



UNIVERSIDAD DE GRANADA

Universidad de Granada
Facultad de Ciencias del Deporte

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA

PROGRAMA DE DOCTORADO EN BIOMEDICINA
LÍNEA DE INVESTIGACIÓN EN ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTE

**VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA FUERZA MUSCULAR DE CADERA
MEDIANTE DINAMOMETRÍA ELECTROMECAÁNICA Y SU RELACIÓN CON
RENDIMIENTO DEPORTIVO Y RIESGO DE LESIÓN EN FUTBOLISTAS**

Tesis Doctoral presenta por:

GUIDO EDGARDO CONTRERAS DÍAZ

Tesis Doctoral dirigida por:

IGNACIO JESUS CHIROSA RÍOS

Granada, 2023

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales
Autor: Guido Edgardo Contreras Díaz
ISBN: 978-84-1117-734-4
URI: <https://hdl.handle.net/10481/80684>

ÍNDICE

Tabla de Contenido

DEDICATORIA	3
AGRADECIMIENTOS	4
ÍNDICE DE FIGURAS	5
ÍNDICE DE TABLAS	7
LISTA DE PUBLICACIONES	9
PONENCIAS Y PROYECTOS	10
ABREVIATURAS	11
RESUMEN	12
ABSTRACT	14
INTRODUCCIÓN	16
OBJETIVO GENERAL Y ESPECÍFICOS	19
MATERIAL Y MÉTODO	20
RESULTADOS	33
DISCUSION	69
CONCLUSIÓN	76
LIMITACIONES	78
FUTUROS ESTUDIOS	79
REFERENCIAS	80
ANEXOS	88

DEDICATORIA

*A **Dios**, por poner a las personas correctas en mi camino, a mis padres **José Guido y Madriela**, por confiar en mí y apoyarme en cada paso, a mi hermana, **María José**, por su apoyo incondicional, a mi novia, **Constanza**, por su dedicación, paciencia, y amor desinteresado.*

AGRADECIMIENTOS

A mi amigo y tutor, Daniel Jerez, por creer en mí y enseñarme el camino de la investigación, el cual no hubiese sido posible recorrer sin su constante guía.

A mi director, Ignacio Chiroso, por aceptarme, guiarme, y ser motivo constante de inspiración.

A Luja y María, por su ayuda, inclusión, y apoyo incondicional en todos los aspectos de la vida.

A mis amigos españoles, Gustavo, Darío, Antonio, María Dolores, Daniel Jiménez, Indyá, Ignacio y María, quienes me entregaron gratos momentos, que jamás olvidaré.

A la Universidad de los Lagos, a Carla Bittner, Paola Alvarado, y Javiera Martínez, quienes me apoyaron desde el principio, e hicieron posible mi estancia Doctoral en España.

A la Universidad de Granada, a la Red Pleokinetic y al grupo IDAFISAD CTS 642, por aceptarme a ser parte del futuro.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Dinamómetro electromecánico funcional (DEMF) Haefni Health System 1.0.

Figura 2. Abducción de cadera. A) posición inicial, B) posición final (estudio 3).

Figura 3. Aducción de cadera. A) posición inicial, B) posición final (estudio 3).

Figura 4. Extensión de cadera. A) posición inicial, B) posición final (estudio 3).

Figura 5. Flexión de cadera. A) posición inicial, B) posición final (estudio 3).

Figura 6. Fotocélulas Dashr Timing 2.0.

Figura 7. Plataforma de Contacto Chronojump.

Figura 8. Velocidad lineal de 10 y 30 metros.

Figura 9. Velocidad en curva.

Figura 10. Prueba de illinois.

Figura 11. Salto contramovimiento (CMJ).

Figura 12. Diagrama de flujo de la revisión sistemática (estudio 1).

Figura 13. Forest plot para la flexión y extensión total de cadera. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) flexión de cadera, y (b) extensión de cadera (estudio 1).

Figura 14. Forest plot para flexión y extensión de cadera en posición supino y de pie. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) flexión de cadera en posición supino, (b) extensión de cadera en posición supino, (c) flexión de cadera en posición de pie y (d) flexión de cadera en posición de pie (estudio 1).

Figura 15. Forest plot para flexión y extensión de cadera a diferentes velocidades. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) flexión de cadera a 120°/s, (b) flexión de cadera a 180°/s, (c) extensión de cadera a 60°/s, (d) extensión de cadera a 120°/s, y (e) extensión de cadera a 180°/s (estudio 1).

