



universidad
de león

TESIS DOCTORAL

ANÁLISIS CINEMÁTICO DEL COMPLEJO
LUMBOPÉLVICO Y SU RELACIÓN CON EL
MIEMBRO INFERIOR

Paloma Guillén Rogel

Programa de Doctorado en
Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

DIRECTOR: Pedro Jesús Marín Cabezuelo

TUTOR: Javier González Gallego

León, 2022

AGRADECIMIENTOS

Antes de ir de viaje se recomienda buscar información y estudiar el recorrido para llegar al destino final. Una vez que se empieza, para explorar lugares emblemáticos hay que seguir investigando y todo ese proceso en ocasiones no es fácil, lleva tiempo, es necesario tener el material adecuado y además pueden surgir obstáculos.

La realización de cada estudio y el desarrollo de esta tesis es como el viaje que describo que sin la ayuda de muchas personas no sería posible. Por ello, dar las gracias a todas las personas que han participaron en las diferentes fases experimentales y he publicado los artículos.

Deseo agradecer a mi familia el apoyo en estos años.

También deseo agradecer a Cristina San Emeterio, mi compañera de fatigas en este viaje, a ayudarme a subir las cuestas del camino.

Agradecer a mi tutor, al Dr. Javier González Gallego, su profesionalidad en contestar cada una de las dudas planteadas.

Asimismo, agradecer a mi director, al Dr. Pedro J. Marín Cabezuelo por enseñarme que para superar el día a día hay que ser constante y metódico.

Por último, agradecer a ti, una vez más, a mi pareja, por su infinita paciencia, porque sin ti no sería posible llegar a meta.

A cada uno de vosotros, muchas gracias.

LISTA DE PUBLICACIONES

Parte de los resultados de esta memoria han sido objeto de las siguientes comunicaciones y publicaciones.

PUBLICACIONES

- I. **Guillén-Rogel, P., Franco-Escudero, C., & Marín, P.J.** (2019). Test-retest reliability of a smartphone app for measuring core stability for two dynamic exercises. *PeerJ*, 7, e7485.
- II. **Guillén-Rogel, P., Barbado, D., Franco-Escudero, C., San Emeterio, C., & Marín, P. J.** (2021). Are core stability tests related to single leg squat performance in active females? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(11), 5548.
- III. **Guillén-Rogel, P., San Emeterio, C., & Marín, P. J.** (2022). Validity and inter-rater reliability of ankle motion observed during a single leg squat. *PeerJ*, 10: e12990.
- IV. **Guillén-Rogel, P., Burton Hess J. & Marín, P. J.** Measurement of ankle dorsiflexion: comparison between two different positions. *Archivos de Medicina del Deporte* (aceptado en el 2021).

CONGRESO

- V. **Guillén-Rogel P., Cristina San Emeterio C., Pedro J. Marín** (2018). Medición de la flexión dorsal de tobillo: comparación entre diferentes posiciones. Congreso Internacional de Fisioterapia y Deporte, Madrid. España.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	1
LISTA DE PUBLICACIONES	2
ÍNDICE DE FIGURAS	5
ÍNDICE DE TABLAS	6
ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS	7
RESUMEN	10
ABSTRACT	13
1- INTRODUCCIÓN	17
1.1- <i>EL COMPLEJO LUMBOPÉLVICO</i>	17
1.1.1.- <i>Estabilidad del complejo lumbopélvico</i>	18
1.1.2.- <i>Método de valoración</i>	19
1.2- <i>SINGLE LEG SQUAT</i>	23
1.2.1.- <i>Valoración del tronco</i>	24
1.2.2.- <i>Valoración de la rodilla</i>	25
1.2.3.- <i>Valoración del complejo pie-tobillo</i>	27
1.3- <i>EL COMPLEJO PIE-TOBILLO</i>	28
1.3.1.- <i>Anatomía y biomecánica</i>	28
1.3.2.- <i>Valoración del rango de movimiento</i>	29
1.3.2.1.- <i>Flexión dorsal</i>	29
1.3.2.2.- <i>Pronación</i>	32
1.3.3.- <i>Relación con las alteraciones del miembro inferior</i>	34
1.3.4.- <i>La influencia del género en la función del miembro inferior</i>	36
1.4- <i>RELACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR CON EL COMPLEJO LUMBOPÉLVICO</i>	37
2- OBJETIVOS Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	39
2.1- <i>Objetivo general</i>	39
2.2- <i>Objetivos específicos</i>	39
2.3- <i>Diseño de la investigación</i>	40
4- PRIMER ESTUDIO.....	42
4.1- <i>Título</i>	42
4.2- <i>Resumen</i>	42
4.3- <i>Metodología</i>	43
4.3.1.- <i>Diseño experimental</i>	43
4.3.2.- <i>Sujetos</i>	43

4.3.3- Procedimientos	43
4.4- Resultados	47
5- SEGUNDO ESTUDIO	51
5.1- Título	51
5.2- Resumen	51
5.3- Metodología	53
5.3.1- Diseño experimental	53
5.3.2- Sujetos	53
5.3.3- Procedimientos	54
5.4- Resultados	58
6- TERCER ESTUDIO	63
6.1- Título	63
6.2- Resumen	63
6.3- Metodología	64
6.3.1- Diseño experimental	64
6.3.2- Sujetos	64
6.3.2- Procedimientos	65
6.4- Resultados	69
7- DISCUSIÓN	72
8- CONCLUSIONES	79
9- BIBLIOGRAFÍA	81
10- ANEXOS	109

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1- <i>Single leg squat</i>	26
Figura 2- <i>Medición de la flexión dorsal de tobillo con el sistema LegMOtion®</i>	31
Figura 3- <i>Esquema general de la investigación</i>	40
Figura 4- <i>Prueba de peso muerto monopodal con el calcáneo izquierdo (a) y el calcáneo derecho (b) tocando la pared</i>	45
Figura 5- <i>Variación de la prueba de ejercicio bird-dog levantando el brazo lateral izquierdo (A) y (B) derecho siguiendo la dirección de la línea del OctoBalance®</i>	46
Figura 6- <i>Gráficos de Bland-Altman que representan las diferencias de medias y los límites de concordancia del 95% entre el día 1 y el día 2</i>	49
Figura 7- <i>Prueba bird-dog modificada, variación de la prueba levantando el brazo lateral izquierdo (a) y (b) derecho siguiendo la dirección de OctoBalance®</i>	55
Figura 8- <i>Prueba de peso muerto monopodal con el calcáneo derecho (A) y el calcáneo izquierdo (B) tocando la pared</i>	56
Figura 9- <i>Puntuación SLS_{ankle}</i>	66
Figura 10- <i>Prueba SLS_{ankle} y ND</i>	70
Figura 11- <i>Hoja de registro</i>	114

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1- Valores de fiabilidad (media y SD) entre sesiones para dos ejercicios del complejo lumbopélvico (n = 33).	48
Tabla 2- Puntuaciones de fiabilidad de las pruebas de estabilidad central, BD y de peso SLD en mujeres jóvenes sanas (n = 20).	60
Tabla 3- Correlaciones de la estabilidad central de los participantes evaluada durante las pruebas BD, SLD y DF_{ANK}	60
Tabla 4- Diferencias entre DF_{ANK} y la estabilidad central evaluadas en la prueba BD y la prueba SLD entre aquellas piernas categorizadas como valgo dinámico de rodilla ($DKV > 10$; n = 35) y normal ($DKV \leq 10$; n = 5).	61

ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

BD	<i>Bird dog.</i>
SLD	Peso muerto monopodal con carga parcial.
DKV	Valgo dinámico de rodilla.
SLS	<i>Single leg squat.</i>
SLS_{ankle}	Control del tobillo durante el <i>single leg squat.</i>
ND	<i>Navicular drop.</i>
ICC	Coefficiente de correlación intraclase.
SEM	Error estándar de medición.
CMD	Cambio mínimo detectable.
2D	Bidimensional.
3D	Tridimensional.
HFA	Ángulo frontal de la cadera.
HFA_{SLS}	Ángulo frontal de la cadera durante el SLS.
FPPA	Ángulo de proyección de la rodilla en el plano frontal.
FPPA_{SLS}	Ángulo de proyección de la rodilla en el plano frontal durante el SLS.
EC	Estabilidad central.
SNC	Sistema nervioso central.
DF	Flexión dorsal.
DF_{ANK}	Flexión dorsal de tobillo.
ROM	Rango articular.
ALI	Arco longitudinal medial.

m.	Metro.
d	Tamaño del efecto.
EIAS	Espina ilíaca anterosuperior.
SEBT	Star excursión balance test.
SD	Desviación estándar.
P. ej.	Por ejemplo.
Bpm.	Beats por minuto.
CV	Coefficiente de variación.
CI	Intervalos de confianza.
r	Coefficiente de correlación.
%	Porcentaje.
p	Valor de significancia estadística.
Et al.,	Y colaboradores.
>	Mayor que.
≥	Mayor o igual que.
<	Menor que.
≤	Menor o igual que.
CS	<i>Central stability.</i>
Hz.	Hercio.
LCA	Ligamento cruzado anterior.

RESUMEN

RESUMEN

Antecedentes

Un factor de riesgo de lesión en las extremidades inferiores, concretamente de la rodilla, puede ser consecuencia de un control lumbopélvico deficiente que afecta a la cinemática y a la actividad muscular (Fadaei Dehcheshmeh et al., 2021). A su vez, la realización de actividades en carga, producen alteraciones en la mecánica del pie, y estas pueden afectar a los patrones de movimiento de las articulaciones proximales (Powers, 2003). Un ejemplo de ello es la pronación del pie, ya que este puede producir un desplazamiento medial de la rodilla durante una tarea en cadena cinética cerrada, como es el *single leg squat* (SLS) (Telarolli et al., 2020).

Objetivo

El objetivo principal de esta tesis doctoral fue analizar la relación del complejo lumbopélvico con el miembro inferior mediante diferentes sistemas de valoración.

Metodología

La presente tesis doctoral se presenta como un compendio de tres trabajos previamente publicados. Para ello se desarrollaron tres fases experimentales. En primer lugar, se realizó un estudio descriptivo con una muestra de 33 estudiantes activos, en el cual se investigó la fiabilidad de una aplicación de un teléfono inteligente, *OCTOcore*, durante la realización de dos pruebas dinámicas del complejo lumbopélvico; *bird-dog* (BD) y peso muerto monopodal (SLD).

En el segundo estudio, con una muestra de 20 estudiantes, se estudió la relación entre dos evaluaciones dinámicas del complejo lumbopélvico (BD y SLD) y el valgo dinámico de rodilla (DKV) durante el SLS.

Y, por último, con una muestra de 55 sujetos se investigó la fiabilidad de la valoración del desplazamiento del tobillo en el plano frontal durante el SLS (SLS_{ankle}) mediante un método de observación visual, así como la relación entre la evaluación del control del tobillo y el grado de pronación de la articulación subastragalina mediante la prueba *navicular drop* (ND).

Resultados

En el primer estudio, para obtener la fiabilidad de la prueba se investigó el coeficiente de correlación intraclase (ICC), cuyos resultados son entre 0.73 y 0.96, con baja variación (0.9% a 4.8%) entre días de evaluación. El error estándar de medición (SEM) y la diferencia del cambio mínimo detectable (CMD) se calcularon para estudiar la aplicabilidad clínica, mostrando el SEM (0.6 a 1.5 mm/s-2) y CMD (2.1 a 3.5 mm/s-2).

En el segundo estudio se realizó una valoración bidimensional (2D) durante el SLS para cuantificar el ángulo frontal de la cadera (HFA_{SLS}) y el ángulo del plano frontal de la rodilla ($FPPA_{SLS}$). La flexión dorsal del tobillo se evaluó mediante el *lunge test*, que mide la flexión dorsal en carga. El HFA_{SLS} se relacionó significativamente con la prueba de peso muerto monopodal ($r = 0.314$, $p < 0.05$) y la flexión dorsal del tobillo ($r = 0.322$, $p < 0.05$). Los resultados mostraron una diferencia significativa ($p < 0.05$) durante la valoración de la estabilidad central (EC), durante el SLS, entre los casos categorizados como valgo dinámico de rodilla ($> 10^\circ$) y normal ($\leq 10^\circ$).

En el tercer estudio se obtiene una buena concordancia intra evaluador e inter evaluador durante SLS_{ankle} , con valores Kappa de 0.731 a 0.750. La relación entre SLS_{ankle} y el ND fue significativa y el coeficiente de correlación de Spearman fue de 0.504 ($p < 0.05$).

Conclusión

Para evaluar la estabilidad del complejo lumbopélvico se ha demostrado que la aplicación *OCTOcore* es una herramienta fiable durante la realización de dos ejercicios dinámicos, el SLD y el BD. La prueba SLD es una prueba fácil de realizar durante la práctica clínica diaria para evaluar la EC con la aplicación *OCTOcore*, en mujeres físicamente activas con valgo dinámico de rodilla. El

vínculo entre la EC y los factores cinemáticos relacionados con las lesiones de rodilla se observaron durante la realización de la prueba SLD, pero no en el BD.

Por otra parte, el déficit de estabilidad central puede influir en el control neuromuscular del complejo lumbopélvico durante la realización de movimientos en apoyo monopodal. Utilizar el SLS para valorar el desplazamiento del tobillo, proporciona una alternativa fiable para cuantificar la movilidad del pie en comparación con el ND. Se ha demostrado que una mala puntuación en la prueba SLS_{ankle} se asocia con una mayor pronación en la prueba ND.

Por ello, se recomienda a diferentes profesionales incluir la valoración de la estabilidad central de forma dinámica, utilizando la aplicación OCTOcore, así como la valoración del pie durante el SLS, para prevenir o reducir el riesgo de lesión en las extremidades inferiores durante ejercicios en cadena cinética cerrada.

ABSTRACT

Background

A risk factor for injury to the lower extremities, specifically the knee, may be a consequence of poor lumbopelvic control affecting kinematics and muscle activity (Fadaei Dehcheshmeh et al., 2021). In turn, carrying out load-bearing activities produces alterations in the mechanics of the foot, and these can affect movement patterns of the proximal joints (Powers, 2003). An example of this is the pronation of the foot, this can produce a medial displacement of the knee during a closed kinetic chain task, such as the single leg squat (SLS) (Telarolli et al., 2020).

Objective

The main objective of this doctoral thesis was to analyze the relationship of the lumbopelvic complex with the lower limb through different assessment systems.

Methodology

This doctoral thesis is presented as a compendium of three previously published works. For this, three experimental phases were developed. Firstly, a descriptive study was carried out with a sample of 33 active students, in which the reliability of a smartphone application, OCTOcore, was investigated during the performance of two dynamic tests of the lumbopelvic complex; bird-dog (BD) and single leg deadlift (SLD).

In the second study with a sample of 20 students, the relationship between two dynamic assessments of the lumbopelvic complex (BD and SLD) and dynamic knee valgus (DKV) during SLS was studied.

And, finally, with a sample of 55 subjects, the reliability of the evaluation of ankle displacement in the frontal plane during the SLS (SLS_{ankle}) was investigated by means of a visual observation method, as well as the

relationship between the evaluation of the control of the ankle and the degree of pronation of the subtalar joint by means of the navicular drop test (ND).

Results

In the first study, to obtain the reliability of the test, the intraclass correlation coefficient (ICC) was investigated, whose results are between 0.73 and 0.96, with low variation (0.9% to 4.8%) between days of assessments. Standard error of measurement (SEM) and minimum detectable change difference (CMD) were calculated to study clinical applicability, showing SEM (0.6 to 1.5 mm/s-2) and CMD (2.1 to 3.5mm/s-2).

In the second study, a two-dimensional (2D) assessment was performed during SLS to quantify the frontal plane angle of the hip (HFA_{SLS}) and the frontal plane angle of the knee (FPPA_{SLS}). Ankle dorsiflexion was evaluated using the lunge test, which measures load-bearing dorsiflexion. HFA_{SLS} was significantly related to single leg deadlift ($r = 0.314$, $p < 0.05$) and ankle dorsiflexion ($r = 0.322$, $p < 0.05$). The results showed a significant difference ($p < 0.05$) during the assessment of central stability (CS), during the SLS, between the cases categorized as dynamic knee valgus ($> 10^\circ$) and normal ($\leq 10^\circ$).

In the third study, a good intra-rater and inter-rater agreement was obtained during SLS_{ankle}, with Kappa values from 0.731 to 0.750. The relationship between SLS_{ankle} and ND was significant and Spearman's rank correlation coefficient was 0.504 ($p < 0.05$).

Conclusion

To assess the stability of the lumbopelvic complex, the OCTOcore application has been shown to be a reliable tool during the performance of two dynamic exercises, the SLD and the BD. The SLD test is an easily test to performed during daily clinical practice to assess CD with the OCTOcore app, in physically active women with dynamic knee valgus. The link between core stability and kinematic factors related to knee injuries was measured during the performance of the SLD test, but not in the BD.

On the other hand, the central stability deficit may influence the neuromuscular control of the lumbopelvic complex during single-leg movements. Using the SLS to assess ankle displacement provides a reliable alternative to quantify foot mobility compared to the ND. A poor score on the SLS_{ankle} test has been shown to be associated with greater pronation on the ND test.

For this reason, different professionals are recommended to include the assessment of dynamic central stability, using the OCTOcore application, as well as the assessment of the foot during SLS, to prevent or reduce the risk of injury to the lower extremities during exercises in closed kinetics chain.

INTRODUCCIÓN

1- INTRODUCCIÓN

Un incremento de lesiones, durante la práctica deportiva, puede ser por causa de una alteración en los patrones de movimiento de la extremidad inferior (Hewett et al., 2005), como por ejemplo el valgo dinámico de rodilla (Wilczyński et al., 2020) o la estabilidad del complejo lumbopélvico (De Blaiser et al., 2018), y esta puede tener un impacto significativo en la función de las extremidades inferiores (Jeong et al., 2021). Por ello, tener una estabilidad central (EC) deficiente, se considera actualmente un factor crucial en el desarrollo de disfunciones músculo-esqueléticas en los miembros inferiores (Dierks et al., 2008; Willson et al., 2005).

1.1- EL COMPLEJO LUMBOPÉLVICO

El complejo lumbopélvico o *core* es un concepto funcional que se utiliza para referirse de forma conjunta a estructuras anatómicas musculares localizadas en la parte central del cuerpo como: la columna lumbar, abdomen, pelvis y cadera (Kibler et al., 2006; Willson et al., 2005). Concretamente, en su parte superior, se localiza el diafragma, en su parte anterolateral se localiza la musculatura abdominal (transverso del abdomen, oblicuos y recto), en la posterior musculatura glútea y paraespinal (erectores y multífidos) y en la inferior, musculatura del suelo pélvico (Majeed A et al., 2019). Además, también se incluye la musculatura de la cadera como psoas o glúteos (McGill, 2010). Todos estos músculos tienen relación con las extremidades superiores e inferiores, a través de inserciones directas o indirectas sobre la columna vertebral (Akuthota & Nadler, 2004).

A su vez, los músculos del tronco se pueden dividir en dos grupos, denominándolos músculos estabilizadores locales y globales (Bergmark, 1989; O'Sullivan, 2000). El primer grupo, incluye a los músculos más profundos como el multífido lumbar, el transverso del abdomen, el oblicuo interno, el cuadrado lumbar y el psoas. Son los principales encargados de la estabilidad de la columna por proporcionar un control motor más preciso. Por otra parte, el

segundo grupo, está comprendido por los siguientes músculos; recto abdominal, oblicuo externo y erector de la columna. A diferencia de los anteriores, no están directamente unidos a la columna. Sin embargo, se debe tener en cuenta la musculatura del tronco como una unidad funcional, ya que depende de la tarea motora puede variar el nivel de activación muscular (McGill, 2010), así como a la musculatura glútea y a los músculos del suelo pélvico que también influyen en el control de la columna lumbar y la pelvis (Bi et al., 2013).

1.1.1.- Estabilidad del complejo lumbopélvico

La EC se define como "la capacidad del sistema estabilizador para mantener las zonas neutrales intervertebrales dentro de las limitaciones fisiológicas" (Panjabi, 1992). Es decir, es la capacidad de controlar la posición y el movimiento del tronco sobre la pelvis, para permitir la producción y transferencia de fuerzas desde la parte central hacia las extremidades (Kibler et al., 2006; Rivera, 2016). Por tanto, depende del control neuromuscular del tronco en respuesta a diferentes fuerzas así como de las perturbaciones esperadas o inesperadas (Zazulak et al., 2007a).

Por lo que se refiere a la estabilidad de este complejo, es esencial para mantener la integridad de la columna vertebral y proporcionar una base estable durante el movimiento de las extremidades (Gilmer et al., 2019; Panjabi, 1992), como por ejemplo en acciones deportivas como correr o lanzar (Kibler et al., 2006).

A su vez, consta de la relación entre tres subsistemas; pasivo, activo y neural. El primero está constituido por vértebras, discos intervertebrales, articulaciones cigapofisarias y ligamentos. El segundo, formado por músculos y tendones que rodean a la columna y el tercero por estructuras anatómicas como nervios y el sistema nervioso central (SNC) que proporciona estabilidad dinámica al controlar directamente al sistema activo (Majeed A et al., 2019; Panjabi, 1992). Por consiguiente, es muy importante una adecuada EC, ya que gracias a la capacidad de los estabilizadores pasivos y activos (de la región lumbopélvica) podemos obtener un control adecuado del tronco y de la cadera durante movimientos dinámicos y estáticos (Reed et al., 2012).

1.1.2- Método de valoración

Existen diferentes métodos de valoración. En los laboratorios a menudo se utilizan equipos sofisticados, como sistemas de evaluación tridimensional (3D), plataformas de fuerza y galgas extensométricas (Barbado et al., 2018; Barbado, Lopez-Valenciano, et al., 2016; Manor et al., 2018). Aunque estos dispositivos son muy válidos y fiables, sus costes los hacen inadecuados para cuantificar la EC fuera del laboratorio.

Entre los diferentes instrumentos utilizados para cuantificar el control postural, los acelerómetros se han vuelto cada vez más accesibles, baratos (Hsieh & Sosnoff, 2021; Reynard, Christe, & Terrier, 2019) y portátiles (del Rosario et al., 2015). Son prácticos para medir movimientos así como para realizar mediciones al aire libre o sobre diferentes terrenos (del Rosario et al., 2015). Hoy en día, estos dispositivos, así como giroscopios y brújulas, están integrados en varios dispositivos de uso diario como son los teléfonos inteligentes, lo que implica una sensibilidad comparable a los equipos biomecánicos tradicionales (Capecci et al., 2016; Rodríguez-Sanz et al., 2019). Los acelerómetros de teléfonos inteligentes, obtienen una medición fiable de la EC durante tareas isométricas y cuasi-isométricas (Barbado et al., 2018). El uso de un teléfono inteligente como dispositivo de valoración de la velocidad del movimiento se ha convertido en una opción atractiva para investigadores, entrenadores y médicos (Bilney et al., 2003; Cruvinel-Cabral et al., 2018; Silsupadol et al., 2017). En los últimos años, ha aumentado el interés en utilizar aplicaciones para evaluar la velocidad de la marcha y cuantificar la intensidad del ejercicio de estabilidad isométrica del *core* (Barbado et al., 2018; Silsupadol et al., 2017).

En diferentes test clínicos se ha demostrado la relación entre los trastornos musculoesqueléticos, el dolor y la capacidad de controlar adecuadamente el movimiento, así como la activación muscular (Hodges & Richardson, 1996; Luomajoki et al., 2008; Moseley & Hodges, 2006). Es por ello, que las pruebas de valoración del movimiento de forma dinámica están ganando popularidad con el objetivo de identificar un mayor riesgo de lesiones musculoesqueléticas (Bohannon et al., 1991; Picciano et al., 1993).

1.1.3- Ejercicios del complejo lumbopélvico

Diferentes profesionales indican la importancia de realizar ejercicios del complejo lumbopélvico para mejorar la fuerza y el control neuromuscular del tronco y extremidades inferiores (Bruno, 2014; Sasaki et al., 2019), así como mejorar el rendimiento y prevenir lesiones (McGill, 2010; Sasaki et al., 2019). Además, se han estudiado los efectos beneficiosos en la modulación del dolor gracias al entrenamiento de estos ejercicios, en los que se observa una mejora del umbral, así como una reducción de la intensidad del dolor (Paungmali et al., 2017). Otros factores, como la debilidad de la musculatura central, al igual que una mayor fatigabilidad en músculos paraespinales, condicionan el dolor lumbar (Akuthota et al., 2008).

Los desequilibrios o deficiencias del *core*, así como una disminución de la propiocepción central, pueden ser un factor de riesgo de lesiones en el miembro inferior, por ello es necesario mejorar la estabilidad central (De Blaiser et al., 2018; Huxel Bliven & Anderson, 2013; Zazulak et al., 2007a). Por lo tanto, puede ser eficaz entrenar la estabilidad central para disminuir el dolor y la discapacidad en pacientes con dolor lumbar crónico (Mueller & Niederer, 2020), así como mejorar el equilibrio y prevenir el riesgo de caídas en personas mayores (Granacher et al., 2013). Igualmente, los deportistas lo utilizan para mejorar la estabilidad y la fuerza, así como para disminuir su dolor de espalda (Hibbs et al., 2008), como les ocurre a los nadadores (Esser M., 2017), o a las gimnastas (Harringe et al., 2007).

Para mejorar la estabilidad, se debe tener en cuenta tanto la de la columna vertebral como la de las extremidades superiores e inferiores, por ello se recomienda realizar ejercicios específicos y poder así disminuir el riesgo de lesión (Willson et al., 2005). Además, se deben tener en cuenta las perturbaciones del movimiento del tronco, ya que pueden variar en amplitud y pueden ser predecibles o impredecibles (Barbado, et al., 2016). Los deportistas a menudo realizan múltiples tareas, dividen su atención y lidian con complejos procesos de integración espacial audiovisual mientras realizan diferentes ejercicios (Millikan et al., 2019). En comparación con la población general,

realizan ejercicios dinámicos, con resistencia y mayor carga a nivel de la musculatura central (Hibbs et al., 2008)

Existen diferentes formas de realizarlos, así pues, es importante atender a la posición y a la ejecución, ya que puede variar la carga. Los ejercicios bilaterales, en decúbito prono o cuadrupedia, producen una carga baja o moderada, sin embargo, realizar estos ejercicios en una postura unilateral a la vez que se realiza un movimiento de la extremidad contralateral supone una mayor carga (Ebert et al., 2017). Un ejemplo de estos ejercicios funcionales, es el *bird dog (BD)*, se realiza en cuadrupedia, garantiza la estabilidad de la columna, a la vez que se mejora la resistencia muscular (McGill, 2010). Sin embargo, el *single leg squat (SLS)*, teniendo en cuenta la relación entre la extremidad superior e inferior a través del complejo lumbopélvico, es otra prueba indicada para valorar la inestabilidad del miembro inferior (Friesen et al., 2021).

Así mismo, para poder realizar movimientos más funcionales durante la práctica deportiva es importante tener un buen control neuromuscular de la estabilidad postural y central (Zemková & Zapletalová, 2022).

1.1.4- Alteraciones del control lumbopélvico

Diferentes poblaciones presentan alteraciones del complejo lumbopélvico. Un ejemplo de ello son las mujeres embarazadas, ya que por causas hormonales (aumento de la hormona relaxina) presentan laxitud ligamentosa y por ello pueden desarrollar inestabilidad pélvica. Del mismo modo, otros factores, de origen músculo-esquelético pueden estar relacionados con las causas de dolor lumbar y/o pélvico durante esos meses (Gutke et al., 2008).

Por otra parte, en deportistas, son comunes las lesiones en las extremidades inferiores debido al aumento de la demanda física. En el caso de los ciclistas, al estar en sedestación en una posición flexionada durante mucho tiempo, se pueden producir desequilibrios de activación del *core*, así como un aumento de la tensión a nivel vertebral, que contribuyen a tener dolor lumbar (Streisfeld et al., 2017). Otro elemento que influye en la estabilidad del complejo lumbopélvico en estos deportistas es la fatiga y por ello puede influir en el pedaleo (Abt et al., 2007).

Asimismo, patinadores artísticos, también cursan con disfunciones a nivel lumbar o lesiones como el síndrome femoropatelar durante su actividad deportiva, relacionadas con estas alteraciones, ya que necesitan una adecuada estabilidad durante el despegue y aterrizaje al realizar saltos y, por ello, es importante la fuerza y el control neuromuscular del *core* en esta población (Webb et al., 2021).

Por consiguiente, las alteraciones del control lumbopélvico pueden deberse a diferentes factores como son las modificaciones en la alineación del miembro inferior, así como las deficiencias musculares de la cadera y del tronco y esto en ocasiones puede producir dolor lumbar o lesiones en el miembro inferior.

1.2- SINGLE LEG SQUAT

Un test fiable utilizado en fisioterapia y en medicina deportiva, para valorar la extremidad inferior, es el SLS (Weeks et al., 2012). Consiste en realizar una flexión de cadera, de rodilla y flexión dorsal de tobillo en apoyo monopodal. Esta prueba funcional puede ser útil realizarla en consulta para evaluar patrones de movimientos alterados (Whatman et al., 2013) y establecer unos objetivos durante la rehabilitación. Por ello, se ha estudiado con diferentes poblaciones, tanto en sujetos asintomáticos como sintomáticos. Un ejemplo de ello son personas con dolor de cadera (McGovern et al., 2020), artrosis de rodilla (McQuade et al., 2007) o el síndrome femoropatelar (Herrington, 2014).

Por otra parte, cabe destacar su utilidad para la prevención, ya que se utiliza para evaluar el control neuromuscular de la extremidad inferior y este puede contribuir al desarrollo y persistencia del dolor y lesiones (Myer et al., 2015; Ugalde et al., 2015). Por ello, una inadecuada alineación puede influir en la práctica deportiva como, por ejemplo, al correr o realizar lanzamientos (Gianola et al., 2017).

Para realizar el test, atendiendo a la posición de partida, el sujeto distribuye primero el peso en sus pies y a continuación, se coloca en apoyo monopodal, con la rodilla flexionada y con la cadera en extensión, a 0°. Posteriormente, realiza una sentadilla y regresa a la posición monopodal (Harris-Hayes et al., 2014). La profundidad de la sentadilla así como la forma de estandarizar dicha posición, varía en los diferentes estudios (Warner et al., 2019). Sin embargo, en un estudio previo, existe consenso acerca de la profundidad de la sentadilla, indicando que debe realizarse por lo menos con 60° de flexión de rodilla para ser calificada clínicamente como buena la prueba (Crossley et al., 2011). Por ello, son varios los autores que indican realizar estos grados de flexión de rodilla durante el SLS (Harris-Hayes et al., 2014; Scholtes & Salsich, 2017; Willson & Davis, 2008; Wyndow et al., 2016). Una de las formas de estandarizar la profundidad es mediante la observación visual (Scholtes & Salsich, 2017).

Los brazos se pueden colocar durante la prueba cruzados al pecho (Crossley et al., 2011; Harris-Hayes et al., 2014) o a lo largo del cuerpo (Hall et al., 2015). En cuanto a la posición de la pierna que no soporta la carga, puede colocarse en una posición delantera, media y trasera respecto a la pierna que soporta la carga (Ressman et al., 2019).

El número de repeticiones para valorar esta prueba varía según los distintos estudios, entre 3 repeticiones (Hall et al., 2015) o 5 (Crossley et al., 2011; Selhorst et al., 2015).

Esta evaluación se basa en la observación visual (Kianifar et al., 2017) mediante pruebas de detección de movimiento, las cuales ofrecen una evaluación económica, accesible y fácil de aplicar en un entorno clínico. Además, este es un método fiable para valorar la cinemática del plano frontal de forma 2D del tronco, cadera, y rodilla (Kingston et al., 2020). Para realizar la valoración, se utilizan diferentes escalas de calificación visual (Harris-Hayes et al., 2014), siendo adecuado utilizar una escala de ≤ 3 puntos para su uso clínico (Ressman et al., 2019). Igualmente, también sirve para evaluar la pérdida de equilibrio en general (Crossley et al., 2011; Stensrud et al., 2011). Para realizar el análisis de movimiento actualmente se utiliza una cámara de vídeo, mediante valoración 2D (Lu et al., 2020). Se ha demostrado una buena fiabilidad intra e inter evaluador empleando una escala cualitativa de 3 puntos al visualizar el video 2D a toda velocidad (Crossley et al., 2011).

1.2.1- Valoración del tronco

Una de las alteraciones del tronco a observar durante esta prueba es la inclinación. La fuerza de la musculatura del tronco y del miembro inferior está relacionada con la estabilidad del tronco, así como el control neuromuscular (B et al., 2008). Algunas personas realizan inclinación de tronco como consecuencia de tener una musculatura abductora de cadera débil, inclinándose hacia la extremidad de apoyo, un ejemplo de ello lo realizan mujeres con síndrome femoropatelar, tienen mayor inclinación de tronco ipsilateral, caída pélvica contralateral, así como aducción de la cadera (Nakagawa, T. H., Moriya, É. T., Maciel, C. D., & Serrão, 2012).

En lanzadores, también se ha estudiado la relación entre la inclinación del tronco durante el SLS, con una mayor inclinación durante los lanzamientos, siendo esto importante a tener en cuenta en programas de prevención (Plummer et al., 2018).

1.2.2- Valoración de la rodilla

En cuanto a la valoración de la rodilla, uno de los movimientos más frecuentes a realizar en personas que no tienen un buen control, es el valgo dinámico (Garrick et al., 2018). Durante la prueba, se observa un movimiento medial de la rodilla en relación con el pie y/o cadera (Ageberg et al., 2010; Barton et al., 2012). Es decir, se produce una combinación de movimientos como la rotación femoral interna, aducción de la cadera, abducción de la rodilla y rotación externa de tibia en cadena cinética cerrada (Hewett, Myer, et al., 2006). En caso de que el sujeto desplace la rodilla hacia medial o lateral durante la prueba significa que tiene un mal control de esta articulación, sin embargo, sino realiza valgo de rodilla ni dicho desplazamiento, tiene un buen control (Stensrud et al., 2011).

Para ello, la forma de evaluar el valgo dinámico es mediante el ángulo de proyección de la rodilla en el plano frontal (FPPA). Para ese fin, se calcula la intersección entre la línea creada entre la espina ilíaca anterosuperior y la rodilla, así como por otra línea creada en el centro de la articulación de la rodilla y del tobillo. De modo que, para prevenir estas lesiones, es necesario identificar si un sujeto tiene un control deficiente de la rodilla en el plano frontal, ya que puede manifestarse como un valgo exagerado de rodilla (Räisänen et al., 2018). Por ello, tener un mayor FPPA en la prueba SLS puede conducir a un riesgo elevado de lesiones, como dolor patelofemoral, lesión de ligamento cruzado anterior (LCA) (Myer et al., 2015; Willson & Davis, 2008), o de tobillo (Räisänen et al., 2018).

La aparición del valgo dinámico tiene relación con la cadera, por ello es importante valorar esta articulación en la prueba SLS. Durante tareas en apoyo monopodal, para evitar la caída de la pelvis y la abducción de la cadera es importante activar los músculos abductores. Así mismo, para evitar una

rotación interna excesiva de cadera durante actividades dinámicas, otra musculatura a tener en cuenta son los rotadores externos, como por ejemplo el glúteo mayor (Stickler et al., 2015). Uno de los factores que favorece tener un valgo dinámico, es debido a una menor activación muscular de los músculos abductores, en particular del glúteo medio y glúteo mayor (Ageberg et al., 2010; Crossley et al., 2011; Dix et al., 2019; Kianifar et al., 2017).

