ejercicio de baja carga reflejaban una incapacidad para mantener la contracción isométrica de los músculos abdominales, lo que resulta en un movimiento incontrolado de la columna lumbar (Jull et al., 1993).

Los estudios publicados no especifican sobre el uso de la retroalimentación visual del esfigmomanómetro de la PBU, y no existe consenso sobre su uso a la hora de realizar ejercicios o pruebas con PBU (Cairns, Harrison, & Wright, 2000; L. O. P. Costa et al., 2004; Cynn et al., 2006; Herrington & Davies, 2005; J. Hides et al., 2011). Pese a que varios estudios han demostrado la relevancia de la información visual y propioceptiva en el control temporal de los movimientos (Blanchard, Roll, Roll, & Kavounoudias, 2013; Graziano, 1999; Mercier, Aballea, Vargas, Paillard, & Sirigu, 2008; Touzalin-Chretien, Ehrler, & Dufour, 2010), la contribución específica de la información visual sigue sin estar clara. Las vías aferentes propioceptivas proporcionan naturalmente información válida y temporalmente precisa sobre la ejecución de los movimientos (Graziano, 1999); es posible que la información visual adicional no desempeñe un papel principal en el control del

movimiento en individuos sin discapacidad o sin experiencia (Simoneau, Ulbrecht, Derr, & Cavanagh, 1995). Por el contrario, estudios enfocados en deficiencias motoras o somatosensoriales han enfatizado que el CM depende en gran medida de la información visual (Blanchard et al., 2013; Touzalin-Chretien et al., 2010). No obstante, hasta donde sabemos, faltan estudios que comparen el efecto de la retroalimentación visual del manómetro de la PBU sobre el rendimiento de las pruebas de CMLP. Por lo tanto, el objetivo del presente estudio fue determinar el efecto de la retroalimentación visual en las pruebas de CMLP utilizando la PBU en nadadores profesionales. Conjeturamos que la retroalimentación visual mejorará significativamente el rendimiento de las pruebas de CMLP. También planteamos la hipótesis de que no existirán diferencias entre los miembros derecho e izquierdo en el rendimiento del mismo test para el mismo sujeto.

4.1.2 Metodología

4.1.2.1 Participantes

Un total de 39 participantes (20 hombres, 19 mujeres; edad media: 20.3 ± 3.6 años; masa media: 67.9 ± 9.9 kg; altura media: $1.7 \pm 0,1$ metros; índice de masa corporal [IMC] medio: 22.3 ± 1.8 kg m⁻²) participó voluntariamente en el estudio. Los criterios de inclusión seleccionaron nadadores profesionales con, al menos, 2 años de experiencia en competiciones nacionales que estaban dispuestos y podían participar en una sesión de evaluación de control LP. Los participantes también debían estar libres de impedimentos físicos que pudieran limitar su participación durante el día de la prueba. Se excluyeron las participantes que estaban embarazadas, los que tenían un IMC de 25 kg / m² o más y los que tenían experiencia previa con las pruebas de PBU. También se solicitó a los sujetos

que no tomaran alcohol, o estimulantes o medicamentos que pudieran alterar su percepción del sistema nervioso consciente antes de las pruebas.

El estudio fue aprobado por el comité de ética institucional según la última versión de la Declaración de Helsinki. Los participantes firmaron el consentimiento informado antes del inicio del estudio.

4.1.2.2 Instrumentación

La PBU (Stabilizer[®], Chattanooga Group, Inc., Hixson, TN, USA) se utilizó para monitorear el movimiento LP en cuatro pruebas CM. Se utilizó la misma unidad PBU durante todo el estudio para evitar diferencias entre dispositivos (von Garnier et al., 2009).

Se utilizó un cronómetro manual (Namaste[®] model 898, Spain) Se utilizó un cronómetro manual (Namaste[®] modelo 898, España) para identificar el tiempo (en segundos) durante el cual los sujetos mantuvieron cada posición en las pruebas ASLR y PT.

Se utilizó un goniómetro simple de brazo largo (Orthopaedic Equipment Co., Bourbon, KY, EE. UU.) con una escala de 360°, marcada en incrementos de un grado, para controlar las posiciones iniciales de las caderas y las rodillas durante las pruebas KLAT y BKFO.

4.1.2.3 Procedimiento

Antes de la sesión de test, el orden de la retroalimentación visual, el orden de los sujetos y el orden de las pruebas aplicadas se aleatorizaron utilizando un generador de números aleatorios para evitar efectos de orden.

Se aplicaron cuatro pruebas clínicas de uso común para evaluar el CMLP (KLAT, BKFO, ASLR y PT). La presión se infló a 40 mmHg para las pruebas en decúbito supino y a 70 mmHg para la prueba en decúbito prono (presión de referencia) (J. Hides et al., 2011; Wohlfahrt et al., 1992). Antes de las pruebas, los sujetos realizaron dos inspiraciones y espiraciones y luego se reajustó la presión. Se les indicó a los participantes que mantuvieran una posición neutra de la columna lumbar mientras movían sus extremidades inferiores y mientras estaban acostados sobre una superficie dura para asegurarse de que la espuma no interfiriera con las presiones medidas por la PBU. (Storheim, Bø, Pederstad, & Jahnsen, 2002). No hubo comentarios verbales para animar a los sujetos a realizar ninguna de las mediciones.

El test ASLR (figura 4) se desarrolló en posición supina. El sujeto participante levantó una extremidad inferior extendida, 20 cm por encima de la colchoneta marcada con una pequeña botella de agua. A continuación, el sujeto mantuvo esta posición durante 20 segundos según las aportaciones de los investigadores. La PBU se colocó horizontalmente debajo de la columna lumbar del participante, con el borde inferior al nivel de las espinas ilíacas posteriores superiores.

Para el test BKFO (figura 5), los sujetos se colocaron en posición supina, con una rodilla flexionada 120 grados y la otra extremidad inferior en una posición neutra, en una posición llamada *crook lying*, mientras estaban acostados sobre una colchoneta (Comerford & Mottram, 2001a). Luego, se les indicó bajar lentamente la pierna flexionada hacia afuera a una abducción / rotación lateral de aproximadamente 45° mientras se mantenía el pie apoyado al lado de la pierna recta. El participante, luego, regresó a la posición inicial. Se

colocaron dos unidades de PBU unidas debajo del centro de la espalda en el nivel de L3 y se conectaron a lo largo de la columna para evitar diferencias en la señal táctil lumbar, aunque solo se consideraron los datos de la PBU del miembro en movimiento.

Durante el KLAT (figura 6), los sujetos se colocaron en una posición *crooked lying* y se les pidió que levantaran un pie de la colchoneta hasta que alcanzaran una flexión de cadera y rodilla de 90 grados. Al mismo tiempo, se les instó a mantener su columna lumbar en posición neutra. La PBU se colocó horizontalmente debajo de la columna vertebral del participante, con el borde inferior al nivel de las espinas ilíacas posteriores superiores.

En la prueba PT (figura 7), se indicó a los participantes que se tumbaran boca abajo sobre la colchoneta con los brazos al lado de los troncos. La bolsa inflable se colocó entre la espina ilíaca anterosuperior y el ombligo. Antes de comenzar la contracción, la bolsa se infló a una presión de 70 mmHg y se indicó a los participantes que respiraran profundamente utilizando principalmente la pared abdominal. Después de que los participantes completaran dos respiraciones normales, la bolsa inflable se reajustó nuevamente a 70 mmHg. Se pidió a los sujetos que realizaran tres contracciones con las siguientes órdenes verbales: "Meta hacia adentro su abdomen sin mover la columna lumbar o la pelvis y mantenga esa posición hasta que yo verbalice lo contrario". Mediante palpación, el examinador verificó si los participantes estaban moviendo la columna o la pelvis en el transcurso de 10 segundos.

4.1.2.4 Medidas de resultado

Durante cada prueba se registró la desviación absoluta máxima en mmHg de la presión de referencia predeterminada (40 o 70 mmHg). Los cambios de presión excesivos se interpretaron como un movimiento incontrolado de la columna lumbar para los test asimétricos, y las desviaciones más altas en la prueba en decúbito prono se relacionaron con una mayor capacidad para contraer voluntariamente el transversal del abdomen.

4.1.2.5 Análisis estadístico

Los datos se presentan como valores medios \pm desviaciones estándar (DE). Se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para probar una distribución normal de los datos. Se realizó un ANOVA de modelo mixto bidireccional (retroalimentación visual [con y sin] x tipo de prueba [KLAT-derecha, KLAT-izquierda, ASLR-derecha, ASLR-izquierda, BKFO-derecha, BKFO-izquierda y PT]) aplicado para evaluar los efectos de la retroalimentación visual y el tipo de prueba sobre la variable dependiente (el valor absoluto del mmHg máximo [ABSmmHgmax]). Cuando fue apropiado, se realizaron análisis de contraste univariante y post-hoc ajustados por Bonferroni. Se agregó a los análisis descriptivos información adicional sobre los porcentajes del incremento de ABSmmHg ($\% \Delta$ ABSmmHg) entre condiciones (con y sin retroalimentación visual).

Se utilizaron análisis descriptivos de frecuencias para determinar el porcentaje de respondedores o no respondedores al factor de retroalimentación visual. Los que respondieron incluyeron sujetos que redujeron su puntuación ABSmmHgmax entre sus resultados con y sin retroalimentación visual. Los que no respondieron fueron individuos

cuyas puntuaciones ABSmmHgmax fueron iguales o superiores para las condiciones de retroalimentación visual y no visual. Los análisis estadísticos se realizaron con SPSS para *Windows* (V.22, IBM, Armonk, NY, EE. UU.) Y se utilizó $p \leq 0.05$ para establecer la significancia estadística.

4.1.3 Resultados

El rendimiento de los test de CMLP realizados en nadadores profesionales estuvieron significativamente afectados por la retroalimentación visual $F=10.07$, $p=0.002$, $\eta^2=0.117$ y el tipo de los test $F=32.53$, $p<0.001$, $\eta^2=0.300$.

Las comparaciones por pares no revelaron diferencias significativas entre los puntajes de ambos lados para las pruebas asimétricas ($p = 1.000$).

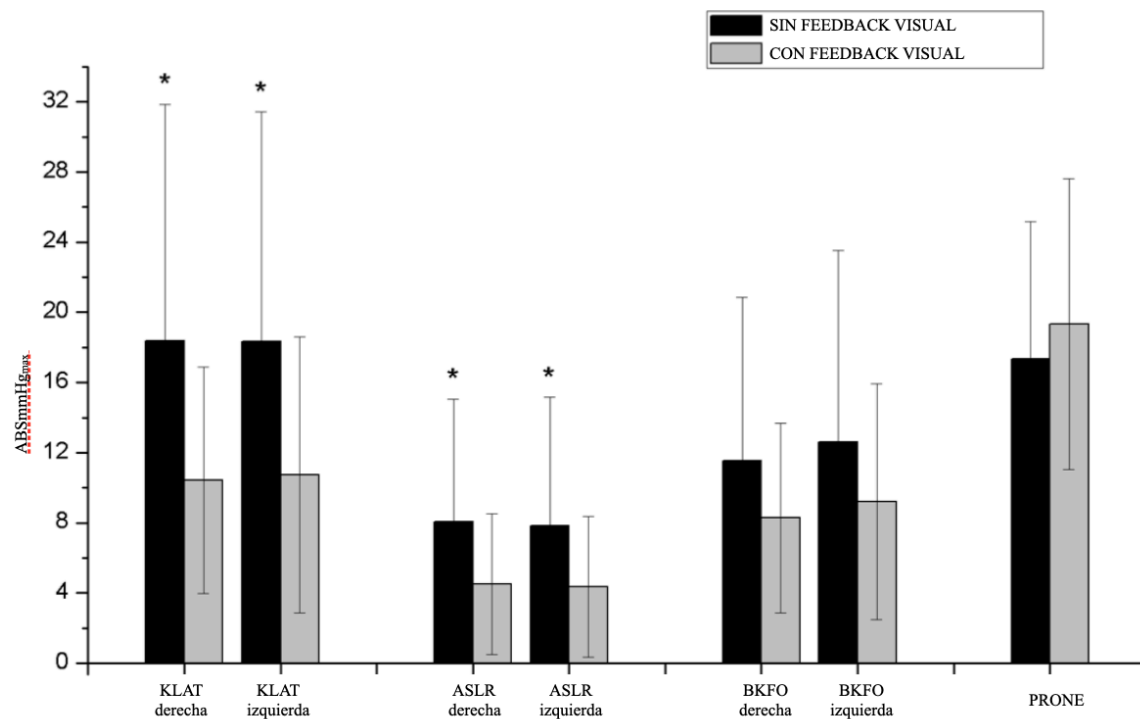


Fig 8: Puntajes máximos de ABSmmHg para cada prueba con y sin retroalimentación visual.

Tabla 1 Puntuaciones máximas de ABSmmHg para cada prueba con y sin retroalimentación visual y porcentaje de la diferencia entre medias.

Test	Derecha	Derecha con feedback visual	<i>P</i>	%Δ	Izquierda	Izquierda con feedback visual	<i>P</i>	% Cambio
KLAT	18.3 (13.4)	10.4 (6.4)	0.00	43.1	18.3 (13.1)	10.7 (7.8)	0.00	41.4
ASLR	8.0 (7.0)	4.5 (4.0)	0.00	43.9	7.8 (7.3)	4.3 (4.0)	0.00	44.3
BKFO	11.5 (9.2)	8.2 (5.4)	0.61	28.3	12.6 (10.9)	9.2 (6.7)	0.10	27.0
PT	17.3 (7.8)	19.3 (8.2)	0.14	10.3	-	-	-	-

Las puntuaciones medias se presentan mediante ABSmmHg_{max} (desviación estándar).

%Δ: El porcentaje de la diferencia entre medias se expresa en %.

El análisis de frecuencias reveló mayores porcentajes de mejora del rendimiento en los test de CMLP con PBU con input visual (tabla 2).

Tabla 2 Porcentaje de respondedores con feedback visual

Test	Mejora	No mejora
KLAT moviendo la extremidad inferior derecha	71.8%	28.2%
KLAT moviendo la extremidad inferior izquierda	69.2%	30.8%
ASLR moviendo la extremidad inferior derecha	64.1%	35.8%
ASLR moviendo la extremidad inferior izquierda	66.7%	33.3%
BKFO moviendo la extremidad inferior derecha	66.7%	33.3%
BKFO moviendo la extremidad inferior izquierda	53.8%	46.2%
PT	64.1%	35.9%

4.1.4 Discusión

Este estudio reveló que la presencia de retroalimentación visual puede mejorar significativamente el rendimiento en pruebas de control motor asimétrico (por ejemplo, KLAT y ASLR). Sin embargo, la retroalimentación visual no tiene un efecto significativo en los resultados de las pruebas BKFO o PT. Además, no hubo diferencias significativas en las puntuaciones obtenidas con los miembros inferiores derecho o izquierdo para el mismo test, aunque sí hubo diferencias significativas entre las puntuaciones de las distintas pruebas.

Con ello se ha demostrado que recibir retroalimentación visual del manómetro de la PBU aumenta la capacidad para reconocer el *feedback* específico de presión lumbar y procesar esta señal para mantener el área LP en una posición estable mientras que las extremidades inferiores se mueven en el plano sagital. Estos resultados concuerdan con los hallazgos de estudios previos que informaron que la retroalimentación visual aumentaba la activación isométrica de los multifidos mientras que los sujetos recibían retroalimentación de imágenes de ultrasonido (Van, Hides, & Richardson, 2006). Los resultados apoyan la idea de la convergencia entre la información aferente visual y sensorial cuando las entradas llegan al área parietal sensible primaria en el cerebro. Además, otros estudios de imágenes también han demostrado una activación sustancial en las regiones parietales durante los movimientos de las extremidades guiados visualmente (Ellermann, Siegal, Strupp, Ebner, & Ugurbil, 1998; Inoue et al., 1998). Toda la información aferente se procesa en el área parietal sensible secundaria para producir una mejor respuesta motora a ese tipo de estímulo. Este mecanismo neurofisiológico podría interferir con la modulación de los músculos encargados del CMLP para permitir el procesamiento de las relaciones entre los movimientos de la aguja del manómetro y las señales táctiles de la PBU.

Por otro lado, la retroalimentación visual no interfirió significativamente con las puntuaciones de las pruebas PT o BKFO. La prueba PT es uno de los test de CMLP que verifica la capacidad de un individuo para activar su transverso abdominal en lugar de evaluar la capacidad LP de los sujetos para permanecer estables mientras sus extremidades se mueven (Lima et al., 2011). Además, durante la prueba PT no hay movimiento de lumbar y/o de extremidades, por lo que no hay desafío en términos de estabilidad LP, lo que reduce

las implicaciones aferentes propioceptivas y por lo tanto la intervención de la vía visomotora.

Es probable que el CMLP afecte a los tiempos de carrera en los nadadores de élite (Han, Anson, Waddington, & Adams, 2014; Uematsu et al., 2015). Además, el test BKFO es una prueba de CMLP que desafía la capacidad de los sujetos para controlar su core mientras sus extremidades se mueven en los planos transversal y coronal, en el que realizan rotación externa y abducción de la cadera, movimientos que son raros para los nadadores (con la excepción de los nadadores de estilo braza). Se sabe que los movimientos con los que un sujeto está familiarizado se controlan mejor que los movimientos desconocidos. Por tanto, el tipo de movimientos desarrollados durante los test estará mejor controlado si estos movimientos están relacionados con los movimientos técnicos de cada deporte.

La aplicación de las pruebas de CMLP utilizando la PBU en nadadores podría ser una forma fácil, no dolorosa y rápida de evaluar el estado de control del core de los nadadores de élite, y se pueden utilizar para mejorar y hacer un seguimiento de los programas de ejercicios de control central de los nadadores. Las pruebas de CM con PBU en nadadores también podrían usarse para predecir la fatiga LP o el riesgo de lesiones. (B. Zazulak, J. Cholewicki, 2008; Jacek Cholewicki & McGill, 1996; Zazulak et al., 2007).

Hasta donde sabemos, faltan estudios con atletas que evalúen objetivamente el efecto de la retroalimentación visual sobre el CMLP usando test con PBU. Esta situación hace que sea difícil comparar el rendimiento y los resultados de los test con PBU en nadadores del presente estudio con estudios previos basados en atletas. (Grosdent et al., 2016; McCabe et al., 2010; Olivier, Stewart, Olorunju, & Mckinon, 2013; N. Roussel, Nijs, Mottram, et al.,

2009). Sin embargo, es aconsejable que los requisitos técnicos específicos de las extremidades inferiores de diferentes deportes tengan relación con el CMLP evaluado durante las pruebas con PBU. Como ejemplo, los bailarines con hipermovilidad han mostrado resultados más bajos en las pruebas KLAT, ASLR y BKFO que nuestros nadadores (N. Roussel, Nijs, Mottram, et al., 2009). Los nadadores exhibieron puntuaciones más bajas en KLAT y BKFO que los jugadores de fútbol, pero mejores en la prueba ASLR (Grosdent et al., 2016). Parece que el CMLP es mejor cuando el rango de movimiento de los miembros inferiores durante las pruebas se acerca más al desarrollado en cada deporte. Por ejemplo, los nadadores exhiben un mejor control sobre el ASLR que el KLAT porque las patadas de los nadadores varían de 10–20° de extensión de cadera a 20–30° de flexión (McCabe et al., 2010).

Observamos que cada test de PBU arrojó información diferente sobre el CMLP de los sujetos. Por ejemplo, los grandes desplazamientos de la aguja del manómetro en el KLAT revelaron que los sujetos no podían estabilizar su columna lumbar mientras sus extremidades se movían de 45 a 90° de flexión de cadera (N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a; Wohlfahrt et al., 1993). Por otro lado, la prueba ASLR produjo un torque mayor para estabilizar el área LP mientras que las extremidades inferiores se movieron a 10-20° de flexión de cadera con la rodilla extendida (Hu et al., 2010). Durante los movimientos en KLAT, fue más difícil evitar la inclinación pélvica posterior o retroversión durante la flexión de cadera que comenzar desde una posición neutra, como ocurre en el test ASLR. Es posible que la posición inicial relajada de los músculos abdominales en la prueba KLAT redujera la tensión de los husos musculares y, por lo tanto, su capacidad para estabilizar la

región LP cuando ésta era perturbada. Mientras que el test KLAT requiere más CMLP desde los propioceptores, el ASLR requiere más fuerza y también evalúa la capacidad del participante para transferir una carga entre la columna y las extremidades inferiores a través de la pelvis (Hu et al., 2010).

El test BKFO aportó información sobre la capacidad de los sujetos para controlar las rotaciones lumbares durante la abducción / rotación lateral de la cadera (Comerford & Mottram, 2001a). Esta prueba es la única que arrojó información sobre el CMLP de los sujetos durante los movimientos transversales y coronales de la cadera, a diferencia de las otras pruebas, desarrolladas en plano sagital. Finalmente, la prueba PT es la única que evalúa la capacidad de los sujetos para reclutar voluntariamente el transverso abdominal en posición prona, una posición que ha demostrado ser un desafío para estos músculos. (Lima, de Oliveira, et al., 2012; Lima, Oliveira, et al., 2012).

Los resultados del presente estudio podrían ayudar a los profesionales a considerar las siguientes diferentes aplicaciones prácticas. En primer lugar, las pruebas CMLP que utilizan PBU deben aplicarse sin retroalimentación visual porque este comportamiento es funcionalmente más similar al desarrollado durante el entrenamiento y las competiciones de los atletas. En esta situación, el sistema nervioso podrá reproducir el comportamiento del CMLP entrenado sin la ayuda de la retroalimentación visual del PBU. Sin embargo, si pedimos a los pacientes o atletas que entrenen el CMLP usando esta retroalimentación visual, entonces la mejor opción para evaluar el progreso de los sujetos será en las mismas condiciones en las que entrenaron. En segundo lugar, nuestros resultados revelaron diferencias no significativas entre ambos lados del cuerpo cuando se trataba de la misma

prueba, lo cual es consistente con los hallazgos de estudios previos de atletas (Olivier et al., 2013; N. Roussel, Nijs, Mottram, et al., 2009). Este hallazgo sugiere que no es necesario realizar pruebas asimétricas con ambos lados; los entrenadores o fisioterapeutas evaluadores podrían ahorrar tiempo tomando solo medidas de uno de los lados.

Finalmente, dependiendo de los requerimientos de los miembros inferiores en cada deporte, los evaluadores deben elegir la prueba de CMLP que mejor se adapte a las habilidades técnicas funcionales de sus deportistas. Por ejemplo, los entrenadores de natación y fisioterapeutas deben usar el BKFO solo en nadadores de braza porque solo éstos necesitan de un buen CMLP mientras sus extremidades inferiores se mueven en abducción y rotación externa durante la patada de braza.

4.1.5 Conclusiones

Mirar el esfigmomanómetro de la PBU disminuye las desviaciones de la aguja en los test KLAT y ASLR, pero no afecta en los resultados de los test BKFO y PT. Los nadadores no mostraron diferencias entre ambos lados en las pruebas asimétricas. Los estudios futuros que utilicen la PBU deben considerar no permitir que los sujetos miren el esfigmomanómetro durante las pruebas para garantizar que el sistema nervioso central determina la posición LP correcta en función de los propioceptores y señales táctiles, y no en base a la información visual, una situación compatible con la mayoría de las actividades y deportes diarios.

4.2. ESTUDIO II:

Control motor lumbopélvico en atletas de CrossFit®: un estudio transversal.

4.2.1 Introducción

Las lesiones relacionadas con el ejercicio son una causa común de visitas al hospital y al departamento de emergencias no fatales (Hauret et al., 2015). Los programas de estabilidad del core tienen como objetivo prevenir lesiones musculoesqueléticas, rehabilitar y también mejorar el rendimiento deportivo (Cynn et al., 2006) debido a que las mejoras en la estabilidad del core ayudan a mantener una mejor alineación con columna en posición neutra óptima durante la transferencia de cargas espinales pesadas (Huxel Bliven & Anderson, 2013b). La estabilidad del core se ha definido como la capacidad de las estructuras osteoarticulares y musculares, coordinadas por el sistema de nervioso central (Panjabi, 1992a) para mantener o recuperar una posición de la trayectoria del tronco cuando se somete a fuerzas internas o externas (Vera-García, F.J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., Elvira, 2015).