Figura 16. Diagrama de flujo de la revisión sistemática (estudio 2).

Figura 17. Forest plot para aducción y abducción total de cadera. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) aducción de cadera, y (b) abducción de cadera (estudio 2).

Figura 18. Forest plot para aducción y abducción de cadera en posición de pie y lateral. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) aducción de cadera en posición de pie, (b) abducción de cadera en posición de pie, (c) aducción de cadera en posición lateral y (d) abducción de cadera en posición lateral (estudio 2).

Figura 19. Forest plot para aducción y abducción de cadera a diferentes velocidades. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) aducción de cadera a 30°/s, (b) abducción de cadera a 30°/s, (c) aducción de cadera a 60°/s, (d) abducción de cadera a 60°/s, (e) aducción de cadera a 90°/s, (f) abducción de cadera a 90°/s, (g) aducción de cadera a 120°/s, (h) abducción de cadera a 120°/s, (i) aducción de cadera a 150°/s, y (j) abducción de cadera a 150°/s (estudio 2).

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Detalle del diseño de investigación de los estudios que componen la Tesis Doctoral.

Tabla 2. Características físicas de los participantes (estudio 3).

Tabla 3. Características de los participantes (estudio 1).

Tabla 4. Fiabilidad absoluta y relativa de la flexión concéntrica de cadera (estudio 1).

Tabla 5. Fiabilidad absoluta y relativa de la extensión concéntrica de cadera (estudio 1).

Tabla 6. Fiabilidad absoluta y relativa de la flexión y extensión excéntrica de cadera (estudio 1).

Tabla 7. Evaluación de la calidad metodológica de los estudios con la herramienta de evaluación crítica (CAT) (estudio 1).

Tabla 8. Evaluación de la calidad de los estudios de fiabilidad (QAREL) (estudio 1).

Tabla 9. Características de los participantes (estudio 2).

Tabla 10. Fiabilidad absoluta y relativa de la abducción concéntrica de cadera (estudio 2).

Tabla 11. Fiabilidad absoluta y relativa de la aducción concéntrica de cadera (estudio 2)

Tabla 12. Fiabilidad absoluta y relativa de la abducción y aducción excéntrica de cadera (estudio 2).

Tabla 13. Evaluación de la calidad metodológica de los estudios con la herramienta de evaluación crítica (CAT) (estudio 2).

Tabla 14. Evaluación de la calidad de los estudios de fiabilidad (QAREL) (estudio 2).

Tabla 15. Fuerza absoluta y relativa de la cadera izquierda y derecha a 0.5 m/s y 1 m/s (estudio 3).

Tabla 16. Ratio de fuerza unilateral convencional y funcional de abductores/aductores y flexores/extensores de cadera izquierda y derecha a 0.5 m/s y 1 m/s (estudio 3).

Tabla 17. Equilibrio de fuerza concéntrica y excéntrica bilateral de cadera (%) a 0.5 m/s y 1 m/s (estudio 3).

Tabla18. Fuerza absoluta (N·m) de abductores y aductores de cadera y su relación con sprint lineal, sprint curvo, prueba de illinois y salto contra movimiento.

Tabla 19. Fuerza absoluta ($N \cdot m$) de extensores y flexores de cadera y su relación con sprint lineal, sprint curvo, prueba de illinois y salto contra movimiento.

Tabla 20. Fuerza Total Concéntrica y Excéntrica de Cadera Izquierda y Derecha a 0.5 m/seg y 1 m/seg.

Tabla 21. Análisis de la Fuerza Total de Cadera y su Comparación por Posición de Juego.

Tabla 22. Relación entre Fuerza Total de Cadera y Rendimiento Deportivo.

LISTA DE PUBLICACIONES

La presente Tesis Doctoral está compuesta por los siguientes artículos científicos ya publicados:

Contreras-Díaz G, Chiroso-Ríos LJ, Chiroso-Ríos I, Intelangelo L, Jerez-Mayorga D, Martinez-García D. Reliability of Isokinetic Hip Flexor and Extensor Strength Measurements in Healthy Subjects and Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Oct 28;18(21):11326. doi: 10.3390/ijerph182111326. PMID: 34769842; PMCID: PMC8583605.

Contreras-Díaz G, Chiroso-Ríos LJ, Martinez-García D, Intelangelo L, Chiroso-Ríos I, Jerez-Mayorga D. Reliability of isokinetic hip abductor and adductor strength measurements: A systematic review and meta-analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*. 2022;0(0). doi:10.1177/17543371221137965.