Concluyendo, al valorar la alineación estática del miembro inferior durante la sentadilla monopodal se puede obtener información de si una persona tiene mayor rotación interna de cadera, alteraciones en la alineación de la rodilla y una menor activación de la musculatura glútea, al observarse el valgo dinámico de rodilla durante la prueba (Nguyen et al., 2011).

En la Figura 1, se observa el valgo dinámico en la rodilla izquierda durante la ejecución del test.



Figura 1- Single leg squat

1.2.3- Valoración del complejo pie-tobillo

Es importante observar la extremidad más distal durante el SLS (Wyndow et al., 2016) ya que el movimiento y la mecánica del pie-tobillo, junto con la musculatura de la cadera, también pueden tener un impacto en la cinemática de la extremidad inferior.

Durante las actividades en cadena cinética cerrada, la restricción del rango de movimiento (ROM) de la dorsiflexión del tobillo a menudo se acompaña de una disminución del movimiento en el plano sagital de la rodilla, la cadera y el tronco, así como un aumento del movimiento en el plano frontal de la extremidad inferior (Bell et al., 2008). Por ello el rango de flexión dorsal (DF) de tobillo puede condicionar al movimiento de valgo de rodilla en el plano frontal y la flexión de la rodilla en el plano sagital. Además, también influye en la recepción de un salto, así como en la realización de sentadillas, obteniendo menor desplazamiento del plano sagital en la rodilla y en el tobillo (Dill et al., 2014; Dowling et al., 2018).

Por consiguiente, un menor rango de movimiento de flexión dorsal de tobillo (Lima et al., 2018) así como un exceso de pronación, contribuyen al valgo dinámico (Barton et al., 2012). Esta pronación excesiva del pie puede influir en las tareas cinemáticas cerradas, lo que da como resultado un desplazamiento medial de la rodilla durante el SLS (Telarolli et al., 2020), por ello la movilidad del tobillo y del pie afecta al FPPA.

Por otra parte, también se ha estudiado que influye en la activación muscular, ya que durante el descenso de una sentadilla, se produce una menor activación del cuádriceps y una mayor actividad del sóleo (Macrum et al., 2012).

Por lo tanto, la estabilidad de la rodilla depende de factores multifactoriales, de ahí la importancia de tener en cuenta el ROM y la activación de músculos de la cadera y tronco, así como del complejo tobillo-pie.

1.3- EL COMPLEJO PIE-TOBILLO

Una estructura compleja, como es el pie, tiene un papel importante en la postura estática y en las actividades dinámicas (McKeon et al., 2015). Para poder realizar actividades de la vida diaria son necesarios determinados rangos de movimiento de flexión dorsal de tobillo (Bohannon et al., 1991), así como para ejecutar diferentes gestos deportivos como cambios de dirección, salto o la recepción de un salto (Cady et al., 2021; Fong et al., 2011). Por ejemplo, para caminar, bajar escaleras o arrodillarse son necesarios 10° , sin embargo, para correr se necesitan de 20° a 30° (Youdas et al., 2009).

1.3.1- Anatomía y biomecánica

El arco longitudinal medial (ALI) está formado por diferentes estructuras óseas, como son el calcáneo, astrágalo, navicular, cuneiforme medial y el primer hueso metatarsiano, así como estructuras ligamentosas como el ligamento de Spring y musculares, como el tibial posterior, siendo este el principal estabilizador dinámico del ALI (Guelfi et al., 2017; Nagano et al., 2018). El ALI tiene un papel importante en la absorción de los impactos y en la transferencia de fuerzas a través del pie como por ejemplo durante la propulsión al caminar. Por ello, durante el contacto de talón el pie supina y durante la fase de apoyo, sin embargo, realiza pronación y el ALI se alarga y se aplana (Babu & Bordoni, 2022).

Es necesario evaluar de forma clínica la altura del ALI, puesto que puede alterar significativamente la biomecánica de las extremidades inferiores (Queen et al., 2007). La altura puede variar por diferentes motivos, como alteraciones en la actividad muscular, distribución de la presión plantar, así como alteraciones en el miembro inferior, como la pronación de la subastragalina, rotación interna tibial, genu recurvatum o laxitud anterior de la rodilla (Zuil-Escobar et al., 2018).

Por otra parte, la estructura del arco está asociado con diferentes patrones de lesiones, pies con arcos más bajos son más flexibles y produce una pronación excesiva del pie, además reduce la estabilidad el pie durante la fase

de apoyo (Kim EK & Kim JS, 2016). Por esta razón, es importante valorar la altura del arco. Existen diferentes métodos de valoración, como la observación visual o mediante radiografías. Estas últimas, presenta varios inconvenientes como la exposición de las radiaciones y el coste. (Zuil-Escobar et al., 2018)

1.3.2- Valoración del rango de movimiento

1.3.2.1- Flexión dorsal

Un ROM normal de flexión dorsal, permite que la tibia avance hacia anterior mientras el calcáneo está en contacto con el suelo (Johanson et al., 2006).

Los profesionales de la salud miden el ROM del tobillo para prevenir y tratar lesiones, así como para identificar factores de riesgo o alteraciones en la marcha o durante el aterrizaje. Por ejemplo, tener una buena movilidad de flexión dorsal de tobillo durante la recepción en un salto, condiciona tener mayor desplazamiento de la flexión de la rodilla y menor fuerza de reacción del suelo, y todo ello está relacionado con un menor riesgo de lesión, concretamente de ligamento cruzado anterior (Fong et al., 2011). Esta relación entre la movilidad del tobillo y la rodilla también se puede observar durante una sentadilla monopodal (Dill et al., 2014).

Aunque existen varios métodos de medición del rango de flexión dorsal, se ha observado que es más funcional valorar el ROM en cadena cinética cerrada y con carga, como ocurre en una posición de bipedestación (Powden et al., 2015). Por otra parte, otro de los factores a tener en cuenta, es la posición de la rodilla, puesto que los grados de flexión dorsal normal de tobillo varían si está extendida de 0- 13.1°, sin embargo, con la rodilla flexionada se obtienen más grados, entre 5° y 22.3° (Kim et al., 2011).

Una de las pruebas de valoración en carga con una alta fiabilidad inter evaluador e intra evaluador es el *test de lunge* (Bennell et al., 1998). Diferentes instrumentos se han utilizado para medir esta prueba en carga, como el inclinómetro (Cosby & Hertel, 2011; Grindstaff et al., 2009), cinta métrica

(Hoch et al., 2011; Konor et al., 2012), el LegMOtion® (Calatayud et al., 2015; Carlos et al., 2017; Moreno-Pérez, Soler, et al., 2020) y aplicaciones móviles como Tiltmeter, iHandy o Spirit Level Plus (Vohralik et al., 2015; Williams et al., 2013; Zunko & Vauhnik, 2021).

Para realizar la medición, el sujeto a valorar se coloca en bipedestación, en frente de una pared, con una pierna más adelantada que la otra. A continuación, flexiona la rodilla de la pierna a valorar para tocar la pared, manteniendo el calcáneo de la pierna fija, en contacto con el suelo. Es decir, la tibia avanza sobre el astrágalo para realizar la máxima flexión dorsal (Bennell et al., 1998). No obstante, se han estudiado variaciones en la posición de la extremidad al realizar esta prueba. Mientras que la mayoría de los estudios realizan el test en bipedestación, Balsalobre-Fernández (Balsalobre-Fernández et al., 2019) tomó medidas con el sujeto arrodillado sobre la extremidad opuesta. Stanek (Stanek et al., 2018) describió la flexión dorsal del tobillo de rodillas, aunque la distancia de paso no se estandarizó entre los participantes. Mediante un inclinómetro digital se mide el ángulo de la tibia respecto al suelo para obtener la medición de la flexión dorsal de tobillo de la pierna adelantada (Konor et al., 2012). Diferentes autores utilizan este instrumento de medición, sin embargo, puede variar su colocación, sobre la tuberosidad de la tibia (Basnett et al., 2013; Konor et al., 2012), a 15 cm de la tuberosidad tibial (Bennell et al., 1998) o en el punto medio entre la tuberosidad tibial y la línea anterior de la articulación del tobillo (Munteanu et al., 2009).

Otra forma de realizar este test es utilizando una cinta métrica colocada en el suelo, a la vez que el paciente lleva la rodilla hacia la pared (Venturini et al., 2006). El segundo dedo y el centro del calcáneo se coloca directamente sobre la cinta para reducir la pronación de la articulación subastragalina y estandarizar así la posición (Munteanu et al., 2009).

En cambio, el sistema LegMOtion® (LegMOtion®, Check your MOtion®, Albacete, España) (Calatayud et al., 2015) dispone de una plataforma y una varilla metálica para realizar la medición, sin necesidad de utilizar una pared (Figura 2).



Figura 2- Medición de la flexión dorsal de tobillo con el sistema LegMOtion®.

Por otra parte, destacar la relación con el equilibrio dinámico, ya que existe una correlación significativa entre la dirección anterior del SEBT (*star excursion balance test*) y este test (Hoch et al., 2011). Además, también sirve de predictor de equilibrio dinámico en adultos sanos así como con inestabilidad crónica de tobillo (Romero Morales et al., 2017).

También hay que tener en cuenta otros factores que determinan una disminución del ROM de la flexión dorsal como; la rigidez del complejo gastrocnemio sóleo, tensión del tríceps sural (Malloy et al., 2015) o restricciones articulares como el deslizamiento posterior del astrágalo en la mortaja del tobillo (Denegar et al., 2002), así como la cápsula posterior de la articulación talocrural (Youdas et al., 2009).

1.3.2.2- Pronación

La articulación mediotarsiana está formada por los huesos navicular y cuboides que se articulan con el astrágalo y calcáneo. El movimiento de esta articulación depende de la posición de la articulación subastragalina (McPoil & Knecht, 1985).

La pronación es un movimiento fisiológico que se realiza durante la fase de apoyo de la marcha, en cadena cinética cerrada, en la articulación subastragalina (Beckett et al., 1992). Además, está compuesta de diferentes movimientos como una eversión del calcáneo, aducción, flexión plantar del astrágalo, así como una flexión dorsal de tobillo y abducción del antepié (Chuter & Janse de Jonge, 2012; Rockar, 1995; Zhang et al., 2017).

Una restricción de movimiento de flexión dorsal de tobillo produce un aumento de la pronación en la articulación mediotarsiana (Cady et al., 2021) y en la articulación subastragalina, en cadena cinética cerrada (Hertel, 2002).

Además, también está relacionada con otras estructuras del miembro inferior, puesto que se produce una rotación interna tibial durante la fase de contacto de la marcha (Woodford-Rogers et al., 1994), que a su vez está asociada con la rotación de la cadera en el plano transversal (Neal et al., 2014).

En la práctica clínica, se realizan mediciones en estática para valorar el tipo de pie, como por ejemplo un pie sobre pronado, que se caracteriza por tener el retropié evertido, el antepié abducido y además, un ALI disminuido (Cote et al., 2005).

Navicular Drop

La prueba de caída del navicular (ND) descrita por Brody (Brody, 1982) es una prueba clínica que se utiliza para evaluar la pronación del retropié y medio pie, así como para evaluar la función de la articulación subastragalina en cadena cinética cerrada (Brody, 1982; Picciano et al., 1993). Además, también se utiliza para evaluar la función del ALI. La integridad del ALI es un factor importante en la cinemática y la función de la extremidad inferior

(Nilsson et al., 2012). Esta prueba se mide registrando la diferencia (en milímetros) entre la altura de la tuberosidad del navicular en carga, en bipedestación, y en reposo, en sedestación (Shrader et al., 2005).

Para realizar la valoración, el evaluador localiza y marca el punto más prominente de la tuberosidad del navicular. El sujeto a evaluar se coloca en sedestación, con las rodillas flexionadas a 90 grados y el peso del cuerpo distribuido en los dos pies y con la articulación subastragalina en posición neutra, es decir en el punto medio entre la pronación y supinación. Previamente el examinador palpa la cabeza del astrágalo con el dedo pulgar, por su parte medial, y con el dedo índice por la parte lateral del astrágalo realizando a su vez un movimiento de inversión y eversión de retropié (Beckett et al., 1992; Vinicombe et al., 2001).

A continuación, se realiza una primera medición, midiendo la distancia del navicular al suelo con el sujeto en sedestación y posteriormente una segunda medición con el sujeto en bipedestación (Allam et al., 2021; Elataar et al., 2020; Mulligan & Cook, 2013). Previamente se realiza una marca en la referencia ósea, en el navicular, con un rotulador. La diferencia entre las dos marcas, entre la altura del navicular en bipedestación y en posición de reposo se registra como caída del navicular y se mide en milímetros (Beckett et al., 1992; Shrader et al., 2005; Vinicombe et al., 2001).

La prueba demuestra una excelente fiabilidad, con valores de coeficiente de correlación intraclase entre evaluadores e intra evaluadores que oscilan entre 0.914 y 0.945 (Spörndly-Nees et al., 2011; Zuil-Escobar et al., 2018). Un $ND \geq 10$ mm se considera una cantidad excesiva de pronación del pie (Headlee et al., 2008). Esta pronación excesiva del pie se ha asociado con un mayor riesgo de lesiones en las extremidades inferiores en cadetes militares (Levy et al., 2006) y atletas (Michelson et al., 2002).

1.3.3- Relación con las alteraciones del miembro inferior

Alteraciones a nivel distal producen cambios en los segmentos proximales, como el exceso de pronación. Por ello, este puede estar asociado a una rotación interna tibial, así como una rotación femoral interna, que a su vez puede producir un aumento de la anteversión femoral y lordosis lumbar que puede provocar a su vez dolor lumbar o inestabilidad pélvica (Barwick et al., 2012; Kararti et al., 2021; Menz et al., 2013).

Durante las actividades en cadena cinética cerrada, la restricción del ROM de la dorsiflexión del tobillo a menudo se acompaña de una disminución del movimiento en el plano sagital de la rodilla, la cadera y el tronco, así como un aumento del movimiento en el plano frontal de la extremidad inferior (Bell et al., 2008). Además, la pronación excesiva del pie también puede influir, dando como resultado un desplazamiento medial de la rodilla durante el SLS (Telarolli et al., 2020), por ello la movilidad del tobillo y del pie afecta al FPPA.

Una cinemática alterada del pie, con exceso de pronación, puede estar relacionada con diferentes patologías como: el síndrome de estrés medial (Newman et al., 2013; Sharma et al., 2011), síndrome femoropatelar (Barton et al., 2011), tendinopatía Aquilea, lesión del LCA (Allen & Glasoe, 2000), así como un dolor generalizado en la extremidad inferior (Neal et al., 2014). En relación a la lesión del LCA, una pronación prolongada produce un aumento de la rotación interna tibial, esto puede producir una mayor carga en el LCA (Trimble et al., 2002) y probablemente incrementar el riesgo de esta lesión (Woodford-Rogers et al., 1994).

A su vez, una pronación prolongada durante la fase de apoyo condiciona a otra fase propulsora deficiente y disfunciones en la primera articulación metatarsofalángica, como por ejemplo hallux limitus (Fuller, 2000) .

Otras alteraciones como la debilidad de los músculos del pie o el dolor en los pies, pueden disminuir el equilibrio así como aumentar el riesgo de caídas en personas mayores (Menz et al., 2006). Además, el dolor, puede llegar a ser incapacitante debido a la dificultad de realizar tareas funcionales, como caminar, subir y bajar escaleras (Menz & Lord, 2001). Diferentes patologías y deformidades están relacionadas con la debilidad muscular en los pies, así como

con el dolor, como la fasciopatía plantar, hallux valgus, hallux limitus, metatarsalgias y pie plano (Latey et al., 2017; Riddle et al., 2003). Así mismo, una pronación excesiva ejerce mayor tensión en la fascia plantar (Fuller, 2000). Sin embargo, cabe destacar que no todos los pies con exceso de pronación son sintomáticos (Chuter & Janse de Jonge, 2012; Hetsroni et al., 2006).

Además de la pronación, la limitación de la amplitud de movimiento de flexión dorsal está relacionada con diferentes manifestaciones clínicas o patologías, como tener una tendinopatía rotuliana (Malliaras et al., 2006), así como tener un mayor riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior (Kelly & Beardsley, 2016) y mayor probabilidad de tendinopatía aquilea (Rabin et al., 2014). Además, también es un factor a tener en cuenta en personas con inestabilidad crónica de tobillo, así como tener una predisposición a tener una nueva lesión de tobillo (Drewes et al., 2009; Hertel, 2000) y fascitis plantar (Riddle et al., 2003).

En deportistas, se debe valorar este déficit de movimiento, ya que en jugadores de baloncesto (tener menos de 36.5°), (Backman & Danielson, 2011) o menos de 45° en voleibol (Malliaras et al., 2006), es un factor de riesgo de tendinopatía rotuliana.

Por otra parte, en personas mayores esta disminución se relaciona con un inadecuado equilibrio que puede dar lugar a un aumento de caídas (Rodacki et al., 2009). En el caso de personas con diabetes mellitus es frecuente esta limitación del ROM de dorsiflexión (Rao et al., 2006), que produce un aumento de presiones plantares en antepié. Esto puede condicionar a tener mayor riesgo de úlceras y producir un retraso en la cicatrización (Searle et al., 2017; Searle MOsteo et al., 2018).

Por último, cabe destacar la importancia de valorar las alteraciones en la alineación del retropié o antepié. Así pues, tener un exceso varo de antepié también está relacionado con otras lesiones del miembro inferior y puede condicionar al dolor de cadera en personas mayores (Gross et al., 2007).

1.3.4- La influencia del género en la función del miembro inferior

Existen diferencias en la cinética y cinemática en relación al género en las extremidades inferiores. Esto puede deberse a diferentes factores, como por ejemplo el tamaño de la pelvis, que en las mujeres es más ancha y esto hace que cambie el ángulo del fémur sobre la tibia (Zeller et al., 2003). El género puede considerarse un factor de riesgo, ya que es más frecuente que las mujeres realicen un ligero valgo de rodilla durante diferentes tareas, como por ejemplo durante la carrera o sentadilla monopodal, y esto puede contribuir a una mayor carga en el LCA y, en consecuencia, a un mayor riesgo de lesión (Malinzak et al., 2001; Zeller et al., 2003)

Otra diferencia es el patrón de activación muscular durante la realización de diferentes ejercicios en cadena cinética cerrada, incluyendo entre ellos el SLS. Las mujeres realizan una diferente estrategia de control motor, tienden a una mayor activación de los músculos recto femoral y glúteo mayor así como una menor ángulo de flexión de rodilla y mayor movilidad de cadera (extensión, flexión y rotación externa), mayor dorsiflexión y pronación así como menos flexión lateral del tronco en comparación con los hombres durante el SLS (Dwyer et al., 2010; Zeller et al., 2003).

Por estas diferencias cinemáticas en la estrategia motora durante el test, las mujeres pueden realizar mayor valgo por tener una disminución del control neuromuscular de la cadera (Hollman et al., 2009).

1.4- RELACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR CON EL COMPLEJO LUMBOPÉLVICO

Alteraciones en el control neuromuscular del tronco, así como en la articulación de la cadera, condicionan a una falta de estabilidad para mantener la posición después de una perturbación y esto puede condicionar a una alteración o lesión en el miembro inferior, como por ejemplo aumentar el riesgo de lesión de LCA. (Kibler et al., 2006; Zazulak et al., 2007b).

De la misma forma, teniendo en cuenta la relación con el complejo lumbopélvico, las alteraciones a nivel distal influyen en el control del tronco y de la cadera (McKeon et al., 2015). Por ejemplo, sujetos con esguinces de tobillo presentan un retraso en la activación del glúteo mayor (Bullock-Saxton et al., 1994).

Asimismo, se produce una mayor caída ipsilateral de la pelvis durante la marcha a consecuencia de un exceso de pronación unilateral (Resende et al., 2015). Tener un aumento de pronación se ha relacionado con la aparición de dolor lumbar, por tanto, para prevenir y tratar este síntoma, se debe valorar y modificar la función anormal del pie (Menz et al., 2013), ya que la alineación del pie puede ser un factor contribuyente.

Por otra parte, se ha demostrado en imágenes ecográficas la relación entre el control motor lumbopélvico y la prueba *ND*, observando una disminución del grosor del músculo transversal abdominal y multifido lumbar en personas con una mayor pronación del retropié (Kararti et al., 2021).

CONCLUSIONES PREVIAS

Atendiendo a la revisión desarrollada en el apartado de antecedentes, pueden plantearse las siguientes conclusiones.

- Una alteración en los patrones de movimiento de la extremidad inferior así como del complejo lumbopélvico pueden ser un factor de riesgo de lesión.
- Los métodos de valoración para evaluar la estabilidad central fuera de un laboratorio o de una clínica, tienen un elevado coste o son inadecuados.
- El *single leg squat* es una prueba fiable para valorar la cinemática del miembro inferior mediante la utilización de escalas de calificación visual; sin embargo, existen pocos estudios que valoren el complejo tobillo-pie.
- Las mujeres realizan mayor valgo durante la sentadilla monopodal; en cambio, no se conoce la relación con la valoración de la estabilidad central.
- Todo ello hace necesario estudiar nuevas herramientas de valoración y poder prevenir o reducir el riesgo de lesión en las extremidades inferiores.

2- OBJETIVOS Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

De acuerdo al estado actual descrito se plantean los siguientes objetivos.

2.1- Objetivo general

Atendiendo al conocimiento presente se han realizado una serie de intervenciones cuyo objetivo es analizar la relación del complejo lumbopélvico con el miembro inferior mediante diferentes sistemas de valoración.

2.2- Objetivos específicos

- I. Analizar la fiabilidad y el cambio mínimo detectable de una aplicación de un teléfono inteligente, durante la realización de dos ejercicios dinámicos del complejo lumbopélvico.
- II. Investigar la relación entre dos evaluaciones dinámicas de la estabilidad central y el valgo dinámico de la rodilla durante la realización del SLS.
- III. Analizar la fiabilidad y la validez del control del tobillo mediante una escala de valoración visual durante el *single leg squat* y determinar la relación con el *navicular drop*.

Para lograr cada uno de los objetivos específicos reseñados anteriormente se ha planteado la realización de tres estudios para dar respuesta a cada uno de ellos, que constituirán los siguientes capítulos de la Tesis Doctoral.

2.3- Diseño de la investigación

Para facilitar la comprensión de los diferentes pasos realizados que conforman esta investigación, se ha realizado la Figura 3 para resumir los aspectos más relevantes de este proyecto de tesis y los tres estudios realizados.

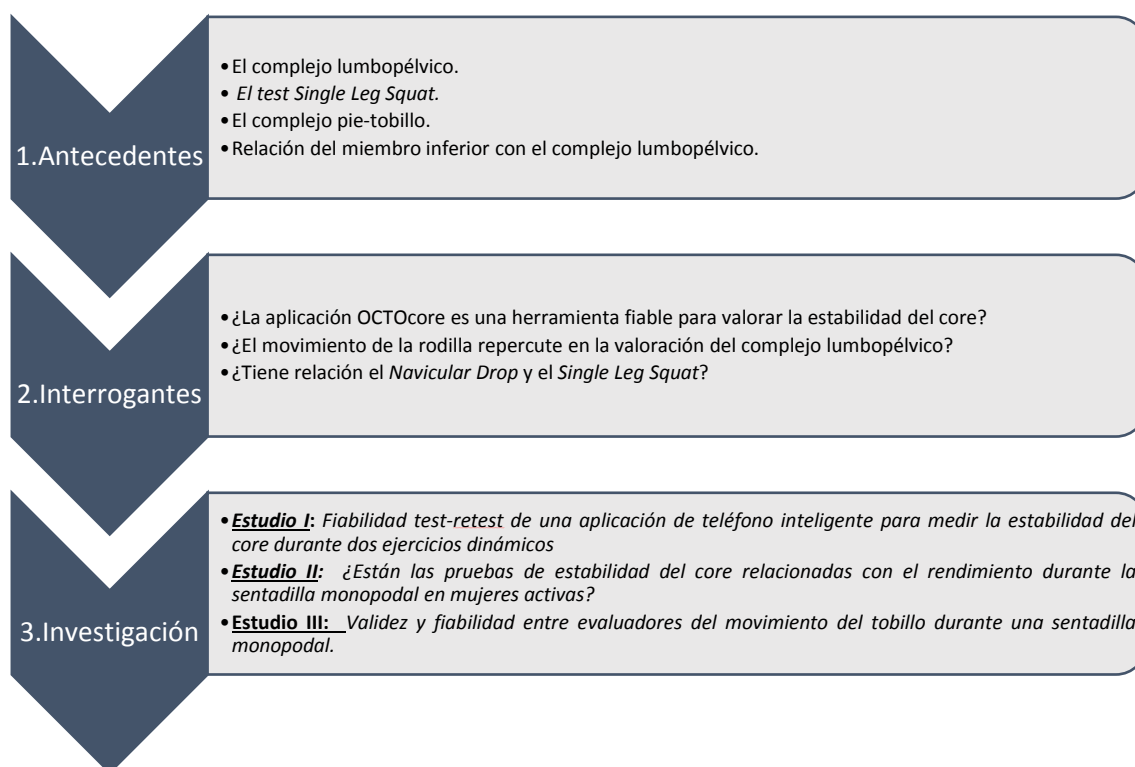


Figura 3- Esquema general de la investigación.

ESTUDIO I

4- PRIMER ESTUDIO

4.1- Título

“Fiabilidad test-retest de una aplicación de teléfono inteligente para medir la estabilidad del core durante dos ejercicios dinámicos”.

4.2- Resumen

Objetivo: El propósito de este estudio fue investigar la fiabilidad entre las sesiones y el cambio mínimo detectable de una aplicación de un teléfono inteligente para dos pruebas de ejercicio dinámico del complejo lumbopélvico.

Metodología: Participaron en este estudio 33 estudiantes sanos, jóvenes y activos (edad: 22.3 ± 5.9 años, peso corporal: 66.9 ± 11.3 kg, altura: 167.8 ± 10.3 cm). Se utilizaron el coeficiente de correlación intraclase (ICC), el coeficiente de variación (% CV) y los gráficos de Bland-Altman para verificar la fiabilidad de la prueba. El error estándar de medición (SEM) y el cambio mínimo detectable (CMD) se calcularon para la aplicabilidad clínica.

Resultados: Los ICC variaron de 0.73 a 0.96, con poca variación (0.9% a 4.8%) entre los días de evaluación. Los gráficos de Bland-Altman y las pruebas t de una muestra ($p > 0.05$) indicaron que ninguna prueba de ejercicio dinámico cambió sistemáticamente. Nuestros análisis mostraron un SEM 0.6 a 1.5 mm / s-2) y CMD (2.1 a 3.5 mm / s-2).

Conclusiones: la aplicación *OCTOcore* es una herramienta fiable para evaluar la estabilidad del core para dos ejercicios dinámicos. Se necesita un cambio mínimo de 3.5 mm / s-2 para estar seguro de que el cambio no es un error de medición entre dos sesiones.

4.3- Metodología

4.3.1- Diseño experimental

Se realizó un estudio descriptivo de medidas repetidas entre abril y junio de 2018.

4.3.2- Sujetos

En este estudio participaron de forma voluntaria treinta y tres estudiantes activos (12 hombres y 21 mujeres; edad: 22.3 ± 5.9 años, peso corporal: 66.9 ± 11.3 kg, estatura: 167.8 ± 10.3 cm) fueron reclutados de la comunidad académica para participar en este estudio.

Este proyecto de investigación se llevó a cabo de acuerdo con la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Instituto de Investigación CyMO para realizar el estudio.

4.3.3- Procedimientos

Los participantes completaron dos sesiones de familiarización con intervalos de 48 horas. En cada sesión de prueba, los participantes realizaron dos ejercicios, peso muerto monopodal con carga parcial (SLD) y una variación del ejercicio *bird dog* (BD). Estos fueron asignados al azar entre los participantes, con 5 minutos de descanso entre cada ejercicio.

Se utilizó un iPhone® modelo 6 (iPhone® es una marca comercial de Apple Inc., Cupertino, CA, EE. UU.) y la aplicación *OCTOcore* para recopilar los datos. El teléfono móvil se colocó, a través de un cinturón, en la línea media de la espalda del sujeto a la altura de las crestas ilíacas, concretamente a la altura de la cuarta vértebra lumbar. Los auriculares (EarPods; Apple Inc., Cupertino, CA, EE. UU) se utilizaron para mejorar la concentración de los participantes.

Según (Adusumilli et al., 2017) la frecuencia de muestreo se fijó a 100 Hz para ambas pruebas. Se descartó la primera y segunda repetición de cada ensayo, analizando una ventana de 3 segundos para cada repetición.

La aceleración media se calculó como el promedio de los datos de magnitud de aceleración. Los datos de aceleración se analizaron restando el componente gravitacional. El iPhone incorpora un acelerómetro de 3 ejes Sensortec BMA280 (Bosch Sensortec GmbH, Alemania) con resolución (en rango $\pm 2g$) de 0.244 mg y resolución digital de 14 bits. Varios estudios mostraron que el acelerómetro del iPhone es una herramienta válida y fiable para medir los movimientos humanos (Furness et al., 2018; Nolan et al., 2014; Sun et al., 2014).

Peso muerto monopodal

Los sujetos se colocaron en bipedestación con la espalda apoyada en la pared. A continuación, se ubicaron a una distancia de sesenta centímetros de la pared, con los pies rectos y espaciados al ancho de sus caderas. Además, se colocaron los brazos cruzados sobre el pecho y se les indicó que miraran hacia adelante en todo momento. Una vez que se colocaron en la posición inicial, se colocó una marca en el suelo para que el sujeto tuviera una referencia de dónde debía colocarse. Según el orden dado por la aplicación móvil, “izquierda” o “derecha”, el sujeto tocaba la pared con el calcáneo derecho o izquierdo, manteniendo el tronco y la pierna estirados mientras inclinaba ligeramente el tronco hacia adelante (Figura 4). A continuación, el sujeto vuelve a la posición inicial para esperar a la siguiente repetición. Este ejercicio tiene la capacidad de flexionar y extender simultáneamente la cadera con las rodillas extendidas mientras se mantiene la columna neutra (Reid et al., 2015). Este tipo de ejercicio produjo una carga alta o muy alta (Ebert et al., 2017).



Figura 4- Prueba de peso muerto monopodal con el calcáneo izquierdo (a) y el calcáneo derecho (b) tocando la pared.

Bird-dog modificado (BD)

Las extremidades superiores e inferiores contralaterales se elevan en posición horizontal desde la posición cuadrúpeda. El ejercicio se realizó bajo las siguientes instrucciones, realizar el mínimo movimiento del tronco mientras se mantiene la columna lumbar y la pelvis en una posición neutra, las rodillas flexionadas a 90° , los dedos de los pies extendidos y las manos del participante siguen la línea del *OctoBalance*[®] (Check your MOtion[®], Albacete, España). Los participantes también aprendieron a ejecutar repeticiones a la cadencia

seleccionada, siguiendo los tics emitidos por la aplicación *OCTOcore*. Según el orden aleatorio dada por la aplicación, "gris a la izquierda" o "verde a la derecha", los participantes levantaron el brazo derecho o izquierdo hacia un lado siguiendo la dirección de la línea del *OctoBalance*[®] mientras estiraban la pierna opuesta con flexión dorsal del tobillo (Figura 5). Este es un ejercicio de estabilización del *core* convencional que generalmente produce una carga baja o moderada (Ebert et al., 2017)

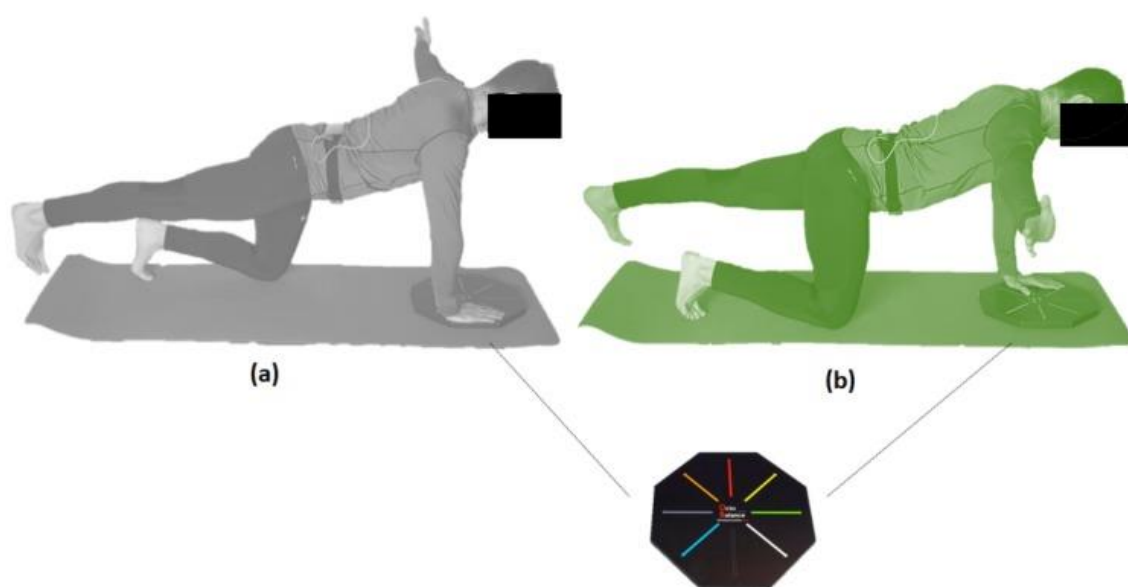


Figura 5- Variación de la prueba de ejercicio *bird-dog* levantando el brazo lateral izquierdo (A) y (B) derecho siguiendo la dirección de la línea del *OctoBalance*[®].

Cada ejercicio se realizó durante treinta repeticiones como prueba de familiarización y, después de un descanso de 3 minutos, nuevamente durante cincuenta repeticiones como prueba de medición. Se les indicó a los participantes que realizaran el ejercicio a una velocidad moderada, durante tres segundos por cada repetición por condición. Todas las pruebas se realizaron a la misma hora del día para minimizar el efecto de los ritmos circadianos.

4.4- Resultados

Análisis estadístico

Se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para comprobar la normalidad de los datos. Se analizaron las siguientes pruebas estadísticas descriptivas, media y desviación estándar (DE). Después de verificar las pruebas estadísticas paramétricas, las variables dependientes de la aplicación *OCTOcore* (lado derecho, lado izquierdo y aceleraciones compuestas) para las dos pruebas de control de movimiento en los diferentes días de evaluación, se compararon mediante pruebas *t* de una muestra, realizadas para la diferencia de medias entre los dos puntos de tiempo para cada prueba. Además, se analizó estadísticamente el tamaño del efecto, *d*, para determinar la magnitud del efecto independientemente del tamaño de la muestra (Dankel & Loenneke, 2018). Las diferencias se interpretaron utilizando la *d* de Cohen (*d*) atendiendo a las siguientes directrices, muy pequeñas (< 0.2), pequeñas (0.2- 0.6), moderadas (0.6- 1.2), grandes (1.2- 2.0), muy grandes (2.0- 4.0) y enormes (> 4) (Hopkins et al., 2009). Para la fiabilidad, se calculó el coeficiente de correlación intraclase (ICC_{3,1}) con intervalos de confianza del 95% y el coeficiente de variación (CV% = SD / media × 100). Los valores de CCI se consideraron pequeños si > 0.25, bajos de 0.26 a 0.49, moderados de 0.50 a 0.69, altos de 0.70 a 0.89 y muy altos > 0.90 (Hopkins et al., 2001). Se utilizaron gráficos de Bland-Altman para verificar la concordancia entre las mediciones (Bland & Altman, 1986).