El CMLP juega un papel fundamental en la estabilización del sistema espinal (Borghuis, Hof, & Lemmink, 2008), en la que los músculos del core se contraen y responden a las fuerzas generadas por los segmentos distales del cuerpo, así como a las fuerzas generadas por perturbaciones esperadas o inesperadas (Leonard et al., 2015; Zazulak et al., 2007).

El CMLP alterado está relacionado con la incidencia de lesiones (Grosdent et al., 2016; N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a) y varios métodos de evaluación de CMLP se aplican actualmente clínicamente con fines de diagnóstico como parte de un examen de fisioterapia (Dankaerts et al., 2006).

La PBU es un dispositivo fiable, no invasivo ni doloroso que se ha utilizado recientemente para evaluar el CMLP (Chattanooga, 2005; Lima, Oliveira, et al., 2012; Solana-Tramunt

et al., 2019). La PBU ha demostrado resultados satisfactorios en términos de fiabilidad intraevaluador; el coeficiente de correlación intraclase (CCI) varía de 0.60 a 0.95, y la confiabilidad entre evaluadores con CCI varía de 0.40 a 0.86. La validez de constructo aceptable con ICC varía de 0.48-0.90 (Dankaerts et al., 2006; Lima, de Oliveira, et al., 2012; N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a; von Garnier et al., 2009). Las pruebas más comúnmente utilizadas para evaluar el CMLP utilizando la PBU incluyen el ASLR (Mens et al., 2002; N. A. Roussel et al., 2007), el BKFO (Comerford & Mottram, 2001a), el KLAT (N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a; Wohlfahrt et al., 1993), y el PT (Lima, de Oliveira, et al., 2012; Lima, Oliveira, et al., 2012). Los estudios que evaluaron el CMLP usando la PBU consideraron que los cambios de presión 'excesivos' durante el ejercicio de baja carga reflejaban una incapacidad para mantener la contracción isométrica de los músculos abdominales, lo que resulta en un movimiento incontrolado de la columna lumbar (Jull et al., 1993). Los investigadores han demostrado la importancia de la retroalimentación visual, que es una condición importante que afecta el desempeño de las pruebas (Solana-Tramunt et al., 2019).

CrossFit® es un programa de acondicionamiento y fuerza de movimientos funcionales, constantemente variados, de alta intensidad, que ha experimentado un gran aumento en cuanto a popularidad en todo el mundo desde sus inicios hace doce años (Feito, Burrows, & Tabb, 2018; Hak et al., 2013). Esta actividad es descrita por su fundador como un programa de acondicionamiento y fuerza física basado en movimientos funcionales como levantamiento de pesas, gimnasia y acondicionamiento metabólico. (Glassman, 2007). Se ha demostrado que la práctica de CrossFit® se puede utilizar para mejorar la capacidad

metabólica y el acondicionamiento físico después de evaluar el consumo máximo de oxígeno (VO_2 máx.) y la composición corporal de atletas con diferentes niveles de aptitud física (Smith, Sommer, Starkoff, & Devor, 2013). La metodología CrossFit® a menudo se realiza a alta intensidad con poco tiempo de recuperación entre ejercicios (Claudino et al., 2018; Feito et al., 2018; Weisenthal, Beck, Maloney, DeHaven, & Giordano, 2014). Aunque la estructura de cada sesión puede variar entre los *boxes* afiliados, cada sesión se organiza normalmente en WODs. Los ejercicios son muy diferentes y se varían constantemente. El propósito de algunos de estos ejercicios es lograr el mejor tiempo posible, mientras que para otros el objetivo es conseguir el mayor número de rondas en períodos que oscilan entre 10 y 20 minutos (Smith et al., 2013).

La fatiga asociada con el ejercicio anaeróbico de alta intensidad puede resultar en un deterioro de la concentración y la consecución óptima de ciertas habilidades (Montalvo et al., 2017). Se ha observado que este tipo de fatiga promueve un mayor riesgo de lesiones, especialmente en atletas con alto nivel de exigencia física (Jones et al., 2017; Summitt, Cotton, Kays, & Slaven, 2016). Por tanto, la estabilidad estática y dinámica óptima del complejo LP, como expresión del CMLP, se considera importante para mantener la integridad funcional y estructural de la región lumbar. Los déficits en la estabilidad pueden comprometer la estabilidad de la columna y provocar daño tisular, y así dolor lumbar crónico (Jacek Cholewicki & McGill, 1996; P. Hodges et al., 2009; A Radebold et al., 2001).

Estudios anteriores han demostrado que LPMC puede estar influenciado por la condición sexual (Gombatto, Collins, Sahrman, Engsberg, & Van Dillen, 2006; Hoffman et al.,

2006). Sin embargo, hasta donde sabemos, no existen estudios que hayan intentado evaluar la influencia de diferentes características de los atletas de CrossFit® y las de la propia práctica de CrossFit® en el CMLP. Por lo tanto, el propósito del presente estudio fue identificar la relación entre el CMLP y las características de los atletas y la práctica de CrossFit®.

4.2.2 Metodología

4.2.2.1 Participantes

Participaron en este estudio cien sujetos ($n = 100$, edad promedio 20 ± 3.2 años, 71 hombres; rango de edad de 18 a 29 años, altura promedio de 67.9 ± 6.5 cm, peso promedio 68.0 ± 15.2 kg, y media 6 DE). Los participantes fueron reclutados de seis *boxes* afiliados de CrossFit® en Barcelona (Reebok, Les Corts, Kudasai, Sabadell, Betulo, Ubox), que participaron voluntariamente en la investigación.

Se solicitó la participación de todos los usuarios si eran miembros de las instalaciones y estaban presentes en la instalación el día de la recolección de datos. Se excluyeron aquellos participantes que presentaban algún tipo de malestar que les impidiera realizar las pruebas.

Un total de 100 atletas de CrossFit® participaron en el estudio.

Se solicitó a los sujetos que no realizaran ninguna actividad de alta demanda física durante las 24 horas previas al estudio y que no tomaran alcohol, o estimulantes o medicamentos que pudieran alterar la percepción del sistema nervioso consciente antes de los test. El estudio fue aprobado por el comité de ética institucional y se obtuvo un consentimiento informado por escrito de cada individuo antes de su participación en el estudio. Antes de

la participación, todos los sujetos recibieron información verbal y escrita sobre la naturaleza del estudio. Se pidió a los participantes que leyeran un folleto informativo que explicaba el propósito de la investigación y que solicitaran explicaciones adicionales si fuera necesario. En caso de acuerdo, se les solicitó que firmaran un documento de consentimiento informado.

4.2.2.2 Instrumentación

La PBU (Stabilizer[®], Chattanooga Group, Inc., Hixson, TN, USA) se utilizó para monitorear el movimiento LP en cuatro pruebas CM. Se utilizó la misma unidad PBU durante todo el estudio para evitar diferencias entre dispositivos (von Garnier et al., 2009). Se utilizó un cronómetro manual (Namaste[®] model 898, Spain). Se utilizó un cronómetro manual (Namaste[®] modelo 898, España) para identificar el tiempo (en segundos) durante el cual los sujetos mantuvieron cada posición en las pruebas ASLR y PT.

Se utilizó un goniómetro simple de brazo largo (Orthopaedic Equipment Co., Bourbon, KY, EE. UU.) con una escala de 360°, marcada en incrementos de un grado, para controlar las posiciones iniciales de las caderas y las rodillas durante las pruebas KLAT y BKFO.

Se usó una encuesta basada en estudios previos (Montalvo et al., 2017; Weisenthal et al., 2014) se usó para recoger datos de las siguientes variables de los participantes: (Montalvo et al., 2017; Weisenthal et al., 2014)

[1] nombre; [2] *Box* afiliado de CrossFit[®]; [3] género; [4] altura; [5] tiempo de participación en CrossFit[®] (años); [6] frecuencia de participación en CrossFit[®] (horas

semanales de entrenamiento); [7] si participa o no en competiciones de CrossFit®; y [8] si incluye o no calentamiento antes de sus entrenamientos de CrossFit®.

También se les preguntó sobre el historial de lesiones. La lesión se definió como cualquier daño físico en una parte del cuerpo y que provocó que se perdieran o modificaran una o más sesiones de entrenamiento o que obstaculizaran las actividades de la vida diaria (Montalvo et al., 2017). Se preguntó a también el número y la ubicación de las lesiones desde que comenzaron con la práctica de CrossFit®.

4.2.2.3 Procedimiento

Este estudio transversal investigó la relación entre el CMLP y la incidencia de lesiones en practicantes de CrossFit®. Antes de la sesión de test, el orden de los sujetos y el orden de las pruebas aplicadas se aleatorizaron utilizando un generador de números aleatorios para evitar efectos de orden. Se aplicaron cuatro pruebas clínicas de uso común para evaluar el CMLP (KLAT, BKFO, ASLR y PT). La presión se infló a 40 mmHg para las pruebas en decúbito supino y a 70 mmHg para la prueba en decúbito prono (presión de referencia) (J. Hides et al., 2011; Wohlfahrt et al., 1992). Antes de las pruebas, los sujetos realizaron dos inspiraciones y espiraciones y luego se reajustó la presión. Se les indicó a los participantes que mantuvieran una posición neutra de la columna lumbar mientras movían sus extremidades inferiores y mientras estaban acostados sobre una superficie dura para asegurarse de que la espuma no interfiriera con las presiones medidas por la PBU. (Storheim et al., 2002). No hubo comentarios verbales para animar a los sujetos a realizar ninguna de las mediciones.

El test ASLR (figura 4) se desarrolló en posición supina. El sujeto participante levantó una extremidad inferior extendida, 20 cm por encima de la colchoneta marcada con una pequeña botella de agua. A continuación, el sujeto mantuvo esta posición durante 20 segundos según las aportaciones de los investigadores. La PBU se colocó horizontalmente debajo de la columna lumbar del participante, con el borde inferior al nivel de las espinas ilíacas posteriores superiores.

Para el test BKFO (figura 5), los sujetos se colocaron en posición supina, con una rodilla flexionada 120 grados y la otra extremidad inferior en una posición neutra, en una posición llamada *crook lying*, mientras estaban acostados sobre una colchoneta (Comerford & Mottram, 2001a). Luego, se les indicó bajar lentamente la pierna flexionada hacia afuera a una abducción / rotación lateral de aproximadamente 45° mientras se mantenía el pie apoyado al lado de la pierna recta. El participante, luego, regresó a la posición inicial. Se colocaron dos unidades de PBU unidas debajo del centro de la espalda en el nivel de L3 y se conectaron a lo largo de la columna para evitar diferencias en la señal táctil lumbar, aunque solo se consideraron los datos de la PBU del miembro en movimiento.

Durante el KLAT (figura 6), los sujetos se colocaron en una posición *crooked lying* y se les pidió que levantaran un pie de la colchoneta hasta que alcanzaran una flexión de cadera y rodilla de 90 grados. Al mismo tiempo, se les instó a mantener su columna lumbar en posición neutra. La PBU se colocó horizontalmente debajo de la columna vertebral del participante, con el borde inferior al nivel de las espinas ilíacas posteriores superiores.

En la prueba PT (figura 7), se indicó a los participantes que se tumbaran boca abajo sobre la colchoneta con los brazos al lado de los troncos. La bolsa inflable se colocó entre la

espina ilíaca anterosuperior y el ombligo. Antes de comenzar la contracción, la bolsa se infló a una presión de 70 mmHg y se indicó a los participantes que respiraran profundamente utilizando principalmente la pared abdominal. Después de que los participantes completaran dos respiraciones normales, la bolsa inflable se reajustó nuevamente a 70 mmHg. Se pidió a los sujetos que realizaran tres contracciones con las siguientes órdenes verbales: "Meta hacia adentro su abdomen sin mover la columna lumbar o la pelvis y mantenga esa posición hasta que yo verbalice lo contrario". Mediante palpación, el examinador verificó si los participantes estaban moviendo la columna o la pelvis en el transcurso de 10 segundos.

4.2.2.4 Medidas de resultado

Durante cada prueba se registró la desviación absoluta máxima en mmHg de la presión de referencia predeterminada (40 o 70 mmHg). Los cambios de presión excesivos se interpretaron como un movimiento incontrolado de la columna lumbar para los test asimétricos, y las desviaciones más altas en la prueba en decúbito prono se relacionaron con una mayor capacidad para contraer voluntariamente el transversal del abdomen.

4.2.2.5 Análisis estadístico

Las variables dependientes fueron LPMC, KLAT (derecha e izquierda), BFKO (derecha e izquierda), ASLR (derecha e izquierda) y PT. Las variables independientes fueron sexo, competición, calentamiento, peso, talla, años de práctica y horas semanales de entrenamiento del practicante. Debido a que algunas de las variables independientes eran

cuantitativas (peso, talla, años de práctica, horas de entrenamiento semanal), se convirtieron en grupos de entrenamiento cualitativos a partir del cálculo de los terciles relacionados con cada una de ellas.

Se aplicó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para verificar la distribución de la muestra. Si la muestra no tuvo distribución normal, se aplicaron pruebas no paramétricas. Las variables con solo dos grupos se analizaron con la prueba de Mann-Whitney. Cuando las variables tenían más de dos grupos, se aplicó la prueba de Kruskal-Wallis y posteriormente se aplicó la prueba de Mann-Whitney para las pruebas *post-hoc*. Las variables con más de dos grupos se definen en la tabla 3.

Tabla 3 Segmentación de terciles por peso, talla, años de práctica y horas semanales

	Peso (kg)	Talla (cm)	Años de práctica	Horas semanales
Cat 1	<69.66	<1.69	<1.00	<3.00
Cat 2	69.66-78.33	1.69-1.75	1.00-2.00	3.00-6.00
Cat 3	>78.33	>1.75	>2.00	>6.00

Cat = Categoría

Se calcularon los estadísticos descriptivos de las variables dependientes (media y desviación estándar). Se utilizó un valor de $p \leq 0.05$ para determinar la significación estadística. Todos los procedimientos estadísticos se realizaron con el software SPSS, versión 22.0 (IBM Corporation, NY, EE. UU.).

4.2.3 Resultados

Se demostró una relación significativa entre el CMLP y el sexo, el peso y la altura de los atletas de CrossFit®. No hubo una relación significativa entre el CMLP y la participación en competiciones, realizar calentamiento previo y / o horas de entrenamiento semanales (tablas 4 y 5).

Tabla 4 Puntuaciones de control motor lumbopélvico en relación con el sexo.

		KLAT derecha		KLAT izquierda		ASLR derecha		ASLR izquierda		BKFO derecha		BKFO izquierda		PT	
		Media (DE)	ES (p)	Media (DE)	ES (p)	Media (DE)	ES (p)	Media (DE)	ES (p)	Media (DE)	ES (p)	Media (DE)	ES (p)	Media (DE)	ES (p)
Sexo	Masculino	34.69 (23.61)*	0.69	34.75 (22.42)*	0.86	6.06 (4.41)	0.36	7.21 (5.57)	0.48	10.79 (7.68)*	0.67	11.54 (8.72)*	0.47	19.96(12.72)	0.08
	Femenino	19.59 (16.44)	(0.002)	16.97 (15.30)	(0.001)	4.55 (3.50)	(0.105)	4.76 (3.36)	(0.029)	6.10 (54.80)	(0.003)	7.69 (6.04)	(0.032)	18.93(10.38)	(0.701)

Los resultados se expresan en mmHg absolutos de desviación de la presión inicial de la PBU en la posición de partida. KLAT: Prueba abdominal de levantamiento de rodilla ASLR: Elevación activa de la pierna recta. BKFO: Caída de rodilla doblada. PT: prueba en decúbito prono. Nota. Para la prueba t de Student, el tamaño del efecto (ES) viene dado por la d de Cohen. Para la prueba de Mann-Whitney, el tamaño del efecto viene dado por el rango de correlación biserial. Se utilizó un valor de $p \leq 0.05$ para determinar la significación estadística.

Tabla 5 Puntuaciones de control motor lumbopélvico en relación con el peso, la altura, las horas semanales, los años de práctica, la participación en competición o la inclusión del calentamiento en la sesión.

		KLAT derecha		KLAT izquierda		ASLR derecha		ASLR izquierda		BKFO derecha		BKFO izquierda		PT	
		Media (DE)	ϵ^2 (p)	Media (DE)	ϵ^2 (p)	Media (DE)	ϵ^2 (p)	Media (DE)	ϵ^2 (p)	Media (DE)	ϵ^2 (p)	Media (DE)	ϵ^2 (p)	Media (DE)	ϵ^2 (p)
Peso	Cat 1	26.42 (19.95)	0.014	24.15 (19.96)	0.035	5.70 (3.97)	0.008	6.00 (4.24)	0.021	6.52 (5.94)	0.089	8.55 (6.77)	0.024	16.94 (10.45)	0.048
	Cat 2	31.79 (22.90)	(0.48)	32.21 (25.95)	(0.17)	4.97 (3.64)	(0.67)	5.76 (5.14)	(0.35)	9.97 (6.72)*	(0.01)	10.52 (7.86)	(0.29)	19.06 (11.31)	(0.09)
	Cat 3	32.65 (25.23)		32.32 (19.44)		6.18 (4.91)		7.71 (5.81)		11.74 (8.13)		12.15 (9.51)		23.18 (13.54)	
Talla	Cat 1	22.26 (16.82)	0.029	22.58 (17.96)	0.032	5.21 (4.22)	0.039	5.63 (3.66)	0.020	6.18 (5.41)	0.015	7.95 (5.77)	0.003	18.11 (10.43)	0.004
	Cat 2	36.27 (22.04)*	(0.23)	33.82 (22.34)*	(0.20)	5.45 (4.22)	(0.14)	6.61 (5.80)	(0.36)	10.18 (6.94)*	(0.47)	10.48 (8.03)*	(0.83)	17.70 (10.54)	(0.80)
	Cat 3	34.07 (27.53)		22.97 (24.87)		6.34 (4.21)		7.52 (5.92)		12.83 (8.11)		13.59 (10.05)		23.93 (14.69)	
Horas semanales	Cat 1	25.50 (20.36)	0.008	21.00 (21.08)	0.014	4.00 (3.02)	0.004	6.00 (4.54)	0.021	8.25 (6.09)	0.029	5.62 (5.45)	0.001	18.25 (10.28)	0.013
	Cat 2	31.14 (25.12)	(0.64)	32.25 (24.57)	(0.48)	5.58 (4.34)	(0.80)	5.93 (4.33)	(0.33)	9.96 (7.67)	(0.23)	11.05 (8.60)	(0.91)	19.93 (10.66)	(0.51)
	Cat 3	30.06 (19.42)		27.23 (17.27)		6.06 (4.21)		7.54 (6.33)		8.83 (6.92)		10.49 (7.84)		19.54 (14.60)	
Años de práctica	Cat 1	27.56 (22.17)	0.003	27.68 (23.24)	0.004	5.84 (4.00)	0.017	5.04 (3.66)	0.018	7.20 (5.80)	0.001	9.68 (7.29)	0.005	17.52 (11.26)	0.000
	Cat 2	33.00 (31.73)	(0.57)	29.00 (26.80)	(0.50)	5.30 (4.12)	(0.91)	7.21 (5.08)	(0.18)	11.15 (9.21)	(0.74)	12.31 (11.54)	(0.45)	20.25 (10.33)	(1.00)
	Cat 3	30.58 (19.26)		30.67 (19.94)		5.64 (4.39)		6.91 (5.65)		9.82 (6.96)		10.07 (7.13)		20.42 (13.02)	
Competición	Yes	31.27 (23.69)	0.001	30.94 (23.56)	0.001	5.63 (4.15)	0.014	5.89 (4.41)	0.002	9.40 (7.51)	0.027	10.30 (8.78)	0.002	19.24 (10.83)	0.009
	No	28.07 (20.64)	(0.67)	26.43 (18.12)	(0.66)	5.60 (4.41)	(0.22)	7.93 (6.38)	(0.61)	9.50 (6.77)	(0.09)	10.70 (6.75)	(0.59)	20.63 (11.27)	(0.32)
Calentamiento	Yes	30.00 (12.96)	0.003	29.75 (16.44)	0.002	7.25 (3.99)	0.018	7.25 (5.44)	0.014	12.63 (5.68)	0.001	11.13 (7.51)	0.004	22.75 (11.27)	0.001
	No	30.34 (23.46)	(0.46)	29.58 (22.57)	(0.62)	5.48 (4.21)	(0.71)	6.43 (5.13)	(0.67)	9.15 (7.34)	(0.66)	10.36 (8.28)	(0.46)	19.39 (12.13)	(0.81)

Los resultados se expresan en mmHg absolutos de desviación de la presión inicial de la PBU en la posición de partida. KLAT: Prueba abdominal de levantamiento de rodilla ASLR: Elevación activa de la pierna recta. BKFO: Caída de rodilla doblada. PT: prueba en decúbito prono. El tamaño del efecto viene dado por el Epsilon Squared (ϵ^2) para la prueba de Kruskal-Wallis. Se utilizó un valor de $p \leq 0.05$ para determinar la significación estadística.

4.2.4 Discusión

Hasta donde sabemos, este es el primer estudio que tiene como objetivo evaluar la influencia de diferentes características de los practicantes de CrossFit® en el CMLP evaluado con PBU.

Los resultados mostraron que las características de los sujetos estaban significativamente relacionadas con el rendimiento del CMLP. Sin embargo, no hubo deterioro significativo del CMLP dependiendo de las características de las sesiones de CrossFit®, como no realizar un calentamiento previo, ni estar involucrado en competiciones, ni el número de horas de práctica. Acorde a nuestros resultados, Gombatto et al. (2016) encontraron diferencias entre hombres y mujeres en el CMLP en la primera parte del movimiento de rotación lateral de la cadera. En dicho estudio, los hombres mostraron un mayor movimiento LP, que también se relacionó con una mayor vulnerabilidad con el dolor lumbar asociado con la rotación lateral (Gombatto et al., 2006). Además, Shannon et al (2012) demostraron que los hombres tenían menos control motor con mayor rotación LP durante una prueba de rotación medial de cadera (Hoffman et al., 2006). Por tanto, estos estudios previos demostraron que el CMLP es mejor en mujeres que en hombres, de acuerdo con nuestro estudio, en el que las mujeres mostraron mejores valores de CMLP en comparación con los hombres evaluados con PBU. Una razón que podría explicar la diferencia entre sexos podría ser la rigidez pasiva del tejido. La rigidez pasiva se define como la relación entre el cambio en la resistencia pasiva y el cambio en el desplazamiento (Gajdosik, 2001). Una mayor rigidez de la cadera durante las pruebas ofrecería más resistencia a la inclinación pélvica y los movimientos de la cadera requeridos en pruebas de CMLP. El movimiento

LP puede ocurrir durante los test en un intento de continuar moviendo la extremidad inferior (Gombatto et al., 2006). Varias investigaciones han informado que los hombres tienen mayor rigidez en las extremidades inferiores en comparación con las mujeres (Blackburn, Riemann, Padua, & Guskiewicz, 2004; Granata, Wilson, & Padua, 2002), y se ha atribuido a una mayor masa muscular y área transversal de las extremidades inferiores (Granata et al., 2002). Por lo tanto, los hombres pueden mostrar mayor movimiento LP durante los test porque tienen una mayor cantidad de rigidez pasiva en la musculatura de la cadera en comparación con las mujeres. Las diferencias en los patrones de activación podrían ser otra razón para explicar la diferencia en el CMLP entre sexos. De hecho, se han identificado diferencias relacionadas con el sexo en las estrategias de estabilización de la articulación de la rodilla (Flaxman, Smith, & Benoit, 2014), lo cuál podría suceder con los músculos centrales.