Contreras-Díaz, G.; Chiroso-Ríos, L.J.; Chiroso-Ríos, I.; Riego-Ruiz, A.; Intelangelo, L.; Tuesta-Roa, M.; Morales-Zúñiga, J.; Jerez-Mayorga, D. Dynamometric Strength Profile of Hip Muscles in Youth Soccer Players. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2023**, *20*, 1291. <https://doi.org/10.3390/ijerph20021291>.

PONENCIAS Y PROYECTOS

Jornadas y Congresos Internacionales:

Contreras-Díaz Guido (2020). Reliability of Isokinetic Hip Strength Measurements in Healthy Subjects and Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. Jornada Internacional de Avances Tecnológicos Aplicados al Desarrollo de la Fuerza en Deportes Colectivos, organizado por la Red Iberoamericana de Conocimiento Pleokinetic, Facultad de Ciencias del Deporte y Universidad de Granada, España.

Contreras-Díaz Guido (2022). Reliability of Isokinetic Hip Flexor and Extensor Strength Measurements in Healthy Subjects and Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. Primer Foro Multidisciplinario Internacional de Posgrado en Ciencias Aplicadas a la Actividad Física y Deporte. Universidad Autónoma del Estado de Morelos, Facultad de Ciencias del Deporte.

Contreras-Díaz Guido (2022). Fiabilidad de la Fuerza Muscular de Cadera en Deportistas: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis. Primer congreso Pleokinetic “Functional Dynamometric in Sports Sciences”, Organizado por la Red de Dinamometría Funcional Deportiva del Consejo Superior de Deportes FEDER/Junta de Andalucía-Consejería de Transformación Económica, Industria, Conocimiento y Universidades/Proyecto B-CTS-184-UGR20, Facultad de Ciencias del Deporte y Universidad de Granada, España.

Proyecto:

Nombre del Proyecto: Validez y Fiabilidad del Ratio de Fuerza Muscular de Cadera: Una Propuesta de Salud y Rendimiento de la Extremidad Inferior (S10/20).

Investigador Responsable/Principal.

Concurso Interno de Investigación Científica y Tecnológica en Ciencias de la Salud y Actividad Física, Universidad de los Lagos, Chile.

ABREVIATURAS

CVM = Contracción voluntaria máxima.

RM = Repetición máxima.

FLE = Flexión.

EXT = Extensión.

ABD = Abducción.

ADD = Aducción

DEMF = Dinamómetro electromecánico funcional.

kg = Kilogramos.

m = Metros

IMC = Índice de masa corporal.

kg/m² = Kilogramos por metros al cuadrado.

PROSPERO = Registro Prospectivo Internacional de Revisiones Sistemáticas.

PRISMA = Elementos de Información Preferidos para Revisiones Sistemáticas y Meta-Análisis.

ICC = Coeficiente de Correlación Intraclass.

CAT = Herramienta de valoración crítica.

QAREL = Evaluación de la calidad de los estudios de fiabilidad.

SD = Desviación estándar.

CON = Concéntrico.

ECC = Excéntrico.

m/s = Metros por segundo.

km/h = Kilómetros por hora.

ANOVA = Análisis de varianza.

JASP = Asombroso Programa Estadístico de Jeffrey.

SEM = Error estándar de medición.

SRD = Menor diferencia real.

°/s = Grados por segundo.

N·m = Newton metro.

N·m/kg = Newton metro por kilo.

ES = Tamaño del efecto.

IZDO = Izquierdo.

DCHO = Derecho.

ω² = Omega al cuadrado.

CMJ = Contramovimiento.