El error estándar de medición (SEM) se calculó mediante la ecuación $SEM = SD \times (1 - ICC)$, donde SD corresponde a la desviación estándar del segundo día (Atkinson & Nevill, 1998). El cambio mínimo detectable (CMD) con intervalo de confianza del 95% se obtuvo con la ecuación: $CMD = 1.96 \times \sqrt{2 \times SEM}$ (Popović & Thomas, 2017). Todos los análisis asumieron una significación estadística $p \leq 0.05$. Los procedimientos estadísticos se realizaron con el software SPSS® versión 23.0.

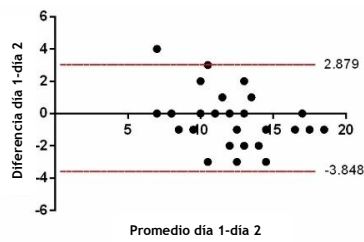
Resultados

La Tabla 1 muestra los resultados de la acelerometría (mm / s-2) en las dos pruebas, en las dos sesiones de evaluación. Las pruebas T, ICC, *d*, CV%, SEM y CMD entre la primera y la segunda evaluación se presentan en la Tabla 1. Se observaron valores altos de ICC (0.73- 0.96) y CV bajos (< 5%) para todos los ejercicios. La Figura 6 muestra los gráficos de Bland-Altman.

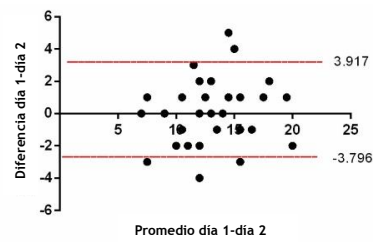
Tabla 1- Valores de fiabilidad (media y SD) entre sesiones para dos ejercicios del complejo lumbopélvico (n = 33).

	Día 1		Día 2		<i>p</i>	<i>d</i>	CV%	ICC	95% CI	SEM	CMD
	media	SD	media	SD							
SLD	Derecha (mm/s-2)	11.8 ± 3.0	12.6 ± 3.4	0.114	0.3	4.8	0.87	0.75-0.94	1.1	2.9	
	Izquierda (mm/s-2)	13.1 ± 4.1	12.9 ± 3.2	0.934	0.0	0.9	0.87	0.74-0.94	1.5	3.4	
	Ambas (mm/s-2)	12.4 ± 3.2	12.8 ± 3.1	0.247	0.1	2.2	0.91	0.82-0.96	1.0	2.7	
BD	Derecha (mm/s-2)	9.4 ± 3.0	8.9 ± 2.9	0.860	-0.2	4.0	0.73	0.45-0.86	1.6	3.5	
	Izquierda (mm/s-2)	9.9 ± 3.9	9.6 ± 4.0	0.103	-0.1	2.2	0.89	0.78-0.95	1.3	3.1	
	Ambas (mm/s-2)	9.6 ± 3.0	9.3 ± 2.9	0.243	-0.1	2.5	0.96	0.91-0.98	0.6	2.1	

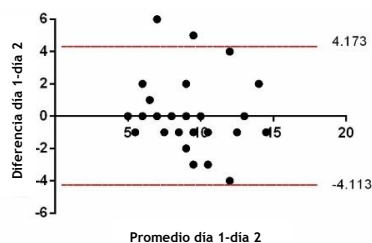
SLD: prueba de peso muerto monopodal con carga parcial, BD: *Bird-dog*, DE: desviación estándar; *d*: tamaño del efecto; CV%: coeficiente de variación; 95% ICC: coeficiente de correlación intraclase; IC: intervalo de confianza; SEM: error estándar de medición; CMD: cambio mínimo detectable.

Diferencia vs. promedio: Bland-Altman de SLS_0 

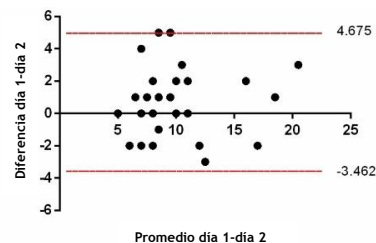
(a)

Diferencia vs. promedio: Bland-Altman de SLS_1 

(b)

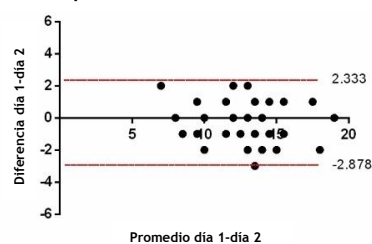
Diferencia vs. promedio: Bland-Altman de BD_0 

(c)

Diferencia vs. promedio: Bland-Altman de SLS_1 

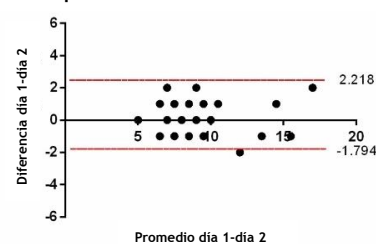
(d)

Diferencia vs. promedio: Bland-Altman de SLD-Compuesto



(e)

Diferencia vs. promedio: Bland-Altman de BD-Compuesto



(f)

Figura 6- Gráficos de Bland-Altman que representan las diferencias de medias y los límites de concordancia del 95% entre el día 1 y el día 2.

(a) peso muerto monopodal (SLD) pierna derecha, (b) peso muerto monopodal con carga parcial (SLD) pierna izquierda, (c) variación de la pierna derecha de perro-pájaro (BD), (d) variación de perro-pájaro (BD) pierna izquierda, (e) compuesto de peso muerto monopodal (SLD) (derecha e izquierda) y (f) variación de compuesto pájaro-perro (BD) (derecha e izquierda)

ESTUDIO II

5- SEGUNDO ESTUDIO

5.1- Título

“¿Están las pruebas de estabilidad del core relacionadas con el rendimiento durante la sentadilla monopodal en mujeres activas?”

5.2- Resumen

Objetivo: El objetivo de este estudio fue investigar la relación entre dos evaluaciones dinámicas del *core* y el valgo dinámico de la rodilla durante la realización del SLS

Metodología: En total, 20 estudiantes físicamente activas participaron en este estudio. La aplicación para teléfonos inteligentes *OCTOcore* evalúa la EC durante dos pruebas de ejercicio dinámico, la prueba de peso muerto monopodal (SLD) y el “*bird dog*” (BD). Se realizó una valoración 2D de una prueba de sentadilla en apoyo monopodal para cuantificar el ángulo frontal de la cadera (HFA_{SLS}) de los participantes y el ángulo de proyección del plano frontal de la rodilla (FPPA_{SLS}). La flexión dorsal del tobillo se evaluó mediante la prueba de flexión dorsal en carga.

Resultados: El análisis correlacional indica que el HFA_{SLS} se relacionó de forma significativa con la prueba de peso muerto monopodal ($r = 0.314$, $p < 0.05$) y la flexión dorsal del tobillo ($r = 0.322$, $p < 0.05$). Los resultados mostraron una diferencia significativa ($p < 0.05$) en la prueba de EC entre los casos categorizados como valgo dinámico de rodilla ($> 10^\circ$) y normal ($\leq 10^\circ$).

Conclusiones: El déficit de EC puede influir en el control neuromuscular del complejo lumbopélvico durante los movimientos de una sola pierna. El vínculo entre el EC y los factores cinemáticos relacionados con las lesiones de rodilla solo se observó cuando el EC se midió en la prueba SLD, pero no en la prueba BD.

5.3- Metodología

5.3.1- Diseño experimental

Este estudio investigó la relación entre dos evaluaciones dinámicas del *core* y el valgo dinámico de la rodilla durante el SLS.

Se realizó un análisis de potencia a priori para estimar el tamaño de la muestra. El software G*Power (G*Power 3.1.9.6 Universidad de Kiel, Kiel, Alemania) estimó un tamaño de muestra de 18 sujetos (nivel de significación = 0.05; potencia requerida = 0.80; correlación entre medidas repetidas = 0.30).

5.3.2- Sujetos

En total, 20 estudiantes físicamente activas (edad: 22.4 ± 7.65 años; peso corporal: 60.3 ± 6.7 kg; altura: 162.2 ± 6.7 cm) participaron en este estudio. Sólo participaron mujeres porque presentan una mayor prevalencia de lesiones de rodilla (Taunton, 2002) asociada a una cinemática específica de las extremidades inferiores (Chumanov et al., 2008; Earl et al., 2007; Hewett, Ford, et al., 2006).

Para ser incluidas en el estudio, las participantes estaban sanas, sin lesiones musculoesqueléticas en los últimos seis meses. Todas las participantes eran físicamente activas, realizando 1 a 2 hora de actividad física moderada durante 1 a 2 días a la semana. No se permitió participar en este estudio si (i) padecían alguna enfermedad cardiovascular, respiratoria, abdominal, neurológica, musculoesquelética u otras enfermedades crónicas; (ii) presentaban síntomas que podían afectar el sistema musculoesquelético; o (iii) no hicieron ejercicio durante más de 150 minutos por semana. El estudio se realizó de acuerdo con las directrices de la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Instituto de Investigación CyMO de la Junta de Revisión Institucional (1.200.550).

5.3.3- Procedimientos

Amplitud de movimiento de la flexión dorsal del tobillo.

La flexión de tobillo se evaluó mediante el sistema LegMOtion® (Check your MOtion®, Albacete, España) en carga (Calatayud et al., 2015; Romero Morales et al., 2017). Durante la prueba, las participantes estaban descalzas y mantenían las manos en las caderas. A continuación, colocaron un pie en el centro de la línea longitudinal de la plataforma LegMOtion® justo detrás de la línea transversal. El pie contralateral se colocó fuera de la plataforma con los dedos cerca del borde de la plataforma. En esta posición, las participantes flexionaron la rodilla lo máximo posible, intentando tocar una referencia colocada justo delante de la rótula sin levantar el calcáneo. La flexión dorsal se define como la distancia máxima (cm) alcanzada. Se permitieron tres ensayos con cada tobillo (p. ej., izquierdo y derecho) con 10 segundos de recuperación pasiva entre los ensayos. El tercer valor de cada tobillo se utilizó en los análisis posteriores.

Bird-dog (BD)

Las participantes realizaron el *bird-dog* con la aplicación *OCTOcore* (Check your MOtion®, Albacete, España) y siguiendo un procedimiento previamente descrito (Guillén-Rogel et al., 2019). Específicamente, el BD es un ejercicio de estabilidad central en el que las extremidades superiores e inferiores opuestas se elevan en una posición cuadrúpeda. Se pidió a los participantes que evitaran realizar movimientos del tronco y la pelvis tanto como les fuera posible mientras mantenían la columna lumbar y la pelvis en una posición neutral. Durante el BD, tuvieron que levantar un brazo y la pierna opuesta siguiendo un sonido de "tic" emitido por la aplicación *OCTOcore* a una cadencia de 20 bpm. La aplicación indica que brazo y pierna deben levantarse en un orden aleatorio utilizando los colores "gris" o "verde". Cuando aparece el color gris, los participantes deben levantar el brazo derecho y la pierna

izquierda como se muestra en la Figura 7. Sin embargo, para el color verde, se realiza con las extremidades opuestas. Cada ejercicio (gris o verde) se realizó durante 30 repeticiones como prueba de familiarización. Después de un descanso de 3 minutos los participantes realizaron 50 repeticiones. Posteriormente se les pidió que realizaran el ejercicio a una velocidad controlada, durante los 3 segundos que duró cada repetición.



Figura 7- Prueba bird-dog modificada, variación de la prueba levantando el brazo lateral izquierdo (a) y (b) derecho siguiendo la dirección de OctoBalance®.

3- Prueba de estabilidad del core. Peso muerto monopodal con carga parcial

La estabilidad del *core* de los participantes se evaluó mientras realizaban un peso muerto monopodal con carga parcial (SLD). Se cuantificó la estabilidad del *core* durante el SLD, registrando las aceleraciones lineales en la espalda, a nivel lumbar, con un acelerómetro de 3 ejes integrado en un teléfono inteligente (iPhone® modelo 6, Apple Inc., Cupertino, CA, EE. UU.) utilizando la aplicación *OCTOcore* (Guillén-Rogel et al., 2019) (Check Your MOtion®, Albacete, España). Se utilizó un cinturón ajustable para colocar el teléfono inteligente en la línea media de la espalda de cada participante entre las crestas ilíacas y la cuarta vértebra lumbar. En el SLD, los participantes debían tocar la pared con el calcáneo derecho o izquierdo, inclinando el tronco hacia adelante manteniendo su tronco en posición neutra y las piernas rectas (Figura 8) según el orden, de "izquierda" o "derecha" dado por la aplicación *OCTOcore*.

Después de realizar el movimiento, los participantes debían regresar a la posición inicial y esperar la siguiente orden. Se les pidió que realizaran un SLD a una velocidad moderada (tres segundos por repetición) mientras miraban constantemente hacia adelante. Los participantes realizaron 30 repeticiones de calentamiento y, después de un descanso de 3 minutos realizaron 50 repeticiones de evaluación.

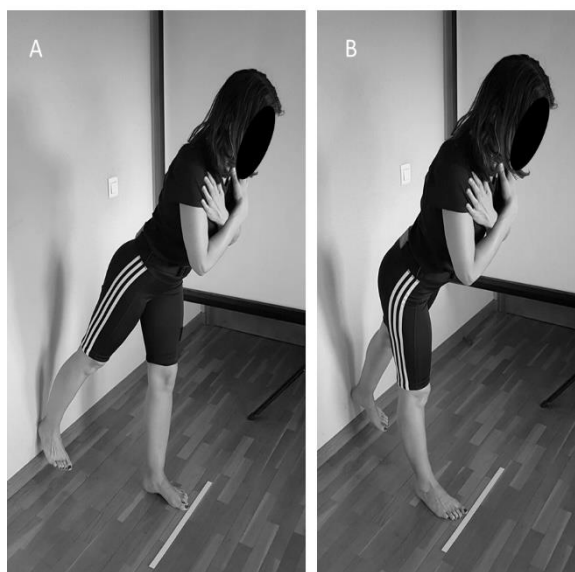


Figura 8- Prueba de peso muerto monopodal con el calcáneo derecho (A) y el calcáneo izquierdo (B) tocando la pared.

4- Single leg squat (SLS)

Se utilizó una valoración 2D durante la prueba SLS para cuantificar el $FPPA_{SLS}$ y el ángulo frontal de la cadera (HFA_{SLS}) de los participantes. Se colocó una cámara digital (FDR-AX33, Sony, Tokio, Japón) en un trípode a 3 metros delante del participante, a la altura de sus rodillas. Se realizaron fotografías, desde los pies hasta el tronco, durante la realización del test (Weeks et al., 2012). Por otra parte, se colocaron marcadores en los siguientes puntos de referencia: espina ilíaca anterosuperior (EIAS), rótula, tuberosidad tibial y en el centro de la articulación talocrural. Para reducir el sesgo causado por las diferencias del movimiento de las extremidades por el uso del calzado, los participantes se quitaron los zapatos antes de la prueba.

Se pidió a los participantes que realizaran el SLS durante 4 segundos (Nakagawa et al., 2012), manteniendo el tronco erguido, los brazos cruzados sobre el pecho y flexionando la rodilla al menos 60° , confirmado visualmente por un investigador (Schmidt et al., 2019; Wyndow et al., 2016). La pierna contralateral, es decir la que no tiene apoyo, se flexionó a la altura de la rodilla a 90° . Los participantes realizaron 10 repeticiones de familiarización con cada extremidad para sentirse cómodos con la tarea. El ángulo de flexión de la rodilla se comprobó con un goniómetro. Después de un descanso de 3 minutos cada participante realizó 5 repeticiones con cada extremidad. Durante las pruebas anteriores, un investigador proporcionó una demostración visual de la prueba.

Se realizaron vídeos de cada repetición. La grabación se repitió si el participante perdía el equilibrio durante el movimiento o no alcanzaba el ángulo de 60° deseado.

5.4- Resultados

El valgo dinámico de la rodilla de cada participante se evaluó a partir de cada vídeo grabado utilizando el software Kinovea 0.8.24 (Kinovea, Burdeaux, Francia) (Puig-Diví et al., 2019). Específicamente, se analizaron las posiciones inicial y final durante el SLD. Se consideró la posición inicial, antes de que la rodilla a valorar de la participante comenzara a flexionarse. (Puig-Diví et al., 2019) y la posición final, cuando la rodilla alcanzó su máxima flexión.

El plano frontal de la cadera se determinó como el ángulo entre ambas EIAS y una línea desde el EIAS ipsilateral hasta el centro de la rótula (da Costa et al., 2021). El FPPA se estimó midiendo el ángulo entre una línea trazada que divide el muslo y otra línea desde la articulación de la rodilla hasta el tobillo (Munro et al., 2012; Scholtes & Salsich, 2017). Los valores positivos representaron un movimiento de la rodilla hacia la línea media del cuerpo, y los valores negativos representaron un movimiento de la rodilla alejándose de la línea media. La FPPA media de rodilla se calculó a partir de 5 ensayos válidos. Los datos de los 5 ensayos se promediaron en conjunto para cada pierna.

Análisis estadístico

Se calcularon medidas estadísticas descriptivas (media \pm SD) para todas las variables tanto en las sesiones de familiarización como en las de prueba. La normalidad de los datos se examinó mediante una prueba estadística de Kolmogórov-Smirnov. Para analizar la fiabilidad absoluta entre las sesiones las SLD y BD, se calculó el error estándar de medición (SEM) como la desviación estándar de la diferencia entre el mejor resultado de la sesión de familiarización y la sesión de prueba dividida por $\sqrt{2}$. El SEM se calculó para evitar la influencia de la heterogeneidad de la muestra y reducir el efecto del error sistemático (p. ej., efecto de aprendizaje). Los valores SEM se expresaron como un porcentaje de la puntuación media, lo que facilita la extrapolación de los resultados a otros individuos y las comparaciones de fiabilidad con otros protocolos. La fiabilidad relativa de las diferentes medidas se analizó mediante el ICC_{2,1}, calculando el intervalo de confianza al 95% (95% CL). Los valores de la

CCI se clasificaron de la siguiente manera: excelente (0.90 a 1.00), alto (0.70 a 0.89), moderado (0.50 a 0.69) y bajo (< 0.50) (García-Vaquero et al., 2020). Se realizó la prueba ANOVA de medidas repetidas unidireccionales para evaluar el efecto de repetición, con la sesión como el factor intra sujeto (sesiones de familiarización y prueba). Además, se realizó el análisis estadístico del tamaño del efecto, d de Cohen, para determinar la magnitud del efecto independientemente del tamaño de la muestra.

Se realizaron correlaciones de Pearson para analizar la posible relación entre la estabilidad del *core* y el DKV. Para reducir la influencia potencial de los efectos del aprendizaje en los resultados, se realizaron más análisis correlacionales utilizando la mejor puntuación de los participantes obtenida en las sesiones de familiarización o prueba. Finalmente, atendiendo a las puntuaciones DKV_{SLS} de los participantes obtenidas durante el SLS, el rendimiento de cada pierna se categorizó como DKV ($> 10^\circ$) o normal ($\leq 10^\circ$) (Harris-Hayes et al., 2014). A continuación, se utilizaron las pruebas U de Mann-Whitney para medidas independientes para evaluar la estabilidad del *core* y las diferencias de ROM del tobillo de las piernas clasificadas como DKV y valgo de rodilla no dinámico. Todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando SPSS (Versión 22.0, IBM, Armonk, NY, EE. UU.). La significación estadística se estableció en $p < 0.05$.

Resultados

La evaluación de la estabilidad del *core* realizada en el BD y SLD utilizando la aplicación OCTOcore indicó altos puntajes de fiabilidad relativa (tabla 2), con valores de ICC que oscilan entre 0.71 y 0.84. De manera similar, tanto el BD como el SLD exhibieron puntajes SEM inferiores al 20% (Tabla 2), que se considera aceptable para los parámetros posturográficos. En especial, el SLD exhibió puntuaciones SEM más altas ($9.7 \leq SEM \leq 11.34$) que el BD ($13.0 \leq SEM \leq 17.3$).

Tabla 2- Puntuaciones de fiabilidad de las pruebas de estabilidad central, BD y de peso SLD en mujeres jóvenes sanas ($n = 20$).

Tarea	Sesión Familiarización ^a	1ª sesión	F	p	d	SEM		ICC _{3,1} ^c
						Unidad ^b	Porcentaje ^c	
BD _R	8.5 ± 2.8	8.5 ± 2.5	0.01	0.92	-0.02	1.1	13.0 (9.8–19.6)	0.84 (0.62–0.94)
BD _L	9.2 ± 3.2	9.9 ± 3.3	1.58	0.22	0.19	1.6	17.3 (13.1–25.2)	0.77 (0.50–0.90)
SLD _R	13.0 ± 3.0	12.3 ± 2.6	1.46	0.24	-0.22	1.2	9.7 (7.3–14.4)	0.81 (0.57–0.92)
SLD _L	13.0 ± 2.8	12.3 ± 2.3	2.12	0.16	-0.23	1.4	11.4 (8.7–16.7)	0.71 (0.40–0.87)

BD: *bird-dog*, SLD: prueba de peso muerto con carga parcial. Análisis de varianza de medidas repetidas. ^a Los datos se presentan con media ± SD; ^b los datos se presentan con la media; ^c los datos se presentan con la media (IC del 95%). Unidades para todas las pruebas: mm/s-2. Abreviaturas: IC: intervalo de confianza al 95%; d: tamaño del efecto; BD_L: *bird-dog* levantando la pierna izquierda y el brazo derecho; BD_R: *bird-dog* levantando la pierna derecha y el brazo izquierdo; SLD_L: prueba de peso muerto monopodal con carga parcial levantando la pierna izquierda; SLD_R: prueba de peso muerto monopodal con carga parcial levantando la pierna derecha.

Los análisis correlacionales (Tabla 3) mostraron que el único parámetro asociado con FPPA_{SLS} es el rango de movimiento de flexión dorsal de tobillo (DF_{ANK}) ($r = -0.337$). El HFA_{SLS} se relacionó significativamente con el SLD ($r = 0.314$) y DF_{ANK} ($r = 0.322$).

Tabla 3- Correlaciones de la estabilidad central de los participantes evaluada durante las pruebas BD, SLD y DF_{ANK}.

	BD	SLD	DF _{ANK}	DKV _{SLS}	HI _{SLS}
BD		0.139	-0.389*	0.043	0.039
SLD			-0.316*	0.234	0.314*
DF _{ANK}				-0.337*	0.322*
DKV _{SLS}					0.849**
HI _{SLS}					

BD: *bird-dog*; SLD: peso muerto monopodal; DKV: Valgo dinámico de rodilla; DF_{ANK}: Rango de movimiento de flexión dorsal de tobillo; HI_{SLS}: inclinación de la cadera.

** La correlación es significativa al nivel de 0.01 (2 colas).

* La correlación es significativa al nivel de 0.05 (2 colas).

Finalmente, la prueba U de Mann-Whiney mostró diferencias significativas en la SLD entre los casos categorizados como valgo dinámico de rodilla ($n = 35$) y normal ($n = 5$). No se observaron diferencias significativas para DF_{ANK} o BD (Tabla 4).

Tabla 4- Diferencias entre DF_{ANK} y la estabilidad central evaluadas en la prueba BD y la prueba SLD entre aquellas piernas categorizadas como valgo dinámico de rodilla ($DKV > 10$; $n = 35$) y normal ($DKV \leq 10$; $n = 5$).

Variables	DKV ^a	Normal ^a	U Puntuación	p
DF_{ANK} (cm)	11.5 (10.5–12.1)	13.5 (10.7–14.5)	57.5	0.228
BD (mm/s ⁻²)	8.1 (7.2–9.1)	8.0 (5.5–10.2)	84.0	0.905
SLD (mm/s ⁻²)	12.0 (11.3–12.9)	9.5 (6.6–12.6)	1135.5	0.047

DF_{ANK} : rango de movimiento de tobillo; BD: *bird-dog*; SLD: peso muerto monopodal con carga parcial.

Prueba U de Mann-Whitney para medidas independientes.

^a Los datos se presentan como mediana (intervalo de confianza al 95%).

ESTUDIO III

6- TERCER ESTUDIO

6.1- Título

“Validez y fiabilidad entre evaluadores del movimiento del tobillo durante una sentadilla monopodal”.

6.2- Resumen

Objetivo El propósito de este estudio fue evaluar la fiabilidad de un método de observación clínica para evaluar y determinar la relación entre el *ND* y el *SLS_{ankle}*.

Metodología: Un total de 55 voluntarios sanos y físicamente activos (31 mujeres y 24 hombres) participaron en este estudio. El grado de pronación de la articulación subastragalina se evaluó mediante el test *ND*, y el control del tobillo se definió como el desplazamiento del tobillo en el plano frontal durante el *SLS*.

Resultados: Encontramos una buena concordancia intra evaluador e inter evaluador durante el *SLS_{ankle}*, con valores Kappa de 0.731 a 0.750. La relación entre el *SLS_{ankle}* y el *ND* fue significativa; el coeficiente de correlación de Spearman fue de 0.504 ($p < 0.05$).

Conclusiones: El *SLS_{ankle}* proporciona a la práctica clínica una alternativa fiable y válida para cuantificar la movilidad del pie en comparación con la prueba *ND*.

6.3- Metodología

Se realizó un análisis de potencia a priori para estimar el tamaño de la muestra. El software G*Power (G*Power 3.1.9.6 Kiel University, Kiel, Alemania) (Faul et al., 2007) estimó un tamaño de muestra de 34 sujetos (nivel de significancia = 0.05; potencia requerida = 0.80; correlación entre medidas repetidas = 0.30). Se utilizó un estudio piloto con 6 sujetos para estimar el tamaño de la muestra.

6.3.1- Diseño experimental

Se realizó un estudio observacional entre abril y junio de 2019. El estudio se realizó de acuerdo con las directrices de la Declaración de Helsinki y aprobado por el Instituto de Investigación CyMO (Valladolid, España: 1.200.553). Todos los participantes leyeron y firmaron un documento de consentimiento informado por escrito aprobado antes de la recolección de datos.

6.3.2- Sujetos

En total, 55 voluntarios adultos sanos y físicamente activos, 31 mujeres (21.3 ± 5.7 años, 163.5 ± 7.4 cm, 59.7 ± 7.7 kg) y 24 hombres (27.4 ± 12.7 años, 177.6 ± 7.9 cm, 76.8 ± 10.3 kg), fueron reclutados para este estudio. Todos los participantes estaban sanos y no reportaron lesiones. Se excluyó a los participantes que tenían alguna patología articular en la cadera, rodilla o el tobillo que causara dolor o restricción del movimiento, enfermedad neuromuscular, dolor reciente en el calcáneo o la rodilla, así como antecedentes de traumatismo reciente en las extremidades inferiores o cirugías en los últimos seis meses.

6.3.2- Procedimientos

Los participantes completaron tres sesiones en este estudio (una de familiarización y dos de prueba) en intervalos de una semana. Todas las sesiones se realizaron a la misma hora para minimizar el efecto de los ritmos circadianos. Todos los participantes recibieron instrucciones de abstenerse de hacer ejercicio durante las 48 horas previas a la prueba para reducir la influencia potencial del dolor muscular o la fatiga después del ejercicio en el rendimiento en la prueba del SLS_{ankle}. Durante la sesión de prueba, los participantes realizaron las siguientes pruebas en un orden aleatorio: la prueba ND y la prueba de SLS_{ankle}.

Navicular drop

Los sujetos a valorar estaban descalzos, con el peso distribuido uniformemente sobre cada pie. Se palpó la tuberosidad del navicular y se marcó con un marcador. Con la articulación subastragalina en posición neutra, se midió la distancia entre la tuberosidad del navicular y el suelo, en milímetros, con un calibre (Mulligan & Cook, 2013; Okamura et al., 2021).

El procedimiento se repitió durante 3 veces para cada participante. En los casos en los que la diferencia expresada en milímetros, sea ≥ 10 mm, el ND significa una excesiva pronación del pie (Brody, 1982; Cote et al., 2005).

Single leg squat

El SLS se evaluó con el sistema LegMOtion® (LegMOtion®, Check your MOtion®, Albacete, España) en posición de carga. El sistema LegMOtion® (Check your MOtion®, Albacete, España) es una alternativa válida, portátil y fácil de usar al *lunge test* para evaluar el ROM de dorsiflexión del tobillo en participantes sanos (Calatayud et al., 2015; Moreno-Pérez, Del Coso, et al., 2020; Romero Morales et al., 2017) Una cámara digital (FDR-AX33, Sony, Tokio, Japón) registró, mediante grabación de video, el desplazamiento lateral del tobillo. La cámara se colocó en un trípode a 3 metros por delante del

participante, a una altura aproximada de 0.9 m del suelo. Esta altura se alineó aproximadamente al nivel de la pelvis de los participantes. La grabación de video se realizó a 50 *frames* por segundo a una resolución de 1920 x 1080 píxeles.

Los participantes se colocaron descalzos con los pies separados al ancho de los hombros, con las caderas y las rodillas extendidas, los dedos de los pies extendidos y el mismo peso repartido en ambos pies, y se aplicó en la piel una tira de vendaje (un rectángulo con medidas de 30 x 10 milímetros) sobre el maléolo lateral (Figura 9).

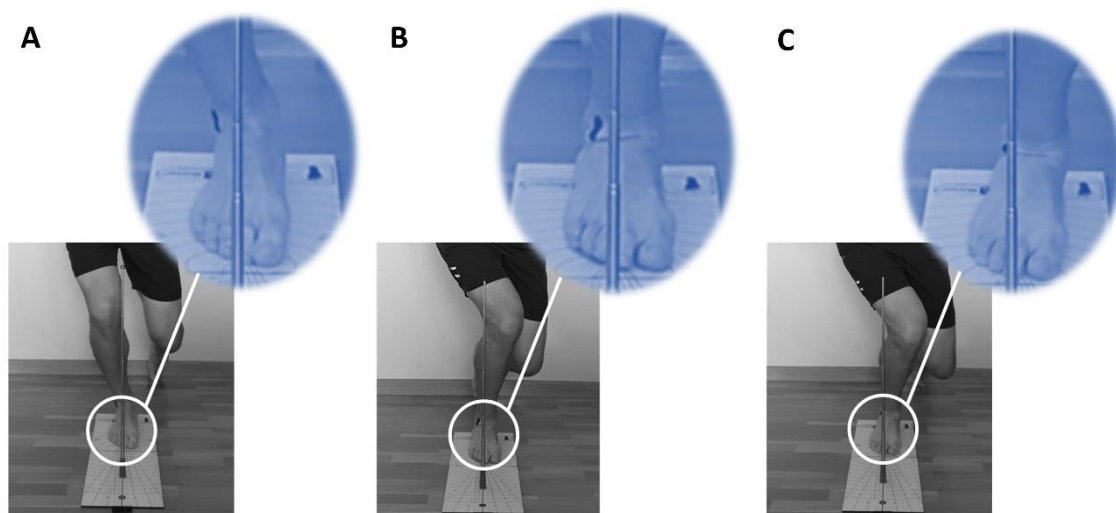


Figura 9- Puntuación SLS_{ankle} .

A continuación, los participantes colocaron un pie en la plataforma *Leg Motion*[®] con el segundo dedo próximo a la línea horizontal. El control del tobillo en el plano frontal se evaluó mediante observación visual (Junge et al., 2012) con una varilla de metal. Esta se colocó a lo largo de la línea del segundo dedo del pie para indicar el movimiento en el plano frontal durante el SLS_{ankle} . El control del tobillo se definió como el desplazamiento del tobillo en el plano frontal durante el SLS_{ankle} .

Los participantes realizaron el SLS durante 4 segundos (Nakagawa et al., 2012), manteniendo el tronco erguido, los brazos hacia los lados y flexionando la rodilla al menos 60° (Guillén-Rogel et al., 2021; Wyndow et al., 2016). En un estudio previo existe consenso acerca de la profundidad de la sentadilla que debe realizarse con al menos 60° de flexión de la rodilla para ser calificada clínicamente como buena (Crossley et al., 2011). Un investigador confirmó visualmente la flexión adecuada de la rodilla (Schmidt et al., 2019). Antes de la prueba, un investigador proporcionó una demostración visual de la prueba. Los participantes realizaron 10 repeticiones de familiarización con cada extremidad para sentirse cómodos con la tarea. Después de un descanso de 3 minutos cada participante realizó 5 repeticiones de la prueba SLS_{ankle} con cada extremidad inferior, que fue grabada en vídeo.

Después de un período de lavado de 15 días (Streiner & Norman, 2008) se enviaron las grabaciones de vídeo a dos examinadores (una fisioterapeuta y una entrenadora) para evaluar el movimiento y calificar el grado de control del tobillo. Las examinadoras estaban capacitadas para observar cada video, no más de dos veces, sin pausas ni cámara lenta. Cada una tenía más de 10 años de experiencia en análisis de video. La secuencia de la grabación se aleatorizó con un aleatorizador de investigación basado en una web para minimizar el sesgo (Urbaniak, G.C. and Plous, 2007).

El control del tobillo se calificó usando una escala de tres puntos (0–buen control del tobillo, 1–reducido y 2–pobre) basada en la distancia desde la varilla de metal hasta el maléolo lateral durante el movimiento del SLS. (Figura 9). Se registró una puntuación de 0 cuando los evaluadores observaron que la distancia entre el maléolo lateral y la varilla de metal no cambió desde la posición inicial, en apoyo monopodal hasta la realización de la sentadilla monopodal. Se otorgó una puntuación de 1 cuando los evaluadores observaron que la distancia desde el maléolo lateral hasta el palo de metal disminuyó desde la posición en bipedestación con apoyo monopodal hasta la realización de sentadilla monopodal. Se registró una puntuación de 2 cuando el marcador localizado en el maléolo lateral se alineó con la varilla de metal. Los sujetos fueron calificados por su peor realización o en la prueba entre los 5 ensayos.

Análisis estadístico

Se utilizó la prueba kappa de Cohen para determinar la fiabilidad intra evaluador e inter evaluador. Los valores de kappa se definieron como pobres si kappa era 0.20, regular para valores de 0.21 a 0.40, moderados para 0.41 a 0.60, buenos para 0.61 a 0.80 y muy buenos para valores de 0.81 a 1.00 (Ashby, 1991).

Se utilizó un análisis de varianza (ANOVA) de un factor, para comparar las puntuaciones de la prueba ND entre los grupos de control de tobillo (buena, reducida o pobre).

Se utilizó el coeficiente de correlación de Spearman para determinar la correlación entre la evaluación subjetiva del control del tobillo con la escala de "bueno", "reducido" o "pobre" y la prueba ND. Todos los análisis estadísticos se realizaron con el SPSS (Versión 22.0, IBM, Armonk, NY, EE. UU.). Se analizaron los tamaños del efecto (d) para determinar la magnitud del efecto independiente del tamaño de la muestra (la diferencia entre la media dividido por la desviación típica). Una puntuación de 0.5 o menos se consideró una d baja, de 0.51 a 0.8 se consideró una d media y de 0.81 o más una d grande (Cohen, 2013) . La significación estadística se estableció en $p < 0.05$.

6.4- Resultados

Fiabilidad intra evaluador para la evaluación del control del tobillo

Encontramos una buena concordancia entre la primera y la segunda prueba durante SLS_{ankle}, con valores kappa de 0.750 para el lado derecho y 0.731 para el lado izquierdo.

Fiabilidad inter evaluador para la evaluación del control del tobillo

Los valores kappa para la concordancia entre evaluadores fueron 0.744 para el lado derecho y 0.732 para el lado izquierdo.

Mediante una prueba ANOVA se mostró diferencias significativas ($p < 0.05$) para la prueba ND entre todas las puntuaciones del SLS_{ankle} (Figura 10).