Nuestros resultados mostraron que el CMLP es mejor en la categoría de peso 1 (<69.66 kg) en comparación con las categorías de mayor peso, 2 o 3, lo que explica que los sujetos de menor peso tienen mejor CMLP. Existe evidencia que demuestra que la obesidad constituye una limitación para el control motor grueso y fino en niños (D'Hondt, Deforche, De Bourdeaudhuij, & Lenoir, 2009; Gentier et al., 2013). En adultos, también se ha demostrado que la obesidad influye en las tareas de coordinación (Gaul, Mat, O'Shea, & Issartel, 2016). Esto podría tener transferencia en ejercicios y tareas en la práctica de CrossFit[®], así como en tareas de la vida diaria. Además, los practicantes de CrossFit[®] de mayor peso podrían tener más masa muscular que interfiriera en los movimientos durante las pruebas debido a la rigidez LP.

Hasta donde sabemos, no existen estudios previos que muestren relaciones entre la altura y el control motor. Sin embargo, nuestros resultados muestran una fuerte relación entre ambas variables, que sugieren que una menor altura podría ser una ventaja para tener un mejor CMLP que los sujetos más altos. En un estudio realizado por Montalvo et al. (2017), los practicantes de CrossFit[®] lesionados eran significativamente más altos y pesaban significativamente más que los atletas no lesionados. Es bien sabido que la altura se relaciona con miembros inferiores largos (Preedy, 2012). Así, el movimiento de miembros inferiores en personas altas genera un mayor brazo de momento, y con ello un mayor torque sobre la columna lumbar (Lunnen, Yack, & LeVeau, 1981). Un mayor torque en la columna lumbar podría requerir un mayor trabajo de los músculos centrales, aumentando su fatiga y, por lo tanto, disminuyendo su capacidad para mantener un CMLP adecuado. Esta condición biomecánica podría causar más vulnerabilidad a lesionarse en sujetos más altos.

Este estudio incluido en esta Tesis Doctoral no muestra diferencias en el CMLP en función de alguna variable relacionada con las características de la práctica de CrossFit[®]. En contraposición con nuestros resultados, Montalvo et al. (2017) mostraron que los practicantes lesionados de esta disciplina deportiva tenían una trayectoria de participación y experiencia en CrossFit[®] significativamente mayor que los practicantes no lesionados. Además, el estudio mencionado encontró que la participación en competencias se asoció de manera levemente significativa con las lesiones. Los autores especulan que los hallazgos puedan explicarse parcialmente por las cargas relativas administradas. Desde un punto de vista biomecánico, el torque que llega a la columna lumbar depende no solo del brazo de

momento mencionado, sino también de la carga utilizada, ya que el torque es igual al brazo de momento multiplicado por carga. Por lo tanto, podríamos asumir que cuando los atletas de CrossFit® aumentan su fuerza y destreza, sus ejercicios se convierten más desafiantes y pesados, lo que también aumenta el desafío de su control motor. Además, se informa que cuanto menor es el CMLP, mayor es el riesgo de lesiones (Taanila et al., 2015). Según Windt & Gabbet (2016), los atletas están expuestos al riesgo de sufrir una lesión en cada entrenamiento y en cada competición, por lo que el aumento de cargas podría resultar en una mayor incidencia lesional (Windt & Gabbett, 2017). Otros estudios sugieren que a medida que aumenta la intensidad, la duración y la carga de las sesiones de entrenamiento y competición, también aumenta la incidencia de lesiones (Gabbett, 2004; Gabbett & Domrow, 2007). Sin embargo, un estudio reciente desarrollado por Minghelli & Vicente (2019) mostró datos contrarios a los anteriormente mencionados (Minghelli & Vicente, 2019). En ese estudio, los practicantes de CrossFit® que decían participar en competiciones tenían menos probabilidad de sufrir una lesión que los no competidores; Además, los practicantes de CrossFit® que entrenaron menos veces a la semana tenían más probabilidades de sufrir una lesión que los que entrenaron tres o más veces por semana.

Nosotros medimos el CMLP, que podría estar relacionado con el riesgo de lesión como se ha descrito en otros estudios. Sin embargo, en nuestro estudio, el CMLP no tuvo relación con ninguna de las características de la práctica de CrossFit®. Una explicación podría ser que los movimientos de CrossFit® necesitan de una buena técnica, por lo que el riesgo de lesiones está más relacionado con las habilidades de los atletas que con las propias características del CrossFit®. Además, los atletas que dedican más tiempo a entrenar

podrían mejorar capacidades físicas y desarrollar mejores estrategias en comparación con quienes entrenan menos, haciéndolos más propensos a lesionarse. Además, los métodos de calentamiento fueron diferentes en cada *box*, lo que dificulta la comparación entre practicantes que desarrollaron diferentes tiempos y protocolos de calentamiento durante sus sesiones. Además, hubo heterogeneidad en la frecuencia de competición y el nivel de los atletas evaluados, por lo que podría influir en el CMLP en el momento de la evaluación. Cuando analizamos la cantidad de horas de entrenamiento a la semana, no se observaron diferencias en el CMLP entre los participantes que pasaron más horas de entrenamiento en comparación con aquellos que pasaron menos horas. Esto podría entenderse como que la cantidad de práctica no interfiere en el CMLP en este tipo de deportistas. Otra explicación a la ausencia de relación entre el CMLP y la cantidad de entrenamiento y o estar involucrado en competiciones es que todos los participantes fueron evaluados en ausencia de fatiga. Quizás, si los sujetos hubiesen sido evaluados después de la sesión de entrenamiento, los atletas más experimentados podrían haber mostrado mejores resultados en los test de CMLP que los menos experimentados porque estos últimos podrían estar menos adaptados a la fatiga. Se necesita más investigación para verificar las diferencias entre el CMLP antes y después de la sesión de entrenamiento para determinar si los atletas experimentados obtienen mejores resultados en las pruebas de CMLP en condiciones de fatiga en comparación con los menos experimentados.

Hasta donde sabemos, faltan estudios de CrossFit® que evalúen objetivamente el CMLP de sus participantes usando o no pruebas PBU. Esta situación hace que sea difícil comparar el

CMLP de los practicantes de CrossFit® del presente estudio con estudios previos basados en CrossFit®.

Estos resultados sugieren que los entrenadores pueden considerar antes las características de sus atletas que las características de la propia sesión para mantener o mejorar el CMLP durante sus entrenamientos. Por ejemplo, los hombres necesitan una mayor atención en los ejercicios que comprometen el área LP para evitar el riesgo de lesiones de esta población en las sesiones de entrenamiento de CrossFit®. Por lo tanto, los entrenadores podrían centrarse en los participantes con mayor riesgo de tener un control motor deficiente.

4.2.5 Conclusiones

En resumen, los resultados del estudio actual sugieren que el CMLP podría variar entre el sexo, el peso y la altura. Sin embargo, variables relacionadas con la práctica de CrossFit®, como la participación en competiciones, el calentamiento, las horas semanales dedicadas a esta disciplina y / o los años de práctica, parecen no modificar el CMLP. No obstante, se necesitan más investigaciones que refuercen las conclusiones a las que llega este estudio.

4.3. ESTUDIO III:

¿Se ve afectado el control motor lumbopélvico por el sexo y lesiones previas en atletas de CrossFit®?

4.3.1 Introducción

El entrenamiento funcional de alta intensidad, como la metodología CrossFit[®], fue creada inicialmente para el entrenamiento militar por Greg Glassman en California, quien lo definió como "movimientos funcionales constantemente variados realizados a alta intensidad" (Glassman, 2007). Este programa de entrenamiento se utiliza para mejorar diez componentes del estado físico, como la resistencia cardiovascular / respiratoria, la resistencia física, la fuerza, la flexibilidad, la potencia, la velocidad, la coordinación, la agilidad, el equilibrio y la precisión. (Glassman, 2002). Este entrenamiento tiene un gran impacto fisiológico sobre sus atletas, ya que incorpora elementos aeróbicos y anaeróbicos, que a su vez mejoran la condición cardiovascular, la capacidad anaeróbica y la composición corporal en individuos de todos los niveles de condición física y de ambos sexos. (Gianzina & Kassotaki, 2019). Su práctica también se asocia con niveles más altos de sentido de pertenencia a una comunidad, satisfacción y motivación. (Claudino et al., 2018). Para ello, las sesiones de CrossFit[®] toman la forma de *Workouts Of the Day* (WOD) que generalmente duran alrededor de veinte minutos e incluyen una variedad de ejercicios de peso corporal, gimnasia, levantamiento de pesas de estilo olímpico, correr, remar, saltar, pesas rusas y otros objetos de diferentes formas (Glassman, 2007; Hak et al., 2013). Estos ejercicios requieren mucha técnica combinada con fatiga acumulada, lo que contribuye a la preocupación por la seguridad de esta metodología de entrenamiento. (Montalvo et al., 2017). De hecho, se ha demostrado que el CrossFit[®] no está exento de riesgo de lesiones, aunque las tasas de lesiones son comparables a las de otros deportes recreativos o competitivos, y las lesiones muestran un perfil similar a la halterofilia, el levantamiento de

peso en potencia, la gimnasia olímpica, o correr (Sprey et al., 2016). Se reportan varias lesiones musculoesqueléticas en CrossFit®, siendo las más comunes en el hombro, la parte baja de la espalda y la rodilla, así como otras lesiones más graves pero menos comunes, como la rabdomiólisis por esfuerzo (Gianzina & Kassotaki, 2019). La fatiga podría comprometer la concentración y las habilidades en el entrenamiento de alta intensidad desarrollado en dicha disciplina deportiva, aumentando el riesgo de lesiones de sus practicantes (Jones et al., 2017), ya que a medida que los principales grupos musculares activos comienzan a cansarse, la dependencia de otros grupos musculares puede aumentar (Gleeson et al., 1998). La fatiga afecta al CM y podría por tanto afectar negativamente la correcta ejecución de los ejercicios (Morris, Dawes, Howells, & Janssen, 2013).

Muchos levantamientos de pesas tradicionales, movimientos olímpicos y ejercicios gimnásticos tienen como base una óptima estabilidad del core y de la región LP. El CMLP juega un papel fundamental en la estabilización del sistema espinal (Borghuis, Hof, & Lemmink, 2008) ya ha demostrado ser un factor de riesgo de lesiones en varios deportes para ambos sexos. (Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2004).

La estabilidad estática y dinámica óptima del complejo LP se considera importante para mantener la integridad funcional y estructural de la región lumbar. Los déficits en la estabilidad pueden comprometer la estabilidad espinal segmentaria y posiblemente conducir a daño tisular (Hodges, van den Hoorn, Dawson, & Cholewicki, 2009). Además, el control motor puede verse alterado después de una lesión debido a la pérdida de información sensorial de los mecanorreceptores (Ageberg & Fridén, 2008). Del mismo modo, el dolor puede alterar las estrategias de LPMC durante las tareas de movimiento de

piernas (Cameron, Adams, & Maher, 2003). Se han propuesto varios mecanismos para explicar el efecto del dolor en el control motor (Brumagne, Diers, Danneels, Lorimer Moseley, & Hodges, 2019). Estos incluyen cambios en la excitabilidad a nivel espinal o cortical, cambios en la propiocepción o control mediado por vías aferentes, o efectos corticales relacionados con el dolor, como su demanda de recursos del sistema nervioso central, estrés o miedo. (Hodges & Moseley, 2003).

La PBU es un dispositivo fiable, no invasivo ni doloroso que se ha utilizado recientemente para evaluar el CMLP (Chattanooga, 2005; Lima, Oliveira, et al., 2012; Solana-Tramunt et al., 2019). La PBU ha demostrado resultados satisfactorios en términos de fiabilidad intraevaluador y de validez de constructo (Dankaerts et al., 2006; Lima, de Oliveira, et al., 2012; N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a; von Garnier et al., 2009). Las pruebas más comúnmente utilizadas para evaluar el CMLP utilizando la PBU incluyen el ASLR (Mens et al., 2002; N. A. Roussel et al., 2007), el BKFO (Comerford & Mottram, 2001a), el KLAT (N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a; Wohlfahrt et al., 1993), y el PT (Lima, de Oliveira, et al., 2012; Lima, Oliveira, et al., 2012). Los estudios que evaluaron el CMLP usando la PBU consideraron que los cambios de presión 'excesivos' durante el ejercicio de baja carga reflejaban una incapacidad para mantener la contracción isométrica de los músculos abdominales, lo que resulta en un movimiento incontrolado de la columna lumbar (Jull et al., 1993). Los investigadores han demostrado la importancia de la retroalimentación visual, que es una condición importante que afecta el desempeño de las pruebas (Solana-Tramunt et al., 2019).

CrossFit® comenzó como una práctica desarrollada con mayor frecuencia por hombres que por mujeres. Sin embargo, la presencia de mujeres se ha incrementado en los últimos años sin ninguna adaptación de las exigencias físicas de los requerimientos técnicos de las diferencias biológicas entre ambos sexos.

El aumento en la participación de las mujeres en algunos deportes ha generado una creciente preocupación de que las atletas femeninas puedan tener un mayor riesgo de sufrir ciertas lesiones que sus homólogos masculinos (Sallis, Jones, Sunshine, Smith, & Simon, 2001).

Los hombres y las mujeres tienen algunos patrones específicos de sexo en los factores de riesgo anatómicos (Vacek et al., 2016). Por ejemplo, los factores de riesgo anatómicos para algunas lesiones de rodilla (es decir, desgarros del ligamento cruzado anterior) tienen más probabilidades de ocurrir en deportistas mujeres que en hombres (Shultz et al., 2015). En la columna toracolumbar, las mujeres normalmente muestran una hiperlordosis lumbar, pero una hipocifosis torácica, debido a las diferencias en el cuerpo vertebral en forma de cuña, la orientación de la articulación facetaria y el ancho de la apófisis espinosa (Masharawi et al., 2010). En los ligamentos, las mujeres tienen el colágeno reducido y la elastina aumentada (Osakabe et al., 2001). Los estudios centrados en las diferencias sexuales en el control neuromuscular también han demostrado diferencias biomecánicas entre sexos (Hewett et al., 2005). Las atletas femeninas tienen menor propiocepción, patrones de control neuromuscular compensatorios, mejor equilibrio estático y menos fuerza absoluta en las extremidades inferiores en comparación con los atletas masculinos (Sell, 2018). El sexo del individuo debe ser considerado en cuanto a la respuesta a la fatiga,

ya que se sugiere que las diferencias en las estrategias de compensación motora en respuesta a la fatiga en las mujeres se ven afectadas en mayor medida que en los hombres (Cantú, Emery, & Côté, 2014; Weber, Srinivasan y Côté, 2018).

Además, las hormonas sexuales femeninas pueden modular el riesgo de lesión, que se produce con mayor frecuencia en las fases folicular y preovulatoria del ciclo menstrual (Wojtys, Huston, Boynton, Spindler y Lindenfeld, 2002). Es probable que el estrógeno y la relaxina actúen de forma sinérgica para modular el recambio de colágeno, lo que conduce a un aumento de la laxitud de los ligamentos, una disminución del umbral de tolerancia del ligamento cruzado anterior y una reducción de la rigidez del tendón (Lin, Casey, Herman, Katz y Tenforde, 2018).

Independientemente del hecho de que las mujeres tengan una esperanza de vida más larga y, por lo tanto, también alcancen una edad más avanzada asociada a una mayor comorbilidad, su riesgo de dolor de espalda es un 25% mayor que el de los hombres de la misma edad (Schneider, Randoll y Buchner, 2006). Existe una mayor prevalencia de trastornos de dolor crónico entre las mujeres que entre los hombres (Munce y Stewart, 2007). Además, se ha demostrado que las mujeres tienen un umbral más bajo de percepción del dolor (Rollman y Lautenbacher, 2001) y en respuesta usan más medicamentos para aliviar el dolor que los hombres (Richardson y Holdcroft, 2009). Aunque con la misma gravedad del dolor, las mujeres informan un nivel de actividad y una aceptación del dolor significativamente más altos que los hombres (Rovner et al., 2017). Algunos autores atribuyen esto parcialmente a las diferencias sociales y comportamentales (Nakao et al., 2001).

Sin embargo, hasta donde sabemos, no hay estudios que hayan investigado la relación entre CMLP y el dolor o lesión previa en participantes de CrossFit®. Por lo tanto, el propósito del presente estudio fue evaluar la influencia de la lesión previa y la condición sexual en el CMLP de participantes de CrossFit®.

4.3.2 Metodología

4.3.2.1 Participantes

Participaron en este estudio cien sujetos ($n = 100$, edad promedio 20 ± 3.2 años, 71 hombres; rango de edad de 18 a 29 años, altura promedio de 67.9 ± 6.5 cm, peso promedio 68.0 ± 15.2 kg, y media 6 DE). Los participantes fueron reclutados de seis *boxes* afiliados de CrossFit® en Barcelona (Reebok, Les Corts, Kudasai, Sabadell, Betulo, Ubox), que participaron voluntariamente en la investigación.

Se solicitó la participación de todos los usuarios si eran miembros de las instalaciones y estaban presentes en la instalación el día de la recolección de datos. Se excluyeron aquellos participantes que presentaban algún tipo de malestar que les impidiera realizar las pruebas. Un total de 100 atletas de CrossFit® participaron en el estudio.

Se solicitó a los sujetos que no realizaran ninguna actividad de alta demanda física durante las 24 horas previas al estudio y que no tomaran alcohol, o estimulantes o medicamentos que pudieran alterar la percepción del sistema nervioso consciente antes de los test. El estudio fue aprobado por el comité de ética institucional y se obtuvo un consentimiento informado por escrito de cada individuo antes de su participación en el estudio. Antes de la participación, todos los sujetos recibieron información verbal y escrita sobre la

naturaleza del estudio. Se pidió a los participantes que leyeran un folleto informativo que explicaba el propósito de la investigación y que solicitaran explicaciones adicionales si fuera necesario. En caso de acuerdo, se les solicitó que firmaran un documento de consentimiento informado.

4.3.2.2 Instrumentación

La PBU (Stabilizer[®], Chattanooga Group, Inc., Hixson, TN, USA) se utilizó para monitorear el movimiento LP en cuatro pruebas CM. Se utilizó la misma unidad PBU durante todo el estudio para evitar diferencias entre dispositivos (von Garnier et al., 2009). Se utilizó un cronómetro manual (Namaste[®] model 898, Spain). Se utilizó un cronómetro manual (Namaste[®] modelo 898, España) para identificar el tiempo (en segundos) durante el cual los sujetos mantuvieron cada posición en las pruebas ASLR y PT.

Se utilizó un goniómetro simple de brazo largo (Orthopaedic Equipment Co., Bourbon, KY, EE. UU.) con una escala de 360°, marcada en incrementos de un grado, para controlar las posiciones iniciales de las caderas y las rodillas durante las pruebas KLAT y BKFO.

Se usó una encuesta basada en estudios previos (Montalvo et al., 2017; Weisenthal et al., 2014) se usó para recoger datos de las siguientes variables de los participantes: (Montalvo et al., 2017; Weisenthal et al., 2014)

[1] nombre; [2] *Box* afiliado de CrossFit[®]; [3] género; [4] altura; [5] tiempo de participación en CrossFit[®] (años); [6] frecuencia de participación en CrossFit[®] (horas

semanales de entrenamiento); [7] si participa o no en competiciones de CrossFit®; y [8] si incluye o no calentamiento antes de sus entrenamientos de CrossFit®.

También se les preguntó sobre el historial de lesiones. La lesión se definió como cualquier daño físico en una parte del cuerpo y que provocó que se perdieran o modificaran una o más sesiones de entrenamiento o que obstaculizaran las actividades de la vida diaria (Montalvo et al., 2017). Se preguntó a también el número y la ubicación de las lesiones desde que comenzaron con la práctica de CrossFit®.

4.3.2.3 Procedimiento

Este estudio transversal investigó la relación entre el CMLP y la incidencia de lesiones en practicantes de CrossFit®. Antes de la sesión de test, el orden de los sujetos y el orden de las pruebas aplicadas se aleatorizaron utilizando un generador de números aleatorios para evitar efectos de orden. Se aplicaron cuatro pruebas clínicas de uso común para evaluar el CMLP (KLAT, BKFO, ASLR y PT). La presión se infló a 40 mmHg para las pruebas en decúbito supino y a 70 mmHg para la prueba en decúbito prono (presión de referencia) (J. Hides et al., 2011; Wohlfahrt et al., 1992). Antes de las pruebas, los sujetos realizaron dos inspiraciones y espiraciones y luego se reajustó la presión. Se les indicó a los participantes que mantuvieran una posición neutra de la columna lumbar mientras movían sus extremidades inferiores y mientras estaban acostados sobre una superficie dura para asegurarse de que la espuma no interfiriera con las presiones medidas por la PBU. (Storheim et al., 2002). No hubo comentarios verbales para animar a los sujetos a realizar ninguna de las mediciones.

El test ASLR (figura 4) se desarrolló en posición supina. El sujeto participante levantó una extremidad inferior extendida, 20 cm por encima de la colchoneta marcada con una pequeña botella de agua. A continuación, el sujeto mantuvo esta posición durante 20 segundos según las aportaciones de los investigadores. La PBU se colocó horizontalmente debajo de la columna lumbar del participante, con el borde inferior al nivel de las espinas ilíacas posteriores superiores.

Para el test BKFO (figura 5), los sujetos se colocaron en posición supina, con una rodilla flexionada 120 grados y la otra extremidad inferior en una posición neutra, en una posición llamada *crook lying*, mientras estaban acostados sobre una colchoneta (Comerford & Mottram, 2001a). Luego, se les indicó bajar lentamente la pierna flexionada hacia afuera a una abducción / rotación lateral de aproximadamente 45° mientras se mantenía el pie apoyado al lado de la pierna recta. El participante, luego, regresó a la posición inicial. Se colocaron dos unidades de PBU unidas debajo del centro de la espalda en el nivel de L3 y se conectaron a lo largo de la columna para evitar diferencias en la señal táctil lumbar, aunque solo se consideraron los datos de la PBU del miembro en movimiento.

Durante el KLAT (figura 6), los sujetos se colocaron en una posición *crooked lying* y se les pidió que levantaran un pie de la colchoneta hasta que alcanzaran una flexión de cadera y rodilla de 90 grados. Al mismo tiempo, se les instó a mantener su columna lumbar en posición neutra. La PBU se colocó horizontalmente debajo de la columna vertebral del participante, con el borde inferior al nivel de las espinas ilíacas posteriores superiores.

En la prueba PT (figura 7), se indicó a los participantes que se tumbaran boca abajo sobre la colchoneta con los brazos al lado de los troncos. La bolsa inflable se colocó entre la

espina ilíaca anterosuperior y el ombligo. Antes de comenzar la contracción, la bolsa se infló a una presión de 70 mmHg y se indicó a los participantes que respiraran profundamente utilizando principalmente la pared abdominal. Después de que los participantes completaran dos respiraciones normales, la bolsa inflable se reajustó nuevamente a 70 mmHg. Se pidió a los sujetos que realizaran tres contracciones con las siguientes órdenes verbales: "Meta hacia adentro su abdomen sin mover la columna lumbar o la pelvis y mantenga esa posición hasta que yo verbalice lo contrario". Mediante palpación, el examinador verificó si los participantes estaban moviendo la columna o la pelvis en el transcurso de 10 segundos.

4.3.2.4 Medidas de resultado

Durante cada prueba se registró la desviación absoluta máxima en mmHg de la presión de referencia predeterminada (40 o 70 mmHg). Los cambios de presión excesivos se interpretaron como un movimiento incontrolado de la columna lumbar para los test asimétricos, y las desviaciones más altas en la prueba en decúbito prono se relacionaron con una mayor capacidad para contraer voluntariamente el transversal del abdomen.