RESUMEN

La fuerza muscular es el componente de la condición física más importante de cualquier programa de entrenamiento y rehabilitación. Se ha demostrado que tener óptimos niveles de fuerza muscular mejoran aspectos claves del rendimiento deportivo como, aceleración, deceleración, velocidad lineal, saltabilidad y cambios de dirección, y por el contrario, presentar déficits de fuerza o desequilibrios musculares no solo disminuyen estos aspectos del rendimiento, sino que, también son causa de lesión, principalmente de las estructuras de la extremidad inferior. En este sentido, la articulación de la cadera se considera la estructura que da inicio a la extremidad inferior, permitiendo movimientos en tres planos (sagital, frontal y transversal) y cumpliendo un rol importante de estabilidad durante cada gesto deportivo. Por esto, es necesario conocer objetivamente los niveles de fuerza muscular de cadera, y para ello los dinamómetros isocinéticos son el estándar de oro para la evaluación de la fuerza muscular, a su vez, también se consideran un medio eficaz para rehabilitar y acondicionar la función muscular. Sin embargo, el proceso de medición isocinética debe ser válido y fiable para ser significativo e interpretable, cuanto más confiable sea la medición, mayor será la probabilidad de una sensibilidad adecuada para rastrear cambios clínicamente importantes. Se sabe que las mediciones isocinéticas son reproducibles para las articulaciones del hombro, rodilla y columna vertebral, sin embargo, no hay claridad en los estudios de cadera, principalmente por la fragilidad metodológica de las investigaciones, que es consecuencia de estudios con un número reducido de participantes, y diferencias en el tipo de población. Debido a lo anterior, el primer tópico de la Tesis Doctoral fue “*Determinar la fiabilidad de las mediciones isocinéticas de cadera en sujetos sanos y deportistas*”, el cual, para su mejor interpretación fue dividido en dos estudios (i) fiabilidad de las mediciones isocinéticas de flexores y extensores de cadera en sujetos sanos y deportistas”, (ii) fiabilidad de las mediciones isocinéticas de abducción y aducción de cadera en sujetos sanos y deportistas”.

El fútbol es el deporte más practicado a nivel mundial, y su rendimiento está determinado por factores técnicos, tácticos, fisiológicos, biomecánicos y psicológicos. Durante noventa minutos el jugador de fútbol debe realizar actividades a gran velocidad, y para ello, es necesario contar con elevados niveles de fuerza muscular. Entonces, es importante conocer estos valores, ya que nos permitirán establecer parámetros de referencia por jugador y por posición, importantes para generar pautas de prevención, rehabilitación, y entrenamiento deportivo específicos para cada deportista. Los estudios que existen sobre parámetros y perfiles de fuerza muscular se han desarrollado a nivel de rodilla, evaluando la acción concéntrica y excéntrica de cuádriceps e isquiotibiales, sin embargo, también se hace necesario conocer estos valores a nivel de cadera, debido a la gran influencia que tienen sobre el rendimiento deportivo y lesiones de extremidad inferior. Si bien es cierto, la dinamometría isocinética es el estándar de oro para la evaluación muscular, no está libre de cuestionamientos, ya que se critica su falta de funcionalidad, a su vez, existen dinamómetros válidos que permiten una valoración isocinética confiable, respetando el movimiento funcional y natural del deportista. En este contexto, el segundo tópico de la Tesis Doctoral fue “*Determinar el perfil dinamométrico de cadera en futbolistas*”. Por otro lado, conociendo los valores de fuerza de cadera, podremos relacionarlos con aspectos del rendimiento deportivo, debido a esto, el tercer tópico de la Tesis Doctoral fue “*Determinar la influencia*

de la fuerza muscular de cadera con aspectos del rendimiento deportivo en futbolistas jóvenes”.

En base a todo lo expuesto, el objetivo principal de la Tesis Doctoral fue “Determinar los niveles de fuerza muscular de cadera y su relación con rendimiento deportivo y lesiones de extremidad inferior en futbolistas a través de un dinamómetro electromecánico funcional”, y para ello, contamos con la publicación de tres artículos científicos que nos permiten dar parte de la respuesta a este objetivo; (I) fiabilidad de las mediciones isocinéticas de flexores y extensores de cadera en sujetos sanos y deportistas: Una revisión sistemática y meta-análisis”, (II) fiabilidad de las mediciones isocinéticas de abducción y aducción de cadera en sujetos sanos y deportistas: Una revisión sistemática y meta-análisis”, (III) perfil dinamométrico de fuerza muscular de cadera en futbolistas jóvenes.

La correlación de la fuerza muscular de cadera con aspectos del rendimiento deportivo se presentan en el cuarto estudio de la Tesis Doctoral, cuyos datos aún no han sido publicados.

La correlación de la fuerza muscular de cadera y lesiones de extremidad inferior será realizada a través del proyecto de investigación “Validez y Fiabilidad del Ratio de Fuerza Muscular de Cadera: Una Propuesta de Salud y Rendimiento de la Extremidad Inferior (S10/20)” adjudicado y financiado por la Universidad de los Lagos, Puerto Montt, Chile el cual se encuentra en desarrollo.