Además, se investigó la relación entre el control del tobillo durante las pruebas SLS_{ankle} y ND mediante la correlación rho de Spearman. El coeficiente de correlación de Spearman fue de 0.504 ($p < 0.05$)

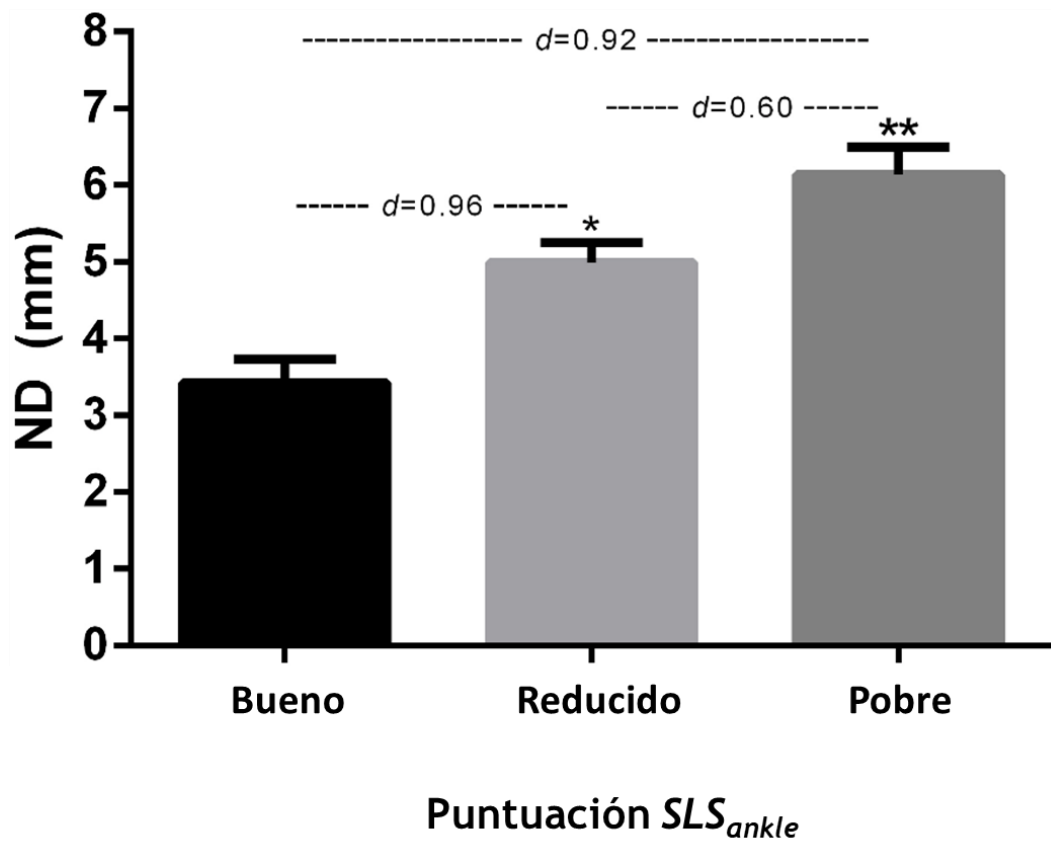


Figura 10- Prueba SLS_{ankle} y ND.

*Diferencia significativa en la puntuación del SLS_{ankle} bueno y pobre ($p < 0.05$).

**Diferencia significativa en la puntuación bueno y reducido ($p < 0.05$).

DISCUSIÓN

7- DISCUSIÓN

El objetivo del primer estudio fue determinar la fiabilidad de una aplicación de teléfonos inteligentes (*OCTOcore*) para medir la estabilidad del *core*. Los resultados indican que la aplicación *OCTOcore* es una herramienta fiable para evaluar la estabilidad central en dos ejercicios dinámicos. En la misma línea, en el segundo estudio, el objetivo fue investigar la relación entre dos evaluaciones dinámicas de la estabilidad central y el valgo dinámico de tobillo durante la realización del SLS a través de un acelerómetro integrado en un teléfono inteligente, que imponen un desafío en el control de las estructuras del complejo lumbopélvico. Nuestros resultados confirmaron que la aplicación *OCTOcore* es una herramienta fiable para evaluar la estabilidad del *core* durante las pruebas de peso muerto monopodal y *bird-dog*. Por último, en el tercer estudio, el objetivo fue evaluar la fiabilidad de un método de observación clínica para valorar y determinar la relación entre la caída del navicular y el control del tobillo durante la sentadilla monopodal (*SLS_{ankle}*). Se obtuvo una buena concordancia intra evaluador e inter evaluador durante el SLS tobillo. Los resultados determinaron que una puntuación más alta de ND se correlaciona con el desplazamiento del maléolo lateral durante el SLS.

El primer estudio utilizó los métodos más populares para evaluar la fiabilidad de los instrumentos médicos (Zaki et al., 2013). Los hallazgos sugieren que esta aplicación podría usarse para medir los efectos de una intervención de ejercicio en adultos jóvenes activos.

Se encontraron valores altos de ICC entre los días de evaluación. Se utilizaron gráficos de Bland-Altman para evaluar visualmente las diferencias significativas y el intervalo de confianza al 95%, mostrando un sesgo cercano a cero para la mayoría de los participantes. La magnitud de las diferencias entre los valores del día 1 y el día 2 fue pequeña, con valores *d* de Cohen de ≤ 0.3 . En el presente estudio, el SEM interdiario fue de 0.6 a 1.6 mm/s-2. Esto indica la consistencia absoluta de la medición. El CMD fue de 2.1 a 3.5 mm/s-2, lo que indica que esta es la diferencia más pequeña entre dos mediciones realizadas en momentos diferentes que puede interpretarse como un verdadero cambio.

Teniendo en cuenta que este es el primer estudio que evalúa la fiabilidad de la aplicación *OCTOcore* para medir la estabilidad del core, es difícil establecer similitudes entre nuestros resultados e investigaciones anteriores. Sin embargo, en el 2018, Barbado y colaboradores (Barbado et al., 2018) demostraron que los acelerómetros integrados en los teléfonos inteligentes parecen ser dispositivos fiables para cuantificar la intensidad del ejercicio de estabilidad del core mediante ejercicios isométricos. Sus datos mostraron que la mayoría de los sujetos del grupo control, durante la realización de diferentes ejercicios isométricos del complejo lumbopélvico (puente frontal, puente trasero, puente lateral y *bird-dog*), obtuvieron puntajes de fiabilidad de moderados a altos para la aceleración pélvica ICC (de 0.71 a 0.88), similar a la nuestra (de 0.73 a 0.96). Además, se ha demostrado evidencia de que un acelerómetro integrado en un teléfono inteligente es una medida válida para valorar la estabilidad postural y es capaz de distinguir el riesgo de caídas en adultos mayores (Hsieh et al., 2019).

Además, poder utilizar un acelerómetro en los teléfonos inteligentes para el control de la medición del complejo lumbopélvico, está destinado al público en general y no a los investigadores expertos. Brindar acceso público a una evaluación objetiva del control motor del complejo lumbopélvico puede aumentar la conciencia sobre el control dinámico del complejo lumbopélvico e identificar a aquellos que necesitan tratamiento. Debido a que la detección de control dinámico rara vez se realiza en entornos clínicos, los teléfonos inteligentes pueden proporcionar una medición rápida y objetiva en la clínica.

El aspecto más importante del hallazgo de fiabilidad del segundo estudio es que nuestros resultados refuerzan que la estabilidad del core se puede cuantificar de manera fiable en movimientos cuasi estáticos (Guillén-Rogel et al., 2019), lo que crea una nueva oportunidad para evaluar esta capacidad en otras tareas ecológicas.

Con respecto a los resultados correlacionales, el hallazgo más relevante es que las puntuaciones más altas del SLD están relacionadas con una mayor aducción de la cadera durante la sentadilla monopodal, lo que se ha destacado como un factor relevante que influye en el movimiento en el plano frontal y en la carga de la rodilla (Powers, 2010). Concretamente, una mayor inclinación lateral del tronco, junto con una mayor inclinación pélvica, aumenta el

momento articular del valgo. Por lo tanto, nuestros resultados respaldan que el déficit de estabilidad central puede influir en el control neuromuscular del tronco durante los movimientos monopodales, lo que refuerza el vínculo potencial entre la mala estabilidad lateral del tronco y el riesgo de lesión en la rodilla (Reynard et al., 2019). Sin embargo, nuestras investigaciones vinculan las medidas de estabilidad del *core* con el movimiento de la rodilla en el plano frontal y mostraron resultados mixtos. Por un lado, aunque nuestros resultados correlacionales indicaron una clara relación entre HFA_{SLS} y $FPPA_{SLS}$ ($r = 0.849$), no se observaron relaciones directas entre la estabilidad central evaluada durante el BD y el SLS y el grado de valgo de la rodilla durante el ejercicio de sentadilla monopodal. Sin embargo, nuestro análisis de comparación entre grupos mostró que el rendimiento de la pierna categorizado como valgo dinámico de la rodilla ($> 10^\circ$) exhibió una peor estabilidad central durante el SLD en comparación con el rendimiento de la pierna categorizado como normal ($\leq 10^\circ$), ya que la falta de valgo dinámico en los participantes ($DKV \leq 10^\circ$) muestran mejores puntajes de estabilidad central en el SLD. Todo ello sugiere que la relación entre la estabilidad central y DKV no es lineal. El mayor DKV mostrado durante el SLS no se ve afectado significativamente por un mayor o peor control neuromuscular del *core*, lo que reforzaría otros factores, como la fuerza de la cadera, la técnica de aterrizaje o la antropometría, como los más determinantes que influyen en el valgo de la rodilla. Sin embargo, en los deportistas que no exhibieron puntajes DKV extremadamente altos, la estabilidad del *core* podría desempeñar un papel relevante en la modificación de la mecánica de la rodilla. Así, en este caso, un mal control neuromuscular puede inducir cambios sutiles en la función de los miembros inferiores, lo que sería determinante para que las deportistas presenten puntuaciones DKV por encima del límite de riesgo de lesiones de rodilla ($DKV > 10^\circ$).

La presente investigación es uno de los primeros estudios en el campo que utiliza una herramienta económica y fiable para cuantificar la estabilidad del *core* que se puede usar en entornos profesionales. Además, se comparó la fiabilidad entre dos evaluadores, una fisioterapeuta y una entrenadora, por ello, es probable que el nivel de experiencia, más de 10 años, de estas examinadoras sea un indicador de fiabilidad (Weeks et al., 2012). Sin embargo, (Tate et al., 2015) indican una excelente fiabilidad test-retest tanto para

expertos como novatos en la medición de la alineación de la rodilla en el plano frontal durante SLS.

Se sugiere que las mediciones 2D de una extremidad inferior durante un SLS, como el ángulo de proyección del plano frontal y la evaluación visual, sean más rentables y se puedan realizar fácilmente en entornos clínicos como una alternativa a la captura de movimiento 3D (Hansen et al., 2021). Además, encontramos una buena concordancia entre evaluadores e intra evaluadores para la puntuación del tobillo SLS. De manera similar, Stenrud et al., (Stensrud et al., 2011) realizaron una evaluación utilizando un análisis de video 2D durante SLS en participantes sanos y establecieron una excelente fiabilidad entre evaluadores.

Se han utilizado varios sistemas de puntuación para evaluar la alineación dinámica en la literatura Resson y colaboradores, (Resson et al., 2019) encontraron que las escalas de análisis, con una escala de calificación de \leq tres puntos, muestran una mayor confiabilidad entre evaluadores en comparación con las escalas de calificación de \geq cuatro puntos de evaluación visual del movimiento en la prueba SLS. Sin embargo, no existen estudios previos que hayan analizado el control del tobillo durante un SLS utilizando una escala de tres puntos. La puntuación del tobillo SLS muestra las puntuaciones de evaluación visual de buena, reducida y mala en una escala de tres puntos. Sin embargo, Perrot y colaboradores, (Perrott et al., 2012) realizaron un análisis de la alineación del pie con una escala de dos puntos (buena y mala). Las principales diferencias entre el estudio actual y el de Perrot y colaboradores (Perrott et al., 2012, 2021) es que no se relacionaron con el grado de pronación.

La pronación del pie se ha descrito como predictor de cinética articular alterada y lesiones (Brund et al., 2017), como el síndrome de estrés medial (Hamstra-Wright et al., 2015; Menéndez et al., 2020). Además, la alteración del ALI puede influir en la biomecánica de las extremidades inferiores. Por tanto, desde una perspectiva de prevención de lesiones, es importante evaluar los déficits en la estabilización activa del pie durante la pronación dinámica (Tourillon et al., 2019).

Hay algunas limitaciones en los estudios publicados. En los tres estudios, los sujetos que participaron eran personas asintomáticas; por tanto, la generalización de estos hallazgos es limitada, y los datos obtenidos de sujetos

sanos (asintomáticos) no son representativos de la población con patologías. En el segundo estudio, aunque una muestra de 20 participantes se ha considerado una muestra suficiente, sería deseable una muestra mucho mayor para minimizar cualquier cambio aleatorio que ocurra en las mediciones.

Por otra parte, no se investigó la interacción entre la estabilidad central y otros elementos que la literatura ha demostrado que afectan el movimiento de la rodilla (p. ej., la fuerza de la cadera). Además, no se evaluaron los patrones de actividad entre los músculos, lo que dificulta identificar específicamente qué músculos están más relacionados con qué déficits.

En cuanto al tercer estudio, a pesar de los beneficios potenciales del uso de la prueba ND, la prueba ND solo es capaz de medir el desplazamiento en el plano sagital, mientras que el movimiento del navicular tiene lugar en los tres planos simultáneamente (Vinicombe et al., 2001). Por lo tanto, la evaluación del movimiento de pronación se realizó sin realizar un análisis 3D; sin embargo, nuestro objetivo fue exclusivamente evaluar la fiabilidad de las evaluaciones de las pruebas.

No obstante, una clara fortaleza de las pruebas utilizadas en estos estudios es que son fáciles de usar y realizar de forma rápida, lo que le da solidez como prueba clínica donde tanto el tiempo, como una evaluación fiable, son esenciales para el diagnóstico. El test SLS puede permitir realizar simultáneamente una valoración global del control motor de tobillo, rodilla, cadera y tronco. El sistema LegMOtion® proporciona un dispositivo estandarizado para la colocación del pie durante el SLS_{ankle}. Además, cabe señalar que también puede ser válido realizar la evaluación utilizando los maléolos en lugar del hueso navicular como punto de referencia (Kanai et al., 2020). Por ello, esta valoración se asemeja a las actividades de la vida diaria, no requieren equipos costosos o avanzados, y los examinadores experimentados pueden realizar una evaluación visual fiable del plano frontal del tobillo durante el SLS. Por lo tanto, el uso de la puntuación mediante el SLS_{ankle} puede reducir la necesidad de que los profesionales de la salud realicen otra prueba para valorar la pronación.

Por último, destacar, que la aplicación OCTOcore podría funcionar potencialmente como un método diferencial entre una extremidad lesionada y una extremidad asintomática. Este tipo de comparación es necesario para

evaluar los programas de rehabilitación, proporcionar indicadores para el retorno a la actividad o sugerir ajustes biomecánicos para mejorar el rendimiento. Además, incorporar estímulos sensoriales adecuados que alertan al sistema nervioso central sobre la interacción entre el cuerpo y el entorno, junto con la fuerza muscular, permite una adecuada estabilidad a nivel central (Akuthota et al., 2008).

Por todo ello, se plantean mejoras en estudios futuros, en primer lugar, se deben incluir personas sanas y sintomáticas para proporcionar parámetros para el tratamiento de las extremidades lesionadas. Asimismo, se deben incluir los factores de riesgo musculoesqueléticos, edades y niveles de actividad física (incluidos los tipos de actividad física). Finalmente, es necesario comparar un grupo de intervención con un grupo de control para probar y solidificar esta relación.

CONCLUSIONES

8- CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos permiten establecer las siguientes conclusiones.

- I. La aplicación *OCTOcore* es una herramienta fiable para evaluar la estabilidad del complejo lumbopélvico durante la realización de dos ejercicios dinámicos, (peso muerto monopodal con carga parcial y *bird dog*) y se necesita un cambio mínimo de 3.5 mm/s² para estar seguro de que el cambio no es un error de medición entre dos sesiones.

- II. Atendiendo a las pruebas analizadas, solo tiene relación el ejercicio de peso muerto monopodal con carga parcial con el valgo dinámico de rodilla durante la sentadilla monopodal. Los sujetos que presentan valgo >10°, tienen peor estabilidad central durante esta prueba.

- III. El *SLS_{ankle}* es un sistema de valoración fiable para cuantificar el control del tobillo en relación con la prueba *navicular drop*.

BIBLIOGRAFÍA

9- BIBLIOGRAFÍA

- Abt, J. P., Smoliga, J. M., Brick, M. J., Jolly, J. T., Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2007). Relationship between cycling mechanics and core stability. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1300. <https://doi.org/10.1519/R-21846.1>
- Adusumilli, G., Joseph, S. E., Samaan, M. A., Schultz, B., Popovic, T., Souza, R. B., & Majumdar, S. (2017). iPhone sensors in tracking outcome variables of the 30-second chair stand test and stair climb test to evaluate disability: cross-sectional pilot study. *JMIR MHealth and UHealth*, 5(10), e166. <https://doi.org/10.2196/mhealth.8656>
- Ageberg, E., Bennell, K. L., Hunt, M. A., Simic, M., Roos, E. M., & Creaby, M. W. (2010). Validity and inter-rater reliability of medio-lateral knee motion observed during a single-limb mini squat. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11(1), 265. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-265>
- Akuthota, V., Ferreiro, A., Moore, T., & Fredericson, M. (2008). Core stability exercise principles. *Current Sports Medicine Reports*, 7(1), 39-44. <https://doi.org/10.1097/01.CSMR.0000308663.13278.69>
- Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 86-92. <https://doi.org/10.1053/j.apmr.2003.12.005>
- Allam, H. H., Muhsen, A., Al-walah, M. A., Alotaibi, A. N., Alotaibi, S. S., & Elsayyad, L. K. (2021). Effects of plyometric exercises versus flatfoot corrective exercises on postural control and foot posture in obese children with a flexible flatfoot. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2021, 1-8. <https://doi.org/10.1155/2021/3635660>
- Allen, M. K., & Glasoe, W. M. (2000). Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*, 35(4), 403-406. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558652>
- Ashby, D. (1991). Practical statistics for medical research. Douglas G. Altman, Chapman and Hall, London. *Statistics in Medicine*, 10(10), 1635-1636. <https://doi.org/10.1002/sim.4780101015>

- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217-238. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>
- B, Z., J, C., & N, R. (2008). Neuromuscular control of trunk stability: Clinical implications for sports injury prevention. In *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* (Vol. 16, Issue 9, pp. 497-505). <https://doi.org/10.5435/00124635-200809000-00002>
- Babu, D., & Bordoni, B. (2022). Anatomy, bony pelvis and lower limb, medial longitudinal arch of the foot. In *StatPearls*. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32965960>
- Backman, L. J., & Danielson, P. (2011). Low range of ankle dorsiflexion predisposes for patellar tendinopathy in junior elite basketball players: a 1-year prospective study. *Am J Sports Med*, 39(12), 2626-2633. <https://doi.org/10.1177/0363546511420552>
- Balsalobre-Fernández, C., Romero-Franco, N., & Jiménez-Reyes, P. (2019). Concurrent validity and reliability of an iPhone app for the measurement of ankle dorsiflexion and inter-limb asymmetries. *Journal of Sports Sciences*. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1494908>
- Barbado, D., Barbado, L. C., Elvira, J. L. L., Dieën, J. H. va., & Vera-Garcia, F. J. (2016). Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait & Posture*, 49, 90-96. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.027>
- Barbado, D., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., & Vera-Garcia, F. J. (2018). Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLOS ONE*, 13(12), e0208262. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262>
- 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), e0156267. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0156267>

- Barton, C. J., Levinger, P., Crossley, K. M., Webster, K. E., & Menz, H. B. (2012). The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics*, 27(7), 702-705. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.02.007>
- Barton, C. J., Levinger, P., Webster, K. E., & Menz, H. B. (2011). Kinematics associated with foot pronation in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Journal of Foot and Ankle Research*, 4(Suppl 1), O4. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-4-S1-O4>
- Barwick, A., Smith, J., & Chuter, V. (2012). The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: A review of the literature. *The Foot*, 22(3), 224-231. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2012.03.006>
- Basnett, C. R., Hanish, M. J., Wheeler, T. J., Miriovsky, D. J., Danielson, E. L., Barr, J. B., & Grindstaff, T. L. (2013). Ankle dorsiflexion range of motion influences dynamic balance in individuals with chronic ankle instability. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(2), 121-128. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23593550>
- Beckett, M. E., Massie, D. L., Bowers, K. D., & Stoll, D. A. (1992). Incidence of hyperpronation in the acl injured knee: a clinical perspective. *Journal of Athletic Training*, 27(1), 58-62. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558134>
- Bell, D. R., Padua, D. A., & Clark, M. A. (2008). Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(7), 1323-1328. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.048>
- Bennell, K., Talbot, R., Wajswelner, H., Techovanich, W., & Kelly, D. (1998). Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Australian Journal of Physiotherapy*, 44(3), 175-180. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60377-9](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60377-9)
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60(sup230), 1-54. <https://doi.org/10.3109/17453678909154177>

- Bi, X., Zhao Jiangxia, Lei, Z., Liu, Z., Zhang, J., Sun, D., Song, L., & Xia, Y. (2013). Pelvic floor muscle exercise for chronic low back pain. *Journal of International Medical Research*, 41(1), 146-152. <https://doi.org/10.1177/0300060513475383>
- Bilney, B., Morris, M., & Webster, K. (2003). Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait & Posture*, 17(1), 68-74. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00053-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00053-X)
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet (London, England)*, 1(8476), 307-310. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2868172>
- Bohannon, R. W., Tiberio, D., & Waters, G. (1991). Motion measured from forefoot and hindfoot landmarks during passive ankle dorsiflexion range of motion. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. <https://doi.org/10.2519/jospt.1991.13.1.20>
- Brody, D. M. (1982). Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The Orthopedic Clinics of North America*, 13(3), 541-558. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6124922>
- Brund, R. B. K., Rasmussen, S., Nielsen, R. O., Kersting, U. G., Laessoe, U., & Voigt, M. (2017). Medial shoe-ground pressure and specific running injuries: A 1-year prospective cohort study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(9), 830-834. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.04.001>
- Bruno, P. (2014). The use of “stabilization exercises” to affect neuromuscular control in the lumbopelvic region: a narrative review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 58(2), 119-130. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24932016>
- Bullock-Saxton, J., Janda, V., & Bullock, M. (1994). The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *International Journal of Sports Medicine*, 15(06), 330-334. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021069>

- Cady, K., De Ste Croix, M., & Deighan, M. (2021). Back foot influence on dorsiflexion using three different positions of the weight bearing lunge test. *Physical Therapy in Sport*, 47, 1-6. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.10.005>
- Calatayud, J., Martin, F., Gargallo, P., Garcia-Redondo, J., Colado, J. C., & Marin, P. J. (2015). The validity and reliability of a new instrumented device for measuring ankle dorsiflexion range of motion. *Int J Sports Phys Ther*, 10(2), 197-202. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25883868>
- Capecci, M., Pepa, L., Verdini, F., & Ceravolo, M. G. (2016). A smartphone-based architecture to detect and quantify freezing of gait in Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 50, 28-33. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.018>
- Carlos, R. M., César, C. L., David, R. S., Sanz Corbalán, I., Ruiz Ruiz, B. B., & López López, D. (2017). The concurrent validity and reliability of the Leg Motion system for measuring ankle dorsiflexion range of motion in older adults. *PeerJ*, 5, e2820. <https://doi.org/10.7717/peerj.2820>
- Chumanov, E. S., Wall-Scheffler, C., & Heiderscheit, B. C. (2008). Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics*, 23(10), 1260-1268. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.07.011>
- Chuter, V. H., & Janse de Jonge, X. A. K. (2012). Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. *Gait & Posture*, 36(1), 7-15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.001>
- Cohen, J. (2013). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- Cosby, N. L., & Hertel, J. (2011). Relationships between measures of posterior talar glide and ankle dorsiflexion range of motion. *Athletic Training & Sports Health Care*, 3(2), 76-85. <https://doi.org/10.3928/19425864-20100930-02>
- Cote, K. P., Brunet, M. E., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2005). Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *Journal of Athletic Training*, 40(1), 41-46. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15902323>

- Crossley, K. M., Zhang, W.-J., Schache, A. G., Bryant, A., & Cowan, S. M. (2011). Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(4), 866-873. <https://doi.org/10.1177/0363546510395456>
- Cruvinel-Cabral, R. M., Oliveira-Silva, I., Medeiros, A. R., Claudino, J. G., Jiménez-Reyes, P., & Boullosa, D. A. (2018). The validity and reliability of the “ My Jump App ” for measuring jump height of the elderly. *PeerJ*, 6, e5804. <https://doi.org/10.7717/peerj.5804>
- da Costa, G. V., de Castro, M. P., Sanchotene, C. G., Ribeiro, D. C., de Brito Fontana, H., & Ruschel, C. (2021). Relationship between passive ankle dorsiflexion range, dynamic ankle dorsiflexion range and lower limb and trunk kinematics during the single-leg squat. *Gait & Posture*, 86, 106-111. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.03.015>
- Dankel, S. J., & Loenneke, J. P. (2018). Effect sizes for paired data should use the change score variability rather than the pre-test variability. *Journal of Strength and Conditioning Research, Publish Ah*. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002946>
- De Blaiser, C., Roosen, P., Willems, T., Danneels, L., Bossche, L. Vanden, & De Ridder, R. (2018). Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 30, 48-56. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.08.076>
- del Rosario, M., Redmond, S., & Lovell, N. (2015). Tracking the evolution of smartphone sensing for monitoring human movement. *Sensors*, 15(8), 18901-18933. <https://doi.org/10.3390/s150818901>
- Denegar, C. R., Hertel, J., & Fonseca, J. (2002). The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. *J Orthop Sports Phys Ther*, 32(4), 166-173. <https://doi.org/10.2519/jospt.2002.32.4.166>
- Dierks, T. A., Manal, K. T., Hamill, J., & Davis, I. S. (2008). Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(8), 448-456. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2490>

- Dill, K. E., Begalle, R. L., Frank, B. S., Zinder, S. M., & Padua, D. A. (2014). Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing-lunge ankle-dorsiflexion range of motion. *Journal of Athletic Training*, 49(6), 723-732. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.29>
- Dix, J., Marsh, S., Dingenen, B., & Malliaras, P. (2019). The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 37, 197-209. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.05.015>
- Dowling, B., Mcpherson, A. L., & Paci, J. M. (2018). Weightbearing ankle dorsiflexion range of motion and sagittal plane kinematics during single leg drop jump landing in healthy male athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(6). <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07348-0>
- Drewes, L. K., McKeon, P. O., Casey Kerrigan, D., & Hertel, J. (2009). Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(6), 685-687. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.07.003>
- Dwyer, M. K., Boudreau, S. N., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., & Lattermann, C. (2010). Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *Journal of Athletic Training*, 45(2), 181-190. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.2.181>
- Earl, J. E., Monteiro, S. K., & Snyder, K. R. (2007). Differences in lower extremity kinematics between a bilateral drop-vertical jump and a single-leg step-down. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(5), 245-252. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2202>
- Ebert, J. R., Edwards, P. K., Fick, D. P., & Janes, G. C. (2017). A Systematic Review of Rehabilitation Exercises to Progressively Load the Gluteus Medius. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(5), 418-436. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0088>
- Elataar, F. F., Abdelmajeed, S. F., Abdellatif, N. M. N., & Mohammed, M. M. (2020). Core muscles' endurance in flexible flatfeet: A cross - sectional study. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 20(3), 404-410.

- Fadaei Dehcheshmeh, P., Gandomi, F., & Maffulli, N. (2021). Effect of lumbopelvic control on landing mechanics and lower extremity muscles' activities in female professional athletes: implications for injury prevention. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 13(1), 101. <https://doi.org/10.1186/s13102-021-00331-y>
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191. <https://doi.org/10.3758/BF03193146>
- Fong, C. M., Blackburn, J. T., Norcross, M. F., McGrath, M., & Padua, D. A. (2011). Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *J Athl Train*, 46(1), 5-10. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.1.5>
- Friesen, K. B., Shaw, R. E., Shannon, D. M., Dugas, J. R., Andrews, J. R., & Oliver, G. D. (2021). Single-leg squat compensations are associated with softball pitching pathomechanics in adolescent softball pitchers. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9(3), 232596712199092. <https://doi.org/10.1177/2325967121990920>
- Fuller, E. (2000). The windlass mechanism of the foot. A mechanical model to explain pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(1), 35-46. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-1-35>
- Furness, J., Schram, B., Cox, A. J., Anderson, S. L., & Keogh, J. (2018). Reliability and concurrent validity of the iPhone® Compass application to measure thoracic rotation range of motion (ROM) in healthy participants. *PeerJ*, 6, e4431. <https://doi.org/10.7717/peerj.4431>
- García-Vaquero, M. P., Barbado, D., Juan-Recio, C., López-Valenciano, A., & Vera-Garcia, F. J. (2020). Isokinetic trunk flexion-extension protocol to assess trunk muscle strength and endurance: Reliability, learning effect, and sex differences. *Journal of Sport and Health Science*, 9(6), 692-701. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.08.011>
- Garrick, L. E., Alexander, B. C., Schache, A. G., Pandy, M. G., Crossley, K. M., & Collins, N. J. (2018). Athletes rated as poor single-leg squat performers display measurable differences in single-leg squat biomechanics compared with good performers. *Journal of Sport Rehabilitation*, 27(6), 546-553. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0208>

- Gianola, S., Castellini, G., Stucovitz, E., Nardo, A., & Banfi, G. (2017). Single leg squat performance in physically and non-physically active individuals: A cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 8-12. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1660-8>
- Gilmer, G. G., Washington, J. K., Dugas, J. R., Andrews, J. R., & Oliver, G. D. (2019). The role of lumbopelvic-hip complex stability in softball throwing mechanics. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(2), 196-204. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0276>
- Granacher, U., Gollhofer, A., Hortobágyi, T., Kressig, R. W., & Muehlbauer, T. (2013). The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review. *Sports Medicine*, 43(7), 627-641. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0041-1>
- Grindstaff, T. L., Beazell, J. R., Magrum, E. M., & Hertel, J. (2009). Assessment of ankle dorsiflexion range of motion restriction. *Athletic Training & Sports Health Care*, 1(1), 7-8. <https://doi.org/10.3928/19425864-20090101-06>
- Gross, K. D., Niu, J., Zhang, Y. Q., Felson, D. T., McLennan, C., Hannan, M. T., Holt, K. G., & Hunter, D. J. (2007). Varus foot alignment and hip conditions in older adults. *Arthritis & Rheumatism*, 56(9), 2993-2998. <https://doi.org/10.1002/art.22850>
- Guelfi, M., Pantalone, A., Mirapeix, R. M., Vanni, D., Usuelli, F. G., Guelfi, M., & Salini, V. (2017). Anatomy, pathophysiology and classification of posterior tibial tendon dysfunction. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, 21(1), 13-19. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28121362>
- Guillén-Rogel, P., Barbado, D., Franco-Escudero, C., San Emeterio, C., & Marín, P. J. (2021). Are core stability tests related to single leg squat performance in active females? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(11), 5548. <https://doi.org/10.3390/ijerph18115548>
- Guillén-Rogel, P., Franco-Escudero, C., & Marín, P. J. (2019). Test-retest reliability of a smartphone app for measuring core stability for two dynamic exercises. *PeerJ*, 7, e7485. <https://doi.org/10.7717/peerj.7485>

- Gutke, A., Östgaard, H., & Öberg, B. (2008). Association between muscle function and low back pain in relation to pregnancy. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40(4), 304-311. <https://doi.org/10.2340/16501977-0170>
- Hall, M. P., Paik, R. S., Ware, A. J., Mohr, K. J., & Limpisvasti, O. (2015). Neuromuscular evaluation with single-leg squat test at 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(3), 232596711557590. <https://doi.org/10.1177/2325967115575900>
- Hamstra-Wright, K. L., Bliven, K. C. H., & Bay, C. (2015). Risk factors for medial tibial stress syndrome in physically active individuals such as runners and military personnel: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(6), 362-369. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093462>
- Hansen, R., Lundgaard-Nielsen, M., & Henriksen, M. (2021). Visual assessment of dynamic knee joint alignment in patients with patellofemoral pain: an agreement study. *PeerJ*, 9, e12203. <https://doi.org/10.7717/peerj.12203>
- Harringe, M. L., Nordgren, J. S., Arvidsson, I., & Werner, S. (2007). Low back pain in young female gymnasts and the effect of specific segmental muscle control exercises of the lumbar spine: a prospective controlled intervention study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(10), 1264-1271. <https://doi.org/10.1007/s00167-007-0289-9>
- Harris-Hayes, M., Steger-May, K., Koh, C., Royer, N. K., Graci, V., & Salsich, G. B. (2014). Classification of lower extremity movement patterns based on visual assessment: reliability and correlation with 2-dimensional video analysis. *Journal of Athletic Training*, 49(3), 304-310. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.2.21>
- Headlee, D. L., Leonard, J. L., Hart, J. M., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2008). Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 420-425. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.11.004>
- Herrington, L. (2014). Knee valgus angle during single leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls. *The Knee*, 21(2), 514-517. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2013.11.011>

- Hertel, J. (2000). Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Medicine*, 29(5), 361-371. <https://doi.org/10.2165/00007256-200029050-00005>
- Hertel, J. (2002). Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 364-375. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937557>
- Hetsroni, I., Finestone, A., Milgrom, C., Sira, D. Ben, Nyska, M., Radeva-Petrova, D., & Ayalon, M. (2006). A prospective biomechanical study of the association between foot pronation and the incidence of anterior knee pain among military recruits. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 88-B(7), 905-908. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.88B7.17826>
- Hewett, T. E., Ford, K. R., Myer, G. D., Wanstrath, K., & Scheper, M. (2006). Gender differences in hip adduction motion and torque during a single-leg agility maneuver. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(3), 416-421. <https://doi.org/10.1002/jor.20056>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 299-311. <https://doi.org/10.1177/0363546505284183>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & 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. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Medicine*, 38(12), 995-1008. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838120-00004>
- Hoch, M. C., Staton, G. S., & McKeon, P. O. (2011). Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sci Med Sport*, 14(1), 90-92. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.08.001>

- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. *Spine*, *21*(22), 2640-2650. <https://doi.org/10.1097/00007632-199611150-00014>
- Hollman, J. H., Ginos, B. E., Kozuchowski, J., Vaughn, A. S., Krause, D. A., & Youdas, J. W. (2009). Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *Journal of Sport Rehabilitation*, *18*(1), 104-117. <https://doi.org/10.1123/jsr.18.1.104>
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *medicine & science in sports & exercise*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *41*(1), 3-12. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>
- Hopkins, W. G., Schabert, E. J., & Hawley, J. A. (2001). Reliability of power in physical performance tests. *Sports Medicine*, *31*(3), 211-234. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131030-00005>
- Hsieh, K. L., Roach, K. L., Wajda, D. A., & Sosnoff, J. J. (2019). Smartphone technology can measure postural stability and discriminate fall risk in older adults. *Gait & Posture*, *67*, 160-165. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.005>
- Hsieh, K. L., & Sosnoff, J. J. (2021). Smartphone accelerometry to assess postural control in individuals with multiple sclerosis. *Gait & Posture*, *84*, 114-119. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.11.011>
- Huxel Bliven, K. C., & Anderson, B. E. (2013). Core stability training for injury prevention. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, *5*(6), 514-522. <https://doi.org/10.1177/1941738113481200>
- Jeong, J., Choi, D.-H., & Shin, C. S. (2021). Core strength training can alter neuromuscular and biomechanical risk factors for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, *49*(1), 183-192. <https://doi.org/10.1177/0363546520972990>
- Johanson, M. A., Cooksey, A., Hillier, C., Kobbeman, H., & Stambaugh, A. (2006). Heel lifts and the stance phase of gait in subjects with limited ankle dorsiflexion. *Journal of Athletic Training*, *41*(2), 159-165.
- Junge, T., Balsnes, S., Runge, L., Juul-Kristensen, B., & Wedderkopp, N. (2012).