4.3.2.5 Análisis estadístico

Las variables dependientes fueron LPMC, KLAT (derecha e izquierda), BFKO (derecha e izquierda), ASLR (derecha e izquierda) y PT. Las variables independientes fueron sexo, competición, calentamiento, peso, talla, años de práctica, horas semanales de entrenamiento del practicante, así como lesiones previas y dolores. Debido a que algunas

de las variables independientes eran cuantitativas (peso, talla, años de práctica, horas de entrenamiento semanal), se convirtieron en grupos de entrenamiento cualitativos a partir del cálculo de los terciles relacionados con cada una de ellas.

Se aplicó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para verificar la distribución de la muestra. Si la muestra no tuvo distribución normal, se aplicaron pruebas no paramétricas. Las variables con solo dos grupos se analizaron con la prueba de Mann-Whitney. Cuando las variables tenían más de dos grupos, se aplicó la prueba de Kruskal-Wallis y posteriormente se aplicó la prueba de Mann-Whitney para las pruebas *post-hoc*. Las variables con más de dos grupos se definen en la tabla 3. Se calcularon los estadísticos descriptivos de las variables dependientes (media y desviación estándar). Se utilizó un valor de $p \leq 0.05$ para determinar la significación estadística. Todos los procedimientos estadísticos se realizaron con el software SPSS, versión 22.0 (IBM Corporation, NY, EE. UU.).

4.3.3 Resultados

Las características descriptivas de la población se muestran en la Tabla 6. Tanto hombres como mujeres tenían años de entrenamiento similares, aunque el número de horas semanales de entrenamiento fue mayor en hombres que en mujeres (6.11 ± 4.96 vs. 4.45 ± 3.04 h).

Los análisis de frecuencia mostraron que el 92% de los participantes incluyeron un calentamiento en sus sesiones de entrenamiento. Se encontraron porcentajes similares entre hombres y mujeres (Tabla 7). Sin embargo, las mujeres tuvieron un porcentaje menor de participación en competencias que los hombres. A pesar de incluir un calentamiento en

sus sesiones, las mujeres mostraron mayores porcentajes de lesión y lumbalgia en los últimos tres meses que los hombres (Tabla 7).

En cuanto al desempeño en las pruebas de CMLP, las mujeres mostraron un CMLP significativamente mejor que los hombres, dado que las mujeres tuvieron un menor desplazamiento absoluto de la aguja del manómetro de la PBU para todas las pruebas (Tabla 8).

Tabla 6 Antropometría y características del entrenamiento comparando participantes de CrossFit® hombres y mujeres.

Variable	Total	Hombres	Mujeres
Edad (años)	32.41 (7.86)	31.77 (8.30)	31.72 (6.8)
Talla (m)	1.72 (0.08)	1.75 (0.06)	1.65 (0.06)
Peso (kg)	75 (14)	78,05 (11.6)	60.40 (8.78)
Perímetro de cintura (cm)	83.63 (10.75)	85.61 (9.92)	74.02 (7.23)
Años de participación en CrossFit®	1.78 (1.18)	1.90 (1.16)	1.52 (1.20)
Horas de entrenamiento semanales	6.14 (4.60)	6.11 (4.96)	4.45 (3.04)

* Los resultados se expresan como media (SD)

Tabla 7 Medias y porcentaje que compara a los participantes de CrossFit® masculinos y femeninos con respecto a las características del entrenamiento y lesiones o dolor previos.

Variable	Total		Hombres		Mujeres	
	n	%	n	%	n	%
Calentamiento incluido en los entrenamientos de CrossFit®	92	92	65	91.54	27	93.1
Participación en competiciones de CrossFit®	30	30	25	35.21	5	17.24
Lesionados	59	59	22	30.98	17	58.26
Lesionados en el hombro	36	36	13	18.3	11	37.93
Lesionados en la lumbar	34	34	12	16.9	8	27.58
Lesionados en la rodilla	17	17	5	7.04	3	10.34
Dolor lumbar en los últimos tres meses	33	33	12	16.9	13	44.82

Tabla 8 Rendimiento de las pruebas de control motor lumbopélvico según el sexo, lesiones previas y el dolor lumbar.

		KLAT D	KLAT I	ASLR D	ASLR I	BKFO D	BKFO I	PT
		Media (SD)	Media (SD)	Media (SD)	Media (SD)	Media (SD)	Media (SD)	Media (SD)
Sexo	Masculino	34.69 (23.61)*	34.75 (22.42)*	6.06 (4.41)	7.21 (5.57)	10.79 (7.68)*	11.54 (8.72)*	19.96 (12.72)
	Femenino	19.59 (16.44)	16.97 (15.30)	4.55 (3.50)	4.76 (3.36)	6.10 (54.80)	7.69 (6.04)	18.93 (10.38)
Lesión previa	Sí	28.39 (27.22)	25.46 (23.38)	4.88 (4.61)	5.56 (4.37)	9.73 (8.22)	10.24 (8.92)	20.73 (10.36)
	No	31.64 (19.21)	32.46 (2.84)*	6.14 (3.86)*	7.15 (5.55)	9.22 (6.59)	10.54 (7.72)	18.92 (13.13)
Dolor lumbar	Sí	29.57 (24.04)	26.73 (20.68)	5.28 (3.95)	5.67 (4.23)	10.12 (7.25)	11.09 (8.72)	21.45 (11.83)*
	No	31.82 (20.16)	35.39 (23.94)	6.30 (4.67)	8.18 (6.35)	8.03 (7.20)	9.06 (6.94)	16.03 (11.83)

Los resultados se expresan en mmHg absolutos de desviación de la postura inicial. KLAT: Prueba abdominal de levantamiento de rodilla. ASLR: Elevación activa de la pierna recta. BKFO: Caída de rodilla doblada. PT: prueba de prono. D: prueba realizada con la extremidad derecha, I: prueba realizada con la extremidad izquierda

4.3.4 Discusión

Hasta donde sabemos, este es el primer estudio que tiene como objetivo evaluar la influencia de lesiones previas o la condición sexual sobre el CMLP en practicantes de CrossFit®.

Según los resultados mostrados en nuestro estudio, tener una lesión previa no modificó significativamente el CMLP en comparación con aquellos que no tenían lesión previa. Las mujeres obtuvieron mejores resultados en la mayoría de las pruebas. Sin embargo, a pesar de tener un mejor CM evaluado a través de la PBU, el sexo femenino presentó claramente un mayor porcentaje de lesiones en las principales articulaciones lesionadas en CrossFit®. Por lo que sabemos, el CMLP no se ha evaluado antes en deportistas de CrossFit®. Son necesarias investigaciones futuras para comparar nuestros resultados con los de otros practicantes de esta modalidad deportiva.

Un estudio con nadadores profesionales realizado por Solana-Tramunt et al. (2019) mostró puntajes de rendimiento similares que nuestros participantes de CrossFit® en los test BKFO, ASLR y PT, que realizaron sin *input* visual (Solana-Tramunt et al., 2019). Sin embargo, las puntuaciones de los nadadores fueron mejores que las de los participantes de CrossFit® en el test KLAT. La razón de que esto ocurra podría ser que la mayoría de los estilos de natación implican CMLP en posición acostada (prono y supino) con rodilla extendida y leve flexión de cadera, como ocurre en la prueba KLAT. Mientras que los practicantes de CrossFit® suelen hacer la mayoría de sus ejercicios de pie, con el efecto de la fuerza de gravedad en línea con las fibras de los músculos del core y no con resistencia perpendicular, como ocurre durante la prueba tendido supino.

El rendimiento de nuestros participantes sin dolor en los test de CMLP fueron mejores que aquellos sin dolor de un estudio anterior que evaluó el CMLP en personas con y sin dolor de espalda (N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009b). Dicho estudio no especificó si sus participantes practicaban algún deporte, por lo que si éstos eran sedentarios seguramente tienen baja propiocepción y, por tanto, poco CMLP. En el mismo estudio, aquellos con dolor lumbar también obtuvieron peores puntuaciones en comparación con nuestros participantes con dolor lumbar, probablemente como resultado de no practicar ningún deporte como se mencionó anteriormente.

Se supone que los bailarines tienen un buen control de todo el cuerpo, incluido el CMLP. Sin embargo, el CMLP de bailarines en un estudio diseñado por Roussel et al. (2009) fueron peores que los practicantes de CrossFit® de nuestro estudio (N. Roussel, Nijs, Mottram, et al., 2009). Una postura hiperlordótica y, en consecuencia, la inclinación pélvica anterior es común en los bailarines (N. Roussel, Nijs, Mottram, et al., 2009). Esta postura aumenta el desafío de los músculos abdominales anteriores para mantener la columna lumbar en posición neutra durante los test con PBU, y esta podría ser la razón de la diferencia entre los participantes de ambos estudios.

Otro estudio monitoreó el CMLP en jugadores de fútbol con y sin dolor lumbar. Todos los participantes mostraron mejor rendimiento que los participantes de CrossFit® homólogos (Grosdent et al., 2016). Este es un caso curioso porque ambos deportes se desarrollan mayoritariamente en bipedestación. Una posible explicación a estas diferencias podrían ser los diferentes requisitos lumbares en ambos deportes. Si bien el jugador de fútbol no tiene

una activación especial de los músculos posteriores del core durante su práctica, los atletas de CrossFit® suelen desafiar estos músculos con muchos ejercicios, por lo que su rigidez lumbar es mayor. Este aumento de rigidez podría dificultar la detección de pequeños cambios en la almohada de la PBU, lo que aumentaría el umbral de detección de presión y movimiento de los atletas CrossFit®.

Debido a que algunos estudios han demostrado retrasos en la activación del transverso abdominal en pacientes con DL (Paul W. Hodges & Moseley, 2003; Paul W. Hodges, Van Dieën, & Cholewicki, 2019) esperábamos que nuestros participantes con lumbalgia tuvieran peores resultados en la realización del PT, que evalúa la capacidad de activación de esta musculatura (Lima, de Oliveira, et al., 2012), y así fue. Las diferencias en la correcta activación podrían explicarse por la divergencia de los mecanismos subyacentes en respuesta a la lesión / estímulo nociceptivo / dolor; por ejemplo, el CM modificado puede representar una estrategia intencionada de protección, o alternativamente puede ser una consecuencia de la interferencia por dolor / nocicepción y lesión (Van Dieën, Peter Reeves, Kawchuk, Van Dillen, & Hodges, 2019). Por tanto, las lesiones y el dolor son potentes estímulos para cambiar el CM. De hecho, una revisión encabezada por Tong et al. (2017) encontraron que el DL puede conducir a una peor propiocepción y CM, lo que puede causar una menor precisión en los movimientos de control del tronco (Tong et al., 2017).

Sin embargo, nuestros resultados mostraron que tener una lesión previa no fue un factor determinante para encontrar diferencias en el CM. Resultados similares se observaron en el estudio de Roussel et al. (2009), quienes demostraron que la hipermovilidad articular en

bailarines no se correlacionó con las pruebas de CM y tampoco se asoció con antecedentes de DL (N. Roussel, Nijs, Mottram, et al., 2009). Sin embargo, varios estudios han informado que un control deficiente del tronco predispone a los deportistas a sufrir lesiones deportivas de la columna y las extremidades inferiores (Jacek Cholewicki et al., 2019b; Zazulak et al., 2007). Zazulak et al. (2010) mostraron una relación entre el CM del tronco y las lesiones de rodilla y ligamentos, con alta sensibilidad en atletas femeninas, pero no masculinos (Zazulak et al., 2007). Los jugadores de fútbol con DL mostraron un CM alterado de la región LP medida con PBU en comparación con jugadores sin DL (Grosdent et al., 2016). Hodges et al. (2019) coinciden en que existen diferencias individuales, lo que implica que las intervenciones basadas en el CM pueden ser adecuadas para unos, pero no para otros (Paul W. Hodges, Van Dieën, et al., 2019). Quizás, debido a que el CrossFit® se practica principalmente en una posición de pie no es sensible a las pruebas de CM en posición supina.

En el presente estudio incluido en esta Tesis Doctoral, las mujeres reportaron haberse lesionado el doble de veces que los hombres. Lo cual, además, ocurrió en las tres articulaciones (hombro, lumbar y rodilla) más lesionadas en CrossFit® (Montalvo et al., 2017). No es común encontrar estudios de CrossFit® que consideren el sexo de los participantes para relacionarlos con las lesiones. Un estudio realizado por Montalvo et al. (2017) presentó resultados opuestos a los nuestros, en el que se mostró que la condición sexual no se relaciona con un aumento de lesiones (Montalvo et al., 2017).

En estudios centrados en la condición sexual y las lesiones en deportistas existen una

variedad de resultados contradictorios. Algunos estudios han demostrado que los atletas masculinos corren un mayor riesgo de lesiones que sus homólogas femenina (Conn, Anest, & Gilchrist, 2003; Dempsey, Layde, Laud, Guse, & Hargarten, 2005). Parece ser que el sexo femenino tiene un mayor riesgo de lesiones que el sexo masculino, en particular de lesiones en la rodilla (Knowles, 2010). Para el desgarro del ligamento cruzado anterior, la tasa de lesiones (número por el que se multiplica el incremento del riesgo) de las mujeres en comparación con los hombres es de 2.67 en fútbol, 3.5 en baloncesto, 4.05 en lucha libre y 1.00 en esquí alpino (Prodromos, Han, Rogowski, Joyce, & Shi, 2007). En fútbol, Muffy et al. (2015) mostró que la incidencia de lesiones graves fueron significativamente mayores en la población femenina (Mufty et al., 2015). Ristolainen et al. (2009) compararon el riesgo de lesiones por sexo en 312 mujeres y 262 hombres en los primeros puestos de varios deportes. Después de combinar todas las lesiones de tobillo y rodilla tanto agudas como por sobreuso, la proporción de atletas con tales lesiones fueron mayores en mujeres en comparación con los jugadores de fútbol masculinos, pero no se encontraron diferencias en tales lesiones cuando se calcularon por 1000 horas de exposición a la práctica deportiva (Ristolainen, Heinonen, Waller, Kujala, & Kettunen, 2009). Los autores exponen que la mayoría de estas diferencias parecen explicarse, al menos en parte, por diferencias en la cantidad o volumen de entrenamiento. Sin embargo, en nuestro estudio, los hombres informaron menos lesiones al mismo tiempo que pasaban más horas a la semana entrenando que las mujeres, así como más competiciones en comparación con las mujeres. Los resultados de Minghelli et al. (2019) fueron similares a los nuestros, donde los practicantes de CrossFit® que no participaron en competiciones mostraron una

probabilidad de 2.64 mayor de sufrir una lesión que los que sí participaron, y los practicantes de CrossFit® que entrenaron dos veces o menos por semana mostraron una probabilidad 3.24 mayor de lesión que los que entrenaron tres o más veces (Minghelli & Vicente, 2019). Contrario a estos resultados, en el estudio desarrollado por Montalvo et al. (2017) los participantes que reportaron mayor exposición al entrenamiento en forma de más horas semanales se asociaron con mayor riesgo lesional (Montalvo et al., 2017). También, en el estudio de Sprey et al. (2016) la participación en competiciones de CrossFit® fue un factor de riesgo de lesión.

Realizar pruebas adicionales de fuerza lumbar podrían explicar si el mayor porcentaje de lesiones en mujeres podría deberse a una menor fuerza de las atletas de Crossfit® de nuestro estudio en comparación con sus homólogos masculinos.

También se encontraron diferencias en el dolor entre hombres y mujeres. En cuanto al dolor de espalda (no a las lesiones) durante los últimos tres meses, la diferencia entre sexos fue casi tres veces mayor la reportada por el sexo femenino (16% vs 44%). Algunas investigaciones han demostrado que las mujeres son más sensibles al dolor (Riley, Robinson, Wise, Myers, & Fillingim, 1998) y podría ser la razón por la que las mujeres de nuestro estudio presentan mayor dolor. Estudios previos informan una mayor prevalencia de dolor en mujeres por dolor de cabeza, migraña, dolor temporomandibular, dolor de cuello, dolor de hombro, dolor de espalda, dolor de rodilla, dolor abdominal y fibromialgia (Manchikanti, Singh, Datta, Cohen, & Hirsch, 2009).

Varios estudios y revisiones sistemáticas han revelado diferencias entre sexos en la

prevalencia estimada de DL, siendo más común en mujeres que en hombres. (Rubin, 2007; Shiri et al., 2019). Xiáng et al. (2016) en una revisión sistemática con los mismos criterios de DL demostraron una mayor prevalencia de dolor en mujeres que en hombres en todos los grupos de edad, y se observó especialmente después de la edad de la menopausia (Wáng, Wáng, & Káplár, 2016). Las mujeres posmenopáusicas muestran una degeneración discal acelerada debido a una deficiencia relativa de estrógenos, lo que resulta en un espacio de disco intervertebral más estrecho en las mujeres que en los hombres de la misma edad, una mayor prevalencia de espondilolistesis, una mayor prevalencia de osteoartritis de la articulación facetaria y una mayor tasa de fracturas de columna relacionadas con la osteoporosis (De Schepper et al., 2010).

En niños y adolescentes también se ha observado que las niñas sean más susceptibles al DL (Kikuchi et al., 2019). Curiosamente, también se ha observado que las mujeres informaron significativamente menos kinesiofobia que los hombres para la misma percepción del dolor (Rovner et al., 2017). Esta información puede resultar muy útil para los entrenadores.

En este estudio se han observado diferencias en el CMLP entre hombres y mujeres. Las mujeres presentaron mejor CM que los hombres en los test KLAT (ambos lados) y BKFO (ambos lados).

El CM es importante en CrossFit® para mantener la técnica adecuada que requieren los diferentes ejercicios, considerando además que se ejecutan con fatiga acumulada (Montalvo et al., 2017). La fatiga afecta al CM y podría afectar negativamente al movimiento (Morris et al., 2013). Por lo tanto, la fatiga podría comprometer la

concentración y las habilidades durante la práctica de CrossFit® desarrollado a alta intensidad, aumentando el riesgo de lesiones de los atletas (Jones et al., 2017). Resulta común realizar cambios compensatorios en la postura y la coordinación interpretados como estrategias para disminuir la carga sobre los músculos fatigados (Cantú et al., 2014; Weber et al., 2018), lo que podría contribuir a un aumento del riesgo de lesión, ya que los principales músculos activos comienzan a cansarse y la dependencia de otros grupos musculares puede aumentar (Gleeson et al., 1998).

De interés para los entrenadores, las mujeres se ven afectadas por la fatiga en mayor grado que los hombres (Weber et al., 2018). Así pues, la fatiga inducida por la misma tarea puede afectar de manera diferente a hombres y mujeres, modificando el control neuromuscular sobre las articulaciones. Tener una mayor flexibilidad, que suele ser más característica de las mujeres, podría ser parcialmente responsable de la disminución del control dinámico de las articulaciones (Hewett et al., 2005).

El CMLP también podría verse afectado por diferencias biomecánicas entre sexos. Con respecto a la anatomía pélvica, las mujeres tienen una pelvis más ancha y un ángulo subpúbico más grande que ayudan en la transferencia de fuerzas desestabilizadoras fuera de la región púbica a las extremidades inferiores (Meyers et al., 2012).

También existen influencias hormonales en el control neuromuscular que podrían ser un mecanismo subyacente para tasas más altas de lesiones en atletas femeninas. El estrógeno afecta tanto directa como indirectamente al sistema neuromuscular femenino (Hewett et al., 2005). Investigaciones futuras en CrossFit® podrían centrarse en el momento del ciclo hormonal en el que ocurre la lesión.

4.3.5 Conclusiones

Los resultados de este estudio mostraron que los practicantes de CrossFit® que tenían una lesión previa no modificaron el CMLP de manera significativa en comparación con aquellos que no tenían una lesión. Por lo tanto, observar el CM puede no ser una evaluación útil para los entrenadores de esta modalidad deportiva.

El PT fue la única prueba de CMLP que se relacionó significativamente con los sujetos con DL, que obtuvieron los peores resultados en esta prueba. Por otro lado, las mujeres obtuvieron mejores resultados en la mayoría de las pruebas de CM que los hombres. Sin embargo, a pesar de ello, claramente presentaron un mayor porcentaje de lesiones en las articulaciones más comunes lesionadas en CrossFit®, así como DL en los últimos tres meses a pesar del menor volumen de entrenamiento y número de competiciones que los hombres. Esto demuestra que las lesiones no dependen únicamente de un buen CM y, además, deben desarrollarse estrategias de prevención específicas para las mujeres.

Se necesitan más estudios para comprender en mayor profundidad el vínculo entre el CMLP, el sexo y el dolor o las lesiones en los practicantes de CrossFit®.

5. CONCLUSIONES FINALES

A continuación, se exponen las conclusiones a partir de los resultados obtenidos y que hacen referencia a los objetivos formulados al inicio de la Tesis:

Estudio 1:

1. Recibir *feedback* visual durante los test de CMLP mejoró significativamente el resultado y rendimiento de los test de KLAT y ASLR en los nadadores estudiados.
2. No existieron diferencias significativas de rendimiento en los tests de CMLP entre los miembros derecho e izquierdo para el mismo sujeto.

Estudio 2:

1. Las características propias del sujeto, como el sexo, el peso, o la altura, se relacionaron con una influencia significativa sobre el CMLP de los sujetos evaluados con PBU.
2. Las características de la práctica deportiva, como la participación en competiciones, la realización del calentamiento, el número de horas semanales dedicadas a este deporte, o los años de práctica, no influyeron significativamente sobre el CMLP.

Estudio 3:

1. Los practicantes de CrossFit® que han tenido una lesión previa no mostraron un peor rendimiento en los test de CMLP en comparación con los sujetos sin lesiones. Es decir, que a falta de más estudios que confirmen nuestros hallazgos, tener una lesión previa no es un factor determinante que modifique el CMLP de los practicantes de CrossFit® evaluados con PBU.
2. Los practicantes de CrossFit® que tenían DL en el momento de la evaluación mostraron peor rendimiento del PT en comparación con los sujetos sin lesiones.
3. El sexo femenino exhibió mejores resultados que el masculino en los test de CMLP con PBU.