ABSTRACT

Muscular strength is the most important fitness component of any training and rehabilitation program. It has been shown that having optimal levels of muscle strength improves key aspects of athletic performance such as acceleration, deceleration, linear velocity, jumping and changes of direction, and on the contrary, having strength deficits or muscle imbalances not only diminish these aspects of performance, but also cause injury, mainly to the structures of the lower extremity. In this sense, the hip joint is considered the structure that initiates the lower extremity, allowing movements in three planes (sagittal, frontal, and transverse) and playing an important role of stability during each sporting gesture. For this reason, it is necessary to objectively know the levels of hip muscle strength, and for this purpose isokinetic dynamometers are the gold standard for the evaluation of muscle strength, in turn, are also considered an effective means to rehabilitate and condition muscle function. However, the isokinetic measurement process must be valid and reliable to be meaningful and interpretable; the more reliable the measurement, the greater the likelihood of adequate sensitivity to track clinically important changes. Isokinetic measurements are known to be reproducible for the shoulder, knee, and spine joints, however, there is a lack of clarity in hip studies, mainly due to methodological fragility of the investigations, which is a consequence of studies with small numbers of participants, and differences in the type of population. Due to the above, the first topic of the Doctoral Thesis was "Determining the reliability of hip isokinetic measurements in healthy subjects and athletes", which, for its better interpretation was divided into two studies (i) reliability of isokinetic measurements of hip flexors and extensors in healthy subjects and athletes", (ii) reliability of isokinetic measurements of hip abduction and adduction in healthy subjects and athletes".

Soccer is the most practiced sport worldwide, and its performance is determined by technical, tactical, physiological, biomechanical, and psychological factors. During ninety minutes the soccer player must perform activities at high speed, and for this, it is necessary to have high levels of muscular strength. Therefore, it is important to know these values, since they will allow us to establish reference parameters per player and per position, which are important to generate prevention, rehabilitation, and specific sports training guidelines for each athlete. Existing studies on muscle strength parameters and profiles have been developed at the knee level, evaluating concentric and eccentric action of quadriceps and hamstrings, however, it is also necessary to know these values at the hip level, due to the great influence they have on sports performance and lower extremity injuries. Although it is true that isokinetic dynamometry is the gold standard for muscle assessment, it is not free from questioning, since its lack of functionality is criticized, at the same time, there are valid dynamometers that allow a reliable isokinetic assessment, respecting the functional and natural movement of the athlete. In this context, the second topic of the Doctoral Thesis was "Determining the hip dynamometric profile in soccer players". On the other hand, knowing the values of hip strength, we will be able to relate them to aspects of sports performance, due to this, the third topic of the Doctoral Thesis was "To determine the influence of hip muscle strength with aspects of sports performance in young soccer players".

Based on the above, the main objective of the Doctoral Thesis was "To determine the levels of hip muscle strength and its relationship with sports performance and lower extremity injuries in soccer players through a functional electromechanical dynamometer", and for this,

we have the publication of three scientific articles that allow us to give part of the answer to this objective; (I) reliability of isokinetic measurements of hip flexors and extensors in healthy subjects and athletes: A systematic review and meta-analysis", (II) reliability of isokinetic measurements of hip abduction and adduction in healthy subjects and athletes: A systematic review and meta-analysis", (III) dynamometric profile of hip muscle strength in young soccer players.

The correlation of hip muscle strength with aspects of sports performance are presented in the fourth study of the Doctoral Thesis, whose data have not yet been published.

The correlation of hip muscle strength and lower extremity injuries will be performed through the research project "Validity and Reliability of the Hip Muscle Strength Ratio: A Proposal for Health and Performance of the Lower Extremity (S10/20)" awarded and funded by the Universidad de los Lagos, Puerto Montt, Chile which is currently under development.

INTRODUCCIÓN

El concepto de fuerza muscular puede variar dependiendo del contexto, desde un punto de vista físico/mecánico es toda causa capaz de deformar o modificar el estado de reposo y/o movimiento de un cuerpo, desde un punto de vista fisiológico es la capacidad que tiene el sistema neuromuscular para producir tensión (Chicharro, 2022) y desde un punto de vista del ejercicio físico se define como la contracción voluntaria máxima (CVM) que una persona puede ejercer con un determinado grupo muscular (Xiao, 2020). Para el deporte y la salud, conocer y aplicar correctamente el concepto de fuerza muscular por parte de entrenadores y/o fisioterapeutas es sinónimo de mejora del rendimiento (Suchomel et al., 2016), y disminución de lesiones (Lauersen et al., 2014), ya que les permite la creación y dosificación de programas de entrenamiento (Suchomel et al., 2016), prevención, rehabilitación y retorno al juego (Ishøi et al., 2020; Maestroni et al., 2020) de acuerdo con las características individuales del deportista. En deportes acíclicos como el fútbol, la fuerza de los músculos de la extremidad inferior juega un rol importante para el rendimiento deportivo, mejorando la velocidad lineal, cambios de dirección, y saltabilidad (M. Z. Hammami et al., 2017; Styles et al., 2016), por otra parte, tener déficit y/o desequilibrios de fuerza muscular pueden ser causa de lesión de las estructuras de la extremidad inferior (Lehance et al., 2009).