- Single leg mini squat: an inter-tester reproducibility study of children in the age of 9-10 and 12-14 years presented by various methods of kappa calculation. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(1), 203. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-203>
- Kanai, Y., Mutsuzaki, H., Watanabe, M., Takeuchi, R., Matakai, Y., Endo, Y., & Yozu, A. (2020). Use of malleoli as an indicator for flatfoot in patients with Down syndrome: development of a simple and non-invasive evaluation method through medial longitudinal arch. *Journal of Physical Therapy Science*, 32(5), 315-318. <https://doi.org/10.1589/jpts.32.315>
- Kararti, C., Bilgin, S., Dadali, Y., Büyükturan, B., Büyükturan, Ö., & Bek, N. (2021). Are biomechanical features of the foot and ankle related to lumbopelvic motor control? *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 111(3). <https://doi.org/10.7547/18-065>
- Kelly, S., & Beardsley, C. (2016). Specific and cross-over effects of foam rolling on ankle dorsiflexion range of motion. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(4), 544-551. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27525179>
- Kianifar, R., Lee, A., Raina, S., & Kulic, D. (2017). Automated assessment of dynamic knee valgus and risk of knee injury during the single leg squat. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 5(June). <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2017.2736559>
- Kibler, W. Ben, Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>
- Kim EK, & Kim JS. (2016). The effects of short foot exercises and arch support insoles on improvement in the medial longitudinal arch and dynamic balance of flexible flatfoot patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(11), 3136-3139. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.3136>
- Kim, P. J., Peace, R., Mieras, J., Thoms, T., Freeman, D., & Page, J. (2011). Interrater and intrarater reliability in the measurement of ankle joint dorsiflexion is independent of examiner experience and technique used. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(5), 407-414. <https://doi.org/10.7547/1010407>

- Kingston, B., Murray, A., Norte, G. E., & Glaviano, N. R. (2020). Validity and reliability of 2-dimensional trunk, hip, and knee frontal plane kinematics during single-leg squat, drop jump, and single-leg hop in females with patellofemoral pain. *Physical Therapy in Sport*, 45, 181-187. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.07.006>
- Konor, M. M., Morton, S., Eckerson, J. M., & Grindstaff, T. L. (2012). Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *International Journal of Sports Physical Therapy*.
- Latey, P. J., Burns, J., Hiller, C. E., & Nightingale, E. J. (2017). Relationship between foot pain, muscle strength and size: a systematic review. *Physiotherapy (United Kingdom)*, 103(1), 13-20. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2016.07.006>
- 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*, 36(6), 926-934. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3>
- Levy, J. C., Mizel, M. S., Wilson, L. S., Fox, W., McHale, K., Taylor, D. C., & Temple, H. T. (2006). Incidence of foot and ankle injuries in west point cadets with pes planus compared to the general cadet population. *Foot & Ankle International*, 27(12), 1060-1064. <https://doi.org/10.1177/107110070602701211>
- Lima, Y. L., Ferreira, V. M. L. M., de Paula Lima, P. O., Bezerra, M. A., de Oliveira, R. R., & Almeida, G. P. L. (2018). The association of ankle dorsiflexion and dynamic knee valgus: A systematic review and meta-analysis. *Physical Therapy in Sport*, 29(July), 61-69. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.07.003>
- Lu, Z., Nazari, G., MacDermid, J. C., Modarresi, S., & Killip, S. (2020). Measurement properties of a 2-dimensional movement analysis system: A systematic Review and meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 101(9), 1603-1627. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2020.02.011>

- Luomajoki, H., Kool, J., de Bruin, E. D., & Airaksinen, O. (2008). Movement control tests of the low back; evaluation of the difference between patients with low back pain and healthy controls. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9(1), 170. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-170>
- Macrum, E., Bell, D. R., Boling, M., Lewek, M., & Padua, D. (2012). Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(2), 144-150. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.2.144>
- Majeed A, S., TS, A., Sugunan, A., & MS, A. (2019). The effectiveness of a simplified core stabilization program (TRICCS—Trivandrum Community-based Core Stabilisation) for community-based intervention in chronic non-specific low back pain. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 14(1), 86. <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1131-z>
- Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, 16(5), 438-445. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00019-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00019-5)
- Malliaras, P., Cook, J. L., & Kent, P. (2006). Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. *Journal of Science and Medicine in Sport*. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.03.015>
- Malloy, P., Morgan, A., Meinerz, C., Geiser, C., & Kipp, K. (2015). The association of dorsiflexion flexibility on knee kinematics and kinetics during a drop vertical jump in healthy female athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3222-z>
- Manor, B., Yu, W., Zhu, H., Harrison, R., Lo, O.-Y., Lipsitz, L., Trivison, T., Pascual-Leone, A., & Zhou, J. (2018). Smartphone app-based assessment of gait during normal and dual-task walking: demonstration of validity and reliability. *JMIR MHealth and UHealth*, 6(1), e36. <https://doi.org/10.2196/mhealth.8815>
- McGill, S. (2010). Core training: evidence translating to better performance and injury prevention. In *Strength and Conditioning Journal* (Vol. 32, Issue 3, pp. 33-46). <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181df4521>

- McGovern, R. P., Martin, R. L., Phelps, A. L., Kivlan, B. R., Nickel, B., & Christoforetti, J. J. (2020). Conservative management acutely improves functional movement and clinical outcomes in patients with pre-arthritic hip pain. *Journal of Hip Preservation Surgery*, 7(1), 95-102. <https://doi.org/10.1093/jhps/hnz075>
- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 290. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092690>
- McPoil, T. G., & Knecht, H. G. (1985). Biomechanics of the foot in walking: a function approach. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 7(2), 69-72. <https://doi.org/10.2519/jospt.1985.7.2.69>
- McQuade, K., Coppersmith, J., & Ashwell, Z. (2007). Effects of strength training on knee joint mechanics and balance during a single leg squat task in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*, 40, S388. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(07\)70383-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(07)70383-4)
- Menéndez, C., Batalla, L., Prieto, A., Rodríguez, M. Á., Crespo, I., & Olmedillas, H. (2020). Medial tibial stress syndrome in novice and recreational runners: A systematic review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(20), 7457. <https://doi.org/10.3390/ijerph17207457>
- Menz, H. B., Dufour, A. B., Riskowski, J. L., Hillstrom, H. J., & Hannan, M. T. (2013). Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. *Rheumatology*, 52(12), 2275-2282. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/ket298>
- Menz, H. B., & Lord, S. R. (2001). Foot pain impairs balance and functional ability in community-dwelling older people. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(5), 222-229. <https://doi.org/10.7547/87507315-91-5-222>
- Menz, H. B., Morris, M. E., & Lord, S. R. (2006). Foot and ankle risk factors for falls in older people: A prospective study. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 61(8), 866-870. <https://doi.org/10.1093/gerona/61.8.866>

- Michelson, J. D., Durant, D. M., & McFarland, E. (2002). The injury risk associated with pes planus in athletes. *Foot & Ankle International*, 23(7), 629-633. <https://doi.org/10.1177/107110070202300708>
- Millikan, N., Grooms, D. R., Hoffman, B., & Simon, J. E. (2019). The development and reliability of 4 clinical neurocognitive single-leg hop tests: implications for return to activity decision-making. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(5), 536-544. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0037>
- Moreno-Pérez, V., Del Coso, J., Raya-González, J., Nakamura, F. Y., & Castillo, D. (2020). Effects of basketball match-play on ankle dorsiflexion range of motion and vertical jump performance in semi-professional players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 60(1). <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.19.09918-3>
- Moreno-Pérez, V., Soler, A., Ansa, A., López-Samanes, Á., Madruga-Parera, M., Beato, M., & Romero-Rodríguez, D. (2020). Acute and chronic effects of competition on ankle dorsiflexion ROM in professional football players. *European Journal of Sport Science*, 20(1), 51-60. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1611930>
- Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2006). Reduced variability of postural strategy prevents normalization of motor changes induced by back pain: A risk factor for chronic trouble? *Behavioral Neuroscience*, 120(2), 474-476. <https://doi.org/10.1037/0735-7044.120.2.474>
- Mueller, J., & Niederer, D. (2020). Dose-response-relationship of stabilisation exercises in patients with chronic non-specific low back pain: a systematic review with meta-regression. *Scientific Reports*, 10(1), 16921. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-73954-9>
- Mulligan, E. P., & Cook, P. G. (2013). Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy*, 18(5), 425-430. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.02.007>
- Munro, A., Herrington, L., & Carolan, M. (2012). Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(1), 7-11. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.1.7>

- Munteanu, S. E., Strawhorn, A. B., Landorf, K. B., Bird, A. R., & Murley, G. S. (2009). A weightbearing technique for the measurement of ankle joint dorsiflexion with the knee extended is reliable. *J Sci Med Sport*, 12(1), 54-59. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.06.009>
- Myer, G. D., Ford, K. R., Di Stasi, S. L., Foss, K. D., Micheli, L. J., & Hewett, T. E. (2015). High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? *Br J Sports Med*, 49(2), 118-122. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092536>
- Nagano, K., Okuyama, R., Taniguchi, N., & Yoshida, T. (2018). Gender difference in factors affecting the medial longitudinal arch height of the foot in healthy young adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 30(5), 675-679. <https://doi.org/10.1589/jpts.30.675>
- Nakagawa, T. H., Moriya, É. T., Maciel, C. D., & Serrão, A. F. (2012). Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(9), 1747-1755. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318256903a>
- Nakagawa, T. H., Moriya, E. T., Maciel, C. D., & Serrão, F. V. (2012). Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(6), 491-501. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3987>
- Neal, B. S., Griffiths, I. B., Dowling, G. J., Murley, G. S., Munteanu, S. E., Franettovich Smith, M. M., Collins, N. J., & Barton, C. J. (2014). Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: A systematic review and meta-analysis. In *Journal of Foot and Ankle Research*. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0055-4>
- Newman, P., Witchalls, J., Waddington, G., & Adams, R. (2013). Risk factors associated with medial tibial stress syndrome in runners: a systematic review and meta-analysis. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 229. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S39331>

- Nguyen, A.-D., Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Luecht, R. M., & Perrin, D. H. (2011). A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *Journal of Athletic Training, 46*(3), 246-256. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.3.246>
- Nilsson, M. K., Friis, R., Michaelsen, M. S., Jakobsen, P. A., & Nielsen, R. O. (2012). Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *Journal of Foot and Ankle Research, 5*(1), 3. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-5-3>
- Nolan, M., Mitchell, J. R., & Doyle-Baker, P. K. (2014). Validity of the apple iPhone®/iPod Touch® as an accelerometer-based physical activity monitor: a proof-of-concept study. *Journal of Physical Activity and Health, 11*(4), 759-769. <https://doi.org/10.1123/jpah.2011-0336>
- O'Sullivan, P. B. (2000). Masterclass. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy, 5*(1), 2-12. <https://doi.org/10.1054/math.1999.0213>
- Okamura, K., Egawa, K., Ikeda, T., Fukuda, K., & Kanai, S. (2021). Relationship between foot muscle morphology and severity of pronated foot deformity and foot kinematics during gait: A preliminary study. *Gait & Posture, 86*, 273-277. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.03.034>
- Panjabi, M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part ii. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders, 5*(4), 390-397. <https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00002>
- Paungmali, A., Joseph, L. H., Silitertpisan, P., Pirunsan, U., & Uthaikhup, S. (2017). Lumbopelvic core stabilization exercise and pain modulation among individuals with chronic nonspecific low back pain. *Pain Practice, 17*(8), 1008-1014. <https://doi.org/10.1111/papr.12552>
- Perrott, M., Pizzari, T., Opar, M., & Cook, J. (2012). Development of Clinical Rating Criteria for Tests of Lumbopelvic Stability. *Rehabilitation Research and Practice, 2012*, 1-7. <https://doi.org/10.1155/2012/803637>
- Perrott, M., Pizzari, T., Opar, M., & Cook, J. (2021). Athletes with a clinical rating of good and poor lumbopelvic stability have different kinematic variables during single leg squat and dip test. *Physiotherapy Theory and Practice, 37*(8), 906-915. <https://doi.org/10.1080/09593985.2019.1655823>

- Picciano, A. M., Rowlands, M. S., & Worrell, T. (1993). Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 18(4), 553-558. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.18.4.553>
- Plummer, H. A., Oliver, G. D., Powers, C. M., & Michener, L. A. (2018). Trunk lean during a single-leg squat is associated with trunk lean during pitching. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(1), 58-65. <https://doi.org/10.26603/ijsp20180058>
- Popović, Z. B., & Thomas, J. D. (2017). Assessing observer variability: a user's guide. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, 7(3), 317-324. <https://doi.org/10.21037/cdt.2017.03.12>
- Powden, C. J., Hoch, J. M., & Hoch, M. C. (2015). Reliability and minimal detectable change of the weight-bearing lunge test: A systematic review. *Man Ther*, 20(4), 524-532.
- Powers, C. M. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(11), 639-646. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.11.639>
- Powers, C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 42-51. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>
- Puig-Diví, A., Escalona-Marfil, C., Padullés-Riu, J. M., Busquets, A., Padullés-Chando, X., & Marcos-Ruiz, D. (2019). Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLOS ONE*, 14(6), e0216448. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0216448>
- Queen, R. M., Mall, N. A., Hardaker, W. M., & Nunley, J. A. (2007). Describing the medial longitudinal arch using footprint indices and a clinical grading system. *Foot & Ankle International*, 28(4), 456-462. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0456>
- Rabin, A., Kozol, Z., & Finestone, A. S. (2014). Limited ankle dorsiflexion increases the risk for mid-portion Achilles tendinopathy in infantry recruits: a prospective cohort study. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1), 48. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0048-3>

- Räisänen, A. M., Pasanen, K., Krosshaug, T., Vasankari, T., Kannus, P., Heinonen, A., Kujala, U. M., Avela, J., Perttunen, J., & Parkkari, J. (2018). Association between frontal plane knee control and lower extremity injuries: A prospective study on young team sport athletes. *BMJ Open Sport and Exercise Medicine*, 4(1). <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000311>
- Rao, S. R., Saltzman, C. L., Wilken, J., & Yak, H. J. (2006). Increased passive ankle stiffness and reduced dorsiflexion range of motion in individuals with diabetes mellitus. *Foot & Ankle International*, 27(8), 617-622. <https://doi.org/10.1177/107110070602700809>
- Reed, C. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2012). The effects of isolated and integrated 'core stability' training on athletic performance measures. *Sports Medicine*, 42(8), 697-706. <https://doi.org/10.2165/11633450-000000000-00000>
- Reid, D. A., Vanweerd, R. J., Larmer, P. J., & Kingstone, R. (2015). The inter and intra rater reliability of the Netball Movement Screening Tool. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(3), 353-357. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.05.008>
- Resende, R. A., Deluzio, K. J., Kirkwood, R. N., Hassan, E. A., & Fonseca, S. T. (2015). Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait & Posture*, 41(2), 395-401. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.10.025>
- Ressman, J., Grooten, W. J. A., & Rasmussen Barr, E. (2019). Visual assessment of movement quality in the single leg squat test: a review and meta-analysis of inter-rater and intrarater reliability. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 5(1), e000541. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000541>
- Reynard, F., Christe, D., & Terrier, P. (2019). Postural control in healthy adults: Determinants of trunk sway assessed with a chest-worn accelerometer in 12 quiet standing tasks. *PLOS ONE*, 14(1), e0211051. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211051>
- Riddle, D. L., Pulisic, M., Pidcoe, P., & Johnson, R. E. (2003). Risk factors for plantar fasciitis: A matched case-control study. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*. <https://doi.org/10.2106/00004623-200305000-00015>

- Rivera, C. E. (2016). Core and lumbopelvic stabilization in runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 27(1), 319-337. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.09.003>
- Rockar, P. A. (1995). The subtalar joint: anatomy and joint motion. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 361-372. <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.21.6.361>
- Rodacki, A. L. F., Souza, R. M., Ugrinowitsch, C., Cristopoliski, F., & Fowler, N. E. (2009). Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. *Manual Therapy*, 14(2), 167-172. <https://doi.org/10.1016/j.math.2008.01.006>
- Rodríguez-Sanz, J., Carrasco-Uribarren, A., Cabanillas-Barea, S., Hidalgo-García, C., Fanlo-Mazas, P., Lucha-López, M. O., & Tricás-Moreno, J. M. (2019). Validity and reliability of two Smartphone applications to measure the lower and upper cervical spine range of motion in subjects with chronic cervical pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 32(4), 619-627. <https://doi.org/10.3233/BMR-181260>
- Romero Morales, C., Calvo Lobo, C., Rodriguez Sanz, D., Sanz Corbalan, I., Ruiz Ruiz, B., & Lopez Lopez, D. (2017). The concurrent validity and reliability of the Leg Motion system for measuring ankle dorsiflexion range of motion in older adults. *PeerJ*, 5, e2820. <https://doi.org/10.7717/peerj.2820>
- Sasaki, S., Tsuda, E., Yamamoto, Y., Maeda, S., Kimura, Y., Fujita, Y., & Ishibashi, Y. (2019). Core-muscle training and neuromuscular control of the lower limb and trunk. *Journal of Athletic Training*, 54(9), 959-969. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-113-17>
- Schmidt, E., Harris-Hayes, M., & Salsich, G. B. (2019). Dynamic knee valgus kinematics and their relationship to pain in women with patellofemoral pain compared to women with chronic hip joint pain. *Journal of Sport and Health Science*, 8(5), 486-493. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.08.001>
- Scholtes, S. A., & Salsich, G. B. (2017). A dynamic valgus index that combines hip and knee angles: assessment of utility in females with patellofemoral pain. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(3), 333-340. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28593087>
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC5455183>

- Searle, A., Spink, M., Ho, A., & Chuter, V. (2017). Association between ankle equinus and plantar pressures in people with diabetes. A systematic review and meta-analysis. *Clinical Biomechanics*, 43, 8-14. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.01.021>
- Searle MOsteo, A., Spink, M. J., & Chuter, V. H. (2018). Validation of a weight bearing ankle equinus value in older adults with diabetes. *Journal of Foot and Ankle Research*, 11(1), 62. <https://doi.org/10.1186/s13047-018-0306-x>
- Selhorst, M., Rice, W., Degenhart, T., Jackowski, M., & Tatman, M. (2015). Evaluation of a treatment algorithm for patients with patellofemoral pain syndrome: a pilot study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(2), 178-188. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25883866>
- Sharma, J., Golby, J., Greeves, J., & Spears, I. R. (2011). Biomechanical and lifestyle risk factors for medial tibia stress syndrome in army recruits: A prospective study. *Gait and Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.002>
- Shrader, J. A., Popovich, J. M., Gracey, G. C., & Danoff, J. V. (2005). Navicular drop measurement in people with rheumatoid arthritis: interrater and intrarater reliability. *Physical Therapy*, 85(7), 656-664. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15982172>
- Silsupadol, P., Teja, K., & Lugade, V. (2017). Reliability and validity of a smartphone-based assessment of gait parameters across walking speed and smartphone locations: Body, bag, belt, hand, and pocket. *Gait & Posture*, 58, 516-522. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.030>
- Spörndly-Nees, S., Dåsberg, B., Nielsen, R. O., Boesen, M. I., & Langberg, H. (2011). The navicular position test - a reliable measure of the navicular bone position during rest and loading. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(3), 199-205. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21904698>
- Stanek, J., Sullivan, T., & Davis, S. (2018). Comparison of compressive myofascial release and the graston technique for improving ankle-dorsiflexion range of motion. *Journal of Athletic Training*, 53(2), 160-167. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-386-16>

- Stensrud, S., Myklebust, G., Kristianslund, E., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2011). Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. *British Journal of Sports Medicine*, 45(7), 589-595. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.078287>
- Stickler, L., Finley, M., & Gulgin, H. (2015). Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. *Physical Therapy in Sport*, 16(1), 66-71. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.05.002>
- Streiner, D. L., & Norman, G. R. (2008). Biases in responding. In *Health Measurement Scales* (pp. 103-134). Oxford University Press. <https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780199231881.003.0006>
- Streisfeld, G. M., Bartoszek, C., Creran, E., Inge, B., McShane, M. D., & Johnston, T. (2017). Relationship between body positioning, muscle activity, and spinal kinematics in cyclists with and without low back pain. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 9(1), 75-79. <https://doi.org/10.1177/1941738116676260>
- Sun, B., Wang, Y., & Banda, J. (2014). Gait characteristic analysis and identification based on the iPhone's accelerometer and gyrometer. *Sensors*, 14(9), 17037-17054. <https://doi.org/10.3390/s140917037>
- Tate, J., True, H., Dale, B., & Baker, C. (2015). Expert versus novice interrater and intrarater Reliability of the frontal plane projection angle during a single-leg squat. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 20(4), 23-27. <https://doi.org/10.1123/ijatt.2014-0116>
- Taunton, J. E. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36(2), 95-101. <https://doi.org/10.1136/bjism.36.2.95>
- Telarolli, D. J. A., Grossi, D. B., Cervi, A. C. C., Santiago, P. R. P., Lemos, T. W., & Resende, R. A. (2020). Comparison of foot kinematics and foot plantar area and pressure among five different closed kinematic tasks. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 110(5). <https://doi.org/10.7547/17-226>

- Tourillon, R., Gojanovic, B., & Fourchet, F. (2019). How to evaluate and improve foot strength in athletes: an update. *Frontiers in Sports and Active Living*, 1. <https://doi.org/10.3389/fspor.2019.00046>
- Trimble, M. H., Bishop, M. D., Buckley, B. D., Fields, L. C., & Rozea, G. D. (2002). The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. *Clinical Biomechanics*, 17(4), 286-290. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00010-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00010-4)
- Ugalde, V., Brockman, C., Bailowitz, Z., & Pollard, C. D. (2015). Single leg squat test and its relationship to dynamic knee valgus and injury risk screening. *PM&R*, 7(3), 229-235. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.08.361>
- Urbaniak, G.C. and Plous, S. (2007). *Research Randomizer (version 4.0) [computer software]*. <https://www.randomizer.org/>
- Venturini, C., Ituassú, N., Teixeira, L., & E Deus, C. (2006). Intrarater and interrater reliability of two methods for measuring the active range of motion for ankle dorsiflexion in healthy subjects. *Rev. Bras. Fisioter.*
- Vinicombe, A., Raspovic, A., & Menz, H. B. (2001). Reliability of navicular displacement measurement as a clinical indicator of foot posture. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(5), 262-268. <https://doi.org/10.7547/87507315-91-5-262>
- Vohralik, S. L., Bowen, A. R., Burns, J., Hiller, C. E., & Nightingale, E. J. (2015). Reliability and validity of a smartphone app to measure joint range. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(4), 325-330. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000221>
- Warner, M. B., Wilson, D. A., Herrington, L., Dixon, S., Power, C., Jones, R., Heller, M. O., Carden, P., & Lewis, C. L. (2019). A systematic review of the discriminating biomechanical parameters during the single leg squat. *Physical Therapy in Sport*, 36, 78-91. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.01.007>
- Webb, B., Kenning, J. H., Guzman, A., Slater, L., & Mangum, L. C. (2021). Lumbopelvic-hip complex contribution during lower extremity screening tests in elite figure skaters. *Journal of Athletic Training*. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-373-21>

- Weeks, B. K., Carty, C. P., & Horan, S. A. (2012). Kinematic predictors of single-leg squat performance: a comparison of experienced physiotherapists and student physiotherapists. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *13*(1), 207. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-207>
- Whatman, C., Hume, P., & Hing, W. (2013). Kinematics during lower extremity functional screening tests in young athletes - are they reliable and valid? *Phys Ther Sport*, *14*(2), 87-93. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2012.06.001>
- Wilczyński, B., Zorena, K., & Ślęzak, D. (2020). Dynamic knee valgus in single-leg movement tasks. potentially modifiable factors and exercise training options. a literature review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *17*(21), 8208. <https://doi.org/10.3390/ijerph17218208>
- Williams, C. M., Caserta, A. J., & Haines, T. P. (2013). The TiltMeter app is a novel and accurate measurement tool for the weight bearing lunge test. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *16*(5), 392-395. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.02.001>
- Willson, J. D., & Davis, I. S. (2008). Utility of the Frontal Plane Projection Angle in Females With Patellofemoral Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *38*(10), 606-615. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2706>
- Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L., & Davis, I. M. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, *13*(5), 316-325. <https://doi.org/10.5435/00124635-200509000-00005>
- Woodford-Rogers, B., Cyphert, L., & Denegar, C. R. (1994). Risk factors for anterior cruciate ligament injury in high school and college athletes. *Journal of Athletic Training*, *29*(4), 343-346. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558298><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC1317810>
- Wyndow, N., De Jong, A., Rial, K., Tucker, K., Collins, N., Vicenzino, B., Russell, T., & Crossley, K. (2016). The relationship of foot and ankle mobility to the frontal plane projection angle in asymptomatic adults. *Journal of Foot and Ankle Research*, *9*(1), 3. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0134-9>

- Youdas, J. W., McLean, T. J., Krause, D. A., & Hollman, J. H. (2009). Changes in active ankle dorsiflexion range of motion after acute inversion ankle sprain. *Journal of Sport Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1123/jsr.18.3.358>
- Zaki, R., Bulgiba, A., Nordin, N., & Azina Ismail, N. (2013). A systematic review of statistical methods used to test for reliability of medical instruments measuring continuous variables. *Iranian Journal of Basic Medical Sciences*, 16(6), 803-807.
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007a). The effects of core proprioception on knee injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 368-373. <https://doi.org/10.1177/0363546506297909>
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007b). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123-1130. <https://doi.org/10.1177/0363546507301585>
- Zeller, B. L., McCrory, J. L., Ben Kibler, W., & Uhl, T. L. (2003). Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(3), 449-456. <https://doi.org/10.1177/03635465030310032101>
- Zemková, E., & Zapletalová, L. (2022). The Role of Neuromuscular Control of Postural and Core Stability in Functional Movement and Athlete Performance. *Frontiers in Physiology*, 13. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.796097>
- Zhang, X., Aeles, J., & Vanwanseele, B. (2017). Comparison of foot muscle morphology and foot kinematics between recreational runners with normal feet and with asymptomatic over-pronated feet. *Gait & Posture*, 54, 290-294. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.030>
- Zuil-Escobar, J. C., Martínez-Cepa, C. B., Martín-Urrialde, J. A., & Gómez-Conesa, A. (2018). Medial longitudinal arch: Accuracy, reliability, and correlation between navicular drop test and footprint parameters. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 41(8), 672-679. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2018.04.001>

Zunko, H., & Vauhnik, R. (2021). Reliability of the weight-bearing ankle dorsiflexion range of motion measurement using a smartphone goniometer application. *PeerJ*, 9, e11977. <https://doi.org/10.7717/peerj.11977>

10- ANEXOS

Primer estudio:

- Consentimiento informado.
- Hoja de registro.
- Artículo I.

Segundo estudio:

- Artículo II.

Tercer estudio:

- Consentimiento informado.
- Artículo III.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Lea este documento con atención y realice las preguntas que considere oportunas para entender perfectamente el procedimiento para el cual le pedimos su consentimiento informado para el estudio de investigación titulado “LA INFLUENCIA DE DOS PRUEBAS NUEVAS DE ESTABILIDAD DEL CORE DURANTE UNA SENTADILLA MONOPODAL EN MUJERES”

1. ¿Qué es un estudio de investigación?

Procedimiento que incluye la recopilación de datos, información y hechos entorno a un tema de interés común, donde el investigador manipula las variables de la investigación para determinar las consecuencias de estas dentro de una situación controlada con el fin de evaluar la eficacia de la intervención.

2. ¿En qué consiste el estudio?

El estudio consiste en la realización de 4 pruebas (3 en bipedestación y una en cuadrupedia) mientras un acelerómetro situado en la espalda del sujeto con un cinturón, registra la capacidad de éste para estabilizar su pelvis durante el movimiento. En una de las pruebas, en vez de medir con el acelerómetro, la valoración se llevará a cabo con la grabación de usted durante la ejecución del movimiento.

El procedimiento conllevará 3 mediciones no consecutivas durante una semana. La realización de las 4 pruebas conllevará un tiempo de unos 40 minutos (aproximado). Es imprescindible que el sujeto se encuentre en pantalón corto, preferiblemente ajustado como una malla, y sin calzado ni calcetines durante las pruebas para garantizar la fiabilidad de la ejecución.

Así mismo, en caso de aceptar participar, es imprescindible que el sujeto se comprometa de lleno en la investigación y acuda los 3 días asignados a realizar las pruebas.

3. ¿Qué objetivos se quieren conseguir?

El objetivo del estudio fue investigar la relación entre las dos pruebas de evaluación dinámica del core y el valgo dinámico de la rodilla durante la sentadilla monopodal.

4. ¿Qué consigo yo con mi participación?

En caso de ser un estudiante tiene la oportunidad de participar en un estudio experimental y conocer el funcionamiento y desarrollo del mismo, una aplicación práctica que puede llegar a ser muy interesante para su formación.

Una vez concluido el estudio, si desea conocer la información obtenida sobre sus resultados el investigador le proporcionará todas aquellas respuestas que considere oportunas.

Realizar un acto altruista y sin ánimo de lucro con el fin de ayudar a la investigación y a la ciencia a la hora de desarrollar nuevos métodos de valoración para el diagnóstico y prevención dentro de las ciencias de la salud.

5. ¿Qué riesgos/efectos secundarios puedo sufrir con mi participación?

El estudio al no incorporar técnicas invasivas no constituye un riesgo para su salud.

No obstante, la ejecución de las pruebas, dependiendo de la cantidad de actividad física que realice usted habitualmente, puede provocarle cansancio o en mayor medida unas pequeñas agujetas (dolor muscular post-esfuerzo de aparición tardía) que no deben preocuparle pues desaparecerán en las siguientes 24-72 horas.

6. ¿Existen otros riesgos para el sujeto derivados de su estado de salud?

Es importante que nos comunique cualquier lesión o enfermedad que presente que pueda estar contraindicada a la realización de las pruebas o pueda interferir en su ejecución, como, por ejemplo:

- Patologías músculo esqueléticas (roturas musculares, esguinces, fracturas...).
- Enfermedades cardiovasculares y respiratorias (anginas de pecho, asma, ...).
- Intervenciones quirúrgicas.
- Patologías de la columna vertebral (hernias discales, artrosis, artritis, degeneración discal, ...).
- Enfermedades metabólicas (diabetes, ...)

SI USTED SE ENCUENTRA EN ALGUNA DE ESTAS SITUACIONES COMUNIQUESELO AL INVESTIGADOR, ASI COMO AQUELLA INFORMACIÓN QUE USTED TAMBIEN CONSIDERE OPORTUNA ACERCA SU ESTADO DE SALUD.

7. ¿Por qué le pedimos su consentimiento informado?

El propósito no es alarmarle ni librar de responsabilidad al investigador que le atiende, solo representa un esfuerzo para que usted, a partir de esta información, pueda tomar la decisión libre y voluntaria de autorizar o rechazar este procedimiento.

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Yo,con años de edad y DNI , como sujeto o en calidad de Padre/Madre/Tutor de

DECLARO/AUTORIZO: Que, en base a Ley Orgánica 1/1982, de 5 de mayo, de protección civil del derecho al honor, a la intimidad personal y familiar y a la propia imagen y a la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, he sido informado del procedimiento, así como de los riesgos y beneficios de este estudio de investigación y que sé que en cualquier momento puedo revocar mi consentimiento. Que estoy satisfecho con la información recibida, que he podido formular todas las preguntas que he creído oportunas y que me han sido aclaradas todas las dudas y que he informado al investigador de mi estado de salud actual.

En consecuencia, doy mi consentimiento.

En..... , adede

Fdo: El investigador	Fdo: El/La sujeto	Fdo: Padre/Madre/Tutor
----------------------	-------------------	------------------------

REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Yo,con
 años de edad y DNI , como sujeto o en
 calidad de Padre/Madre/Tutor de
 de forma libre y consciente he decidido **REVOCAR MI CONSENTIMIENTO**
 otorgado el día.....de..... de..... para este estudio de
 investigación. Asumo las consecuencias que de ello puedan derivarse para la salud o
 la vida.

En..... , adede

Fdo: El investigador	Fdo: El/La sujeto	Fdo: Padre/Madre/Tutor
----------------------	-------------------	------------------------

REGISTRO

Fecha:.....

Nombre:..... Apellidos:.....

Sexo:..... Edad:..... Peso:..... Altura:.....

Actividad física:.....

Brazo dominante:..... Pierna dominante:.....

Antecedentes personales /lesiones:

.....

.....

.....

Observaciones:.....

.....

.....

<p>EJERCICIO Nº:.....</p> <p style="text-align: center;">LA</p> <p>Nº Repeticiones: 50. Duración de las repeticiones: 3 seg. Nivel: 1</p>	<p>RESULTADOS:</p> <table border="1" style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td style="width: 25%;"></td> <td style="width: 25%;">IZQ.</td> <td style="width: 25%;">DCHA.</td> <td style="width: 25%;">DIF.</td> </tr> <tr> <td>MEDIA</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </table>		IZQ.	DCHA.	DIF.	MEDIA			
	IZQ.	DCHA.	DIF.						
MEDIA									
<p>EJERCICIO Nº:.....</p> <p style="text-align: center;">LP</p> <p>Nº Repeticiones: 50. Duración de las repeticiones: 3 seg. Nivel: 1</p>	<p>RESULTADOS:</p> <table border="1" style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td style="width: 25%;"></td> <td style="width: 25%;">IZQ.</td> <td style="width: 25%;">DCHA.</td> <td style="width: 25%;">DIF.</td> </tr> <tr> <td>MEDIA</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </table>		IZQ.	DCHA.	DIF.	MEDIA			
	IZQ.	DCHA.	DIF.						
MEDIA									
<p>EJERCICIO Nº:.....</p> <p style="text-align: center;">CUADRUPEDIA</p> <p>Nº Repeticiones: 50. Duración de las repeticiones: 3 seg. Nivel: 1</p>	<p>RESULTADOS:</p> <table border="1" style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td style="width: 25%;"></td> <td style="width: 25%;">IZQ.</td> <td style="width: 25%;">DCHA.</td> <td style="width: 25%;">DIF.</td> </tr> <tr> <td>MEDIA</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </table>		IZQ.	DCHA.	DIF.	MEDIA			
	IZQ.	DCHA.	DIF.						
MEDIA									
<p>EJERCICIO Nº:.....</p> <p style="text-align: center;">SLS/D</p> <p>Nº Repeticiones: 3 series de 5 repeticiones.</p>									
<p>EJERCICIO Nº:.....</p> <p style="text-align: center;">SLS/I</p> <p>Nº Repeticiones: 3 series de 5 repeticiones.</p>									

Figura 11- Hoja de registro.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Lea este documento con atención y realice las preguntas que considere oportunas para entender perfectamente el procedimiento para el cual le pedimos su consentimiento informado para el estudio de investigación de “VALIDEZ Y FIABILIDAD ENTRE EVALUADORES DEL MOVIMIENTO DEL TOBILLO OBSERVADO DURANTE UNA SENTADILLA MONOPODAL”.