6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Ageberg, E., & Fridén, T. (2008). Normalized motor function but impaired sensory function after unilateral non-reconstructed ACL injury: Patients compared with uninjured controls. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *16*(5), 449–456. <https://doi.org/10.1007/s00167-008-0499-9>
- Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). Core strengthening - Focused Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*(March).
<https://doi.org/10.1053/j.apmr.2003.12.005>
- Allen, B. A., Hannon, J. C., Burns, R. D., & Williams, S. M. (2014). Effect of a core conditioning intervention on tests of trunk muscular endurance in school-aged children. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *28*(7).
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000352>
- Azevedo, D. C., Lauria, A. C., Pereira, A. R. S., Andrade, G. T., Ferreira, M. L., Ferreira, P. H., & Van Dillen, L. (2013). Intraexaminer and interexaminer reliability of pressure biofeedback unit for assessing lumbopelvic stability during 6 lower limb movement tests. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *36*(1), 33–43. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2012.12.008>
- B. Zazulak, J. Cholewicki, N. R. (2008). Neuromuscular Control of Trunk Stability : Clinical Implications for Sports Injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, *16*(9), 497–505. <https://doi.org/10.5435/00124635-200808000-00011>
- Barbado, D., Lopez-Valenciano, A., Juan-Recio, C., Montero-Carretero, C., Van Dieën,

- J. H., & Vera-Garcia, F. J. (2016). Trunk stability, trunk strength and sport performance level in judo. *PLoS ONE*, *11*(5), 1–12.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0156267>
- Bastida, A., Gómez-Carmona, C. D., Reche, P., Gil, P. G., & Ortega, J. P. (2018). Valoración de la estabilidad del tronco mediante un dispositivo inercial. *Retos*, *0*(33), 199–203. Retrieved from
<https://recyt.fecyt.es/index.php/retos/article/view/55126/36505>
- 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 and Metabolism*, *35*(1), 91–108. <https://doi.org/10.1139/H09-127>
- Blackburn, J. T., Riemann, B. L., Padua, D. A., & Guskiewicz, K. M. (2004). Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. *Clinical Biomechanics*, *19*(1), 36–43. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.09.003>
- Blanchard, C., Roll, R., Roll, J. P., & Kavounoudias, A. (2013). Differential Contributions of Vision, Touch and Muscle Proprioception to the Coding of Hand Movements. *PLoS ONE*, *8*(4). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0062475>
- Borghuis, J., & Hof, A. L. (2008). The Importance of Sensory-Motor Control in Providing Core Stability. Implications for Measurement and Training. *Sports Medicine*, *38*(11), 893–916.
- Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. P. M. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: Implications for measurement and training. *Sports Medicine*, *38*(11), 893–916. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838110->

00002

- Bowering, K. J., Butler, D. S., Fulton, I. J., & Moseley, G. L. (2014). Motor imagery in people with a history of back pain, current back pain, both, or neither. *Clinical Journal of Pain, 30*(12). <https://doi.org/10.1097/AJP.0000000000000066>
- Brumagne, S., Cordo, P., Lysens, R., Verschueren, S., & Swinnen, S. (2000). The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. In *Spine* (Vol. 25). <https://doi.org/10.1097/00007632-200004150-00015>
- Brumagne, S., Diers, M., Danneels, L., Lorimer Moseley, G., & Hodges, P. W. (2019). Neuroplasticity of sensorimotor control in low back pain. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 49*(6), 402–414. <https://doi.org/10.2519/jospt.2019.8489>
- Cairns, M. C., Harrison, K., & Wright, C. (2000). Pressure Biofeedback: A useful tool in the quantification of abdominal muscular dysfunction? *Physiotherapy, 86*(3), 127–138. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)61155-8](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)61155-8)
- Cameron, M., Adams, R., & Maher, C. (2003). Motor control and strength as predictors of hamstring injury in elite players of Australian football. *Physical Therapy in Sport, 4*(4), 159–166. [https://doi.org/10.1016/S1466-853X\(03\)00053-1](https://doi.org/10.1016/S1466-853X(03)00053-1)
- Cantú, H., Emery, K., & Côté, J. N. (2014). Effects of additional external weight on posture and movement adaptations to fatigue induced by a repetitive pointing task. *Human Movement Science, 35*. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.02.003>
- Carver, S., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2006). Modeling the dynamics of sensory

reweighting. *Biological Cybernetics*, 95(2). <https://doi.org/10.1007/s00422-006-0069-5>

Chattanooga, G. (2005). *Stabilizer Pressure Biofeedback. Operating instructions.*

Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics*, 33(12), 1733–1737.

[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00126-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00126-3)

Cholewicki, Jacek, Breen, A., Popovich, J. M., Peter Reeves, N., Sahrman, S. A., Van Dillen, L. R., ... Hodges, P. W. (2019a). Can biomechanics research lead to more effective treatment of low back pain? A point-counterpoint debate. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. <https://doi.org/10.2519/jospt.2019.8825>

Cholewicki, Jacek, Breen, A., Popovich, J. M., Peter Reeves, N., Sahrman, S. A., Van Dillen, L. R., ... Hodges, P. W. (2019b). Can biomechanics research lead to more effective treatment of low back pain? A point-counterpoint debate. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 49(6), 425–436.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2019.8825>

Cholewicki, Jacek, & 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. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00035-6](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00035-6)

Cissik, J. M. (2011). The role of core training in athletic performance, injury prevention, and injury treatment. *Strength and Conditioning Journal*, 33(1).

<https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3182076ac3>

Claudino, J. G., Gabbett, T. J., Bourgeois, F., Souza, H. de S., Miranda, R. C., Mezêncio,

- B., ... Serrão, J. C. (2018). CrossFit Overview: Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine - Open*. <https://doi.org/10.1186/s40798-018-0124-5>
- Comerford, M. J., & Mottram, S. L. (2001a). Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual Therapy*, 6(1), 3–14. <https://doi.org/10.1054/math.2000.0389>
- Comerford, M. J., & Mottram, S. L. (2001b). Movement and stability dysfunction--contemporary developments. *Manual Therapy*, 6(1), 15–26. <https://doi.org/10.1054/math.2000.0388>
- Conn, J. M., Annest, J. L., & Gilchrist, J. (2003). Sports and recreation related injury episodes in the US population, 1997-99. *Injury Prevention*, 9(2), 117–123. <https://doi.org/10.1136/ip.9.2.117>
- Costa, L. O. P., Costa, L. da C. M., Cançado, R. L., Oliveira, W. de M., & Ferreira, P. H. (2004). Confiabilidade do teste palpatório e da unidade de biofeedback pressórico na ativação do músculo transverso abdominal em indivíduos normais. *Acta Fisiátrica*, 11(3), 101–105.
- Costa, L. O. P. et al. (2006). Short report: Intra-tester reliability of two clinical tests of transversus abdominis muscle recruitment. *Physiotherapy Research International*, 11(1), 48–50. <https://doi.org/10.1002/pri>
- Cynn, H. S., Oh, J. S., Kwon, O. Y., & Yi, C. H. (2006). Effects of Lumbar Stabilization Using a Pressure Biofeedback Unit on Muscle Activity and Lateral Pelvic Tilt During Hip Abduction in Sidelying. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(11), 1454–1458. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.08.327>

- D'Hondt, E., Deforche, B., De Bourdeaudhuij, I., & Lenoir, M. (2009). Relationship between motor skill and body mass index in 5- to 10-year-old children. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 26(1), 21–37. <https://doi.org/10.1123/apaq.26.1.21>
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., Straker, L. M., Burnett, A. F., & Skouen, J. S. (2006). The inter-examiner reliability of a classification method for non-specific chronic low back pain patients with motor control impairment. *Manual Therapy*, 11(1), 28–39. <https://doi.org/10.1016/j.math.2005.02.001>
- De Schepper, E. I. T., Damen, J., Van Meurs, J. B. J., Ginai, A. Z., Popham, M., Hofman, A., ... Bierma-Zeinstra, S. M. (2010). The association between lumbar disc degeneration and low back pain: The influence of age, gender, and individual radiographic features. *Spine*, 35(5), 531–536. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181aa5b33>
- Dempsey, R. L., Layde, P. M., Laud, P. W., Guse, C. E., & Hargarten, S. W. (2005). Incidence of sports and recreation related injuries resulting in hospitalization in Wisconsin in 2000. *Injury Prevention*, 11(2), 91–96. <https://doi.org/10.1136/ip.2004.006205>
- Ellermann, J. M., Siegal, J. D., Strupp, J. P., Ebner, T. J., & Ugurbil, K. (1998). Activation of Visuomotor Systems during Visually Guided Movements: A Functional MRI Study. *Journal of Magnetic Resonance*, 131(2), 272–285. <https://doi.org/10.1006/jmre.1998.1379>
- Enoch, F., Kjaer, P., Elkjaer, A., Remvig, L., & Juul-kristensen, B. (2011). Inter-examiner reproducibility of tests for lumbar motor control Inter-examiner

- reproducibility of tests for lumbar motor control. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12(1), 114. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-114>
- Fedorowich, L., Emery, K., Gervasi, B., & Côté, J. N. (2013). Gender differences in neck/shoulder muscular patterns in response to repetitive motion induced fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(5). <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.06.005>
- Feito, Y., Burrows, E. K., & Tabb, L. P. (2018). A 4-Year Analysis of the Incidence of Injuries Among CrossFit-Trained Participants. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1177/2325967118803100>
- Figueiredo, M. K., Chaves Junior, I., Figueiredo, V., Costa, L. O. P., & Costa, L. C. M. (2005). Estudo da confiabilidade intra e entre-examinadores da unidade de biofeedback pressórico na medida da contração do músculo transverso abdominal. *Rev Brasileira Ciencia e Movimento*, 13(31), 93–100.
- Flaxman, T. E., Smith, A. J. J., & Benoit, D. L. (2014). Sex-related differences in neuromuscular control: Implications for injury mechanisms or healthy stabilisation strategies? *Journal of Orthopaedic Research*, 32(2), 310–317. <https://doi.org/10.1002/jor.22510>
- Fulton, J., Wright, K., Kelly, M., Zebrosky, B., Zanis, M., Drvol, C., & Butler, R. (2014). Injury risk is altered by previous injury: a systematic review of the literature and presentation of causative neuromuscular factors. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(5), 583–595. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25328821> <http://www.pubmedcentral.nih.gov>

gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4196323

- Gabbett, T. J. (2004). Influence of training and match intensity on injuries in rugby league. *Journal of Sports Sciences*, 22(5), 409–417.
<https://doi.org/10.1080/02640410310001641638>
- Gabbett, T. J., & Domrow, N. (2007). Relationships between training load, injury, and fitness in sub-elite collision sport athletes. *Journal of Sports Sciences*, 25(13), 1507–1519. <https://doi.org/10.1080/02640410701215066>
- Gajdosik, R. L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: Review of the literature with clinical implications. *Clinical Biomechanics*, 16(2), 87–101.
[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00061-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00061-9)
- Gaul, D., Mat, A., O’Shea, D., & Issartel, J. (2016). Impaired Visual Motor Coordination in Obese Adults. *Journal of Obesity*, 2016(2013), 1–8.
<https://doi.org/10.1155/2016/6178575>
- Gencer, Y. (2018). Effects of 8-Week Core Exercises on Free Style Swimming Performance of Female Swimmers Aged 9-12. *Asian Journal of Education and Training*, 4(3), 182–185. <https://doi.org/10.20448/journal.522.2018.43.182.185>
- Gentier, I., D’Hondt, E., Shultz, S., Deforche, B., Augustijn, M., Hoorne, S., ... Lenoir, M. (2013). Fine and gross motor skills differ between healthy-weight and obese children. *Research in Developmental Disabilities*, 34(11), 4043–4051.
<https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.08.040>
- Gianzina, E. A., & Kassotaki, O. A. (2019). The benefits and risks of the high-intensity CrossFit training. *Sport Sciences for Health*, 15(1), 21–33.

<https://doi.org/10.1007/s11332-018-0521-7>

Glassman, G. (2002). Foundations by Greg Glassman. *CrossFit Journal*.

Glassman, G. (2007). Understanding CrossFit, (56), 2–3.

Gleeson, N. P., Reilly, T., Mercer, T. H., Rakowski, S., & Rees, D. (1998). Influence of acute endurance activity on leg neuromuscular and musculoskeletal performance.

Medicine and Science in Sports and Exercise. <https://doi.org/10.1097/00005768-199804000-00019>

Gombatto, S. P., Collins, D. R., Sahrman, S. A., Engsborg, J. R., & Van Dillen, L. R. (2006). Gender differences in pattern of hip and lumbopelvic rotation in people with low back pain. *Clinical Biomechanics*, 21(3), 263–271.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.11.002>

Goossens, N., Rummens, S., Janssens, L., Caeyenberghs, K., & Brumagne, S. (2018). *Association between Sensorimotor Impairments and Functional Brain Changes in Patients with Low Back Pain: A Critical Review*. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* (Vol. 97).

<https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000859>

Granata, K. P., Wilson, S. E., & Padua, D. A. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I.: Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2), 119–126.

Graziano, M. S. (1999). Where is my arm? The relative role of vision and proprioception in the neuronal representation of limb position. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 96(August), 10418–10421.

<https://doi.org/10.1073/pnas.96.18.10418>

- Grosdent, S., Demoulin, C., Rodriguez de La Cruz, C., Giop, R., Tomasella, M., Crielaard, J.-M., & Vanderthommen, M. (2016). Lumbopelvic motor control and low back pain in elite soccer players: a cross-sectional study. *Journal of Sports Sciences*, 34(11), 1021–1029. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1085077>
- Hak, P. T., Hodzovic, E., & Hickey, B. (2013). The nature and prevalence of injury during CrossFit training. *Journal of Strength and Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000318>
- Han, J., Anson, J., Waddington, G., & Adams, R. (2014). Sport Attainment and Proprioception. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 9(1), 159–170. <https://doi.org/10.1260/1747-9541.9.1.159>
- Hauret, K. G., Bedno, S., Loring, K., Kao, T. C., Mallon, T., & Jones, B. H. (2015). Epidemiology of exercise- and sports-related injuries in a population of young, physically active adults: A survey of military servicemembers. *American Journal of Sports Medicine*, 43(11), 2645–2653. <https://doi.org/10.1177/0363546515601990>
- Hedrick, A. (2000). Training the Trunk for Improved Athletic Performance. *Strength and Conditioning Journal*, 22(3). <https://doi.org/10.1519/00126548-200006000-00013>
- Herrington, L., & Davies, R. (2005). The influence of Pilates training on the ability to contract the Transversus Abdominis muscle in asymptomatic individuals. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 9(1), 52–57. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2003.12.005>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., ...

- Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501.
<https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D. N., Hodgson, D., & Spears, I. R. (2011). Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1), 102–111. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.06.001>
- Hibbs, Angela E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008). Optimizing Performance by Improving Core Stability and Core Strength. *Sports Medicine*, 38(12), 995–1008. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838120-00004>
- Hides, J. A., Jull, G. A., & Richardson, C. A. (2001). Long-Term Effects of Specific Stabilizing Exercises for First-Episode Low Back Pain. *Spine*, 26(11), 243–248.
<https://doi.org/10.1097/00007632-200106010-00004>
- Hides, J., Stanton, W., Mendis, D., & Sexton, M. (2011). The relationship of transversus abdominis and lumbar multifidus clinical muscle tests in patients with chronic low back pain. *Manual Therapy*, 16(6), 573–577.
<https://doi.org/10.1016/j.math.2011.05.007>
- Hodges, P., van den Hoorn, W., Dawson, A., & Cholewicki, J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *Journal of Biomechanics*, 42(1), 61–66.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.001>

- Hodges, P W. (2000). The role of the motor system in spinal pain: implications for rehabilitation of the athlete following lower back pain. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 3(3), 243–253.
[https://doi.org/10.1016/S1440-2440\(00\)80033-X](https://doi.org/10.1016/S1440-2440(00)80033-X)
- Hodges, Paul W. (2003). Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthopedic Clinics of North America*, 34(2), 245–254. [https://doi.org/10.1016/S0030-5898\(03\)00003-8](https://doi.org/10.1016/S0030-5898(03)00003-8)
- Hodges, Paul W., Barbe, M. F., Loggia, M. L., Nijs, J., & Stone, L. S. (2019). Diverse role of biological plasticity in low back pain and its impact on sensorimotor control of the spine. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 49(6), 389–401.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2019.8716>
- Hodges, Paul W., & Moseley, G. L. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: Effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 361–370. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00042-7](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00042-7)
- Hodges, Paul W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22). <https://doi.org/10.1097/00007632-199611150-00014>
- Hodges, Paul W., Van Dieën, J. H., & Cholewicki, J. (2019). Time to reflect on the role of motor control in low back pain. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 49(6), 367–369. <https://doi.org/10.2519/jospt.2019.0104>
- Hoffman, S., Johnson, M. B., Zou, D., Van Dillen, L. R., Gombatto, S. P., Collins, D. R.,

- ... Van Dillen, L. R. (2006). Gender Differences in Modifying Lumbopelvic Motion during Hip Medial Rotation in People with Low Back Pain. *Clinical Biomechanics*, 2012(3), 1–7. <https://doi.org/10.1155/2012/635312>
- Hu, H., Meijer, O. G., Die, J. H. Van, Hodges, P. W., Bruijn, S. M., Strijers, R. L., ... Xia, C. (2010). Muscle activity during the active straight leg raise (ASLR), and the effects of a pelvic belt on the ASLR and on treadmill walking. *Journal of Biomechanics*, 43(3), 532–539. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.09.035>
- Hübscher, M., Zech, A., Pfeifer, K., Hänsel, F., Vogt, L., & Banzer, W. (2010). Neuromuscular training for sports injury prevention: A systematic review. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181b88d37>
- Huxel Bliven, K. C., & Anderson, B. E. (2013a). Core Stability Training for Injury Prevention. *Sports Health*, 5(6), 514–522. <https://doi.org/10.1177/1941738113481200>
- Huxel Bliven, K. C., & Anderson, B. E. (2013b). Core Stability Training for Injury Prevention. *Sports Health*, 5(6), 514–522. <https://doi.org/10.1177/1941738113481200>
- Inoue, K., Kawashima, R., Satoh, K., Kinomura, S., Goto, R., Koyama, M., ... Fukuda, H. (1998). PET study of pointing with visual feedback of moving hands. *Journal of Neurophysiology*, 79(1), 117–125. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9425182>
- Jones, C. M., Griffiths, P. C., & Mellalieu, S. D. (2017). *Training Load and Fatigue*

Marker Associations with Injury and Illness: A Systematic Review of Longitudinal Studies. Sports Medicine (Vol. 47). Springer International Publishing.

<https://doi.org/10.1007/s40279-016-0619-5>

Jull, G., Jull, G., Richardson, C., Richardson, C., Toppenberg, R., Toppenberg, R., ...

Comerford, M. (1993). Towards a measurement of active muscle control for lumbar stabilisation. *Australian Journal of Physiotherapy*, 39(3), 187–193.

[https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60481-5](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60481-5)

Karpiński, J., Rejdych, W., Brzozowska, D., Gołaś, A., Sadowski, W., Swinarew, A., ...

Stanula, A. (2019). The effects of a 6-week core exercises on swimming performance of national level swimmers. *BioRxiv*, 2019.12.19.882126.

<https://doi.org/10.1101/2019.12.19.882126>

Kiani, A., Hellquist, E., Ahlqvist, K., Gedeberg, R., Michaëlsson, K., & Byberg, L.

(2010). Prevention of soccer-related knee injuries in teenaged girls. *Archives of Internal Medicine*, 170(1). <https://doi.org/10.1001/archinternmed.2009.289>

Kibler, W. Ben, Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 36(3).

<https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>

Kikuchi, R., Hirano, T., Watanabe, K., Sano, A., Sato, T., Ito, T., ... Tanabe, N. (2019).

Gender differences in the prevalence of low back pain associated with sports activities in children and adolescents: A six-year annual survey of a birth cohort in Niigata City, Japan. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1), 4–9.

<https://doi.org/10.1186/s12891-019-2707-9>

- Knapik, J. J., Bullock, S. H., Canada, S., Toney, E., Wells, J. D., Hoedebecke, E., & Jones, B. H. (2004). Influence of an injury reduction program on injury and fitness outcomes among soldiers. *Injury Prevention, 10*(1).
<https://doi.org/10.1136/ip.2003.002808>
- Knowles, S. B. (2010). Is there an injury epidemic in girls' sports? *British Journal of Sports Medicine, 44*(1), 38–44. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.065763>
- Latash, M., Levin, M., Scholz, J., & Schöner, G. (2010). Motor control theories and their applications. *Medicina, 46*(6). <https://doi.org/10.3390/medicina46060054>
- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. C. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise.*
<https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3>
- Leonard, J. H., Paungmali, A., Silitertpisan, P., Pirunsan, U., & Uthaikhup, S. (2015). Changes in Transversus Abdominis Muscle Thickness after Lumbo-Pelvic Core Stabilization Training among Chronic Low Back Pain Individuals. *La Clinica Terapeutica, 166*(5), e312-6. <https://doi.org/10.7417/t.2015.1884>
- Lima, P., de Oliveira, R., Costa, L., & Laurentino, G. E. (2011). Measurement properties of the pressure biofeedback unit in the evaluation of transversus abdominis muscle activity: A systematic review. *Physiotherapy, 97*(2), 100–106.
<https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.08.004>
- Lima, P., de Oliveira, R., de Moura Filho, A., Raposo, M. C., Costa, L., & Laurentino, G. E. (2012). Reproducibility of the pressure biofeedback unit in measuring transversus

abdominis muscle activity in patients with chronic nonspecific low back pain.

Journal of Bodywork and Movement Therapies, 16(2), 251–257.

<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.06.003>

Lima, P., Oliveira, R., Moura Filho, A., Raposo, M., Costa, L., & Laurentino, G. (2012).

Concurrent validity of the pressure biofeedback unit and surface electromyography in measuring transversus abdominis muscle activity in patients with chronic nonspecific low back pain. *Revista Brasileira de Fisioterapia (São Carlos (São*

Paulo, Brazil)), 16(5), 389–395. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552012005000038>

Lin, C. Y., Casey, E., Herman, D. C., Katz, N., & Tenforde, A. S. (2018). Sex

Differences in Common Sports Injuries. *PM and R*, 10(10), 1073–1082.

<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.03.008>

Lunnen, J. D., Yack, J., & LeVeau, B. F. (1981). Relationship between muscle length,

muscle activity, and torque of the hamstring muscles. *Physical Therapy*, 61(2), 190–195. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7465621>

Luomajoki, H., & Moseley, G. L. (2011). Tactile acuity and lumbopelvic motor control in

patients with back pain and healthy controls. *British Journal of Sports Medicine*,

45(5), 437–440. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.060731>

Manchikanti, L., Singh, V., Datta, S., Cohen, S. P., & Hirsch, J. A. (2009).

Comprehensive review of epidemiology, scope, and impact of spinal pain. *Pain Physician*, 12(4), 35–70.

Masharawi, Y., Dar, G., Peleg, S., Steinberg, N., Medlej, B., May, H., ... Hershkovitz, I.

(2010). A morphological adaptation of the thoracic and lumbar vertebrae to lumbar

hyperlordosis in young and adult females. *European Spine Journal*, 19(5), 768–773.

<https://doi.org/10.1007/s00586-009-1256-6>

Masharawi, Y., Rothschild, B., Dar, G., Peleg, S., Robinson, D., Been, E., &

Hershkovitz, I. (2004). Facet orientation in the thoracolumbar spine: Three-dimensional anatomic and biomechanical analysis. *Spine*, 29(16).

<https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000134575.04084.EF>

Mccabe, C. B., Psycharakis, S., Sanders, R., Van, K., Hides, J. A., & Richardson, C. A.

(2010). Kinematic differences between front crawl sprint and distance swimmers at sprint pace, (December 2014), 37–41. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2304>

Mellor, F. E., Thomas, P. W., Thompson, P., & Breen, A. C. (2014). Proportional lumbar

spine inter-vertebral motion patterns: a comparison of patients with chronic, non-specific low back pain and healthy controls. *European Spine Journal*, 23(10), 2059–

2067. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3273-3>

Mens, J. M., Vleeming, A., Snijders, C. J., Koes, B. W., & Stam, H. J. (2002). Validity of

the active straight leg raise test for measuring disease severity in patients with posterior pelvic pain after pregnancy. *Spine*, 27(2), 196–200.

<https://doi.org/10.1097/00007632-200201150-00015>

Mercier, C., Aballea, A., Vargas, C. D., Paillard, J., & Sirigu, A. (2008). Vision without

proprioception modulates cortico-spinal excitability during hand motor imagery.

Cerebral Cortex, 18(2), 272–277.

Meyers, W. C., Yoo, E., Devon, O. N., Jain, N., Horner, M., Lauencin, C., & Zoga, A.

(2012). Understanding “Sports Hernia” (Athletic Pubalgia): The Anatomic and

Pathophysiologic Basis for Abdominal and Groin Pain in Athletes. *Operative*

Techniques in Sports Medicine, 20(1), 33–45.

<https://doi.org/10.1053/j.otsm.2012.03.005>

Minghelli, B., & Vicente, P. (2019). Musculoskeletal injuries in Portuguese CrossFit practitioners. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*.

<https://doi.org/10.23736/S0022-4707.19.09367-8>

Montalvo, A. M., Shaefer, H., Rodriguez, B., Li, T., Epnere, K., & Myer, G. D. (2017).

Retrospective injury epidemiology and risk factors for injury in CrossFit. *Journal of Sports Science and Medicine*, 16(1), 53–59.

Morris, M., Dawes, H., Howells, K., & Janssen, R. (2013). Motor impairment and its relationship to fitness in children. *BMJ Open*. [https://doi.org/10.1136/bmjopen-](https://doi.org/10.1136/bmjopen-2013-002909)

2013-002909

Mufty, S., Bollars, P., Vanlommel, L., Van Crombrugge, K., Cotren, K., & Bellemans, J.

(2015). Injuries in male versus female soccer players: Epidemiology of a nationwide study. *Acta Orthopaedica Belgica*, 81(2), 289–295.