En este sentido, la articulación de la cadera se considera la base de la extremidad inferior, permitiendo movimientos simultáneos en tres planos; sagital, frontal y horizontal (Donald A. Neumann, 2010), es decir, el movimiento de cadera puede producirse mediante la rotación del fémur con respecto a una pelvis inmóvil/fija (cadena cinética abierta), como cuando se levanta el pie para subir un escalón, o mediante la rotación de la pelvis y el tronco con respecto al fémur fijo/inmóvil (cadena cinética cerrada), como cuando se gira el cuerpo sobre un solo pie de apoyo (Paul Jackson Mansfield, 2018). La cadera cuenta con seis movimientos; flexión (FLE) y extensión (EXT) en el plano sagital, abducción (ABD) y aducción (ADD) en el plano frontal, rotación interna (RI) y externa (RE) en el plano horizontal (Paul Jackson Mansfield, 2018), y la acción de los músculos que actúan sobre la cadera se organizan de acuerdo con la orientación de su línea de fuerza en relación con el eje de rotación de la articulación (Donald A. Neumann, 2010). Cada movimiento de cadera tiene músculos responsables, los cuales se clasifican en primarios y secundarios, y que en conjunto hacen posible el movimiento para desarrollar actividades de la vida diaria, recreación, ejercicio y deporte. Cuando el funcionamiento de estos músculos es normal en deportistas permite el movimiento libre, sin dolor y eficiente, pero cuando el funcionamiento es anormal puede alterar la distribución de las fuerzas a través de la articulación, generando daño articular, dolor, y limitación del movimiento, disminuyendo el rendimiento deportivo y aumentando la probabilidad de lesión en diferentes estructuras de la extremidad inferior.

Sabiendo la importancia que tiene la fuerza muscular en el deporte, es necesario conocer cómo se evalúa y que valores nos entrega. Existen muchos métodos e instrumentos de evaluación que permiten cuantificar la fuerza muscular de manera estática (isométrica) y dinámica (concéntrica y excéntrica), como, pruebas de fuerza muscular manual (Cuthbert & Goodheart, 2007), pruebas de fuerza muscular con dinamómetro de mano (Mentiplay et al., 2015; Stark et al., 2011), pruebas de fuerza muscular con dinamómetros isocinéticos angulares y multiarticulares (Dvir & Muller, 2020), medición directa de una repetición máxima (1RM) (Grgic et al., 2020), medición indirecta de 1RM a través de fórmulas (Abdul-

Hameed et al., 2012) y predicción de 1RM a través de la velocidad (Marston et al., 2022; Thompson et al., 2021). De todos estos métodos e instrumentos de medición, el dinamómetro isocinético angular se caracteriza por ser el estándar de oro para la valoración de la función muscular dinámica, muy utilizado en el deporte y principalmente en el fútbol con el fin de “determinar diferencias bilaterales de músculos homólogos”, “evaluar variaciones en las relaciones (ratios) de fuerza (por ejemplo, músculos agonistas/antagonistas), “explorar cambios en el rendimiento muscular a lo largo del tiempo durante el proceso de rehabilitación o entrenamiento”, y “comparar puntuaciones individuales de rendimiento frente a los valores de referencia establecidos” (Dvir & Muller, 2020), siendo la articulación de la rodilla la estructura más estudiada (Meyer et al., 2013) debido a las lesiones que se pueden generar tanto a nivel articular como muscular (López-Valenciano et al., 2020; Wilson et al., 2018), sin embargo, como se mencionó anteriormente, es importante considerar que gran parte del rendimiento deportivo (Bezodis et al., 2019; Kotsifaki et al., 2021; Willy & Davis, 2011; Wilson et al., 2018) y de la prevención de lesiones (Harøy et al., 2019; Ishøi et al., 2016; Rodríguez, 2020) inicia en la articulación de la cadera, donde la información que existe es escasa. Por otra parte, a pesar de que el dinamómetro isocinético es el estándar de oro en evaluación muscular, no significa que no se cuestione su funcionalidad (Dvir & Muller, 2020). Esto nos lleva al primer tópico de la presente tesis doctoral que consiste en ***“Determinar la fiabilidad de las pruebas isocinéticas en la articulación de la cadera en sujetos sanos y deportistas”***, el cual fue dividido en dos estudios de tipo revisión sistemática y meta-análisis; (i) fiabilidad de las mediciones isocinéticas de flexores y extensores de cadera en sujetos sanos y deportistas y (ii) fiabilidad de las mediciones isocinéticas de abductores y aductores de cadera en sujetos sanos y deportistas. La rotación interna y externa de cadera no serán consideradas en esta tesis.