8. ¿Qué es un estudio de investigación?

Procedimiento que incluye la recopilación de datos, información y hechos entorno a un tema de interés común, donde el investigador manipula las variables de la investigación para determinar las consecuencias de estas dentro de una situación controlada con el fin de evaluar la eficacia de la intervención.

9. ¿En qué consiste el estudio?

El estudio consiste en la realización de 2 pruebas. En una de las pruebas el sujeto se encuentra inicialmente en bipedestación y a continuación se tiene que colocar en bipedestación. El evaluador marcará previamente la tuberosidad del navicular y realizará varias mediciones con un calibre digital.

En la otra prueba, la valoración se llevará a cabo con la grabación de usted durante la ejecución del movimiento de sentadilla monopodal.

El procedimiento conllevará 3 mediciones durante una semana. La realización de las 2 pruebas conllevará un tiempo de unos 20 minutos (aproximado). Es imprescindible que el sujeto se encuentre en pantalón corto, preferiblemente ajustado como una malla, y sin calzado ni calcetines durante las pruebas para garantizar la fiabilidad de la ejecución.

Así mismo, en caso de aceptar participar, es imprescindible que el sujeto se comprometa de lleno en la investigación y acuda los 3 días asignados a realizar las pruebas. Además, debe de abstenerse de hacer ejercicio durante 48 horas antes de la prueba.

3. ¿Qué objetivos se quieren conseguir?

El objetivo del estudio es evaluar la fiabilidad y correlación de las diferentes pruebas a la hora de valorar el movimiento del tobillo durante una sentadilla monopodal.

4. ¿Qué consigo yo con mi participación?

En caso de ser un estudiante tiene la oportunidad de participar en un estudio experimental y conocer el funcionamiento y desarrollo del mismo, una aplicación práctica que puede llegar a ser muy interesante para su formación.

Una vez concluido el estudio, si desea conocer la información obtenida sobre sus resultados el investigador le proporcionará todas aquellas respuestas que considere oportunas.

Realizar un acto altruista y sin ánimo de lucro con el fin de ayudar a la investigación y a la ciencia a la hora de desarrollar nuevos métodos de valoración para el diagnóstico y prevención dentro de las ciencias de la salud.

10. ¿Qué riesgos/efectos secundarios puedo sufrir con mi participación?

El estudio al no incorporar técnicas invasivas no constituye un riesgo para su salud.

No obstante, la ejecución de las pruebas, dependiendo de la cantidad de actividad física que realice usted habitualmente, puede provocarle fatiga o en mayor medida unas pequeñas agujetas (dolor muscular post-esfuerzo de aparición tardía) que no deben preocuparle pues desaparecerán en las siguientes 24-72 horas.

11. ¿Existen otros riesgos para el sujeto derivados de su estado de salud?

Es importante que nos comunique cualquier lesión o enfermedad que presente que pueda estar contraindicada a la realización de las pruebas o pueda interferir en su ejecución como, por ejemplo:

- Patologías músculo esqueléticas (roturas musculares, esguinces, fracturas óseas, patología articular en la cadera, rodilla o tobillo que cause dolor o limitación del movimiento).
- Enfermedades neuromusculares.
- Intervenciones quirúrgicas (en los últimos 6 meses).
- Antecedentes de traumatismo reciente.

SI USTED SE ENCUENTRA EN ALGUNA DE ESTAS SITUACIONES COMUNIQUESELO AL INVESTIGADOR, ASI COMO AQUELLA INFORMACIÓN QUE USTED TAMBIEN CONSIDERE OPORTUNA ACERCA SU ESTADO DE SALUD.

12. ¿Por qué le pedimos su consentimiento informado?

El propósito no es alarmarle ni librar de responsabilidad al investigador que le atiende, solo representa un esfuerzo para que usted, a partir de esta información, pueda tomar la decisión libre y voluntaria de autorizar o rechazar este procedimiento.

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Yo,con
 años de edad y DNI , como sujeto o en
 calidad de Padre/Madre/Tutor de

DECLARO/AUTORIZO: Que, en base a Ley Orgánica 1/1982, de 5 de mayo, de protección civil del derecho al honor, a la intimidad personal y familiar y a la propia imagen y a la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, he sido informado del procedimiento, así como de los riesgos y beneficios de este estudio de investigación y que sé que en cualquier momento puedo revocar mi consentimiento. Que estoy satisfecho con la información recibida, que he podido formular todas las preguntas que he creído oportunas y que me han sido aclaradas todas las dudas y que he informado al investigador de mi estado de salud actual.

En consecuencia, doy mi consentimiento.

En..... , adede

Fdo: El investigador	Fdo: El/La sujeto	Fdo: Padre/Madre/Tutor
----------------------	-------------------	------------------------

REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Yo,con
años de edad y DNI , como sujeto o en
calidad de Padre/Madre/Tutor de
de forma libre y consciente he decidido **REVOCAR MI CONSENTIMIENTO**
otorgado el día.....de..... de..... para este estudio de
investigación. Asumo las consecuencias que de ello puedan derivarse para la salud o
la vida.

En..... , adede

Fdo: El investigador	Fdo: El/La sujeto	Fdo: Padre/Madre/Tutor
----------------------	-------------------	------------------------



Test-retest reliability of a smartphone app for measuring core stability for two dynamic exercises

Paloma Guillén-Rogel¹, Cristina Franco-Escudero¹ and Pedro J. Marín²

¹Laboratory of Physiology, European University Miguel de Cervantes, Valladolid, Spain

²CYMO Research Institute, Valladolid, Spain

ABSTRACT

Background. Recently, there has been growing interest in using smartphone applications to assess gait speed and quantify isometric core stability exercise intensity. The purpose of this study was to investigate the between-session reliability and minimal detectable change of a smartphone app for two dynamic exercise tests of the lumbopelvic complex.

Methods. Thirty-three healthy young and active students (age: 22.3 ± 5.9 years, body weight: 66.9 ± 11.3 kg, height: 167.8 ± 10.3 cm) participated in this study. Intraclass correlation coefficient (ICC), coefficient of variation (%CV), and Bland–Altman plots were used to verify the reliability of the test. The standard error of measurement (SEM) and the minimum detectable difference (MDD) were calculated for clinical applicability.

Results. The ICCs ranged from 0.73 to 0.96, with low variation (0.9% to 4.8%) between days of assessments. The Bland–Altman plots and one-sample *t*-tests ($p > 0.05$) indicated that no dynamic exercise tests changed systematically. Our analyses showed that SEM 0.6 to 1.5 mm/s²) and MDD (2.1 to 3.5 mm/s²).

Conclusion. The OCTOcore app is a reliable tool to assess core stability for two dynamic exercises. A minimal change of 3.5 mm/s² is needed to be confident that the change is not a measurement error between two sessions.

Submitted 21 March 2019

Accepted 16 July 2019

Published 9 August 2019

Corresponding author

Pedro J. Marín, pjmarin@cymori.com

Academic editor

Joel Fuller

Additional Information and
Declarations can be found on
page 9

DOI 10.7717/peerj.7485

© Copyright

2019 Guillén-Rogel et al.

Distributed under

Creative Commons CC-BY 4.0

OPEN ACCESS

Subjects Kinesiology, Orthopedics

Keywords Screening, Assessment, Mobile technology, Accelerometer, Lumbopelvic-hip complex

INTRODUCTION

Core stability has been defined as “the capacity of the stabilizing system to maintain the intervertebral neutral zones within physiological limitations” (Panjabi, 1992). Core stability is essential to maintain the integrity of the spinal column, provide resistance to perturbations, and supply a stable base for movement of the extremities (Gilmer et al., 2019; Panjabi, 1992).

Therapeutic exercises of the lumbopelvic complex are commonly prescribed by coaches and therapists to improve strength and facilitate more favourable lower extremity movement patterns (Bruno, 2014). Prone, quadruped, and bilateral bridge exercises generally produce low or moderate load (Ebert et al., 2017). Unilateral stance exercises in the presence of contralateral limb movement are often high or very high load activities,

whilst high variability exists across a range of functional weight bearing exercises (*Ebert et al., 2017*).

Several studies have demonstrated a link between musculoskeletal disorders, pain and the ability to adequately control movements and muscular activation in clinical tests (*Hodges & Richardson, 1996; Luomajoki et al., 2008; Moseley & Hodges, 2006*). Dynamic movement tests are gaining popularity as components of musculoskeletal screening with the goal of identifying increased injury risk (*Granstrom, Ang & Rasmussen-Barr, 2017*). According to *Barbado et al. (2016)* perturbations of trunk movement can vary in amplitude and can range from self-imposed and predictable to externally imposed and unpredictable. Athletes often multitask, divide their attention, and deal with complex audiovisual spatial integration processing while engaged in physical performances (*Millikan et al., 2018*). Typical laboratory testing often uses sophisticated equipment, such as 3D tracking systems, force plates, and timing gates (*Manor et al., 2018*). Although these devices are highly valid and reliable, their expense and size make them unaffordable for use outside of a research laboratory. Accelerometers are more accessible because they are cheaper and more portable (*Del Rosario, Redmond & Lovell, 2015*). They are practical for measuring a long period of movements, complicated movements, and movements outdoors or over varied terrain (*Del Rosario, Redmond & Lovell, 2015*). Most mobile technology today comes installed with a three-dimensional accelerometer, gyroscope, and a compass with sensitivity comparable to that of research-grade biomechanical equipment (*Capecchi et al., 2016; Rodriguez-Sanz et al., 2018*). Using a smartphone as a testing device for movement velocity has become an appealing option for researchers, coaches, and clinicians (*Bilney, Morris & Webster, 2003; Cruvinel-Cabral et al., 2018; Silsupadol, Teja & Lugade, 2017*). Recently, there has been growing interest in using smartphone applications to assess gait speed and quantify isometric core stability exercise intensity (*Barbado et al., 2018; Silsupadol, Teja & Lugade, 2017*).

However, the literature lacks studies on the reliability of smartphone apps for measuring core stability. We hypothesize that the OctoCore application is a reliable tool for measuring core stability. Thus, the objective of the present study was to investigate the between-session reliability and minimal detectable change of the OCTOcore app for two dynamic exercise tests of the lumbopelvic complex.

MATERIALS & METHODS

Study design

A descriptive repeated-measures study was performed between April and June 2018.

Participants

Thirty-three active students (12 males and 21 females; age: 22.3 ± 5.9 years, body weight: 66.9 ± 11.3 kg, height: 167.8 ± 10.3 cm) were recruited from the academic community to participate in this study. Exclusion criteria were (1) any cardiovascular, respiratory, abdominal, neurological, musculoskeletal, or other chronic disease and (2) any symptoms that could affect the musculoskeletal system. Before starting the procedure, all the participants read and signed an institutional informed consent. This research project

was conducted according to the Declaration of Helsinki and was approved by the CyMO Research Institute granted Ethical approval to carry out the study (1.200.518).

Procedures

The participants completed two testing sessions with intervals of 48 h. In each testing session, the participants performed two exercises tests (partial range single leg deadlift [SLD] and variations of the bird-dog exercise [BD]). These were randomized between participants, with five minutes of rest between each exercise.

This is a methodological study carried out to test the reliability of the OCTOCORE app. An iPhone® model 6 (iPhone® is a trademark of Apple Inc., Cupertino, CA, USA) was utilized. The iPhone® app OCTOCORE was used to collect data. The mobile phone was placed, through a belt, on the midline of the subject's back at the level of the iliac crests at the level of the fourth lumbar vertebra. The headphones (EarPods; Apple Inc., Cupertino, CA, USA) were utilized to improve the concentration of the participants. According to [Adusumilli et al. \(2017\)](#) sampling rate was set constant at 100 Hz for both tests. The first and second repetition of each trial were discarded, analyzing a 3 s window for each repetition. The mean acceleration was calculated as the average of the acceleration magnitude data series. The acceleration data were analysed with subtraction of the gravitational component. The iPhone incorporates the Sensortec BMA280 3-axis accelerometer (Bosch Sensortec GmbH, Germany) with resolution (in $\pm 2g$ range) of 0.244 mg and digital resolution of 14 bit. Several studies showed that iPhone's accelerometer is valid and reliable tool for measuring human movements ([Furness et al., 2018](#); [Nolan, Mitchell & Doyle-Baker, 2014](#); [Sun, Wang & Banda, 2014](#)).

Partial range single leg deadlift (SLD)

Subjects were placed in a standing position with their backs to the wall. Next, they were located at a distance of two feet from the wall, with their feet straight and spaced to the width of their hips. Also, their arms were placed crossed on their chests, and they were instructed to look forward at all times. Once a subject was placed in the starting position, a mark was placed on the ground so that the subject had a reference for where it should be placed. According to the order given by the mobile app, "left" or "right", the subject touched the right or left heel to the wall, keeping the trunk and leg straight while slightly tilting the trunk forward ([Fig. 1](#)). Then, the subject would return to the starting position to wait for the next order. This exercise provides an indication of the ability to simultaneously flex and extend at the hip with extended knees while maintaining neutral spinal alignment ([Reid et al., 2015](#)). This type of exercise produced a high or very high load ([Ebert et al., 2017](#)).

Variation of bird-dog (BD)

In the "bird-dog" or quadruped exercise, contralateral upper and lower extremities are lifted to horizontal from the quadruped position. The exercise was performed under the instruction that trunk motion was to be maintained to a minimum while keeping the lumbar spine and pelvis in a "neutral" position, knees bent to 90°, the toes faced forward, and the hands at the participant's sides on the OctoBalance® line (Check your MOtion®),



Figure 1 Partial range single leg deadlift test with the left heel (A) and the right heel (B) touching the wall.

Full-size  DOI: [10.7717/peerj.7485/fig-1](https://doi.org/10.7717/peerj.7485/fig-1)

Albacete, Spain). Participants also learned to execute repetitions of the bird-dog exercise at the selected cadence, following the ticks emitted by OCTOcore app. According to the random order given by the app, “grey left” or “green right,” participants would raise their right or left arms to the side following the direction of the OctoBalance[®] line while stretching the opposite leg with ankle dorsi-flexion (Fig. 2). This is a conventional core stabilisation exercise that generally produced low or moderate load (Ebert *et al.*, 2017). Each exercise (test) was performed for thirty repetitions as a familiarization trial and, after a break of three minutes, again for fifty repetitions as the measurement trial. Participants were instructed to perform the exercise at a moderate movement velocity, three seconds for each repetition per condition. All testing was performed at the same time of day to minimize the effect of circadian rhythms.

Statistical procedure

The Shapiro–Wilk test was used to check the normality of the data. Descriptive statistics were expressed as mean and standard deviation (SD). After checking the assumptions of parametric statistics, the dependent variables of the OCTOcore app (right side, left side, and composite accelerations) for two movement control tests on the different assessment days were compared by one-sample *t*-tests conducted for the mean difference between the two

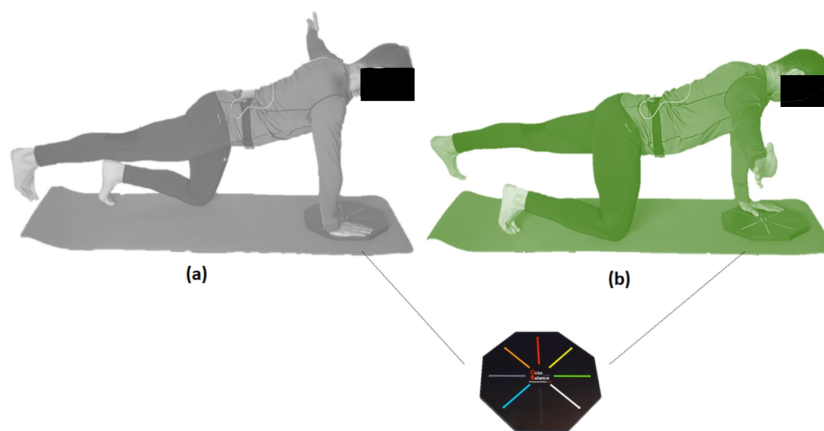


Figure 2 Variation of bird-dog exercise test raising the left (A) and (B) right arm to the side following the direction of the OctoBalance[®] line.

Full-size  DOI: [10.7717/peerj.7485/fig-2](https://doi.org/10.7717/peerj.7485/fig-2)

time points for each test. Additionally, effect size statistic, d , was analysed to determine the magnitude of the effect independent of sample size (Dankel & Loenneke, 2018). Differences were interpreted using Cohen's (d) guidelines as trivial (<0.2), small ($0.2-0.6$), moderate ($0.6-1.2$), large ($1.2-2.0$), very large ($2.0-4.0$), and huge (>4.0) (Hopkins et al., 2009). For the reliability, intraclass correlation coefficient ($ICC_{3,1}$) with 95% confidence intervals and coefficient of variation ($CV\% = SD/mean \times 100$) were calculated. ICC values were considered small if >0.25 , low $0.26-0.49$, moderate $0.50-0.69$, high $0.70-0.89$ and very high >0.90 (Hopkins, Schabert & Hawley, 2001). Bland-Altman plots were used to verify the agreement between measurements (Bland & Altman, 1986). The standard error of measurement (SEM) was calculated using the equation: $SEM = SD \times (\sqrt{1 - ICC})$, where SD corresponds to the standard deviation from day two (Atkinson & Nevill, 1998). The minimum detectable difference (MDD) with 95% confidence interval was obtained with the equation: $MDD = 1.96 \times \sqrt{2 \times SEM}$ (Popovic & Thomas, 2017). All analyses assumed statistical significance at $p \leq 0.05$. Statistical procedures were performed with SPSS[®] software version 23.0.

RESULTS

Table 1 shows the results of the accelerometry (mm/s^2) in the two tests, in the two sessions of assessment. T -tests, ICCs, d , CV%, SEM and MDD between the first and second assessments are presented on Table 1. High ICC values ($0.73-0.96$) and low CV's were ($<5\%$) observed for all exercises. Figure 3 shows Bland-Altman plots.

DISCUSSION

The aim of this study was to determine the reliability of a smartphone app (OCTOcore) for measuring core stability. The results indicate that the OCTOcore app is a reliable tool to assess core stability for two dynamic exercises.

Table 1 Mean values and SD between-session reliability for the two lumbopelvic complex exercises ($n = 33$).

		Day 1		Day 2		<i>p</i>	<i>d</i>	CV%	ICC	95% CI	SEM	MDD
		mean	SD	mean	SD							
Partial range single leg deadlift (SLD)	Right (mm/s-2)	11.8	± 3.0	12.6	± 3.4	0.114	0.3	4.8	0.87	0.75-0.94	1.1	2.9
	Left (mm/s-2)	13.1	± 4.1	12.9	± 3.2	0.934	0.0	0.9	0.87	0.74-0.94	1.5	3.4
	Composite (mm/s-2)	12.4	± 3.2	12.8	± 3.1	0.247	0.1	2.2	0.91	0.82-0.96	1.0	2.7
Variation of bird-dog (BD)	Right (mm/s-2)	9.4	± 3.0	8.9	± 2.9	0.860	-0.2	4.0	0.73	0.45-0.86	1.6	3.5
	Left (mm/s-2)	9.9	± 3.9	9.6	± 4.0	0.103	-0.1	2.2	0.89	0.78-0.95	1.3	3.1
	Composite (mm/s-2)	9.6	± 3.0	9.3	± 2.9	0.243	-0.1	2.5	0.96	0.91-0.98	0.6	2.1

Notes.

SD, standard deviation; *d*, effect size; CV%, coefficient of variation; 95% ICC, intraclass correlation coefficient; CI, confidence intervals; SEM, standard error of measurement; MDD, minimum detectable difference.

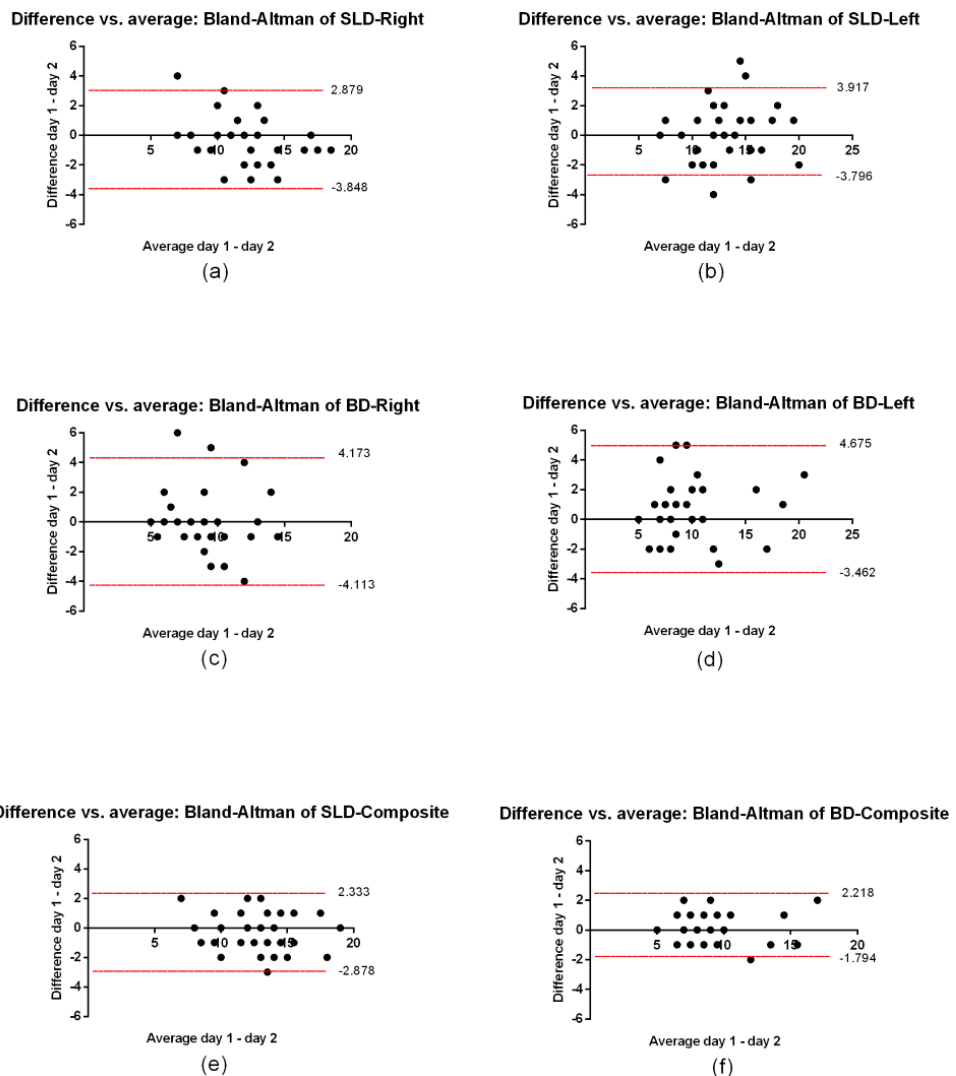


Figure 3 Bland–Altman plots representing mean differences and 95% limits of agreement between Day 1 and Day 2. (A) partial range single leg deadlift (SLD) right leg, (B) partial range single leg deadlift (SLD) left leg, (C) variation of bird-dog (BD) right leg, (D) variation of bird-dog (BD) left leg, (E) partial range single leg deadlift (SLD) composite (right and left), and (F) variation of bird-dog (BD) composite (right and left).

Full-size DOI: [10.7717/peerj.7485/fig-3](https://doi.org/10.7717/peerj.7485/fig-3)

The present study used the most popular methods to assess the reliability of medical instruments (*Zaki et al., 2013*).

The findings suggest this app could be used to measure the effects of an exercise intervention in active young adults.

High ICC values were found between assessment days. Bland–Altman plots were used to visually assess the mean differences and 95% limits of agreement, showing a bias close to zero for most of the participants. The magnitude of the differences between the Day 1 and Day 2 values was small, with Cohen d values of ≤ 0.3 .

In the present study, the inter-day SEM was from 0.6 to 1. six mm/s-2. This indicates the absolute consistency of the measurement. The MDD was from 2.1 to 3. five mm/s-2, which indicates that this is the smallest difference between two measurements made at different times that can be interpreted as a genuine change.

Considering that this is the first study to assess the reliability of the OCTOcore app when measuring core stability, it is difficult to draw similarities between our results and previous research. However, *Barbado et al. (2018)* showed that smartphone accelerometers seem to be reliable devices with which to quantify isometric core stability exercise intensity. Their data showed that most isometric control of lumbopelvic complex exercise variations (frontal bridge, back bridge, lateral bridge and bird-dog) obtained moderate-to-high reliability scores for pelvic acceleration ICC (from 0.71 to 0.88), similar to ours (from 0.73 to 0.96). In addition, *Hsieh et al. (2019)* recently noted evidence that a smartphone accelerometer is a valid measure of postural stability and capable of distinguishing fall risk stratification in older adults.

Moreover, providing smartphone accelerometry for control of lumbopelvic complex measurement is intended for the lay public rather than skilled researchers. Providing public access to objective assessment of lumbopelvic complex motor control may increase awareness of the dynamic control of the lumbopelvic complex and identify those in need of treatment. Because dynamic control screening is seldom conducted in clinical settings, smartphones may provide quick, objective measurement in the clinic.

OCTOcore app could potentially function as a differential method between an injured limb and an asymptomatic limb. This type of comparison is necessary to evaluate rehabilitation programs, to provide indicators for the return to the activity, or to suggest biomechanical adjustments to improve performance. Thus, future studies with OCTOcore app should include healthy and symptomatic individuals to provide parameters for treatment of injured limbs.

While this study successfully tested core stability using mobile technology, there are some limitations. The subjects of the present study were asymptomatic; therefore, the generalizability of these findings is limited, and the data obtained from healthy (asymptomatic) subjects are not representative of the population with pathologies. Another limitation of our study was that we did not establish interrater reliability. However, the known accuracy of the accelerometer should reduce rater error.

CONCLUSIONS

These results verify that the test-retest reliability of the OCTOcore app in the present study was adequate.

ACKNOWLEDGEMENTS

We thank all the participants.

ADDITIONAL INFORMATION AND DECLARATIONS

Funding

This research received no external funding.

Competing Interests

Pedro J. Marín is the designer of the app mentioned.

Author Contributions

- Paloma Guillén-Rogel conceived and designed the experiments, performed the experiments, analyzed the data, contributed reagents/materials/analysis tools, prepared figures and/or tables, authored or reviewed drafts of the paper, approved the final draft.
- Cristina Franco-Escudero conceived and designed the experiments, performed the experiments, analyzed the data, contributed reagents/materials/analysis tools, prepared figures and/or tables, authored or reviewed drafts of the paper, approved the final draft.
- Pedro J. Marín conceived and designed the experiments, contributed reagents/materials/analysis tools, prepared figures and/or tables, authored or reviewed drafts of the paper, approved the final draft.

Human Ethics

The following information was supplied relating to ethical approvals (i.e., approving body and any reference numbers):

The CyMO Research Institute granted Ethical approval to carry out the study (1.200.518).

Data Availability

The following information was supplied regarding data availability:

The raw measurements are available in [Dataset S1](#).

Supplemental Information

Supplemental information for this article can be found online at <http://dx.doi.org/10.7717/peerj.7485#supplemental-information>.

REFERENCES

- Adusumilli G, Joseph SE, Samaan MA, Schultz B, Popovic T, Souza RB, Majumdar S.** 2017. iPhone sensors in tracking outcome variables of the 30-second chair stand test and stair climb test to evaluate disability: cross-sectional pilot study. *JMIR Mhealth Uhealth* 5:e166 DOI 10.2196/mhealth.8656.
- Atkinson G, Nevill AM.** 1998. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine* 26:217–238 DOI 10.2165/00007256-199826040-00002.
- Barbado D, Barbado LC, Elvira JLL, Dieen JHV, Vera-Garcia FJ.** 2016. Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait Posture* 49:90–96 DOI 10.1016/j.gaitpost.2016.06.027.

- Barbado D, Irlles-Vidal B, Prat-Luri A, Garcia-Vaquero MP, Vera-Garcia FJ. 2018.** Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLOS ONE* **13**:e0208262 DOI [10.1371/journal.pone.0208262](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262).
- Bilney B, Morris M, Webster K. 2003.** Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture* **17**:68–74 DOI [10.1016/S0966-6362\(02\)00053-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00053-X).
- Bland JM, Altman DG. 1986.** Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* **1**:307–310.
- Bruno P. 2014.** The use of stabilization exercises to affect neuromuscular control in the lumbopelvic region: a narrative review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association* **58**:119–130.
- Capecci M, Pepa L, Verdini F, Ceravolo MG. 2016.** A smartphone-based architecture to detect and quantify freezing of gait in Parkinson's disease. *Gait Posture* **50**:28–33 DOI [10.1016/j.gaitpost.2016.08.018](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.018).
- Cruvinel-Cabral RM, Oliveira-Silva I, Medeiros AR, Claudino JG, Jimenez-Reyes P, Boulosa DA. 2018.** The validity and reliability of the My Jump App for measuring jump height of the elderly. *PeerJ* **6**:e5804 DOI [10.7717/peerj.5804](https://doi.org/10.7717/peerj.5804).
- Dankel SJ, Loenneke JP. 2018.** Effect sizes for paired data should use the change score variability rather than the pre-test variability. *Journal of Strength and Conditioning Research* Epub ahead of print Oct 24 2018 DOI [10.1519/JSC.0000000000002946](https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002946).
- Del Rosario MB, Redmond SJ, Lovell NH. 2015.** Tracking the evolution of smartphone sensing for monitoring human movement. *Sensors* **15**:18901–18933 DOI [10.3390/s150818901](https://doi.org/10.3390/s150818901).
- Ebert JR, Edwards PK, Fick DP, Janes GC. 2017.** A systematic review of rehabilitation exercises to progressively load the gluteus medius. *Journal of Sport Rehabilitation* **26**:418–436 DOI [10.1123/jsr.2016-0088](https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0088).
- Furness J, Schram B, Cox AJ, Anderson SL, Keogh J. 2018.** Reliability and concurrent validity of the iPhone((R)) Compass application to measure thoracic rotation range of motion (ROM) in healthy participants. *PeerJ* **6**:e4431 DOI [10.7717/peerj.4431](https://doi.org/10.7717/peerj.4431).
- Gilmer GG, Washington JK, Dugas JR, Andrews JR, Oliver GD. 2019.** The role of lumbopelvic-hip complex stability in softball throwing mechanics. *Journal of Sport Rehabilitation* **28**:196–204 DOI [10.1123/jsr.2017-0276](https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0276).
- Granstrom HMR, Ang BOPR, Rasmussen-Barr EPR. 2017.** Movement control tests for the lumbopelvic complex. Are these tests reliable and valid? *Physiotherapy Theory and Practice* **33**:386–397 DOI [10.1080/09593985.2017.1318422](https://doi.org/10.1080/09593985.2017.1318422).
- Hodges PW, Richardson CA. 1996.** Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* **21**:2640–2650 DOI [10.1097/00007632-199611150-00014](https://doi.org/10.1097/00007632-199611150-00014).
- Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. 2009.** Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **41**:3–13 DOI [10.1249/MSS.0b013e31818cb278](https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278).
- Hopkins WG, Schabert EJ, Hawley JA. 2001.** Reliability of power in physical performance tests. *Sports Medicine* **31**:211–234 DOI [10.2165/00007256-200131030-00005](https://doi.org/10.2165/00007256-200131030-00005).

- Hsieh KL, Roach KL, Wajda DA, Sosnoff JJ. 2019.** Smartphone technology can measure postural stability and discriminate fall risk in older adults. *Gait Posture* **67**:160–165 DOI [10.1016/j.gaitpost.2018.10.005](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.005).
- Luomajoki H, Kool J, De Bruin ED, Airaksinen O. 2008.** Movement control tests of the low back; evaluation of the difference between patients with low back pain and healthy controls. *BMC Musculoskeletal Disorders* **9**:170 DOI [10.1186/1471-2474-9-170](https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-170).
- Manor B, Yu W, Zhu H, Harrison R, Lo OY, Lipsitz L, Travison T, Pascual-Leone A, Zhou J. 2018.** Smartphone app-based assessment of gait during normal and dual-task walking: demonstration of validity and reliability. *JMIR Mhealth Uhealth* **6**:e36 DOI [10.2196/mhealth.8815](https://doi.org/10.2196/mhealth.8815).
- Millikan N, Grooms DR, Hoffman B, Simon JE. 2018.** The development and reliability of four clinical neurocognitive single-leg hop tests: implications for return to activity decision making. *Journal of Sport Rehabilitation* **28**(5):536–544 DOI [10.1123/jsr.2018-0037](https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0037).
- Moseley GL, Hodges PW. 2006.** Reduced variability of postural strategy prevents normalization of motor changes induced by back pain: a risk factor for chronic trouble? *Behavioral Neuroscience* **120**:474–476 DOI [10.1037/0735-7044.120.2.474](https://doi.org/10.1037/0735-7044.120.2.474).
- Nolan M, Mitchell JR, Doyle-Baker PK. 2014.** Validity of the Apple iPhone(R) /iPod Touch(R) as an accelerometer-based physical activity monitor: a proof-of-concept study. *Journal of Physical Activity and Health* **11**:759–769 DOI [10.1123/jpah.2011-0336](https://doi.org/10.1123/jpah.2011-0336).
- Panjabi MM. 1992.** The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders* **5**:390–396 DOI [10.1097/00002517-199212000-00002](https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00002).
- Popovic ZB, Thomas JD. 2017.** Assessing observer variability: a user's guide. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy* **7**:317–324 DOI [10.21037/cdt.2017.03.12](https://doi.org/10.21037/cdt.2017.03.12).
- Reid DA, Vanweerd RJ, Larmer PJ, Kingstone R. 2015.** The inter and intra rater reliability of the Netball Movement Screening Tool. *Journal of Science and Medicine in Sport* **18**:353–357 DOI [10.1016/j.jsams.2014.05.008](https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.05.008).
- Rodriguez-Sanz J, Carrasco-Uribarren A, Cabanillas-Barea S, Hidalgo-Garcia C, Fanlo-Mazas P, Lucha-Lopez MO, Tricas-Moreno JM. 2018.** Validity and reliability of two Smartphone applications to measure the lower and upper cervical spine range of motion in subjects with chronic cervical pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* **32**(4):619–627 DOI [10.3233/BMR-181260](https://doi.org/10.3233/BMR-181260).
- Silsupadol P, Teja K, Lugade V. 2017.** Reliability and validity of a smartphone-based assessment of gait parameters across walking speed and smartphone locations: body, bag, belt, hand, and pocket. *Gait Posture* **58**:516–522 DOI [10.1016/j.gaitpost.2017.09.030](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.030).
- Sun B, Wang Y, Banda J. 2014.** Gait characteristic analysis and identification based on the iPhone's accelerometer and gyrometer. *Sensors* **14**:17037–17054 DOI [10.3390/s140917037](https://doi.org/10.3390/s140917037).
- Zaki R, Bulgiba A, Nordin N, Azina Ismail N. 2013.** A systematic review of statistical methods used to test for reliability of medical instruments measuring continuous variables. *Iranian Journal of Basic Medical Sciences* **16**:803–807.



Article

Are Core Stability Tests Related to Single Leg Squat Performance in Active Females?

Paloma Guillén-Rogel ¹, David Barbado ², Cristina Franco-Escudero ¹, Cristina San Emeterio ¹ and Pedro J. Marín ^{3,*}

¹ Laboratory of Physiology, Faculty of Health Sciences, Miguel de Cervantes European University, 47012 Valladolid, Spain; pguillen@uemc.es (P.G.-R.); cristinafrancoescudero@gmail.com (C.F.-E.); cristinasanemeteriogarcia@msn.com (C.S.E.)