Munce, S. E. P., & Stewart, D. E. (2007). Gender differences in depression and chronic pain conditions in a national epidemiologic survey. *Psychosomatics*, 48(5), 394–

399. <https://doi.org/10.1176/appi.psy.48.5.394>

Nakao, M., Fricchione, G., Zuttermeister, P. C., Myers, P., Barsky, A. J., & Benson, H.

(2001). Effects of gender and marital status on somatic symptoms of patients attending a mind/body medicine clinic. *Behavioral Medicine*, 26(4), 159–168.

<https://doi.org/10.1080/08964280109595763>

- Nishikawa, K., Biewener, A. A., Aerts, P., Ahn, A. N., Chiel, H. J., Daley, M. A., ... Szymik, B. (2007). Neuromechanics: An integrative approach for understanding motor control. *Integrative and Comparative Biology*, 47(1), 16–54.
<https://doi.org/10.1093/icb/icm024>
- Noh, K.-H., Kim, J.-W., Kim, G.-M., Ha, S.-M., & Oh, J.-S. (2014). The Influence of Dual Pressure Biofeedback Units on Pelvic Rotation and Abdominal Muscle Activity during the Active Straight Leg Raise in Women with Chronic Lower Back Pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(5), 717–719.
<https://doi.org/10.1589/jpts.26.717>
- Olivier, B., Stewart, A. V., Olorunju, S. A. S., & Mckinon, W. (2013). Static and dynamic balance ability, lumbo-pelvic movement control and injury incidence in cricket pace bowlers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(1), 19–25.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.10.245>
- Osakabe, T., Hayashi, M., Hasegawa, K., Okuaki, T., Ritty, T. M., Mecham, R. P., ... Seyama, Y. (2001). Age- and gender-related changes in ligament components. *Annals of Clinical Biochemistry*, 38(5), 527–532.
<https://doi.org/10.1258/0004563011901118>
- Osuka, S., Koshino, Y., Yamanaka, M., Miura, T., Saito, Y., Ueno, R., ... Tohyama, H. (2019). The onset of deep abdominal muscles activity during tasks with different trunk rotational torques in subjects with non-specific chronic low back pain. *Journal of Orthopaedic Science*, 24(5). <https://doi.org/10.1016/j.jos.2018.12.028>
- Panjabi, M. M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part I, function, dysfunction,

adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5, 383–389.

Panjabi, M. M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*.

<https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00002>

Patil, D., Salian, S. C., & Yardi, S. (2014). The Effect of Core Strengthening on Performance of Young Competitive Swimmers. *International Journal of Science and Research (IJSR)*, 3(6). <https://doi.org/10.1016/j.ins.2004.08.002>

Pijnenburg, M., Brumagne, S., Caeyenberghs, K., Janssens, L., Goossens, N., Marinazzo, D., ... Siugzdaite, R. (2015). Resting-state functional connectivity of the sensorimotor network in individuals with nonspecific low back pain and the association with the sit-to-stand-to-sit task. *Brain Connectivity*, 5(5).

<https://doi.org/10.1089/brain.2014.0309>

Pijnenburg, M., Caeyenberghs, K., Janssens, L., Goossens, N., Swinnen, S. P., Sunaert, S., & Brumagne, S. (2014). Microstructural integrity of the superior cerebellar peduncle is associated with an impaired proprioceptive weighting capacity in individuals with non-specific low back pain. *PLoS ONE*, 9(6).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0100666>

Preedy, V. R. (2012). Leg Length and Anthropometric Applications: Effects on Health and Disease. *Handbook of Anthropometry: Physical Measures of Human Form in Health and Disease*, (May 2016), 1–3107. [https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1788-](https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1788-1)

1

Prodromos, C. C., Han, Y., Rogowski, J., Joyce, B., & Shi, K. (2007). A Meta-analysis of

- the Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears as a Function of Gender, Sport, and a Knee Injury-Reduction Regimen. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 23(12), 1320–1325. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2007.07.003>
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 26(7), 724–730. <https://doi.org/10.1097/00007632-200104010-00004>
- Radebold, Andrea, Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. In *Spine* (Vol. 25). <https://doi.org/10.1097/00007632-200004150-00009>
- Richardson, C., Jull, G., Toppenberg, R., & Comerford, M. (1992). Techniques for active lumbar stabilisation for spinal protection: A pilot study. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 38(2), 105–112. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60555-9](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60555-9)
- Richardson, J., & Holdcroft, A. (2009). Gender differences and pain medication. *Women's Health*, 5(1), 79–90. <https://doi.org/10.2217/17455057.5.1.79>
- Riley, J. L., Robinson, M. E., Wise, E. A., Myers, C. D., & Fillingim, R. B. (1998). Sex differences in the perception of noxious experimental stimuli: A meta-analysis. *Pain*, 74(2–3), 181–187. [https://doi.org/10.1016/S0304-3959\(97\)00199-1](https://doi.org/10.1016/S0304-3959(97)00199-1)
- Ristolainen, L., Heinonen, A., Waller, B., Kujala, U. M., & Kettunen, J. A. (2009). Gender differences in sport injury risk and types of injuries: A retrospective twelve-month study on cross-country skiers, swimmers, long-distance runners and soccer

- players. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8(3), 443–451.
- Rollman, G. B., & Lautenbacher, S. (2001). Sex differences in musculoskeletal pain. *Clinical Journal of Pain*, 17(1), 20–24. <https://doi.org/10.1097/00002508-200103000-00004>
- Roussel, N. A., Nijs, J., Truijen, S., Smeuninx, L., & Stassijns, G. (2007). Low Back Pain: Clinimetric Properties of the Trendelenburg Test, Active Straight Leg Raise Test, and Breathing Pattern During Active Straight Leg Raising. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 30(4), 270–278. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2007.03.001>
- Roussel, N., Nijs, J., Mottram, S., Van Moorsel, A., Truijen, S., & Stassijns, G. (2009). Altered lumbopelvic movement control but not generalized joint hypermobility is associated with increased injury in dancers. A prospective study. *Manual Therapy*, 14(6), 630–635. <https://doi.org/10.1016/j.math.2008.12.004>
- Roussel, N., Nijs, J., Truijen, S., Vervecken, L., Mottram, S., & Stassijns, G. (2009a). Altered breathing patterns during lumbopelvic motor control tests in chronic low back pain: A case-control study. *European Spine Journal*, 18(7), 1066–1073. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-1020-y>
- Roussel, N., Nijs, J., Truijen, S., Vervecken, L., Mottram, S., & Stassijns, G. (2009b). Altered breathing patterns during lumbopelvic motor control tests in chronic low back pain: A case-control study. *European Spine Journal*, 18(7), 1066–1073. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-1020-y>
- Rovner, G. S., Sunnerhagen, K. S., Björkdahl, A., Gerdle, B., Börsbo, B., Johansson, F.,

& Gillanders, D. (2017). Chronic pain and sex-differences; Women accept and move, while men feel blue. *PLoS ONE*, *12*(4), 1–12.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0175737>

Rubin, D. I. (2007). Epidemiology and Risk Factors for Spine Pain. *Neurologic Clinics*, *25*(2), 353–371. <https://doi.org/10.1016/j.ncl.2007.01.004>

Sallis, R. E., Jones, K., Sunshine, S., Smith, G., & Simon, L. (2001). Comparing sports injuries in men and women. *International Journal of Sports Medicine*, *22*(6), 420–423. <https://doi.org/10.1055/s-2001-16246>

Schneider, S., Randoll, D., & Buchner, M. (2006). Why Do Women Have Back Pain More Than Men? *The Clinical Journal of Pain*, *22*(8), 738–747.

<https://doi.org/10.1097/01.ajp.0000210920.03289.93>

Sell T.C., L. S. M. (2018). Neuromuscular Differences Between Men and Women. In *ACL Injuries in the Female Athlete*. (Noyes F.,).

Shiri, R., Falah-Hassani, K., Heliövaara, M., Solovieva, S., Amiri, S., Lallukka, T., ... Viikari-Juntura, E. (2019). Risk Factors for Low Back Pain: A Population-Based Longitudinal Study. *Arthritis Care and Research*, *71*(2), 290–299.

<https://doi.org/10.1002/acr.23710>

Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Benjaminse, A., Collins, M., Ford, K., & Kulas, A. S. (2015). ACL research retreat VII: An update on anterior cruciate ligament injury risk factor identification, screening, and prevention March 19-21, 2015; Greensboro, nc.

Journal of Athletic Training, *50*(10), 1076–1093. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.10.06>

- Shum, G. L. K., Crosbie, J., & Lee, R. Y. W. (2005). Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine*, 30(17), 1998–2004.
<https://doi.org/10.1097/01.brs.0000176195.16128.27>
- Simoneau, G., Ulbrecht, J., Derr, J., & Cavanagh, P. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture*, 3(3), 115–122.
[https://doi.org/10.1016/0966-6362\(95\)99061-O](https://doi.org/10.1016/0966-6362(95)99061-O)
- Smith, M. M., Sommer, A. J., Starkoff, B. E., & Devor, S. T. (2013). Crossfit-based high-intensity power training improves maximal aerobic fitness and body composition. *Journal of Strength and Conditioning Research*.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318289e59f>
- Solana-Tramunt, M., Ortegón, A., Morales, J., Nieto, A., Nishishinya, M. B., & Villafañe, J. H. (2019). Diagnostic accuracy of lumbopelvic motor control tests using pressure biofeedback unit in professional swimmers: A cross-sectional study. *Journal of Orthopaedics*, 16(6), 590–595. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2019.06.002>
- Sprey, J. W. C., Ferreira, T., de Lima, M. V., Duarte, A., Jorge, P. B., & Santili, C. (2016). An Epidemiological Profile of CrossFit Athletes in Brazil. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4(8), 1–8. <https://doi.org/10.1177/2325967116663706>
- Storheim, K., Bø, K., Pederstad, O., & Jahnsen, R. (2002). Intra-tester reproducibility of pressure biofeedback in measurement of transversus abdominis function. *Physiotherapy Research International : The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 7(4), 239–249. <https://doi.org/10.1002/pri.263>

- Suehiro, T., Ishida, H., Kobara, K., Osaka, H., & Watanabe, S. (2018). Altered trunk muscle recruitment patterns during lifting in individuals in remission from recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *39*(August 2017), 128–133. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.02.008>
- Summitt, R. J., Cotton, R. A., Kays, A. C., & Slaven, E. J. (2016). Shoulder Injuries in Individuals Who Participate in CrossFit Training. *Sports Health*. <https://doi.org/10.1177/1941738116666073>
- Taanila, H., Suni, J. H., Kannus, P., Pihlajamäki, H., Ruohola, J., & Viskari, J. (2015). Risk factors of acute and overuse musculoskeletal injuries among young conscripts : a population-based cohort study. ??? <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0557-7>
- Tong, M. H., Mousavi, S. J., Kiers, H., Ferreira, P., Refshauge, K., & van Dieën, J. (2017). Is There a Relationship Between Lumbar Proprioception and Low Back Pain? A Systematic Review With Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *98*(1), 120-136.e2. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.05.016>
- Touzalin-Chretien, P., Ehrler, S., & Dufour, A. (2010). Dominance of vision over proprioception on motor programming: Evidence from ERP. *Cerebral Cortex*, *20*(8), 2007–2016. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhp271>
- Tsao, H., Galea, M. P., & Hodges, P. W. (2008). Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain. *Brain*, *131*(8), 2161–2171. <https://doi.org/10.1093/brain/awn154>
- Uddin, S., & Ahmed, F. (2013). Effect of lumbar stabilization exercises versus pressure feedback training in low back ache patients. *1st Annual International*

Interdisciplinary Conference, 1, 24–26.

Uematsu, a., Kurita, Y., Inoue, K., Okuno, K., Hortobágyi, T., & Suzuki, S. (2015). A 200-m All-out Front-crawl Swim Modifies Competitive Swimmers' Shoulder Joint Position Sense. *International Journal of Sports Medicine, 36*, 1081–1086.

<https://doi.org/10.1055/s-0035-1554698>

Vacek, P. M., Slauterbeck, J. R., Tourville, T. W., Sturnick, D. R., Holterman, L.-A., Smith, H. C., ... Beynnon, B. D. (2016). Multivariate Analysis of the Risk Factors for First-Time Noncontact ACL Injury in High School and College Athletes. *The American Journal of Sports Medicine, 44*(6), 1492–1501.

<https://doi.org/10.1177/0363546516634682>

Van Dieën, J. H., Peter Reeves, N., Kawchuk, G., Van Dillen, L. R., & Hodges, P. W. (2019). Motor control changes in low back pain: Divergence in presentations and mechanisms. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2019.7917>

Van, K., Hides, J. A., & Richardson, C. A. (2006). The Use of Real-Time Ultrasound Imaging for Biofeedback of Lumbar Multifidus. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 36*(12), 920–925. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2304>

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

von Garnier, K., Köveker, K., Rackwitz, B., Kober, U., Wilke, S., Ewert, T., & Stucki, G.

- (2009). Reliability of a test measuring transversus abdominis muscle recruitment with a pressure biofeedback unit. *Physiotherapy*, *95*(1), 8–14.
<https://doi.org/10.1016/j.physio.2008.10.003>
- Wand, B. M., Di Pietro, F., George, P., & O’Connell, N. E. (2010). Tactile thresholds are preserved yet complex sensory function is impaired over the lumbar spine of chronic non-specific low back pain patients: A preliminary investigation. *Physiotherapy*, *96*(4), 317–323. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.02.005>
- Wáng, Y. X. J., Wáng, J. Q., & Káplár, Z. (2016). Increased low back pain prevalence in females than in males after menopause age: Evidences based on synthetic literature review. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, *6*(2), 199–206.
<https://doi.org/10.21037/qims.2016.04.06>
- Wanivenhaus, F., Fox, A. J. S., Chaudhury, S., & Rodeo, S. A. (2012). Epidemiology of Injuries and Prevention Strategies in Competitive Swimmers. *Sports Health*.
<https://doi.org/10.1177/1941738112442132>
- Weber, Z. R., Srinivasan, D., & Côté, J. N. (2018). Sex-specific links in motor and sensory adaptations to repetitive motion-induced fatigue. *Motor Control*, *22*(2), 149–169. <https://doi.org/10.1123/mc.2017-0004>
- Weisenthal, B. M., Beck, C. A., Maloney, M. D., DeHaven, K. E., & Giordano, B. D. (2014). Injury rate and patterns among crossfit athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1177/2325967114531177>
- Weston, M., Hibbs, A. E., Thompson, K. G., & Spears, I. R. (2015). Isolated core training improves sprint performance in national-level junior swimmers. *International*

Journal of Sports Physiology and Performance, 10(2).

<https://doi.org/10.1123/ijssp.2013-0488>

Willardson, J. M. (2007). Core stability training: Applications to sports conditioning programs. *Journal of Strength and Conditioning Research*.

<https://doi.org/10.1519/R-20255.1>

Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L., & Davis, I. M. C. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*.

<https://doi.org/10.5435/00124635-200509000-00005>

Windt, J., & Gabbett, T. J. (2017). How do training and competition workloads relate to injury? the workload - Injury aetiology model. *British Journal of Sports Medicine*,

51(5), 428–435. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096040>

Wohlfahrt, D., Jull, G., & Richardson, C. (1993). The relationship between the dynamic and static function of abdominal muscles. *Australian Journal of Physiotherapy*,

39(1), 9–13. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60464-5](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60464-5)

Wohlfahrt, D., Jull, G., Richardson, C., Jull, G., Toppenberg, R., Comerford, M., ...

Wright, C. (1992). Pressure Biofeedback: A useful tool in the quantification of abdominal muscular dysfunction? *The Australian Journal of Physiotherapy*, 86(1),

105–112. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)61155-8](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)61155-8)

Wojtys, E., Huston, L., Boynton, M., Spindler, K., & Lindenfeld, T. (2002). The effect of the menstrual cycle on anterior cruciate ligament injuries in women as determined

by hormone levels. *American Journal of Sports Medicine*, 30(2), 182–188.

<https://doi.org/10.1177/03635465020300020601>

Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007).

Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123–1130. <https://doi.org/10.1177/0363546507301585>

ANEXOS:

Cuestionario estructurado para la recogida de datos de los participantes (se puede acceder a éste a través del siguiente enlace: <https://forms.gle/H1WgdwzQWbvBZPbq5>)

Recogida de datos

Recogida de datos de los participantes de los box afiliados de CrossFit® que quiera participar en el estudio de investigación referente a la Tesis de Alberto Ortegón.

***Obligatorio**

1. Nombre *

2. Correo electrónico *

3. Box afiliado al que perteneces *

4. Sexo

Marca solo un óvalo.

Masculino

Femenino

5. Peso (kg)

6. Altura (cm)

7. Edad (años)

8. ¿Cuánto tiempo llevas practicando CrossFit®? (años)

9. ¿Cuántas horas entrenas CrossFit a la semana?

10. ¿Compites en CrossFit®?

11. ¿Tus sesiones de CrossFit® incluyen un calentamiento?



12. ¿Has tenido alguna lesión o dolencia practicando CrossFit® por la que hayas tenido que perder o modificar otras sesiones de entrenamiento o haya obstaculizado las actividades de tu vida diaria?

Marca solo un óvalo.

- Sí
 No

13. ¿En qué zona del cuerpo ha sido esa lesión/es?

Selecciona todos los que correspondan.

- Cuello
 Espalda superior
 Espalda baja
 Hombro
 Brazo
 Codo
 Antebrazo
 Muñeca
 Mano
 Ingles
 Glúteos
 Rodilla
 Cuádriceps
 Isquios
 Gemelos
 Tobillo
 Pie

14. ¿Has tenido dolor lumbar en los últimos 3 meses?

Marca solo un óvalo.

- Sí
 No

15. Puntuación obtenida en KLAT D

16. Puntuación obtenida en KLAT I

17. Puntuación obtenida en ASLR D

18. Puntuación obtenida en ASLR I

19. Puntuación obtenida en BKFO D

20. Puntuación obtenida en BKFO I

21. Puntuación obtenida en PT

TRABAJOS PUBLICADOS Y/O ENVIADOS A PUBLICAR

Estudio 1: Diagnostic accuracy of lumbopelvic motor control tests using the pressure biofeedback unit in professional swimmers: a cross-sectional study.

Journal of Orthopaedics xxx (xxxx) xxx-xxx



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Orthopaedics

journal homepage: www.elsevier.com



Diagnostic accuracy of lumbopelvic motor control tests using pressure biofeedback unit in professional swimmers: A cross-sectional study

Mònica Solana-Tramunt^a, Alberto Ortigón^{a, c}, José Morales^b, Ainhoa Nieto^a, María Betina Nishishinya^{a, d}, Jorge Hugo Villafañe^e

^a Department of Sports Sciences, Ramon Llull University, FPCEE Blanquerna, Barcelona, Spain

^b Head Physiotherapist of the Royal Spanish Swimming Federation, Barcelona, Spain

^c Lecturer on NSCA Certified Personal Trainer (NSCA-CPT®), Spain

^d Instituto Traumatológico Quirón, Spain

^e IRCCS Fondazione Don Carlo Gnocchi, Milan, Italy

ARTICLE INFO

Keywords:
Motor control tests
Core control
Visual feedback
Proprioception
Swimming

ABSTRACT

Hypothesis: To determine the effect of receiving the visual feedback of the sphygmomanometer on lumbopelvic motor control (LPMC) tests in professional swimmers.

Method: 31 professional swimmers to participate in the study. The outcome was maximum absolute mmHg variation in the pressure biofeedback unit's manometer with and without visual feedback on four LPMC tests.

Results: Test scores were significantly affected by visual feedback $F = 10.07$, $p = 0.002$, $\eta^2_p = 0.117$ and the type of test $F = 32.53$, $p < 0.001$, $\eta^2_p = 0.300$.

Conclusion: Visual feedback has a positive effect on the Active Straight Leg Raise Test (ASLR), the Knee Lift Abdominal Test (KLAT) scores completed by professional swimmers.

1. Introduction

Within the past decade, the concept of core stabilisation has emerged in the field of physical therapy. The goal of this concept is to prevent musculoskeletal injuries, to rehabilitate and to improve sports performance.¹ Core stability has been defined as the ability of the osteoarticular and muscular structures, coordinated by the motor control system,² to maintain or resume a position in the trunk path when subjected to internal or external forces.³ One of the body parts with a pronounced capacity to enhance core stability is the lumbopelvic (LP) area.^{4,5} Lumbopelvic motor control (LPMC) plays a critical role in stabilising the spinal system.⁶ The contraction of core muscles in conjunction with limb movements is performed to facilitate LPMC and respond to forces generated from distal body segments as well as forces generated from expected or unexpected perturbations.^{7,8} An optimum static and dynamic LPMC is considered important for maintaining the functional and structural integrity of the lumbar region into the neutral zone.⁹ Deficits in dynamic stability have been shown to damage the passive spine structures and result in chronic low back pain.¹⁰⁻¹²

Various methods of LPMC evaluation are currently applied clinically for diagnostic purposes as part of a physiotherapy examination.¹³⁻¹⁸ The Pressure Biofeedback Unit (PBU) is a reliable, non-invasive and non-painful device that has been recently used to assess LPMC.¹⁹ The PBU consists of an inflatable bag connected to a pressure gauge and inflation device. It was developed to monitor LP by recording pressure changes during assessment.²⁰ The pressure bag measures 16.7 × 24.0 cm and is made of nonelastic material. The sphygmomanometer scale ranges from 0 to 200 mmHg in 2 mmHg intervals. Movement or a change in position results in volume changes in the pressure bag, which are registered by the device.

The PBU was developed to monitor LP movement by recording pressure changes during assessment and exercise^{21,22} and has been employed to examine the influence of motor control (MC) on the LP region during hip movements.²³

The PBU has demonstrated satisfactory results in terms of intrarater reliability; the intraclass correlation coefficient (ICC) ranges from 0.60 to 0.95, and the interrater reliability with ICC ranges from 0.40 to 0.86. The acceptable construct validity with ICC ranges from 0.48 to 0.90.^{18,19,24-27}

Several LPMC tests have been developed using the PBU to assess core control status in subjects with chronic, non-specific low back pain.^{1,19,26,28}

Corresponding author.

Corresponding author. Dept. of Sport Sciences, Blanquerna University, C/ Cister 34, 08022, Barcelona, Spain.

Email addresses: monicast2@blanquerna.url.edu (M. Solana-Tramunt); albertoop@blanquerna.url.edu (A. Ortigón); josema@blanquerna.url.edu (J. Morales); ainhoang@blanquerna.url.edu (A. Nieto); betinanishishinya@yahoo.es (M.B. Nishishinya); mail@villafane.it (J.H. Villafañe)

<https://doi.org/10.1016/j.jor.2019.06.002>

Received 9 May 2018; Received in revised form 11 March 2019; Accepted 2 June 2019

Available online xxx

Estudio 2: Lumbopelvic motor control in CrossFit® athletes: a cross-sectional study.

Alberto ORTEGÓN ^{1,3}, Mónica SOLANA-TRAMUNT ^{1,2}, José MORALES ¹, Ainhoa NIETO ¹

¹Department of Sports Sciences, Ramon Llull University, FPCEE Blanquerna, Barcelona, Spain; ²Head Physiotherapist of the Royal Spanish Swimming Federation, Barcelona, Spain; ³Lecturer on NSCA Certified Personal Trainer (NSCA-CPT®), Spain

ABSTRACT

BACKGROUND: CrossFit® has seen a large increase in popularity worldwide since its inception twelve years ago, but in addition to having health benefits, it has been associated with musculoskeletal injuries, especially with respect to the lower back. Lumbopelvic motor control (LPMC) plays a critical role in stabilizing the spinal system. Deficits in dynamic stability can compromise segmental spinal stability and may lead to tissue damage and the development of chronic low back pain. Therefore, the purpose of this study was to identify differences in LPMC depending on demographic and session characteristics of CrossFit® athletes.

METHODS: One hundred CrossFit® athletes participated in this study (average age 20 ± 3.2 years, 71 males with age range 18–29 years, average height 167.9 ± 6.5 cm, average

weight 68.0 ± 15.2 kg, and mean 6 SD). LPMC was assessed using a pressure biofeedback unit, and a structured survey was used to collect data.