El fútbol es uno de los deportes más populares a nivel mundial (Stølen et al., 2005), cuenta con casi 300 millones de practicantes (Asgari et al., 2022) entre los que destacan hombres, mujeres y niños, siendo los menores de dieciocho años los que presentan mayor proporción de participantes (Faude et al., 2013). El óptimo rendimiento deportivo de los futbolistas depende de la interacción de varios factores, incluyendo aspectos fisiológicos, biomecánicos, psicológicos, técnicos y tácticos (Stølen et al., 2005; Wik et al., 2019), los cuales son potenciados a través del entrenamiento o preparación física (M. Hammami et al., 2018). Durante noventa minutos los jugadores de elite recorren alrededor de 10 kilómetros con una intensidad cercana al umbral anaeróbico (Stølen et al., 2005), y los jugadores jóvenes (entre 13 y 18 años) pueden recorrer entre 6,5 y 8,8 kilómetros (M. Buchheit et al., 2010). Además, para disputar y ganar un balón se necesita realizar estas actividades a gran velocidad como, sprints, saltos y cambios de dirección, y para ello, es necesario tener óptimos niveles de fuerza y potencia en las extremidades inferiores (M. Hammami et al., 2018; Styles et al., 2016), al igual que para prevenir lesiones músculo esqueléticas (Zouita et al., 2016). Entonces, tener valores de referencia en cuanto a fuerza muscular es un factor clave para entrenadores, preparadores físicos, fisioterapeutas y médicos, permite generar cargas de entrenamiento, estrategias de prevención, estímulos durante la rehabilitación y objetivos a alcanzar para el retorno al deporte (Risberg et al., 2018), por otro lado, permite conocer el estado actual del jugador, la comparación con sus pares y las diferencias de acuerdo con la posición utilizada dentro del campo de juego (Scoz et al., 2021), sin embargo, nuevamente gran parte de la investigación está enfocada en la articulación de la rodilla (Beato et al., 2021; Brígido-Fernández et al., 2022; Claudio A B de Lira et al., 2017; Śliwowski et al., 2021), y

los estudios que existen en cadera están enfocados principalmente a la acción de los músculos abductores y aductores (Gerodimos et al., 2015; Karatrantou et al., 2019; Rosa et al., 2022).

Anteriormente se mencionó que los dispositivos isocinéticos angulares son el estándar de oro para conocer niveles de fuerza muscular y establecer valores de referencia, sin embargo se cuestiona su utilidad debido a que la configuración de sus mediciones las realiza en un contexto de “articulación única” y “músculo único”, lo cual no es extrapolable a las actividades de la vida diaria, ni menos al deporte, ya que no existe una articulación del cuerpo humano que se mueva exclusivamente de forma angular debido a la incongruencia de las superficies articulares y a los movimientos accesorios resultantes, por otro lado es difícil conseguir un movimiento donde trabaje solo un músculo (Dvir & Muller, 2020). Entonces se hace necesario contar con un instrumento de evaluación que permita replicar acciones musculares y gestos producidos durante el deporte. En este sentido, Haefni Health System 1.0 es un dinamómetro electromecánico funcional (DEMF) válido y fiable que nos permite realizar evaluaciones, entrenamiento y rehabilitación de forma multiarticular, sin restricciones de movimiento, respetando el contexto en el que se desenvuelve el paciente o deportista (Campos et al., 2014). Este instrumento ha sido utilizado para evaluar la fuerza isométrica de rotadores internos y externos del hombro (Chamorro et al., 2019), y para evaluar la fuerza isométrica de abductores de cadera (Vega et al., 2018), resultando ser un instrumento válido y fiable para la valoración de la fuerza de ambos movimientos, sin embargo no ha sido utilizado para medir los movimientos de cadera en el plano sagital y frontal de forma dinámica, ni tampoco en una población de futbolistas. Esto nos lleva al tercer estudio de la tesis doctoral, el cual consistió en determinar un ***“Perfil dinamométrico de fuerza muscular de cadera en futbolistas jóvenes”***.