² Sport Research Centre, Miguel Hernández University, 03202 Elche, Spain; dbarbado@umh.es

³ Development Research, CYMO Research Institute, 47140 Valladolid, Spain

* Correspondence: pjmarin@cymori.com

Abstract: Core stability (CS) deficits can have a significant impact on lower limb function. The aim of this study was to investigate the relationship between two dynamic core exercise assessments and dynamic knee valgus during single-leg squats. In total, 20 physically active female students participated in this study. The OCTOcore smartphone application assesses CS during two dynamic exercise tests, the partial range single-leg deadlift (SLD) test and the bird-dog (BD) test. A two-dimensional assessment of a single-leg squat test was used to quantify participants' hip frontal angle (HFA_{SLS}) and knee frontal plane projection angle (FPPA_{SLS}). Ankle dorsiflexion was evaluated through the weight-bearing dorsiflexion test. The correlational analyses indicated that the HFA_{SLS} was significantly related to the partial range single-leg deadlift test ($r = 0.314, p < 0.05$) and ankle dorsiflexion ($r = 0.322, p < 0.05$). The results showed a significant difference ($p < 0.05$) in the CS test between cases categorised as dynamic knee valgus ($>10^\circ$) and normal ($\leq 10^\circ$). The CS deficit may influence the neuromuscular control of the lumbopelvic-hip complex during single-leg movements. The link between CS and kinematic factors related to knee injuries was only observed when CS was measured in the SLD test but not in the BD test.

Keywords: accelerometer; assessment; lumbopelvic-hip complex; mobile technology



Citation: Guillén-Rogel, P.; Barbado, D.; Franco-Escudero, C.; San Emeterio, C.; Marín, P.J. Are Core Stability Tests Related to Single Leg Squat Performance in Active Females?. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 5548. <https://doi.org/10.3390/ijerph18115548>

Academic Editor: Lynda B. Ransdell

Received: 10 April 2021

Accepted: 20 May 2021

Published: 22 May 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Effective knee injury prevention programs require an extensive understanding of the aetiological factors and physical factors, and any underlying mechanism that can trigger an injury [1–3].

Among the most important modifiable factors with respect to knee injuries, especially in female sport populations, is dynamic knee valgus (DKV). DKV can be considered a lower limb movement pattern characterised by excessive medial movement during weight-bearing movements [4]. It is observed during single-leg movement tasks [5] and has been extensively described as an injury mechanism for non-contact injuries in females, such as anterior cruciate ligament (ACL) injury [6,7], patellofemoral pain [8], or chronic hip joint pain [4]. The knee frontal plane projection angle (FPPA) as an index of dynamic valgus was estimated by measuring the angle between a drawn line bisecting the thigh and another line bisecting the lower leg [9]. This angle captures the two-dimensional motion of the tibia and femur but not the pelvis motion. Thus, the knee and the hip angles may be a more ample representation of the whole lower-extremity movement pattern than the knee FPPA alone [10]. Additionally, ankle kinematics in weight bearing activities should not be ignored in the investigation of lower limb biomechanics; there is evidence of the effect of the ankle dorsiflexion (DF_{ANK}) restriction on DKV in a single-leg squat (SLS) [5].

A growing body of research suggests [11,12] that core stability (CS) deficits can have a significant impact on lower limb function [13]. Based on this idea, poor CS is currently considered a crucial factor in the development of lower extremity injuries, which are usually solely attributed to lower limb malfunction [14,15]. Specifically, cross-sectional studies have concluded that during cutting manoeuvres, a higher trunk tilting away from the direction of the cut is linked to larger knee abduction peak moments [16,17], which induce higher ACL strain [18,19]. Prospective studies [20,21] have also shown an association between different factors related to the neuromuscular control of the core (i.e., displacement of the trunk before an external perturbation, proprioceptive control of the position of the trunk, etc.) and sports knee injuries in females for three years following data collection. Finally, two intervention studies argued that core training programs can reduce knee loading [22,23]. All these results suggest that athletes' CS should be periodically checked to identify an impaired status, which can increase the risk of knee injuries. However, the control of athletes' CS status in the professional field presents several limitations, as it not only hinders the determination of those who are at risk of injury but also obstructs the understanding of the effect of core training programs.

Typically, laboratory CS testing applies sophisticated equipment, such as 3D tracking systems, force plates, and strain gauges [24,25]. Although these devices are highly valid and reliable, their costs make them unsuitable for quantifying CS outside the lab. Conversely, despite the low cost and easy application of field tests, most of them have exhibited several methodological limitations such as low reliability, reduced sensitivity, and limited validity for measuring CS [25].

Among the different laboratory instruments used to quantify postural control, accelerometers have become increasingly cheap and accessible [26,27]. Today, sensors, such as accelerometers, gyroscopes, and compasses are commonly embedded in several daily use devices, such as smartphones, thereby implying a sensitivity comparable to that of traditional biomechanical equipment [28,29]. Recently, two studies have confirmed that smartphone accelerometers can be used to obtain a reliable quantification of CS during isometric and quasi-isometric tasks [25,30], which creates a new opportunity to explore the relationship between CS and DKV in field settings.

This study performed two novel tests (bird-dog and single-leg deadlift) to assess core stability deficits outside the laboratory with one novel measurement (an accelerometer embedded in a smartphone) and also investigated whether they could detect movements that could be a risk factor for knee injury. In order to achieve this aim, the relationship between the core stability and DKV during a single-leg squat in females by these methods was examined. Since a decreased DF_{ANK} range of motion (ROM) during weight-bearing tasks limits the ability to control the body, especially in the frontal plane, the potential influence of DF_{ANK} on CS and DKV was also explored.

2. Materials and Methods

2.1. Participants

An a-priori power analysis was conducted to estimate the sample size. G*Power software (G*Power 3.1.9.6 Kiel University, Kiel, Germany) estimated a sample size of 18 subjects (significance level = 0.05; required power = 0.80; correlation among repeated measures = 0.30).

Overall, 20 physically active female students (age: 22.4 ± 7.65 years; body weight: 60.3 ± 6.7 kg; height: 162.2 ± 6.7 cm) were recruited from the academic community for this study. Only female participants were approached because they present a higher knee injury prevalence [31] associated with a specific lower extremity kinematic behaviour [32–34]. To be included in the study, participants should not have suffered musculoskeletal injuries in the last six months. All participants were recreationally active. They were physically active, performing 1–2 h of moderate physical activity 1–2 days per week. Subjects were not allowed to participate in this study if (i) they suffered from any cardiovascular, respiratory, abdominal, neurological, musculoskeletal, or other chronic diseases; (ii) they presented

symptoms that could affect the musculoskeletal system; or (iii) they did not exercise for longer than 150 min per week. The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by the Institutional Review Board CyMO Research Institute (1.200.550).

2.2. Procedures

Participants completed three laboratory sessions in this study (2 familiarisation sessions and 1 test session) one week apart from each other. All the participants were requested to refrain from exercising 48 h prior to testing to reduce the potential influence of fatigue on the physical tests.

During the testing session, participants performed the following tests with each leg in a randomized order: weight-bearing dorsiflexion test, the bird-dog test, the partial range single-leg deadlift core stability test and the single-leg squat test. All sessions were performed at the same time of day to minimize the effect of circadian rhythms.

2.2.1. Weight-Bearing Dorsiflexion Test

The maximal DF_{ANK} was evaluated with the LegMotion[®] system (Check your Motion[®], Albacete, Spain) in a weight-bearing position [35,36]. During testing, participants were barefoot and kept their hands on their hips. Participants placed one foot in the middle of the longitudinal line of the LegMotion[®] platform just behind the transversal line. The uninvolved foot was placed off the platform with toes close to the platform edge. In this position, the participants flexed their knee as much as possible, trying to touch a marker placed just in front of the patella without raising their ankle heel. DF_{ANK} is defined as the maximum distance (cm) achieved. Three trials were allowed with each ankle (e.g., left and right) with 10 s of passive recovery between trials. The third value from each ankle was used in the subsequent analyses.

2.2.2. Bird-Dog (BD) Test

The participants performed the “bird-dog” with the OCTOcore application (Check your Motion[®], Albacete, Spain) and following a previously described procedure [30]. Specifically, the BD is a core stability exercise in which the opposite upper and lower extremities are raised in a quadruped position. Participants were requested to reduce their trunk and pelvic motion as much as possible while keeping the lumbar spine and pelvis in a neutral position. During the BD, they had to raise one arm and the opposite leg following a “tick” sound emitted by the OCTOcore app at a cadence of 20 bpm. The application indicated which arm and leg should be raised in a random order using “grey” or “green” colours. When the grey colour appeared, the participants had to raise their right arm and left leg (Figure 1). Opposite limbs had to be used for a green colour signal. Each exercise (grey or green) was performed for 30 repetitions as a familiarisation trial. After a three-minute break, participants performed 50 repetitions. Participants were subsequently asked to perform the exercise at a controlled speed during the three seconds that each repetition lasted.



Figure 1. Bird-dog (BD) test. Variation of bird-dog exercise test raising the left (A) and (B) right arm to the side following the direction of the OctoBalance[®] line.

2.2.3. Partial Range Single-Leg Deadlift Core Stability Test (SLD)

The participants' core stability was assessed while they performed a partial-range single-leg deadlift (SLD). The core stability during the SLD was quantified, recording lower back linear accelerations from a 3-axis accelerometer embedded in a smartphone (iPhone[®] model 6, Apple Inc., Cupertino, CA, USA) using the OCTOCORE application [30] (Check your Motion[®], Albacete, Spain) from which earth gravity was excluded. An adjustable belt was used to place the smartphone on the midline of each participant's back between the iliac crests and the fourth lumbar vertebra. In the SLD, participants had to touch the wall with their right or left heel, tilting the trunk forward while keeping their trunk in the neutral position and their legs straight (Figure 2) according to a "left" or "right" order given by the OCTOCORE app. After performing the movement, participants had to return to the starting position and await the next order. They were asked to perform an SLD at a moderate velocity (three seconds per repetition) while constantly looking forward. Participants performed 30 warm-up repetitions and, after a three-minute rest performed 50 evaluation repetitions.

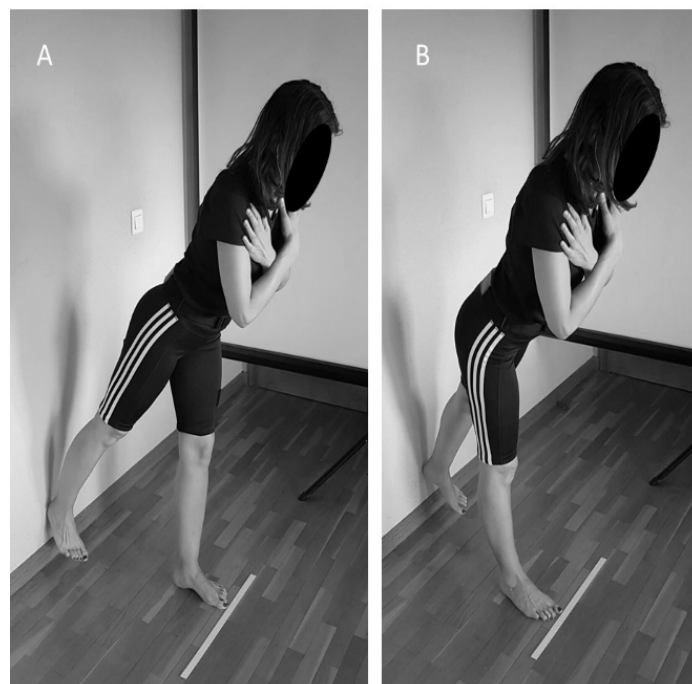


Figure 2. Partial range single leg deadlift test with the right heel (A) and the left heel (B) touching the wall.

2.2.4. Single-Leg Squat Test (SLS)

A two-dimensional assessment of a single-leg squat test was used to quantify participants' FPPA_{SLS} and hip frontal angle (HFA_{SLS}). A digital camera (FDR-AX33, Sony, Tokyo, Japan) was placed on a tripod 3 m in front of the participant at the level of their knees. Pictures were taken throughout the entire movement, covering participants' bodies from their feet to their trunk [37]. Furthermore, markers were placed on the following landmarks: anterior superior iliac spine (ASIS), patella, tibial tuberosity and centre of the talocrural joint. To reduce the bias caused by shoe differences on limb movement, participants removed their shoes before testing. Participants were requested to perform a single-leg squat as far down as comfortably possible for four seconds [8], keeping their trunk upright, their arms crossed over their chest, and flexing their knee to at least 60°, which was visually confirmed by a researcher [4,38]. The non-stance leg was flexed at the knee to 90°. Participants performed 10 practice trials with each limb to become comfortable with the task. The knee flexion angle was checked during practice trials using a goniometer. After a 3-min rest, each participant performed 5 repetitions with each limb. During prior testing, a researcher provided a visual demonstration of the test.

Videos from each repetition were collected. The recording was repeated if the participant lost balance during the movement or did not reach the 60° angle desired. We defined when a participant (i) placed the untested limb on the floor or (ii) moved the stance limb (e.g., sliding, hopping, or twisting).

2.3. Analysis

2.3.1. Data Analysis and Reduction

Each participant's dynamic knee valgus was assessed from each recorded video using the software Kinovea 0.8.24 (Kinovea, Bordeaux, France) [39]. Specifically, the starting and ending positions of each SLD were analysed. The frame before the participant's tested knee started flexing was considered the starting position. The frame in which the knee reached its maximal flexion was considered the ending position.

The hip frontal plane was the angle between both ASIS and a line from the ipsilateral ASIS to the centre of the patella [40]. The FPPA was estimated by measuring the angle between a drawn line bisecting the thigh and another line from the knee joint to the ankle [10,41]. Positive values represented a knee motion with the knee towards the body midline, and negative values represented a knee motion away from the midline. The mean knee FPPA was calculated from 5 valid trials. The data from all five trials were ensemble-averaged for each leg.

2.3.2. Statistical Analysis

Descriptive statistics (mean \pm SD) were calculated for all variables in both the familiarization and test sessions. The normality of the data was examined using a Kolmogorov–Smirnov statistical test. To analyse the between-session absolute reliability of the SLD and BD, the standard error of measurement (SEM) was calculated as the standard deviation of the difference between the best result of the familiarisation session and the testing session divided by $\sqrt{2}$. This SEM method was adopted to avoid the influence of sample heterogeneity and to reduce the effect of systematic error (e.g., learning effect). SEM values were expressed as a percentage of the mean score, which facilitates the extrapolation of the results to other individuals and reliability comparisons with other protocols. The relative reliability of the different measures was analysed using the ICC_{2,1}, calculating 95% confidence limits (95% CL). The ICC values were categorised as follows: excellent (0.90 to 1.00), high (0.70 to 0.89), moderate (0.50 to 0.69), and low (<0.50) [42]. One-way repeated-measures ANOVAs were performed to assess the repetition effect, with the session as the within-subject factor (familiarisation and testing sessions). Additionally, the effect size statistic, Cohen's *d*, was analysed to determine the magnitude of the effect independent of sample size.

Pearson correlations were performed to analyse the potential relationship between core stability and DKV. To reduce the potential influence of learning effects on the results, further correlational analyses were performed using the participants' best score obtained in the familiarisation or testing sessions. Finally, based on the participants' DV_{SLS} scores obtained during the single-leg squat test, each leg's performance was categorised as DKV ($>10^\circ$) or normal ($\leq 10^\circ$) [9]. Following this, Mann–Whitney U tests for independent measures were used to assess the core stability and ankle ROM differences of legs classified as DKV and non-dynamic knee valgus. All statistical analyses were conducted using SPSS (Version 22.0, IBM, Armonk, NY, USA). Statistical significance was established at $p < 0.05$.

3. Results

The core stability assessment conducted in the BD and SLD using the OCTOcore application indicated high relative reliability scores (Table 1), with ICC values ranging from 0.71 to 0.84. Similarly, both the BD and SLD exhibited SEM scores lower than 20% (Table 1), which is considered acceptable for posturographic parameters. Specially, the SLD exhibited higher SEM scores ($9.7 \leq \text{SEM} \leq 11.34$) than the BD ($13.0 \leq \text{SEM} \leq 17.3$).

Table 1. Reliability scores for the bird-dog (BD) and the partial range single-leg deadlift core stability test (SLD) in healthy young women ($n = 20$).

Task	Familiarisation Session ^a	First Session ^a	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	SEM		ICC _{3,1} ^c
						Units ^b	Percentage ^c	
BD _R	8.5 ± 2.8	8.5 ± 2.5	0.01	0.92	−0.02	1.1	13.0 (9.8–19.6)	0.84 (0.62–0.94)
BD _L	9.2 ± 3.2	9.9 ± 3.3	1.58	0.22	0.19	1.6	17.3 (13.1–25.2)	0.77 (0.50–0.90)
SLD _R	13.0 ± 3.0	12.3 ± 2.6	1.46	0.24	−0.22	1.2	9.7 (7.3–14.4)	0.81 (0.57–0.92)
SLD _L	13.0 ± 2.8	12.3 ± 2.3	2.12	0.16	−0.23	1.4	11.4 (8.7–16.7)	0.71 (0.40–0.87)

Repeated measures analysis of variance. ^a Data are presented with mean ± SD; ^b data are presented with mean; ^c data are presented with mean (95% CI). Units for all tests: mm/s^{−2}. Abbreviations: CI: confidence interval at 95%; *d*: effect size; BDL: bird-dog rising the left leg and the right arm; BDR: bird-dog rising the right leg and the left arm; SLDL: partial range single-leg deadlift core stability test rising the left leg; SLDR: partial range single-leg deadlift core stability test rising the right leg.

The correlational analyses (Table 2) showed that the only parameter associated with FPPA_{SLS} is DF_{ANK} ($r = -0.337$). The HFA_{SLS} was significantly related to the SLD ($r = 0.314$) and DF_{ANK} ($r = 0.322$).

Table 2. Correlations of the participants' core stability assessed during the bird-dog (BD) and the partial range single-leg deadlift test (SLD) and their ankle range of motion (DF_{ANK}).

Variables	BD	SLD	DF _{ANK}	FPPA _{SLS}	HFA _{SLS}
BD		0.139	−0.389 *	0.043	0.039
SLD			−0.316 *	0.234	0.314 *
DF _{ANK}				−0.337 *	0.322 *
FPPA _{SLS}					0.849 **
HFA _{SLS}					

HFA_{SLS}: hip frontal angle. FPPA_{SLS}: knee frontal angle. **: Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed). *: Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Finally, the Mann–Whitney U test showed significant differences in the SLD between cases categorised as dynamic knee valgus ($n = 35$) and normal ($n = 5$) (Table 3). There were no significant differences observed for the DF_{ANK} or BD (Table 3).

Table 3. Differences in ankle range of motion (DFANK) and core stability assessed in the bird-dog test (BD) and the partial range single-leg deadlift test between those legs categorised as dynamic knee valgus (DKV > 10°; *n* = 35) and normal (DKV ≤ 10°; *n* = 5).

Variables	DKV ^a	Normal ^a	<i>U</i> Score	<i>p</i>
DF _{ANK} (cm)	11.5 (10.5–12.1)	13.5 (10.7–14.5)	57.5	0.228
BD (mm/s ⁻²)	8.1 (7.2–9.1)	8.0 (5.5–10.2)	84.0	0.905
SLD (mm/s ⁻²)	12.0 (11.3–12.9)	9.5 (6.6–12.6)	1135.5	0.047

Mann–Whitney *U* test for independent measures. ^a Data are presented as median (confidence interval at 95%).

4. Discussion

The first aim of this study was to assess whether core stability can be assessed through an accelerometer embedded in a smartphone during two different exercises that impose a challenge with regard to the control of core structures. The second and predominant aim was to analyse whether core stability is related to DKV in physically active young women.

Our initial results confirmed that the OCTOCORE application is a reliable tool for assessing core stability during partial single-leg death lift and bird-dog tests. These findings are in accordance with the conclusions of previous works, which have shown that accelerometers embedded in smartphones or iPods are useful tools for quantifying postural control in a broad range of tasks, such as isometric core stability exercises [25] and upright stance balance tasks [25,43]. The most important implication of the reliability finding of this study is that our results reinforce that core stability can be reliably quantified in quasi-static movements [30], which creates a new opportunity for assessing this ability in other ecological tasks.

With respect to the correlational results, the most relevant finding is that higher SLD scores are related to higher hip adduction during single-leg squats, which has been highlighted as a relevant factor influencing the frontal plane motion and load of the knee [44]. Specifically, a greater lateral inclination of the trunk far from the stance limb reflected by a larger pelvic tilt creates and increases valgus joint moment. Therefore, our results support that core stability deficit may influence the neuromuscular control of the trunk during single-leg movements, thereby reinforcing the potential link between poor lateral trunk stability and the risk of knee injury [20]. However, our investigations linking the core stability measures with knee motion in the frontal plane exhibited mixed results. On the one hand, although our correlational results indicated a clear relationship between HFA_{SLS} and FPPA_{SLS} (*r* = 0.849), no direct relationships were observed between core stability assessed during the BD and SLS and the degree of knee valgus during the single-leg squat exercise. Nevertheless, on the other hand, our between-group comparison analysis showed that leg performance categorised as dynamic knee valgus (>10°) exhibited worse core stability during the SLD compared to leg performance categorised as normal (≤10°). From the authors' point of view, the lack of dynamic valgus in participants (DKV ≤ 10°) showing improved core stability scores in the SLD suggests that the relationship between core stability and DKV is not linear. The larger DKV displayed during the SLS is not significantly affected by a greater or poorer neuromuscular control of the core, which would reinforce other factors, such as hip strength, landing technique, or anthropometry, as the most determinant ones influencing knee valgus. Nevertheless, in female athletes who did not exhibit extremely large DKV scores, core stability could play a relevant role in modifying knee mechanics. Thus, in this case, poor neuromuscular control may induce subtle changes in lower limb function, which would be determinant of female athletes showing DKV scores above the limit of risk for knee injuries (DKV > 10°).

The present research is one of the first studies in the field using an inexpensive and reliable tool to quantify core stability that can be used in professional settings. However, it presents some limitations. First, the data of this study are limited to healthy and physically active young females, which limits the generalizability of the results. Although a sample of 20 participants has been considered a sufficient sample, a much larger sample would be desirable for minimizing any random changes occurring in the measurements.

Secondly, this study did not test the potential link and interaction between core stability and other elements that the literature has shown to impact knee motion (e.g., hip strength). Furthermore, patterns of activity among muscles were not assessed, making it difficult to specifically identify which muscles are most related to which deficits. Thus, future studies should include individuals with different spinal conditions, musculoskeletal risk factors, ages, and physical activity levels (including types of physical activity). Finally, future studies should compare an intervention group to a control group to further test and solidify this relationship.

5. Conclusions

The present study reveals that the OCTOcore application is a tool for assessing core stability during partial SLD and BD tests. The core stability deficit may influence the neuromuscular control of the lumbopelvic-hip complex during single-leg movements. These results indicate that the link between core stability and kinematic factors related to knee injuries was only observed when core stability was measured in the SLD and not in the BD. The SLD test by OCTOcore application is an easily performed, widely available and well tolerated test for assessing the core stability of physically active female with DKV in everyday clinical practice.

Author Contributions: Conceptualisation, P.J.M.; methodology, P.G.-R., C.F.-E. and P.J.M.; formal analysis, P.J.M.; investigation, P.G.-R. and C.F.-E.; resources, P.J.M.; data curation, P.J.M.; writing original draft preparation, P.G.-R., D.B., C.S.E. and P.J.M.; writing—review and editing, P.G.-R., D.B. and P.J.M.; visualisation, P.G.-R., D.B., C.F.-E., C.S.E. and P.J.M.; supervision, P.J.M. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by the Institutional Review Board CyMO Research Institute (1.200.550) Date of initial approval 13/03/2019.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author.

Acknowledgments: The authors wish to thank the participants of this study for their cooperation.

Conflicts of Interest: The last author declared potential conflicts of interest. He patented the LegMotion[®] system, OctoBalance[®] system, and designer OCTOcore application.

References

1. Emamvirdi, M.; Letafatkar, A.; Tazji, M.K. The Effect of Valgus Control Instruction Exercises on Pain, Strength, and Functionality in Active Females with Patellofemoral Pain Syndrome. *Sports Health Multidiscip. Approach* **2019**, *11*, 223–237. [[CrossRef](#)]
2. Hewett, T.E.; Myer, G.D.; Ford, K.R.; Paterno, M.V.; Quatman, C.E. Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools. *J. Orthop. Res.* **2016**, *34*, 1843–1855. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Hewett, T.E.; Ford, K.R.; Hoogenboom, B.J.; Myer, G.D. Understanding and preventing acl injuries: Current biomechanical and epidemiologic considerations—Update 2010. *N. Am. J. Sports Phys. Ther.* **2010**, *5*, 234–251.
4. Schmidt, E.; Harris-Hayes, M.; Salsich, G.B. Dynamic knee valgus kinematics and their relationship to pain in women with patellofemoral pain compared to women with chronic hip joint pain. *J. Sport Health Sci.* **2019**, *8*, 486–493. [[CrossRef](#)]
5. Wilczyński, B.; Zorena, K.; Ślęzak, D. Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A Literature Review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 8208. [[CrossRef](#)]
6. Alentorn-Geli, E.; Myer, G.D.; Silvers, H.J.; Samitier, G.; Romero, D.; Lázaro-Haro, C.; Cugat, R. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **2009**, *17*, 705–729. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
7. Hewett, T.E.; Myer, G.D.; Ford, K.R.; Heidt, R.S.; Colosimo, A.J.; McLean, S.G.; Bogert, A.J.V.D.; Paterno, M.V.; Succop, P. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: A Prospective Study. *Am. J. Sports Med.* **2005**, *33*, 492–501. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

8. Nakagawa, T.H.; Moriya, E.T.U.; Maciel, C.D.; Serrão, F.V. Trunk, Pelvis, Hip, and Knee Kinematics, Hip Strength, and Gluteal Muscle Activation During a Single-Leg Squat in Males and Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2012**, *42*, 491–501. [[CrossRef](#)]
9. Harris-Hayes, M.; Steger-May, K.; Koh, C.; Royer, N.K.; Graci, V.; Salsich, G.B. Classification of Lower Extremity Movement Patterns Based on Visual Assessment: Reliability and Correlation With 2-Dimensional Video Analysis. *J. Athl. Train.* **2014**, *49*, 304–310. [[CrossRef](#)]
10. Scholtes, S.A.; Salsich, G.B. A dynamic valgus index that combines hip and knee angles: Assessment of utility in females with patellofemoral pain. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2017**, *12*, 333–340.
11. Leetun, D.T.; Ireland, M.L.; Willson, J.D.; Ballantyne, B.T.; Davis, I.M. Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2004**, *36*, 926–934. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. De Blaiser, C.; Roosen, P.; Willems, T.; Danneels, L.; Bossche, L.V.; De Ridder, R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Phys. Ther. Sport* **2018**, *30*, 48–56. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Jeong, J.; Choi, D.-H.; Shin, C.S. Core Strength Training Can Alter Neuromuscular and Biomechanical Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am. J. Sports Med.* **2021**, *49*, 183–192. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
14. Dierks, T.A.; Manal, K.T.; Hamill, J.; Davis, I.S. Proximal and Distal Influences on Hip and Knee Kinematics in Runners With Patellofemoral Pain During a Prolonged Run. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2008**, *38*, 448–456. [[CrossRef](#)]
15. Willson, J.D.; Dougherty, C.P.; Ireland, M.L.; Davis, I.M. Core Stability and Its Relationship to Lower Extremity Function and Injury. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* **2005**, *13*, 316–325. [[CrossRef](#)]
16. Dempsey, A.R.; Elliott, B.C.; Munro, B.J.; Steele, J.; Lloyd, D.G. Whole body kinematics and knee moments that occur during an overhead catch and landing task in sport. *Clin. Biomech.* **2012**, *27*, 466–474. [[CrossRef](#)]
17. Jamison, S.T.; Pan, X.; Chaudhari, A.M. Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. *J. Biomech.* **2012**, *45*, 1881–1885. [[CrossRef](#)]
18. Shin, C.S.; Chaudhari, A.; Andriacchi, T.P. The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: A simulation study. *J. Biomech.* **2009**, *42*, 280–285. [[CrossRef](#)]
19. Shin, C.S.; Chaudhari, A.; Andriacchi, T.P. Valgus Plus Internal Rotation Moments Increase Anterior Cruciate Ligament Strain More Than Either Alone. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2011**, *43*, 1484–1491. [[CrossRef](#)]
20. Zazulak, B.T.; Hewett, T.E.; Reeves, N.P.; Goldberg, B.; Cholewicki, J. Deficits in Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk. *Am. J. Sports Med.* **2007**, *35*, 1123–1130. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
21. Zazulak, B.T.; Hewett, T.E.; Reeves, N.P.; Goldberg, B.; Cholewicki, J. The Effects of Core Proprioception on Knee Injury. *Am. J. Sports Med.* **2007**, *35*, 368–373. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
22. Dempsey, A.R.; Lloyd, D.G.; Elliott, B.C.; Steele, J.; Munro, B.J. Changing Sidestep Cutting Technique Reduces Knee Valgus Loading. *Am. J. Sports Med.* **2009**, *37*, 2194–2200. [[CrossRef](#)]
23. Jamison, S.T.; Mcneilan, R.J.; Young, G.S.; Givens, D.L.; Best, T.M.; Chaudhari, A. Randomized Controlled Trial of the Effects of a Trunk Stabilization Program on Trunk Control and Knee Loading. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2012**, *44*, 1924–1934. [[CrossRef](#)]
24. Barbado, D.; López-Valenciano, A.; Juan-Recio, C.; Montero, C.; Van Dieën, J.H.; Vera-García, F.J. Trunk Stability, Trunk Strength and Sport Performance Level in Judo. *PLoS ONE* **2016**, *11*, e0156267. [[CrossRef](#)]
25. Barbado, D.; Irlés-Vidal, B.; Prat-Luri, A.; García-Vaquero, M.P.; Vera-García, F.J. Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLoS ONE* **2018**, *13*, e0208262. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Hsieh, K.L.; Sosnoff, J.J. Smartphone accelerometry to assess postural control in individuals with multiple sclerosis. *Gait Posture* **2021**, *84*, 114–119. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
27. Reynard, F.; Christe, D.; Terrier, P. Postural control in healthy adults: Determinants of trunk sway assessed with a chest-worn accelerometer in 12 quiet standing tasks. *PLoS ONE* **2019**, *14*, e0211051. [[CrossRef](#)]
28. Capecci, M.; Pepa, L.; Verdini, F.; Ceravolo, M.G. A smartphone-based architecture to detect and quantify freezing of gait in Parkinson's disease. *Gait Posture* **2016**, *50*, 28–33. [[CrossRef](#)]
29. Rodríguez-Sanz, J.; Carrasco-Uribarren, A.; Cabanillas-Barea, S.; Hidalgo-García, C.; Fanlo-Mazas, P.; Lucha-López, M.O.; Tricás-Moreno, J.M. Validity and reliability of two Smartphone applications to measure the lower and upper cervical spine range of motion in subjects with chronic cervical pain. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* **2019**, *32*, 619–627. [[CrossRef](#)]
30. Guillén-Rogel, P.; Franco-Escudero, C.; Marín, P.J. Test-retest reliability of a smartphone app for measuring core stability for two dynamic exercises. *PeerJ* **2019**, *7*, e7485. [[CrossRef](#)]
31. Taunton, J.; Ryan, M.B.; Clement, D.B.; McKenzie, D.C.; Lloyd-Smith, D.R.; Zumbo, B.D. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br. J. Sports Med.* **2002**, *36*, 95–101. [[CrossRef](#)]
32. Chumanov, E.S.; Wall-Scheffler, C.; Heiderscheidt, B.C. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clin. Biomech.* **2008**, *23*, 1260–1268. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Earl, J.E.; Monteiro, S.K.; Snyder, K.R. Differences in Lower Extremity Kinematics Between a Bilateral Drop-Vertical Jump and a Single-Leg Step-down. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2007**, *37*, 245–252. [[CrossRef](#)]
34. Hewett, T.E.; Ford, K.R.; Myer, G.D.; Wanstrath, K.; Sheper, M. Gender differences in hip adduction motion and torque during a single-leg agility maneuver. *J. Orthop. Res.* **2006**, *24*, 416–421. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Calatayud, J.; Martín, F.; Gargallo, P.; García-Redondo, J.; Colado, J.C.; Marín, P.J. The validity and reliability of a new instrumented device for measuring ankle dorsiflexion range of motion. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2015**, *10*, 197–202. [[PubMed](#)]

36. Morales, C.R.; Lobo, C.C.; Sanz, D.R.; Corbalán, I.S.; Ruiz, B.B.R.; López, D.L. The concurrent validity and reliability of the Leg Motion system for measuring ankle dorsiflexion range of motion in older adults. *PeerJ* **2017**, *5*, e2820. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Weeks, B.K.; Carty, C.P.; Horan, S. Kinematic predictors of single-leg squat performance: A comparison of experienced physiotherapists and student physiotherapists. *BMC Musculoskelet. Disord.* **2012**, *13*, 207. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Wyndow, N.; De Jong, A.; Rial, K.; Tucker, K.; Collins, N.; Vicenzino, B.; Russell, T.; Crossley, K. The relationship of foot and ankle mobility to the frontal plane projection angle in asymptomatic adults. *J. Foot Ankle Res.* **2016**, *9*, 3. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
39. Puig-Diví, A.; Escalona-Marfil, C.; Padullés-Riu, J.M.; Busquets, A.; Padullés-Chando, X.; Marcos-Ruiz, D. Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLoS ONE* **2019**, *14*, e0216448. [[CrossRef](#)]
40. Da Costa, G.V.; de Castro, M.P.; Sanchotene, C.G.; Ribeiro, D.C.; Fontana, H.D.B.; Ruschel, C. Relationship between passive ankle dorsiflexion range, dynamic ankle dorsiflexion range and lower limb and trunk kinematics during the single-leg squat. *Gait Posture* **2021**, *86*, 106–111. [[CrossRef](#)]
41. Munro, A.; Herrington, L.; Carolan, M. Reliability of 2-Dimensional Video Assessment of Frontal-Plane Dynamic Knee Valgus During Common Athletic Screening Tasks. *J. Sport Rehabil.* **2012**, *21*, 7–11. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
42. García-Vaquero, M.P.; Barbado, D.; Juan-Recio, C.; López-Valenciano, A.; Vera-García, F.J. Isokinetic trunk flexion–extension protocol to assess trunk muscle strength and endurance: Reliability, learning effect, and sex differences. *J. Sport Health Sci.* **2020**, *9*, 692–701. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
43. Kosse, N.M.; Caljouw, S.; Vervoort, D.; Vuillerme, N.; Lamothe, C.J.C. Validity and Reliability of Gait and Postural Control Analysis Using the Tri-axial Accelerometer of the iPod Touch. *Ann. Biomed. Eng.* **2014**, *43*, 1935–1946. [[CrossRef](#)]
44. Powers, C.M. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2010**, *40*, 42–51. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]



Validity and inter-rater reliability of ankle motion observed during a single leg squat

Paloma Guillén-Rogel^{1,2}, Cristina San Emeterio^{1,2} and Pedro J. Marín³

¹Institute of Biomedicine (IBIOMED), León University, León, Spain

²Faculty of Health Sciences, Miguel de Cervantes European University, Valladolid, Spain

³CYMO Research Institute, Valladolid, Spain

ABSTRACT

Background. The single leg squat (SLS) test is a clinical functional test commonly used to evaluate clinically aberrant movement patterns of the knee. The SLS could be an interesting option to analyze ankle control in the frontal plane during dynamic load analysis. However, to date, there are no studies that have analyzed the associations between the increased subtalar joint pronation by navicular drop (ND) test and ankle control with single leg squat (SLS_{ankle}) using a three-point scale. The purpose of this study was to evaluate the reliability of a clinical observation method to assess and determine the relationship between navicular drop (ND) and ankle control on the SLS_{ankle} score.