RESULTS: There were no significant relationships among LPMC and competition participation, previous warm-up, and/or weekly training hours. There were significant relationships among LPMC and gender, weight, and height of the CrossFit® athletes.

CONCLUSIONS: LPMC is related to characteristics of the CrossFit® athletes. Nevertheless, LPMC is not related to CrossFit® practice characteristics.

Key words: Low back, Motor control, Core assessment, Injury prevention, CrossFit®, Athletes

INTRODUCTION

Exercise-related injuries are a common cause of nonfatal emergency department and hospital visits¹. Core stabilization programs aim to prevent musculoskeletal injuries, rehabilitate and also improve sports performance² due to the improvement in core stability that helps maintain neutral spinal alignment and optimal position during the transfer of heavy spinal loads³. Core stability has been defined as the capability of the osteoarticular and muscular structures, coordinated by the motor control system⁴, to maintain or resume a position in the trunk path when subjected to internal or external forces⁵.

Lumbopelvic motor control (LPMC) plays a critical role in stabilizing the spinal system⁶. Core muscle contraction in conjunction with limb movements are performed to facilitate LPMC and respond to forces generated from distal body segments in addition to forces generated from expected or unexpected perturbations⁷. Altered LPMC is related to the incidence of injury^{8,9} and various methods of LPMC evaluation are currently applied clinically for diagnostic purposes as part of a physiotherapy examination¹⁰.

A pressure biofeedback unit (PBU) is a reliable, non-invasive, and non-painful device that has been recently used to assess LPMC¹¹⁻¹³. The PBU has demonstrated satisfactory results in terms of intra-rater reliability; the intraclass correlation coefficient (ICC) ranges from 0.60 to 0.95, and the interrater reliability with ICC ranges from 0.40 to 0.86. There is also an acceptable construct validity with ICC ranging from 0.48–0.90 (Dankaerts et al., 2006; Lima, de Oliveira, et al., 2012; N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a; von Garnier et al., 2009). The tests most commonly used to assess motor control (MC) using the PBU include the active straight leg raising (ASLR)¹⁶, (N. A. Roussel et al., 2007) the bent knee fall out (BKFO)¹⁷, the knee lift abdominal test (KLAT)⁸, and the prone test (PRONE/PT)¹⁴. Studies that assessed LPMC using the PBU considered that “excessive” pressure changes during low-load exercise reflect an individual’s inability to maintain isometric abdominal muscle contractions, resulting in uncontrolled movements of the lumbar spine¹⁸. Researchers have shown the importance of visual feedback, which is a significant condition affecting the performance of the tests¹³.

CrossFit[®] is a constantly varied, high intensity, functional movement strength and conditioning program, which has seen a large increase in popularity around the world since

its inception twelve years ago¹⁹. This activity is described by its founder as a physical strength and conditioning program based on functional movements such as weightlifting, gymnastics, and metabolic conditioning²⁰. It has been shown that practicing CrossFit® can be used to improve metabolic capacity and physical conditioning after assessing the maximal oxygen uptake (VO₂ max) and body composition of athletes with different levels of physical fitness²¹. CrossFit® is often performed at high intensity with little recovery time between exercises²². Although the structure of each session will vary between affiliates, each session is typically organized by “workouts of the day”. Exercises differ widely and are constantly varied. The purpose of some of these exercises is to achieve the best time possible while for others the goal is the largest number of rounds over periods ranging from 10 to 20 minutes²¹.

Fatigue associated with high intensity anaerobic exercise may result in deterioration of concentration and skill²³. This type of fatigue is reported to promote greater risk injury, especially in athletes with high level of physical demands²⁴. Thus, optimum static and dynamic stability of the lumbo-pelvic complex, as an expression of the LPMC, is considered important for maintaining the functional and structural integrity of the lumbar region. Deficits in dynamic stability can compromise segmental spinal stability and may lead to tissue damage, and the development of chronic low back pain²⁵⁻²⁷.

Previous studies have shown that LPMC may be influenced by gender^{28,29}. Nevertheless, to our knowledge, there are no studies that have attempted to assess the influence of different characteristics of CrossFit® athletes and CrossFit® practice on the LPMC.

Therefore, the purpose of the present study was to identify the relationship between LPMC and the characteristics of CrossFit® athletes and practice.

MATERIAL AND METHODS

Population

One-hundred subjects ($n = 100$, average age 20 ± 3.2 years, 71 males; age ranging from 18–29 years, average height 167.9 ± 6.5 cm, average weight 68.0 ± 15.2 kg, and mean 6 SD) participated in this study. The participants were recruited from six CrossFit® affiliates in Barcelona, Spain (Reebok, Les Corts, Kudasai, Sabadell, Betulo, Ubox), who voluntarily participated in the research.

All users were asked for participation if they were members of the facilities and were present at the facility on the day of data collection. Those participants who had some type of discomfort that prevented them from performing the tests were excluded. A total of 100 CrossFit® athletes participated in the study.

The subjects were requested not to undertake any activity with high physical demand during the 24 hours prior to the study and not to take stimulants, medications, alcohol that could alter the conscious nervous system perception prior to the test. The study was approved by the institutional ethics committee, and a written informed consent was obtained from each individual prior to their participation in the study. Prior to participation, all subjects received verbal and written information addressing the nature of the study. Participants were asked to read an information leaflet explaining the purpose of the

research and to seek additional explanations if necessary. In case of agreement, they were asked to sign an informed consent document.

Procedures

This cross-sectional study investigated the relationship between lumbopelvic motor control and injury incidence in CrossFit® athletes. LPMC was assessed by evaluating the ability of the subjects to control lumbopelvic region movements while performing simple movements with their hips. A PBU was used to monitor lumbopelvic movement. A PBU consists of an inflatable inelastic bag connected to a pressure gauge and inflation device and was developed to monitor lumbopelvic movements by recording pressure changes during assessment^{13,30}(C. Richardson et al., 1992; Solana-Tramunt et al., 2019). The pressure bag is 16.7×24 cm in size and made from non-elastic material. The sphygmomanometer scale ranges from 0 to 200 mmHg with 2 mmHg intervals on the scale. Movements or changes in positions causes volume changes in the pressure bag, which is registered by this device.

A survey based in previous studies^{22,23} (Montalvo et al., 2017; Weisenthal et al., 2014) was used to collect data on the following variables: (1) name; (2) CrossFit® affiliate; (3) gender; (4) height; (5) length of participation in CrossFit® (years); (6) frequency of participation in CrossFit® (weekly athlete training hours); and (7) whether or not an athlete actually competes and incorporates a warm-up. They were also asked about injury history. Injury was defined as any physical damage to a body part that caused them to miss or modify one

or more training sessions or hindered activities of daily living²³. Athletes were asked about numbers and locations of injuries since they became involved in CrossFit® practice.

Testing procedures

All measurements were developed in the usual participants' training facilities 30 minutes prior to start the session. Before starting the LPMC tests, the researchers interviewed all of the participants via a structured interview. Once the interview was finished, the participants were asked to lay on a mat to start the LPMC assessment. The order of the tests was randomly assigned to avoid order effects.

Four commonly used clinical tests were used in the present study for the evaluation of LPMC: (1) ASLR; (2) BKFO; (3) KLAT; and (4) (PT). ASLR, BKFO, and KLAT were performed in a supine position and monitored with a PBU (Stabilizer; Chattanooga Group, Inc., Hixson, TN, USA). The PT was performed in the prone position and also monitored with PBU. The pressure was inflated to 40 mm Hg for supine tests and 70 mmHg for the prone test (baseline pressure)^{13,31,32}. Prior to the test, the subjects performed two inspirations and expirations. The pressure was then readjusted. The participants were instructed to maintain neutral spine position (preventing spinal movement) during lower extremity movement. The other leg was extended (ASLR, BKFO) or flexed (KLAT) and rested on the table.

Maximal pressure deviation from baseline was recorded during each test, and these scores were used for further analyses¹⁸, thereby suggesting that “excessive” pressure changes during low loaded exercise reflect an inability to maintain abdominal muscle isometric

contraction, resulting in uncontrolled movement of the lumbar spine. They did, however, not define these “excessive” pressure changes.

ASLR (Fig. 1) was performed as described by Mens et al. (Mens et al., 2002) and Roussel et al. (N. A. Roussel et al., 2007) to assess the capability of the pelvic girdle to transfer loads between the lumbopelvic region and legs.

This test was performed in the supine position. During the first phase, the participant lifted the extended leg 20 cm above the table (phase 1). Next, the subject held this position for 20 seconds (phase 2). The PBU was placed horizontally under the spine of the participant with the lower edge at the level of the posterior superior iliac spine.

For BKFO (see Fig. 2), the subject was positioned supine in a partially crooked lying position as described by (Comerford & Mottram, 2001a). The participant then slowly lowered the bent leg in an outward direction to an approximately 45° abduction/lateral rotation while keeping the foot supported beside the straight leg. The participant then returned to the starting position. It has been suggested that abdominal muscles should be activated in order to stabilize the trunk in coordination with the adductors, which eccentrically lower the leg (Comerford & Mottram, 2001a). For BKFO, two joined biofeedback units were placed under the center of the back at the L3 level and were connected along the spine.

KLAT (see Fig. 3) was based on the abdominal exercises as described by Sahrman (2002) and on the isometric stability test performed by (Wohlfahrt et al., 1993). The subjects were positioned in a crooked lying position and were asked to lift one foot off the table to 90° of hip flexion with respect to knee flexion while keeping the lumbar spine stable. The PBU

was placed horizontally under the spine of the participant with the lower edge at the level of the posterior superior iliac spine. An increase in pressure during the test indicated lumbar flexion or posterior pelvic tilt, while a pressure decrease suggested lumbar extension or anterior pelvic tilt³⁰.

In PT (Fig. 4), participants were positioned in the prone position, and the inflatable bag was placed between the anterior superior iliac spine and navel. Before starting the contraction, the bag was inflated to a pressure of 70 mmHg with the valve closed, and participants were instructed to breathe deeply using mainly the abdominal wall. The inflatable bag was then returned to 70 mmHg. Patients were requested to perform three transversus abdominis (TrA) muscle contractions with following verbal command standardized by examiner: “Draw in your abdomen without moving the spine or pelvis” and then maintain these contractions for 10 seconds³⁶. The examiner used palpation to check whether the participants were moving (in contrast to the instructions) the spine or pelvis. Based on previous studies on the topic^{11,14}, a pressure reduction of at least 4 mmHg during 10 seconds was defined as a positive result (success).

Statistical analyses

The dependent variables were LPMC, KLAT (right and left), BFKO (right and left), ASLR (right and left), and the PT. Independent variables were gender, competition, warm-up, weight, height, years of practice, and weekly athlete training hours. Because some of the independent variables were quantitative (weight, height, years of practice, weekly training

hours), they were converted into qualitative training groups based on the calculation of the tertiles related to each of them.

The Kolmogorov–Smirnov test was applied to check the distribution of the sample. If the sample did not have normal distribution, nonparametric tests were applied. The variables with only two groups were analyzed with the Mann–Whitney test. When the variables had more than two groups, the Kruskal–Wallis test was applied, and subsequently the Mann–Whitney was applied for the post-hoc tests. The variables with more than two groups are defined in table I.

The descriptive statistics of the dependent variables were calculated (mean and standard deviation). A p-value of 0.05 was used to determine statistical significance. All statistical procedures were performed using the SPSS software, version 22.0 (IBM Corporation, NY, USA).

RESULTS

A significant relationship between LPMC and gender, weight, and height of the CrossFit® athletes was demonstrated. There was no significant relationship among LPMC and competition participation, previous warm-up, and/or weekly training hours. (table 2).

Gender differences were found in the KLAT and BKFO tests performed with left and right side, with men showing worse results than women.

Significant differences were observed in the comparison between groups 1 and 2 ($p=0.019$; $z=2.07$) in addition to 1 and 3 ($p = 0.002$; $z = 2.88$) with respect to the weight variable.

Significant differences were observed in the height variable in the following tests and groups: (1) KLAT right side between groups 1 and 2 ($p = 0.003$; $z = -2.73$) in addition to 1 and 3 ($p = 0.029$; $z = -1.88$); (2) KLAT left side between groups 1 and 2 ($p = 0.011$; $z = -2.27$) in addition to 1 and 3 ($p = 0.021$; $z = -2.04$); (3) BKFO right side between groups 1 and 2 ($p = 0.009$; $z = -2.36$) in addition to 1 and 3 ($p = 0.000$; $z = -3.56$); and BKFO left side between groups 1 and 3 ($p = 0.007$; $z = -2.44$).

DISCUSSION

To our knowledge, this is the first study that has attempted to assess the influence of different characteristics of the CrossFit[®] athletes on the LPMC as measured with PBU.

The results showed that characteristics of the subjects were significantly related to LPMC performance in CrossFit[®] athletes. Nevertheless, there were no significant impairments in LPMC depending on the characteristics of the CrossFit[®] sessions, with or without a warm-up, competition involvement, or the number of practice hours.

According our results, Gombatto et al. (2016) found differences between men and women in LPMC in the first part of hip lateral rotation movement. In their study, men showed greater lumbopelvic movements; the study also claimed to be related to increased vulnerability with low back pain associated with lateral rotation (Gombatto et al., 2006). Moreover, Shannon et al (2012) demonstrated that men had less motor control with greater lumbopelvic rotation during a hip medial rotation test²⁹. Furthermore, the previous studies showed that LPMC is better in women than men, a result that is in accordance with our

study in which women showed better values of LPMC compared to men as assessed with PBU. One reason for the difference between genders may be passive tissue stiffness. Passive stiffness is defined as the ratio of change in passive resistance to change in displacement³⁷. A greater amount of hip stiffness during the tests would offer more resistance to the pelvic tilt and hip movements that are required in these LPMC tests. Lumbopelvic movement may then be induced during the tests in an attempt to continue moving the lower extremity²⁸. A number of investigations have reported that men have increased stiffness in the lower limbs compared to women^{38,39}, which has been attributed to greater lower limb muscle mass and cross-sectional area³⁹. Therefore, men may demonstrate lumbopelvic movement during the tests because they have a greater amount of passive stiffness in the hip musculature compared to women. Differences in activation patterns could be another reason for the difference in between-gender LPMC. Indeed, identified sex-related differences in knee joint stabilization strategies have been identified⁴⁰, and this difference could occur in the core muscles.

Our results showed that LPMC is better in weight category 1 (<69.66 Kg) in comparison to the higher weight categories (2 or 3), thus explaining that lower weight athletes have better LPMC. There is evidence that demonstrates that obesity provides a constraint for gross and fine motor performance in children^{41,42}. In adults, it has also been demonstrated that obesity influences coordination tasks⁴³. This obesity effect could influence the quality of exercises and tasks in CrossFit® practice in addition to the tasks of daily life. Moreover, higher weight CrossFit® athletes could have more muscle mass that interfered in lumbar movements during the tests because the lumbopelvic stiffness.

To our knowledge, there are no previous studies that showed relationships between height and motor control. However, our results show a strong relationship between both variables, suggesting that lower height could be an advantage leading to better LPMC than in those who are taller. In a study performed by Montalvo et al. (2017), injured CrossFit® athletes were significantly taller and weighed significantly more than uninjured athletes. It is well known that height is related to long lower limbs⁴⁴. Thus, the movement of lower limbs in tall people generates a greater moment arm on the lumbar spine⁴⁵. Higher torque on the lumbar spine places greater stress on the core muscles, thus increasing its fatigue and therefore, decreasing their capability for maintaining proper LPMC. This biomechanical condition could cause more vulnerability toward injuries in taller subjects.

This study presented no differences in LPMC depending on any variable related to the characteristics of CrossFit® practice. In contrast to our results, Montalvo et al. (2017) showed that injured athletes had significantly greater participation length and experience in CrossFit® than uninjured athletes. Furthermore, this study found that participation in competition was slightly significantly associated with injury. The authors speculate that the findings may be partially explained by the controlled relative loads. From a biomechanical point of view, the torque that reaches the lumbar spine depends not only on the mentioned moment arm but also on the load used since the torque is equal to moment of force multiplied per load. Thus, we could assume that when CrossFit® athletes increase their strength and dexterity, their exercises become more challenging and heavier, which also increases the challenge to their motor control. Additionally, it is reported that the lower the LPMC, the higher the injury risk⁴⁶(Taanila et al., 2015). According to Windt and

Gabbet (2016), athletes are exposed to the risk of sustaining an injury during each training and competition bout, so increased loads should result in increased injury incidence⁴⁷. Other studies suggest that as the intensity, duration, and load of training sessions and competition are increased, the incidence of injury is also increased^{48,49}. However, a recent study developed by Minghelli and Vicente (2019) showed data contrary to those previously mentioned⁵⁰. In that study, CrossFit[®] practitioners who participated in competitions had less probability to be injured than those who did not; furthermore, CrossFit[®] practitioners who trained fewer sessions a week were more inclined to have an injury than those who trained three or more times a week.

We measured the LPMC, which could be related to the risk of injury, and has been done in other studies. Nevertheless, in our study the LPMC had no relationship with any the CrossFit[®] characteristics. One explanation could be that CrossFit[®] movements need good technique; therefore, injury risk is more related to athletes' abilities than CrossFit[®] characteristics. Moreover, athletes who spend more time training could develop more physical capacities and better strategies in comparison with whom train less, making the first group of athletes more prone to injury. Additionally, warm-up methods were different in each box, which makes it difficult to compare among athletes who established different warm-up times and protocols during their sessions. Furthermore, there was heterogeneity in the competition frequency and level of the assessed athletes; thus this heterogeneity could interfere with their LPMC performance at the moment of the evaluation.

When we analyzed the amount of training hours per week, there were no differences in LPMC among participants that spent more hours in Crossfit[®] workouts in comparison with

those who spent less time. This finding could be understood as the amount of practice do not interfere on LPMC in this kind of athletes. Another explanation for the absence of a relationship between LPMC and the amount of Crossfit® training or competition participation is participant assessment in the absence of fatigue before a training session. Perhaps if subjects were assessed after the training session, more experienced athletes could perform better LPMC tests than non-experienced ones because they could be less adapted to fatigue. Further investigation is needed to check differences between LPMC before and after training sessions to determine whether experienced athletes perform better LPMC tests under fatigue conditions in comparison to less experienced.

To the best of our knowledge, there is a lack of CrossFit® athlete-based studies that objectively assess the LPMC using PBU tests. This situation makes it difficult to compare the CrossFit® athletes' LPMC in the present study with previous CrossFit® athlete-based studies.

These results suggest that coaches may consider prior characteristics of their athletes rather than the characteristics of the session in order to maintain or improve LPMC during their sessions. As an example, men need higher attention to exercises that compromise the lumbopelvic area in order to avoid injury risk during CrossFit® sessions. Coaches should therefore focus on participants with higher risk of poor motor control.

CONCLUSIONS

In summary, the results from the current study suggest that LPMC could vary between gender, weight, and height. Nevertheless, variables related to CrossFit® practice, such

competition participation, warming up, the weekly hours dedicated to this discipline, and/or years of practice, seem not to modify LPMC.

Estudio 3: Is lumbopelvic motor control affected by sex and previous injuries in CrossFit® athletes?

Alberto ORTEGÓN ^{1,3}, Mónica SOLANA-TRAMUNT ^{1,2}, José MORALES ¹, Ainhoa NIETO ¹

¹Department of Sports Sciences, Ramon Llull University, FPCEE Blanquerna, Barcelona, Spain; ²Head Physiotherapist of the Royal Spanish Swimming Federation, Barcelona, Spain, ³Lecturer on NSCA Certified Personal Trainer (NSCA-CPT®), Spain

ABSTRACT

BACKGROUND: CrossFit® has seen a large increase in popularity worldwide, including exercises that require a lot of technique combined with the accumulated fatigue. Fatigue, especially in lumbopelvic motor control (LMPC) could compromise concentration and skills, increasing the risk of injury of the athletes. It is suggested differences in motor compensation strategies in response to fatigue and women is affected by fatigue to a greater degree than that for men. Therefore, the purpose of this study was to assess the influence of previous injury and sex condition on LPMC in CrossFit® athletes.

METHODS: One hundred CrossFit® athletes participated in this study (average age 20 ± 3.2 years, 71 males with age range 18–29 years, average height 167.9 ± 6.5 cm, average weight 68.0 ± 15.2 kg, and mean 6 SD). LPMC was assessed using a pressure biofeedback unit, and a structured survey was used to collect data.

RESULTS: There were no significant relationship between LPMC and previous injury, however there were significant relationship between low back pain (LBP) in the last three months and prone test. Women had better motor control (MC) than men, although they showed the highest injury rates.

CONCLUSIONS: CrossFit® athletes with previous injury did not modify MC significantly compared to those who did not have an injury. Women performed better on most motor control tests. Subjects with LBP had worst performance in prone test.

Key words: Low back, Motor control, Core assessment, Injury prevention, CrossFit®, Athletes

INTRODUCTION

CrossFit® training methodology was initially created for military training by Greg Glassman in California, who defined it as ‘constantly varied functional movements performed at high intensity’ (Glassman, 2007). This training program is used to improve ten components of fitness, such as cardiovascular/respiratory endurance, stamina, strength, flexibility, power, speed, coordination, agility, balance and accuracy (Glassman, 2002).

CrossFit® training has physiological impact on athletes, as it incorporates both aerobic and anaerobic elements, which in turn improve cardiovascular fitness, anaerobic capacity and body composition of individuals of all levels of fitness and of both genders (Gianzina & Kassotaki, 2019). CrossFit® practice is also associated with higher levels of sense of community, satisfaction, and motivation (Claudino et al., 2018). In order to do that, CrossFit® sessions takes the form of Workouts Of the Day (WODs) which typically last around twenty minutes and include a variety of bodyweight exercises, gymnastics, Olympic style weightlifting, running, rowing, skipping and using a various barbells, kettlebells and other odd shape objects (Glassman, 2007). These exercises require a lot of technique combined with the accumulated fatigue which contribute to a concern about the safety of this training methodology (Montalvo et al., 2017). Actually, it has been shown that CrossFit® is not without risk of injury, although injury rates are comparable to those of other recreational or competitive sports, and the injuries show a profile similar to weight lifting, power lifting, weight training, Olympic gymnastics, and running, which have an injury incidence rate nearly half that of soccer (Sprey et al., 2016).

There are several musculoskeletal injuries in CrossFit®, most common being in the shoulder, the lower back and the knee, and other more severe but less common injuries, such as exertional rhabdomyolysis (Gianzina & Kassotaki, 2019). Fatigue could compromise concentration and skills in high intensity CrossFit® training, increasing the risk of injury of the athletes (Jones et al., 2017). As the main active muscle groups begin to tire, the dependence of other muscle groups may increase (Gleeson et al., 1998). Fatigue affects to motor control and could negatively affect to the movement (Morris et al., 2013).

Thus, lumbopelvic motor control (LPMC) plays a critical role in stabilizing the spinal system (Borghuis et al., 2008) and it has proven to be a risk factor in injuries of different sports and in both genders (Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2004).

An optimum static and dynamic stability of the lumbo-pelvic complex, is considered important to maintain the functional and structural integrity of the lumbar region. Deficits in dynamic stability can compromise segmental spinal stability and may lead to tissue damage (P. Hodges et al., 2009). The function of motor control can be altered after an injury due to the loss of sensory information from mechanoreceptors (Ageberg & Fridén, 2008). Similarly, pain can alter LPMC strategies during leg movement tasks (Cameron, Adams, & Maher, 2003). A number of mechanisms have been proposed to explain the effect of pain on motor control (Brumagne et al., 2019). These include changes in excitability at the spinal or cortical level, changes in proprioception or afferent mediated control, or specific cortical effects imparted by aspects of pain, such as its demand on central nervous system resources, stress or fear (Paul W. Hodges & Moseley, 2003).

Recent studies use the Pressure Biofeedback Unit (PBU) as a reliable, non-invasive and non-painful device to assess LPMC (Chattanooga, 2005; Solana-Tramunt et al., 2019). The PBU has demonstrated satisfactory results in terms of intrarater reliability; the intraclass correlation coefficient (ICC) ranges from 0.60–0.95, and the interrater reliability with ICC ranges from 0.40–0.86. There is also an acceptable construct validity with ICC ranging from 0.48–0.90 (Azevedo et al., 2013; L. O. P. et al. Costa, 2006; Dankaerts et al., 2006; Lima, de Oliveira, et al., 2012; N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a). The tests most commonly used to assess MC using the PBU include the Active Straight Leg Raising

(ASLR) (N. A. Roussel et al., 2007) the Bent Knee Fall Out (BKFO) (Comerford & Mottram, 2001b), the Knee Lift Abdominal Test (KLAT) (N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009a) and the PRONE test (PRONE) (L. O. P. et al. Costa, 2006; Lima, de Oliveira, et al., 2012). Studies that assessed LPMC using the PBU considered that ‘excessive’ pressure changes during low-load exercise reflected an inability to maintain isometric contraction of the abdominal muscles, resulting in uncontrolled movement of the lumbar spine (Jull et al., 1993). Researchers have shown the importance of visual feedback, being a significant condition in the performance of the tests (Solana-Tramunt et al., 2019).

CrossFit® started as a practice most commonly developed by men than women. Nevertheless, the presence of women has increased in last years without any adaptation of the physical demands of the technical requirements of biological sex differences.

The increase in participation of women in some sports has led to growing concern that female athletes may be at greater risk for certain injuries than their male counterparts (Sallis et al., 2001).

Men and women have some sex-specific patterns in anatomical risk factors (Vacek et al., 2016). For example, anatomical risk factors for some knee injuries are more likely to occur in female than male athletes (Shultz et al., 2015). In the thoracolumbar spine, females normally display a lumbar hyperlordosis, but a thoracic hypokyphosis, due to differences in the wedge-shaped vertebral body, facet joint orientation, and spinous process width (Masharawi et al., 2010). In ligaments, females have decreased collagen and increased elastin (Osakabe et al., 2001). Studies focused on sex differences in neuromuscular control have demonstrated biomechanical differences between sexes (Hewett et al., 2005). Female

athletes have decreased proprioception, compensatory neuromuscular control patterns, enhanced static balance, and decreased lower extremity strength compared with male athletes (Sell T.C., 2018). The sex of the individual should be considered in the response to fatigue, as it is suggested differences in motor compensation strategies in response to fatigue and women is affected by fatigue to a greater degree than that for men (Cantú et al., 2014; Weber et al., 2018)

Also female sex hormones can modulate the risk of injury, occurring more often in the follicular and preovulatory phases of the menstrual cycle (Wojtys et al., 2002). Estrogen and relaxin likely act synergistically to modulate collagen turnover and cross-linking, which lead to increased ligamentous laxity, decreased anterior cruciate ligament (ACL) load-to-failure, and reduced tendon stiffness (Lin et al., 2018).

Regardless of the fact that women have a longer life expectancy and therefore also reach a more advanced age associated with greater comorbidity, their risk for back pain is 25% higher than that of age-matched men (Schneider et al., 2006). There is a higher prevalence of chronic pain conditions among women than men (Munce & Stewart, 2007). Women have been shown to have a lower threshold of perception for pain and in reacting to it (Rollman & Lautenbacher, 2001) using more pain-relieving medication than men (J. Richardson & Holdcroft, 2009) although at the same pain severity, women report significantly higher activity level and pain acceptance than men (Rovner et al., 2017). Some authors attribute this among other things to differences in socialization in behavior and perception (Nakao et al., 2001).

Nevertheless, to our knowledge, there are no studies that attempted to assess the relationship between LPMC and previous pain or injuries in CrossFit® athletes. Therefore, the purpose of the present study was to assess the influence of previous injury and sex condition on LPMC in CrossFit® athletes.

MATERIAL AND METHODS

Population

One-hundred subjects ($n = 100$, average age 20 ± 3.2 years, 71 males; age ranging from 18–29 years, average height 167.9 ± 6.5 cm, average weight 68.0 ± 15.2 kg, and mean 6 SD) participated in this study. The participants were recruited from six CrossFit® affiliates in Barcelona, Spain (Reebok, Les Corts, Kudasai, Sabadell, Betulo, Ubox), who voluntarily participated in the research.

All users were asked for participation if they were members of the facilities and were present at the facility on the day of data collection. Those participants who had some type of discomfort that prevented them from performing the tests were excluded. A total of 100 CrossFit® athletes participated in the study.

The subjects were requested not to undertake any activity with high physical demand during the 24 hours prior to the study and not to take stimulants, medications, alcohol that could alter the conscious nervous system perception prior to the test. The study was approved by the institutional ethics committee, and a written informed consent was obtained from each individual prior to their participation in the study. Prior to participation,

all subjects received verbal and written information addressing the nature of the study. Participants were asked to read an information leaflet explaining the purpose of the research and to seek additional explanations if necessary. In case of agreement, they were asked to sign an informed consent document.

Procedures

This cross-sectional study investigated the relationship between lumbopelvic motor control and injury incidence in CrossFit® athletes. LPMC was assessed by evaluating the ability of the subjects to control lumbopelvic region movements while performing simple movements with their hips. A PBU was used to monitor lumbopelvic movement. A PBU consists of an inflatable inelastic bag connected to a pressure gauge and inflation device and was developed to monitor lumbopelvic movements by recording pressure changes during assessment (C. Richardson et al., 1992; Solana-Tramunt et al., 2019). The pressure bag is 16.7×24 cm in size and made from non-elastic material. The sphygmomanometer scale ranges from 0 to 200 mmHg with 2 mmHg intervals on the scale. Movements or changes in positions causes volume changes in the pressure bag, which is registered by this device.

A survey based in previous studies (Montalvo et al., 2017; Weisenthal et al., 2014) was used to collect data on the following variables: (1) name; (2) CrossFit® affiliate; (3) gender; (4) height; (5) length of participation in CrossFit® (years); (6) frequency of participation in CrossFit® (weekly athlete training hours); (7) participation in CrossFit® competitions; and (8) whether or not an athlete actually competes and incorporates a warm-up. They were

also asked about injury and pain history. Injury was defined as any physical damage to a body part that caused them to miss or modify one or more training sessions or hindered activities of daily living (Montalvo et al., 2017). Athletes were asked about numbers and locations of injuries since they became involved in CrossFit® practice.

Testing procedures

All measurements were developed in the usual participants' training facilities 30 minutes prior to start the session. Before starting the LPMC tests, the researchers interviewed all of the participants via a structured interview. Once the interview was finished, the participants were asked to lay on a mat to start the LPMC assessment. The order of the tests was randomly assigned to avoid order effects.

Four commonly used clinical tests were used in the present study for the evaluation of LPMC: (1) ASLR; (2) BKFO; (3) KLAT; and (4) (PT). ASLR, BKFO, and KLAT were performed in a supine position and monitored with a PBU (Stabilizer; Chattanooga Group, Inc., Hixson, TN, USA). The PT was performed in the prone position and also monitored with PBU. The pressure was inflated to 40 mm Hg for supine tests and 70 mmHg for the prone test (baseline pressure) (J. Hides et al., 2011; Solana-Tramunt et al., 2019; Wohlfahrt et al., 1992). Prior to the test, the subjects performed two inspirations and expirations. The pressure was then readjusted. The participants were instructed to maintain neutral spine position (preventing spinal movement) during lower extremity movement. The other leg was extended (ASLR, BKFO) or flexed (KLAT) and rested on the table.

Maximal pressure deviation from baseline was recorded during each test, and these scores were used for further analyses (Jull et al., 1993), thereby suggesting that “excessive” pressure changes during low loaded exercise reflect an inability to maintain abdominal muscle isometric contraction, resulting in uncontrolled movement of the lumbar spine. They did, however, not define these “excessive” pressure changes.

ASLR (Fig. 1) was performed as described by Mens et al. (Mens et al., 2002) and Roussel et al. (N. A. Roussel et al., 2007) to assess the capability of the pelvic girdle to transfer loads between the lumbopelvic region and legs.

This test was performed in the supine position. During the first phase, the participant lifted the extended leg 20 cm above the table (phase 1). Next, the subject held this position for 20 seconds (phase 2). The PBU was placed horizontally under the spine of the participant with the lower edge at the level of the posterior superior iliac spine.

For BKFO (see Fig. 2), the subject was positioned supine in a partially crooked lying position as described by (Comerford & Mottram, 2001a). The participant then slowly lowered the bent leg in an outward direction to an approximately 45° abduction/lateral rotation while keeping the foot supported beside the straight leg. The participant then returned to the starting position. It has been suggested that abdominal muscles should be activated in order to stabilize the trunk in coordination with the adductors, which eccentrically lower the leg (Comerford & Mottram, 2001a). For BKFO, two joined biofeedback units were placed under the center of the back at the L3 level and were connected along the spine.

KLAT (see Fig. 3) was based on the abdominal exercises as described by Sahrman (2002) and on the isometric stability test performed by (Wohlfahrt et al., 1993). The subjects were positioned in a crooked lying position and were asked to lift one foot off the table to 90° of hip flexion with respect to knee flexion while keeping the lumbar spine stable. The PBU was placed horizontally under the spine of the participant with the lower edge at the level of the posterior superior iliac spine. An increase in pressure during the test indicated lumbar flexion or posterior pelvic tilt, while a pressure decrease suggested lumbar extension or anterior pelvic tilt (C. Richardson et al., 1992).

In PT (Fig. 4), participants were positioned in the prone position, and the inflatable bag was placed between the anterior superior iliac spine and navel. Before starting the contraction, the bag was inflated to a pressure of 70 mmHg with the valve closed, and participants were instructed to breathe deeply using mainly the abdominal wall. The inflatable bag was then returned to 70 mmHg. Patients were requested to perform three transversus abdominis (TrA) muscle contractions with following verbal command standardized by examiner: “Draw in your abdomen without moving the spine or pelvis” and then maintain these contractions for 10 seconds (L. O. P. Costa et al., 2004). The examiner used palpation to check whether the participants were moving (in contrast to the instructions) the spine or pelvis. Based on previous studies on the topic (Chattanooga, 2005; Lima et al., 2011; Lima, de Oliveira, et al., 2012) a pressure reduction of at least 4 mmHg during 10 seconds was defined as a positive result (success).

Statistical analyses

The dependent variables were LPMC, KLAT (right and left), BFKO (right and left), ASLR (right and left), and the PT. Independent variables were gender, competition, warm-up, weight, height, years of practice, and weekly athlete training hours. Because some of the independent variables were quantitative (weight, height, years of practice, weekly training hours), they were converted into qualitative training groups based on the calculation of the tertiles related to each of them.

The Kolmogorov–Smirnov test was applied to check the distribution of the sample. If the sample did not have normal distribution, nonparametric tests were applied. The variables with only two groups were analyzed with the Mann–Whitney test. When the variables had more than two groups, the Kruskal–Wallis test was applied, and subsequently the Mann–Whitney was applied for the post-hoc tests. The variables with more than two groups are defined in table I.

The descriptive statistics of the dependent variables were calculated (mean and standard deviation). A p-value of 0.05 was used to determine statistical significance. All statistical procedures were performed using the SPSS software, version 22.0 (IBM Corporation, NY, USA).

RESULTS

Descriptive characteristics of the population are showed in table 1. Both males and females have similar years of practice, although the number weekly training hours of is higher in males than females (6.11 ± 4.96 vs. 4.45 ± 3.04) (table 1).

Frequency analyses showed that 92% of the participants included warm up in their sessions. Similar percentages were found between men and women (table 2). Nevertheless, women had less percentage of participation in competition. Despite including warm up in their sessions, women showed higher percentages of injury and low back pain in last three months than men (table 2).

Regarding the performance in LPMC tests, women showed significant higher LPMC than men, thus women had less absolute displacement of the needle of the PBU manometer for all tests (table 3).

DISCUSSION

To our knowledge, this is the first study that aims to assess the influence of previous injury or sex condition on LPMC in CrossFit® athletes.

The results showed that having a previous injury did not modify the motor control significantly compared to those who did not have an injury. Women performed better in most of the tests. However, since despite having better motor control evaluated through the PBU, the female sex clearly presented a higher percentage of injuries in the main joints injured in CrossFit®.

As far as we are aware LPMC in CrossFit® athletes have not been evaluated before. Future research is necessary to compare our results with those of others CrossFit® athletes.

A study with professional swimmers performed by Solana-Tramunt et al. (2019) show similar performance scores that our CrossFit® participants in KBFO, ASLR and Prone Test

without visual input (Solana-Tramunt et al., 2019). However, swimmers' scores were better than CrossFit® participants in KLAT. The reason of that could be that the most of swimming styles implies LPMC in lying position (prone and supine) with extended knee and slightly hip flexion, as it takes place in KLAT test.

Roussel et al. (2009) evaluated the LPMC in people with and without back pain (N. Roussel, Nijs, Truijen, et al., 2009b). The scores of our participants were better than those without pain from the mentioned study. This study does not specify if their participant were engaged in any sport, so if they were sedentary they surely have low proprioception and therefore little LPMC. In the same study, those with LBP also obtained worse scores comparing with our participants with LBP, probably as a result of not to be engaged in any sport as mentioned above.

Dancers are supposed to have a good control of the whole body, including LPMC. However, dancers' LPMC in a study designed by Roussel et al. (2009) were worse than CrossFit® athletes from the present study (N. Roussel, Nijs, Mottram, et al., 2009). A hyperlordotic posture and consequently anterior pelvic tilt is common in dancers (N. Roussel, Nijs, Mottram, et al., 2009). This posture that increases the pressure evaluated by the PBU could be the reason of the difference between the participants of both studies.

Another study monitored the LPMC in soccer players with and without LBP. All the participants got better scores than the counterparts CrossFit® participants (Grosdent et al., 2016). This is a curious case because both sports are developed mostly in a standing position. A possible explanation to these differences could be the different lumbar requirements in both sports. While soccer player doesn't have special activation of

posterior core muscles during their practice, CrossFit® athletes use to challenge these muscles with many exercises, thus their lumbar stiffness may promote a constant stimulus for pressure receptors in the low back. Furthermore, this increased stiffness could make more difficult to detect small changes in the PBU pillow, which may decrease their pressure detection threshold. Future research that assess LPMC in any sport should consider to compare the results between males and females.

Because some studies have shown delays in the activation of the transverse abdominal in patients with LBP (Paul W. Hodges & Moseley, 2003; Paul W. Hodges, Van Dieën, et al., 2019) we expected that our participants with low back pain would have worse results in the performance of the prone test, which evaluates the activation capacity of this musculature (Lima, de Oliveira, et al., 2012), so it was. Differences in presentation might be explained by divergence of the underlying mechanisms for the response to injury/nociceptive input/pain; for instance, the changed motor control may represent a purposeful strategy for protection, or alternatively it may be a consequence of interference by pain/nociception and injury (Van Dieën et al., 2019). Thus, injury and pain are potent stimuli to change motor control. Actually, a review headered by Tong et al. (2017) founded that LBP can lead to worse proprioception in motor control, which can cause less precision in trunk control movements (Tong et al., 2017).

However, our results showed that having a previous injury was not a determining factor for finding differences in motor control. Similar results founded Roussel et al. (2009), who showed that joint hypermobility in dancers did not correlate with the motor control tests

and was not associated with a history of LBP (N. Roussel, Nijs, Mottram, et al., 2009). However, several studies have reported that poor control of the trunk predisposes athletes to sports injuries of the spine and lower extremity (Jacek Cholewicki et al., 2019b; Zazulak et al., 2007). Zazulak et al. (2010) showed relationship between trunk neuromuscular control and knee, ligament, and ACL injuries with high sensitivity and moderate specificity in female, but not male, athletes (Zazulak et al., 2007). Soccer players with LPB showed an altered motor control of the lumbopelvic region measured with PBU compared with players without PBU (Grosdent et al., 2016). Hodges et al. (2019) agree that there are individual differences, which implies that interventions based on motor control may be appropriate for some and may not be for others (Paul W. Hodges, Van Dieën, et al., 2019). Perhaps, because CrossFit® is mostly practiced in a standing position, it is not sensitive to motor control tests in the supine position.

In the current study, women reported having been injured twice as often as men. Which, in addition, occurs in the three joints studied (shoulder, lumbar and knee) that are the most injured in CrossFit® (Montalvo et al., 2017). It is not common to find CrossFit® studies that consider the sex of the participants to relate them to the injuries. In a study conducted by Montalvo et al. (2017) presents results opposed to ours, which shows that sex was not related to an increase of injury (Montalvo et al., 2017).

In sports, there is a variety of conflicting results. Some studies have shown male athletes to be at greater risk for injury than their female counterparts (Conn et al., 2003; Dempsey et al., 2005). It seems like girls have a higher risk of injury for some types of injury than

boys, particularly injuries to the knee (Knowles, 2010). In anterior cruciate ligament tear, the rate of injury of women compared to men is 2.67 in soccer, 3.5 in basketball, 4.05 in wrestling, and 1.00 in alpine skiing (Prodromos et al., 2007). In football, Muffy et al. (2015) showed that the incidence of severe injuries was significantly higher in the female population. (Mufty et al., 2015). Ristolainen et al. (2009) compared injury risk by gender in 312 females and 262 males top-ranking finish of various sports. After combining all reported acute and overuse ankle and knee injuries, the proportion of athletes with such injury was higher in the female compared to male soccer players, but no difference was found in such injuries when calculated per 1000 exposure hours (Ristolainen et al., 2009). The authors expose that most of these differences seemed to be explained at least in part by differences in the amount of training. However, in the current study men reported fewer injuries while spending more hours a week training than women, as well as more competitions compared women. The results from Minghelli et al. (2019) were similar to ours, showing that the CrossFit practitioners who did not participate in competitions showed a 2.64 greater probability of having an injury than those who did participate, and the CrossFit practitioners who trained twice or less a week showed a 3.24 greater probability of injury than those who trained three or more times (Minghelli & Vicente, 2019). In the study developed by Montalvo et al. (2017) the participants that showed increased exposure to training in the form of greater weekly athlete training hours and weekly participations were associated with injury (Montalvo et al., 2017). And in the study of Sprey et al. (2016) participation in CrossFit competitions it was an injury risk factor. There also found differences in pain between men and women. Regarding back pain (not

injury) during the last three months, the difference between the sexes was almost three times higher reported by the female sex (16% vs. 44%). Some research showed that women are more sensitive to pain (Riley et al., 1998) and it could be the reason why women in our study presented greater pain. Previous studies inform a higher prevalence of pain in females for headache, migraine, temporomandibular pain, burning mouth pain, neck pain, shoulder pain, back pain, knee pain, abdominal pain, and fibromyalgia (Manchikanti et al., 2009). Several studies and systematic reviews have revealed gender differences in the estimated prevalence of LBP, being more common in women than in men (Rubin, 2007; Shiri et al., 2019). Xiáng et al. (2016) in a systematic review with the same LBP criteria demonstrated increased LBP prevalence in women than in men across all age group, and it was specially noted after menopause age (Wáng et al., 2016). Postmenopausal women show accelerated disc degeneration due to relative estrogen deficiency, resulting in narrower intervertebral disc space in women than age-matched men, increased prevalence of spondylolisthesis, increased prevalence of facet joint osteoarthritis and higher osteoporosis related spine fracture rate (De Schepper et al., 2010).

In children and adolescents they have also been found that girls were more susceptible to LBP (Kikuchi et al., 2019). Interestingly, it is also found that women reported significantly less kinesiophobia than men for the same perception of pain (Rovner et al., 2017). This information can be very useful for coaches.

Differences in LPMC between men and women were founded in this study. Women presented better MC than men in KLAT (both sides) and BKFO (both sides).

MC is important in CrossFit® to maintain the proper technique that requires the exercise,

considering that are executed with accumulated fatigue (Montalvo et al., 2017). Fatigue affects to motor control and could negatively affect to the movement (Morris et al., 2013). Hence, fatigue could compromise concentration and skills in high intensity CrossFit® training, increasing the risk of injury of the athletes (Jones et al., 2017). It is demonstrated compensatory changes in posture and coordination interpreted as strategies to decrease the load on fatiguing muscles (Cantú et al., 2014; Weber et al., 2018), which could contribute to a risk of injury, as the main active muscle groups begin to tire, the dependence of other muscle groups may increase (Gleeson et al., 1998).

Interestingly for coaches, women is affected by fatigue to a greater degree than that for men (Weber et al., 2018). So fatigue induced by the same task can affect men and women differently, modifying the neuromuscular control or the joints. Having greater flexibility, which is usually a more characteristic of women, could be partially responsible for the decrease in dynamic control of the joints. (Hewett et al., 2005).

LPMC could also be affected by biomechanical differences between sexes. Regarding pelvic anatomy, women have a clearer and wider pelvis and a larger subpubic angle (the angle between the lower pubic rami) that aid in the transfer of destabilizing forces outside the pubic region to the lower extremities (Meyers et al., 2012).

There are also hormonal influences on neuromuscular control of the joints that could be an underlying mechanism for higher rates of injuries in female athletes. Estrogen both directly and indirectly affects the female neuromuscular system (Hewett et al., 2005). Future research in CrossFit® could focus on the time of the hormonal cycle when the injury occurs.

CONCLUSION

The results of this study showed that CrossFit® athletes having a previous injury did not modify the motor control significantly compared to those who did not have an injury. So, observing motor control may not be useful for coaches in this training modality.

Women performed better on most motor control tests. However, despite having better motor control, the female sex clearly presented a higher percentage of injuries to the main joints injured in CrossFit®, as well as LBP during the last three months. This shows that injuries do not only depend on good MC. Furthermore, men indicated to train and to be engaged in competitions more than women. Hence prevention specific strategies for women should be developed.

Prone test was the only that was significantly related with the subjects with LPB, and athletes with LBP had worst MC in this test.

Further studies are needed to fully understand the link between LPMC, sex and pain or injury in athletes CrossFit®.

Limitations:

The sample was obtained from six facilities in Barcelona (Spain). The results may be biased due to the locality of the sample, so similar studies in another population are necessary.

Furthermore, only 30% of the participants where women.

The interview as data collection approach relies on the participant's memory and may, thus,

not be objective. Furthermore, as the reported injuries were not evaluated by health professionals, but more often than not correspond to self-made diagnoses, the reliability of their classification may be questionable. Besides, the use of surveys to retrospectively describe injury data is commonly used in several studies.

Additional lumbar strength tests could explain if the increased percentage of injury in women could be caused with lower force of female CrossFit® and athletes of the present study.

VITA

Breve biografía sobre el autor.

Alberto Ortegón es un apasionado del deporte y el ejercicio físico desde muy pequeño. Jerezano de nacimiento, ha estado en contacto con multitud de deportes gracias a que sus padres siempre se han preocupado porque probara diferentes disciplinas deportivas. Tanto marcó el deporte en su vida que antes de llegar al Instituto ya tenía claro que quería que fuese su profesión.

Es Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte por la Universidad de Granada, Máster en Actividad Física y Salud por la Universidad Pablo de Olavide, y Doctorando en Ciencias de la Educación del Deporte por la Blanquerna-URL.

Alberto actualmente reside en Barcelona, donde dirige su propio negocio de entrenamiento personal (Goals Personal Training) con 4 trabajadores más. Es director de la escuela privada de formación para entrenadores personales Escuela Entrenamiento; formador oficial de la prestigiosa *National Strength and Conditioning Association* (NSCA) en Cataluña y Aragón; ponente en multitud de congresos nacionales de renombre como February Fitness, o Aerobic & Fitness, entre otros; docente en Másteres de diferentes Universidades, como la Universitat de Barcelona, CEU San Pablo, Tecnocampus Pompeu Fabra, o Blanquerna-URL, entre otras.

También es el autor de varios libros, entre los que destaca *Glúteo con Ciencia*, top ventas en Amazon en numerosas ocasiones en la categoría de Libros de Entrenamiento y Coaching de Deportes.