Methods. A total of fifty-five healthy, physically active (31 females and 24 males) volunteers participated in this study. The degree of subtalar pronation was assessed through the ND test, and the ankle control was defined as the ankle displacement in the frontal plane during the SLS.

Results. We found good intra-rater and inter-rater agreement during SLS_{ankle}, with Kappa values from 0.731 to 0.750. The relationship between the SLS_{ankle} and ND was significant; the Spearman's rank correlation coefficient was 0.504 ($p < 0.05$).

Conclusions. The SLS_{ankle} score supplied the clinical practice with a reliable and valid alternative for quantifying foot mobility in comparison to the ND test.

Submitted 10 December 2021

Accepted 2 February 2022

Published 15 February 2022

Corresponding author

Pedro J. Marín, pjmarin@cymori.com

Academic editor

Emiliano Cè

Additional Information and
Declarations can be found on
page 8

DOI 10.7717/peerj.12990

© Copyright

2022 Guillén-Rogel et al.

Distributed under

Creative Commons CC-BY 4.0

OPEN ACCESS

Subjects Biomechanics, Sports Injury, Sports Medicine

Keywords Navicular drop, Navicular motion, Foot kinematics, Pronation, Visual assessment, Medial longitudinal arch

INTRODUCTION

The single leg squat (SLS) test is a clinical functional test commonly used to evaluate movement patterns of the lower limbs to assist clinicians with screening and diagnosis (*Weeks, Carty & Horan, 2012*). Visual observation movement screening tests offer an inexpensive, readily accessible, and easily applied assessment of the movement system in a clinical setting.

The SLS test is a tool to assess the risk of lower extremity injury (*Ugalde et al., 2015*), such as anterior cruciate ligament (ACL) injury (*Yamazaki et al., 2010; Yokoyama et al., 2021*), patellofemoral pain (*Herrington, 2014; Gwynne & Curran, 2018*), and non-arthritis hip pain (*McGovern et al., 2020*).

The movement patterns are used with visual rating scales (*Harris-Hayes et al., 2014*). The observer assesses the degree of medial–lateral knee motion during a single limb squat. Often, medial knee motion during the squat is indicative of hip abductor and/or external rotation muscle dysfunction (*Ageberg et al., 2010; Crossley et al., 2011*). Foot and ankle movement and mechanics, along with the hip musculature, may also have an impact on the kinematics of the lower extremity.

During closed-chain activities, restricted ankle dorsiflexion (DF) range of motion (ROM) is often accompanied by decreased sagittal plane motion of the knee, hip, and trunk, as well as increased frontal plane motion of the lower extremity (*Bell, Padua & Clark, 2008*). For example, during a squat, restricted DF ROM may result in excessive subtalar joint pronation and midtarsal dorsiflexion (*Fong et al., 2011*) tibial and femoral internal rotation, medial knee displacement, knee valgus (*Macrum et al., 2012; Dill et al., 2014*) and pelvis drop (*Wilczyński, Zorena & Ślęzak, 2020*). Decreased DF ROM was also associated with reduced quadriceps activation and increased soleus activity during the descent portion of a squat (*Macrum et al., 2012*). Thus, the ankle is important for evaluation during the single leg squat and plays as it has a stabilizing performance during the closed chain task (*Warner et al., 2019*).

The navicular drop (ND) test described by *Brody (1982)* is a clinical test used to evaluate rearfoot and midfoot pronation and assess the function of the medial longitudinal arch. The integrity of the medial longitudinal arch (MLA) is an important factor in kinematics and function of the lower extremities during weight bearing (*Nilsson et al., 2012*).

ND is measured by recording the difference (in millimeters) between navicular tuberosity height in standing weight bearing and resting standing foot position (*Shrader et al., 2005*). Firstly, the subject was the sitting position with both knees in 90° flexion, with the foot on the floor and then the navicular tuberosity was palpated and marked. Clinical measures the distance from the navicular tuberosity to the floor. Secondly, the participant standing with weight equally distributed on both feet, clinician measures distance from the navicular tuberosity to the floor (*Brody, 1982; Mulligan & Cook, 2013; Elataar et al., 2020; Allam et al., 2021*).

The navicular drop test demonstrates excellent reliability, with intra-rater and inter-rater interclass correlation coefficient values ranging from 0.914 to 0.945 (*Spörndly-Nees et al., 2011; Zuñil-Escobar et al., 2018*). An ND \geq 10 mm is considered an excessive amount of foot pronation (*Headlee et al., 2008*). Furthermore, excessive pronation of the foot has been associated with increased risk of lower extremity injuries in military cadets (*Levy et al., 2006*) and athletes (*Michelson, Durant & McFarland, 2002*).

In contrast, dynamic weight-bearing task analysis is very important to reproduce activities of daily living. The SLS could be an interesting option to analyze ankle control in the frontal plane during dynamic load analysis. However, to date, there are no studies that have analyzed the associations between the increased subtalar joint pronation by ND test and ankle control with single leg squat (SLS_{ankle}) using a three-point scale.

Therefore, the aims of this study were to (1) evaluate the reliability of a clinical observation method of assessment, and (2) determine the relation between the assessment

of ankle control during SLS_{ankle} and the navicular test. We hypothesized that a higher ND score would correlate with the lateral malleolus displacement during the SLS.

MATERIALS & METHODS

An a priori power analysis was conducted to estimate the sample size. G*Power software (G*Power 3.1.9.6 Kiel University, Kiel, Germany) (Faul *et al.*, 2007) estimated a sample size of 34 subjects (significance level = 0.05; required power = 0.80; correlation among repeated measures = 0.30). A pilot study with 6 subject was used to estimate the sample size.

Study design

An observational study was performed between April and June 2019. The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by the CyMO Research Institute (Valladolid, Spain: 1.200.553). All the participants read and signed an approved, written informed consent document before data collection.

Participants

Overall, fifty-five healthy, physically active adult volunteers, 31 females (21.3 ± 5.7 yrs., 163.5 ± 7.4 cm, 59.7 ± 7.7 kg) and 24 males (27.4 ± 12.7 yrs., 177.6 ± 7.9 cm, 76.8 ± 10.3 kg), were recruited for this study. All participants were healthy, reporting no injuries. Participants were excluded if they had any joint pathology in the hip, knee, or ankle that caused pain or restricted movement, neuromuscular disease, recent heel or knee pain, or a history of recent lower extremity trauma or elective surgery in the last six months.

Procedures & measurements

Participants completed three laboratory sessions in this study (one familiarization session and two test sessions) at one-week intervals. All sessions were performed at the same time of day to minimize the effect of circadian rhythms. All participants were instructed to refrain from exercising for 48 h prior to testing to reduce the potential influence of post-exercise muscle soreness or fatigue on performance in the SLS_{ankle} test. During the testing session, participants carried out the following tests in a randomized order: the ND test and the SLS_{ankle} test.

Navicular drop

Each subject was asked to stand barefoot, with weight distributed evenly over each foot. The navicular tuberosity was palpated and marked with a washable marker. With the subtalar joint in the neutral position, the distance between the navicular tuberosity and the floor was measured, in millimeters, with a caliper (Mulligan & Cook, 2013; Okamura *et al.*, 2021).

The procedure was repeated three times for each participant. One measurement is subtracted from the other. In the cases in which this difference, expressed in millimeters, is ≥ 10 mm, the ND signifies an excessive pronation of the foot (Brody, 1982; Cote *et al.*, 2005).

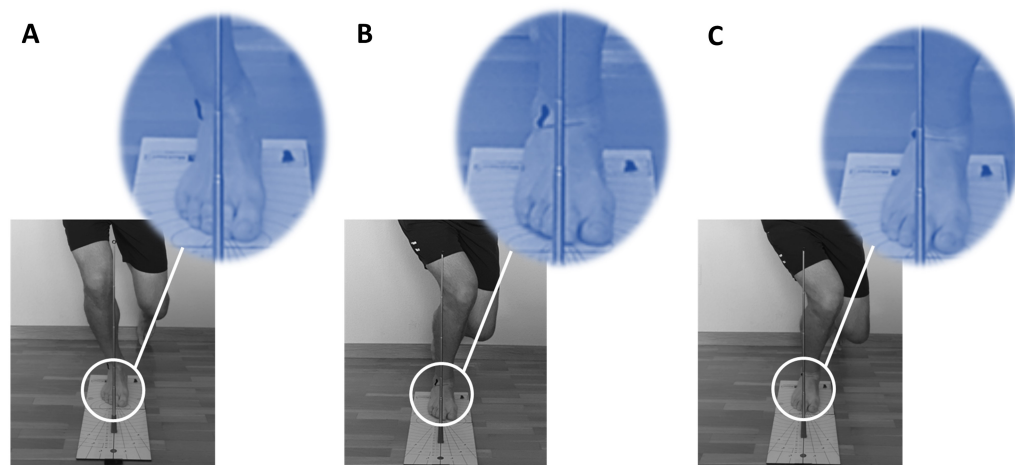


Figure 1 SLS_{ankle} score. (A) “0” point; (B) “1” point; (C) “2” points.

Full-size  DOI: [10.7717/peerj.12990/fig-1](https://doi.org/10.7717/peerj.12990/fig-1)

Single leg squat

The SLS was evaluated with the Leg MOtion® system (Leg Motion®, Check your Motion, Albacete, Spain) in a weight-bearing position. The Leg Motion® system (Check your Motion®, Albacete, Spain) is a valid portable, and easy to use alternative to the weight-bearing lunge test to assess ankle dorsiflexion ROM in healthy participants (*Calatayud et al., 2015; Romero Morales et al., 2017; Moreno-Pérez et al., 2020*). A digital camera (FDR-AX33, Sony, Tokyo, Japan) registered, through video recording, the lateral displacement of the ankle. The camera was placed on a tripod 3 m in front of the participant, at a height of approximately 0.9 m from the ground. This height was aligned approximately to the level of the participants’ pelvis. Video recording were made at 50 frames per second at a resolution of $1,920 \times 1,080$ pixels.

Participants stood barefoot with their feet shoulder-width apart, hips and knees extended, toes facing forward, and equal weight on both feet, and a marking strip made of masking tape (a rectangle with measures 30×10 millimeters) were applied to the skin over the lateral malleolus (*Fig. 1*).

Participants then placed one foot on the Leg MOtion platform with the second toe close to a corresponding starting line. Frontal plane ankle control was evaluated by visual observation (*Junge et al., 2012*) with a metal stick. A metal stick was placed along the line of the 2nd toe to indicate movement in the frontal plane during the SLS_{ankle}. Ankle control was defined as the ankle displacement in the frontal plane during the SLS_{ankle}.

Participants performed a SLS as far down as comfortably possible in four seconds (*Nakagawa et al., 2012*), keeping their trunk upright, their arms out to the side, and flexing their knee to at least 60° (*Wyndow et al., 2016; Guillén-Rogel et al., 2021*). In a previous study there are a consensus about the depth of the squat that a must be performed to at least 60° of knee flexion to be clinically rated as good (*Crossley et al., 2011*). Adequate knee flexion was visually confirmed by a researcher (*Schmidt, Harris-Hayes & Salsich, 2019*). Prior to testing, a researcher provided a visual demonstration of the test. Participants

performed 10 practice trials with each limb to become comfortable with the task. After a 3-minute rest, each participant performed five repetitions of the SLS_{ankle} test with each lower extremity, which was videotaped.

After a 15-day wash-out period (Streiner & Norman, 2008), two examiners (a physiotherapist and an athletic trainer) were sent the video recordings to assess the motion and rate the degree of ankle control. The examiners were trained to observe each video no more than two times without any pausing or slow motion, and each had more than 10 years of video-analysis experience. The sequence of the recording was randomized with a web-based research randomizer to minimize bias (Urbaniak & Plous, 2007).

Ankle control was scored using a three-point scale (0—good ankle control, 1—reduced and 2—poor) based on the distance from the metal stick to the lateral malleolus during the SLS movement (Fig. 1). A score of 0 was recorded when raters observed that the distance between the lateral malleolus and the metal stick was unchanged from the single leg standing to squatting position. A score of 1 was given when the raters observed that the distance from the lateral malleolus to the metal stick decreased from the single leg standing to squat position. A score of 2 was recorded when the marker on the lateral malleolus was aligned with the metal stick. The subjects were rated by their poorest test performance among the five trials.

Statistical analysis

Cohen's kappa test was used to determine the intra-rater and inter-rater reliabilities. The kappa values were defined as poor if kappa was 0.20, fair for values of 0.21 to 0.40, moderate for 0.41 to 0.60, good for 0.61 to 0.80, and very good for 0.81 to 1.00 (Ashby, 1991).

One-way analysis of variance (ANOVA) was used to compare the ND test scores among the ankle control groups (good, reduced, or poor).

Spearman's rank correlation coefficient was used to determine the correlation between the subjective assessment of ankle control with the scale of "good", "reduced", or "poor" and the ND test. All statistical analyses were conducted using SPSS (Version 22.0, IBM, Armonk, NY, USA). Effect sizes (d) were analyzed to determine the magnitude of an effect independent of sample size (the difference between the means divided by the pooled SD). A score of 0.5 and below was considered a *low d*, 0.51–0.8 considered a *medium d*, and 0.81 and above a *large d* (Cohen, 2013). Statistical significance was established at $p < 0.05$.

RESULTS

Intra-rater reliability for the ankle control assessment

We found good agreement between the first and second test during SLS_{ankle}, with kappa values of 0.750 for the right side and 0.731 for the left side.

Inter-rater reliability for the ankle control assessment

The kappa values for the agreement between raters were 0.744 for the right side and 0.732 for the left side.

ANOVA showed significant differences ($p < 0.05$) for the ND test among the all SLS_{ankle} scores (Fig. 2).

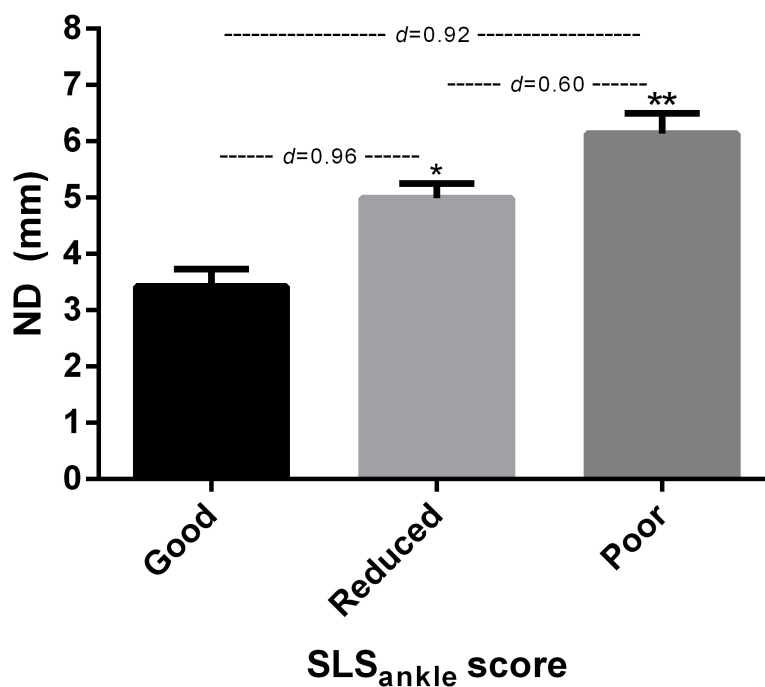


Figure 2 SLS_{ankle} and ND test. *Significantly different to good and poor SLS_{ankle} score ($p < 0.05$). **Significantly different to good and reduced SLS_{ankle} score ($p < 0.05$).

Full-size DOI: 10.7717/peerj.12990/fig-2

Additionally, the relationship between the ankle control during SLS_{ankle} and ND tests were investigated using the Spearman's rho correlation. The Spearman's rank correlation coefficient was 0.504 ($p < 0.05$).

DISCUSSION

The aim of this study was to evaluate the reliability of a clinical observation method to assess and determine the relationship between navicular drop (ND) and ankle control on the single leg squat ankle score (SLS_{ankle}). We found good intra-rater and inter-rater agreement during SLS_{ankle}. The results determined that a higher ND score was correlated with lateral malleolus displacement during the SLS.

This study compared the reliability of a physiotherapy rater and athletic trainer rater; therefore, the experience level of these examiners is more likely to be an indicator of reliability (*Weeks, Carty & Horan, 2012*). Nevertheless, *Tate et al. (2015)* indicate excellent expert and novice test–retest reliability in measuring the frontal plane knee alignment during SLS.

Two-dimensional measurements of a lower extremity during a SLS, such as the frontal plane projection angle and visual evaluation, is suggested to be more cost effective and can easily be conducted in clinical settings as an alternative to three-dimensional motion capture (*Hansen, Lundgaard-Nielsen & Henriksen, 2021*). We found good intra- and inter-rater agreement for SLS_{ankle} score. Similarly, *Stensrud et al. (2011)* conducted an assessment

using a two-dimensional video analysis during SLS in healthy participants and established excellent inter-rater reliability.

Various scoring systems have been used to assess dynamic alignment in the literature. [Ressman, Grooten & Rasmussen Barr \(2019\)](#) found that the analysis scales with a \leq three-point rating scale show a higher inter-rater reliability compared with \geq four-point rating scales of visual assessment of movement in the SLS test. However, there are no previous studies that have analyzed ankle control during a SLS using a three-point scale. The SLS_{ankle} score shows the visual assessment scores of good, reduced, and poor on a three-point scale. However, [Perrott et al. \(2012\)](#) conducted analysis of foot alignment with a two-point scale (good and poor). The primary differences between the current study and [Perrott et al. \(2012\)](#) and [Perrott et al. \(2021\)](#) were not related to the degree of pronation.

Foot pronation was described a predictor of altered joint kinetics and injuries ([Brund et al., 2017](#)), such as medial stress syndrome ([Hamstra-Wright, Bliven & Bay, 2015](#); [Menéndez et al., 2020](#)). In addition, the alteration of the MLA can influence the biomechanics of the lower extremities. Therefore, from an injury prevention perspective, it is important to assess the deficits in active foot stabilization during dynamic pronation ([Tourillon, Gojanovic & Fouchet, 2019](#)).

The clinical implications of the test resemble the conditions of daily life, require no expensive or advanced equipment, and the experienced examiners can conduct a reliable visual assessment of the frontal plane of the ankle during an SLS test. Therefore, the use of SLS_{ankle} score is a simple screening tool that can reduce the need for health practitioners to conduct another test of pronation.

A clear strength of the test used in this study is that it is easy to use and quickly performed, which gives it strength as a clinical test where both time and reliable evaluation are essential for diagnostics. The SLS test can allow us to simultaneously make an overall assessment of the motor control of the ankle, knee, hip, and trunk. The Leg Motion® system provides a standardized device to perform the foot position during the SLS_{ankle}. On the other hand, it should be noted that it may also be valid to conduct the evaluation using the malleoli instead of the navicular bone as a landmark ([Kanai et al., 2020](#)).

There are some limitations of the current study. Only healthy individuals were included, while participants with plantar heel pain or joint pathology in the hip, knee, or ankle that caused pain were excluded. Contrastingly, despite the potential benefits of using the ND test, another limitation of the study is the ND test only capable of measuring displacement in the sagittal plane, while the movement of the navicular takes place in all three planes simultaneously ([Vinicombe, Raspovic & Menz, 2001](#)). Therefore, the evaluation of pronation movement was conducted without three-dimensional analyses; however, we aimed exclusively at assessing the reliability of the test assessments.

CONCLUSIONS

The findings of this study reveal that ankle displacement is a reliable tool to assess a single leg squat. A poor rating on the SLS test is associated with higher pronation in the ND test.

The SLS_{ankle} score has demonstrated good inter-rater and intra-rater reliability for two examiners. Therefore, the ankle assessment should be considered during dynamic

assessment and supplies clinical practice with a valid alternative to quantify foot mobility in comparison to the ND test.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors wish to thank the participants of this study for their cooperation.

ADDITIONAL INFORMATION AND DECLARATIONS

Funding

The authors received no funding for this work.

Competing Interests

We have conflicts of interest to disclose. Pedro J. Marín patented the LegMotion® system (CheckyourMOtion®, Albacete, Spain).

Author Contributions

- Paloma Guillén-Rogel and Cristina San Emeterio conceived and designed the experiments, performed the experiments, analyzed the data, authored or reviewed drafts of the paper, and approved the final draft.
- Pedro J. Marín conceived and designed the experiments, performed the experiments, analyzed the data, prepared figures and/or tables, authored or reviewed drafts of the paper, and approved the final draft.

Human Ethics

The following information was supplied relating to ethical approvals (i.e., approving body and any reference numbers):

CyMO Research Institute.

Patent Disclosures

The following patent dependencies were disclosed by the authors:

Leg Motion®, Check your Motion, Albacete, Spain.

Data Availability

The following information was supplied regarding data availability:

The raw measurements are available in the [Supplementary File](#).

Supplemental Information

Supplemental information for this article can be found online at <http://dx.doi.org/10.7717/peerj.12990#supplemental-information>.

REFERENCES

- Ageberg E, Bennell KL, Hunt MA, Simic M, Roos EM, Creaby MW. 2010. Validity and inter-rater reliability of medio-lateral knee motion observed during a single-limb mini squat. *BMC Musculoskeletal Disorders* 11:265
[DOI 10.1186/1471-2474-11-265](https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-265).

- Allam HH, Muhsen A, Al-walah MA, Alotaibi AN, Alotaibi SS, Elsayyad LK. 2021. Effects of plyometric exercises versus flatfoot corrective exercises on postural control and foot posture in obese children with a flexible flatfoot. *Applied Bionics and Biomechanics* 2021:Article 3635660 DOI 10.1155/2021/3635660.
- Ashby D. 1991. Practical statistics for medical research. Douglas G. Altman, Chapman and Hall, London. *Statistics in Medicine* 10:1635–1636 DOI 10.1002/sim.4780101015.
- Bell DR, Padua DA, Clark MA. 2008. Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89:1323–1328 DOI 10.1016/j.apmr.2007.11.048.
- Brody DM. 1982. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The Orthopedic Clinics of North America* 13:541–558 DOI 10.1016/S0030-5898(20)30252-2.
- Brund RBK, Rasmussen S, Nielsen RO, Kersting UG, Laessoe U, Voigt M. 2017. Medial shoe-ground pressure and specific running injuries: a 1-year prospective cohort study. *Journal of Science and Medicine in Sport* 20:830–834 DOI 10.1016/j.jsams.2017.04.001.
- Calatayud J, Martin F, Gargallo P, García-Redondo J, Colado JC, Marín PJ. 2015. The validity and reliability of a new instrumented device for measuring ankle dorsiflexion range of motion. *International Journal of Sports Physical Therapy* 10:197–202.
- Cohen J. 2013. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. New York: Routledge DOI 10.4324/9780203771587.
- Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. 2005. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of Athletic Training* 40:41–46.
- Crossley KM, Zhang W-J, Schache AG, Bryant A, Cowan SM. 2011. Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. *The American Journal of Sports Medicine* 39:866–873 DOI 10.1177/0363546510395456.
- Dill KE, Begalle RL, Frank BS, Zinder SM, Padua DA. 2014. Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing–lunge ankle-dorsiflexion range of motion. *Journal of Athletic Training* 49:723–732 DOI 10.4085/1062-6050-49.3.29.
- Elataar FF, Abdelmajeed SF, Abdellatif NMN, Mohammed MM. 2020. Core muscles' endurance in flexible flatfeet: a cross-sectional study. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions* 20:404–410.
- Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. 2007. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods* 39:175–191 DOI 10.3758/BF03193146.
- Fong C-M, Blackburn JT, Norcross MF, McGrath M, Padua DA. 2011. Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of Athletic Training* 46:5–10 DOI 10.4085/1062-6050-46.1.5.
- Guillén-Rogel P, Barbado D, Franco-Escudero C, San Emeterio C, Marín PJ. 2021. Are core stability tests related to single leg squat performance in active females?

- International Journal of Environmental Research and Public Health* **18**:5548
DOI [10.3390/ijerph18115548](https://doi.org/10.3390/ijerph18115548).
- Gwynne CR, Curran SA. 2018.** Two-dimensional frontal plane projection angle can identify subgroups of patellofemoral pain patients who demonstrate dynamic knee valgus. *Clinical Biomechanics* **58**:44–48 DOI [10.1016/j.clinbiomech.2018.06.021](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.06.021).
- Hamstra-Wright KL, Bliven KCH, Bay C. 2015.** Risk factors for medial tibial stress syndrome in physically active individuals such as runners and military personnel: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine* **49**:362–369 DOI [10.1136/bjsports-2014-093462](https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093462).
- Hansen R, Lundgaard-Nielsen M, Henriksen M. 2021.** Visual assessment of dynamic knee joint alignment in patients with patellofemoral pain: an agreement study. *PeerJ* **9**:e12203 DOI [10.7717/peerj.12203](https://doi.org/10.7717/peerj.12203).
- Harris-Hayes M, Steger-May K, Koh C, Royer NK, Graci V, Salsich GB. 2014.** Classification of lower extremity movement patterns based on visual assessment: reliability and correlation with 2-dimensional video analysis. *Journal of Athletic Training* **49**:304–310 DOI [10.4085/1062-6050-49.2.21](https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.2.21).
- Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. 2008.** Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **18**:420–425 DOI [10.1016/j.jelekin.2006.11.004](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.11.004).
- Herrington L. 2014.** Knee valgus angle during single leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls. *The Knee* **21**:514–517 DOI [10.1016/j.knee.2013.11.011](https://doi.org/10.1016/j.knee.2013.11.011).
- Junge T, Balsnes S, Runge L, Juul-Kristensen B, Wedderkopp N. 2012.** Single leg mini squat: an inter-tester reproducibility study of children in the age of 9–10 and 12–14 years presented by various methods of kappa calculation. *BMC Musculoskeletal Disorders* **13**:203 DOI [10.1186/1471-2474-13-203](https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-203).
- Kanai Y, Mutsuzaki H, Watanabe M, Takeuchi R, Mataka Y, Endo Y, Yozu A. 2020.** Use of malleoli as an indicator for flatfoot in patients with Down syndrome: development of a simple and non-invasive evaluation method through medial longitudinal arch. *Journal of Physical Therapy Science* **32**:315–318 DOI [10.1589/jpts.32.315](https://doi.org/10.1589/jpts.32.315).
- Levy JC, Mizel MS, Wilson LS, Fox W, McHale K, Taylor DC, Temple HT. 2006.** Incidence of foot and ankle injuries in west point cadets with pes planus compared to the general cadet population. *Foot & Ankle International* **27**:1060–1064 DOI [10.1177/107110070602701211](https://doi.org/10.1177/107110070602701211).
- Macrum E, Bell DR, Boling M, Lewek M, Padua D. 2012.** Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. *Journal of Sport Rehabilitation* **21**:144–150 DOI [10.1123/jsr.21.2.144](https://doi.org/10.1123/jsr.21.2.144).
- McGovern RP, Martin RL, Phelps AL, Kivlan BR, Nickel B, Christoforetti JJ. 2020.** Conservative management acutely improves functional movement and clinical outcomes in patients with pre-arthritis hip pain. *Journal of Hip Preservation Surgery* **7**:95–102 DOI [10.1093/jhps/hnz075](https://doi.org/10.1093/jhps/hnz075).

- Menéndez C, Batalla L, Prieto A, MÁ Rodríguez, Crespo I, Olmedillas H. 2020.** Medial tibial stress syndrome in novice and recreational runners: a systematic review. *International Journal of Environmental Research and Public Health* **17**:7457 DOI [10.3390/ijerph17207457](https://doi.org/10.3390/ijerph17207457).
- Michelson JD, Durant DM, McFarland E. 2002.** The injury risk associated with pes planus in athletes. *Foot & Ankle International* **23**:629–633 DOI [10.1177/107110070202300708](https://doi.org/10.1177/107110070202300708).
- Moreno-Pérez V, Del Coso J, Raya-González J, Nakamura FY, Castillo D. 2020.** Effects of basketball match-play on ankle dorsiflexion range of motion and vertical jump performance in semi-professional players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* **60**(1):110–118 DOI [10.23736/S0022-4707.19.09918-3](https://doi.org/10.23736/S0022-4707.19.09918-3).
- Mulligan EP, Cook PG. 2013.** Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy* **18**:425–430 DOI [10.1016/j.math.2013.02.007](https://doi.org/10.1016/j.math.2013.02.007).
- Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrão FV. 2012.** Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* **42**:491–501 DOI [10.2519/jospt.2012.3987](https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3987).
- Nilsson MK, Friis R, Michaelsen MS, Jakobsen PA, Nielsen RO. 2012.** Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *Journal of Foot and Ankle Research* **5**:3 DOI [10.1186/1757-1146-5-3](https://doi.org/10.1186/1757-1146-5-3).
- Okamura K, Egawa K, Ikeda T, Fukuda K, Kanai S. 2021.** Relationship between foot muscle morphology and severity of pronated foot deformity and foot kinematics during gait: a preliminary study. *Gait & Posture* **86**:273–277 DOI [10.1016/j.gaitpost.2021.03.034](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.03.034).
- Perrott MA, Pizzari T, Opar M, Cook J. 2012.** Development of clinical rating criteria for tests of lumbopelvic stability. *Rehabilitation Research and Practice* **2012**:1–7 DOI [10.1155/2012/803637](https://doi.org/10.1155/2012/803637).
- Perrott MA, Pizzari T, Opar MS, Cook J. 2021.** Athletes with a clinical rating of good and poor lumbopelvic stability have different kinematic variables during single leg squat and dip test. *Physiotherapy Theory and Practice* **37**:906–915 DOI [10.1080/09593985.2019.1655823](https://doi.org/10.1080/09593985.2019.1655823).
- Ressman J, Grooten WJA, Rasmussen Barr E. 2019.** Visual assessment of movement quality in the single leg squat test: a review and meta-analysis of inter-rater and intrarater reliability. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine* **5**:e000541 DOI [10.1136/bmjsem-2019-000541](https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000541).
- Romero Morales C, Calvo Lobo C, Rodríguez Sanz D, Sanz Corbalán I, Ruiz Ruiz BB, López López D. 2017.** The concurrent validity and reliability of the Leg Motion system for measuring ankle dorsiflexion range of motion in older adults. *PeerJ* **5**:e2820 DOI [10.7717/peerj.2820](https://doi.org/10.7717/peerj.2820).
- Schmidt E, Harris-Hayes M, Salsich GB. 2019.** Dynamic knee valgus kinematics and their relationship to pain in women with patellofemoral pain compared to

- women with chronic hip joint pain. *Journal of Sport and Health Science* **8**:486–493 DOI [10.1016/j.jshs.2017.08.001](https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.08.001).
- Shrader JA, Popovich JM, Gracey GC, Danoff JV. 2005.** Navicular drop measurement in people with rheumatoid arthritis: interrater and intrarater reliability. *Physical Therapy* **85**:656–664 DOI [10.1093/ptj/85.7.656](https://doi.org/10.1093/ptj/85.7.656).
- Spörndly-Nees S, Dåsberg B, Nielsen RO, Boesen MI, Langberg H. 2011.** The navicular position test—a reliable measure of the navicular bone position during rest and loading. *International Journal of Sports Physical Therapy* **6**:199–205.
- Stensrud S, Myklebust G, Kristianslund E, Bahr R, Krosshaug T. 2011.** Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. *British Journal of Sports Medicine* **45**:589–595 DOI [10.1136/bjism.2010.078287](https://doi.org/10.1136/bjism.2010.078287).
- Streiner DL, Norman GR. 2008.** Biases in responding. In: *Health measurement scales*. Oxford: Oxford University Press, 103–134 DOI [10.1093/acprof:oso/9780199231881.003.0006](https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780199231881.003.0006).
- Tate J, True H, Dale B, Baker C. 2015.** Expert versus novice interrater and intrarater reliability of the frontal plane projection angle during a single-leg squat. *International Journal of Athletic Therapy and Training* **20**:23–27 DOI [10.1123/ijatt.2014-0116](https://doi.org/10.1123/ijatt.2014-0116).
- Tourillon R, Gojanovic B, Fourchet F. 2019.** How to evaluate and improve foot strength in athletes: an update. *Frontiers in Sports and Active Living* **1**:46 DOI [10.3389/fspor.2019.00046](https://doi.org/10.3389/fspor.2019.00046).
- Ugalde V, Brockman C, Bailowitz Z, Pollard CD. 2015.** Single leg squat test and its relationship to dynamic knee valgus and injury risk screening. *PM & R* **7**:229–235 DOI [10.1016/j.pmrj.2014.08.361](https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.08.361).
- Urbaniak GC, Plous S. 2007.** Research randomizer (version 4.0) [computer software].
- Vinicombe A, Raspovic A, Menz HB. 2001.** Reliability of navicular displacement measurement as a clinical indicator of foot posture. *Journal of the American Podiatric Medical Association* **91**:262–268 DOI [10.7547/87507315-91-5-262](https://doi.org/10.7547/87507315-91-5-262).
- Warner MB, Wilson DA, Herrington L, Dixon S, Power C, Jones R, Heller MO, Carden P, Lewis CL. 2019.** A systematic review of the discriminating biomechanical parameters during the single leg squat. *Physical Therapy in Sport* **36**:78–91 DOI [10.1016/j.ptsp.2019.01.007](https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.01.007).
- Weeks BK, Carty CP, Horan SA. 2012.** Kinematic predictors of single-leg squat performance: a comparison of experienced physiotherapists and student physiotherapists. *BMC Musculoskeletal Disorders* **13**:207 DOI [10.1186/1471-2474-13-207](https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-207).
- Wilczyński B, Zorena K, Ślęzak D. 2020.** Dynamic knee valgus in single-leg movement tasks. Potentially modifiable factors and exercise training options. A Literature Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health* **17**:8208 DOI [10.3390/ijerph17218208](https://doi.org/10.3390/ijerph17218208).
- Wyndow N, De Jong A, Rial K, Tucker K, Collins N, Vicenzino B, Russell T, Crossley K. 2016.** The relationship of foot and ankle mobility to the frontal plane projection angle in asymptomatic adults. *Journal of Foot and Ankle Research* **9**:3 DOI [10.1186/s13047-016-0134-9](https://doi.org/10.1186/s13047-016-0134-9).

- Yamazaki J, Muneta T, Ju YJ, Sekiya I. 2010.** Differences in kinematics of single leg squatting between anterior cruciate ligament-injured patients and healthy controls. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* **18**:56–63 DOI [10.1007/s00167-009-0892-z](https://doi.org/10.1007/s00167-009-0892-z).
- Yokoyama S, Fukuda W, Ikeno Y, Kataoka Y, Horan SA. 2021.** Lower limb kinematics of single-leg squat performance in patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of Physical Therapy Science* **33**:429–433 DOI [10.1589/jpts.33.429](https://doi.org/10.1589/jpts.33.429).
- Zuil-Escobar JC, Martínez-Cepa CB, Martín-Urrialde JA, Gómez-Conesa A. 2018.** Medial longitudinal arch: accuracy, reliability, and correlation between navicular drop test and footprint parameters. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* **41**:672–679 DOI [10.1016/j.jmpt.2018.04.001](https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2018.04.001).