Si bien es cierto sabemos que la fuerza muscular influye en aspectos del rendimiento deportivo, es importante conocer cómo influye directamente la fuerza muscular de cadera en el desempeño del futbolista, en este sentido se ha evidenciado que a mayor fuerza de extensores y flexores de cadera, mejor rendimiento en pruebas de velocidad lineal y salto vertical (Beardsley & Contreras, 2014; Deane et al., 2005), y a mayor fuerza de abductores y aductores de cadera, mejor rendimiento durante los cambios de dirección y pateo del balón (Domínguez-Navarro et al., 2022; Jensen et al., 2014). Entonces, conocer el perfil dinamométrico de cadera del futbolista nos va a permitir el cuarto estudio de la presente Tesis Doctoral, el cual se presenta en este documento con el título ***“Influencia de la fuerza muscular de cadera en aspectos del rendimiento deportivo en jugadores de fútbol joven”***.

OBJETIVO GENERAL Y ESPECÍFICOS

Objetivo General de la Tesis Doctoral

Determinar los niveles de fuerza muscular de cadera y su relación con rendimiento deportivo y lesiones de extremidad inferior en futbolistas a través de un dinamómetro electromecánico funcional.

Objetivos Específicos de la Tesis Doctoral

La presente tesis doctoral se ha organizado en tres artículos, basados en los siguientes objetivos específicos:

Estudio 1: Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Flexores y Extensores de Cadera en Sujetos Sanos y Deportistas: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis.

Objetivos: (I) Examinar la fiabilidad global de las mediciones de fuerza isocinética de flexores y extensores de cadera en sujetos sanos y deportistas, (II) Determinar cuál es la posición más fiable para la medición de fuerza isocinética de flexores y extensores de cadera y (III) Determinar cuál es la velocidad más fiable para la medición de fuerza isocinética de flexores y extensores de cadera.

Estudio 2: Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Abductores y Aductores de Cadera: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis.

Objetivos: (I) Examinar la fiabilidad global de las mediciones de fuerza isocinética de abductores y aductores de cadera en sujetos sanos y deportistas, (II) Determinar cuál es la posición más fiable para la medición de fuerza isocinética de abductores y aductores de cadera y (III) Determinar cuál es la velocidad más fiable para la medición de fuerza isocinética de abductores y aductores de cadera.

Estudio 3: Perfil Dinamométrico de Fuerza Muscular de Cadera en Futbolistas Jóvenes.

Objetivos: (I) Determinar el perfil dinamométrico de fuerza muscular absoluta y relativa de cadera de futbolistas jóvenes por posición utilizada dentro del campo de juego, (II) Describir el ratio de fuerza muscular convencional y funcional de futbolistas jóvenes por posición utilizada dentro del campo de juego, (III) Analizar el equilibrio de fuerza bilateral de futbolistas jóvenes por posición utilizada dentro del campo de juego.

Estudio 4: Influencia de la Fuerza Muscular de Cadera en Aspectos del Rendimiento Deportivo en Jugadores de Fútbol Joven.

Objetivos: (I) Determinar la influencia de la fuerza de flexores y extensores de cadera en aspectos del rendimiento deportivo, (II) Determinar la influencia de la fuerza de abductores y aductores de cadera en aspectos del rendimiento deportivo, (III) Determinar la influencia de la fuerza total de cadera en aspectos del rendimiento deportivo por posición utilizada dentro del campo de juego.

MATERIAL Y MÉTODO

Los aspectos más relevantes del apartado de material y métodos se presentan resumidamente en la Tabla 1. Además, se presenta información detallada de las distintas subsecciones que conforman cada estudio de la tesis doctoral.

Tabla 1: Detalle del diseño de investigación de los estudios que componen la Tesis Doctoral

Estudio	Diseño	Muestra
Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Flexores y Extensores de Cadera en Sujetos Sanos y Deportistas: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis	Revisión Sistemática y Meta-Análisis	n = 9 estudios
Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Abductores y Aductores de Cadera: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis	Revisión Sistemática y Meta-Análisis	n = 10 estudios
Perfil Dinamométrico de Fuerza Muscular de Cadera en Futbolistas Jóvenes	Observacional, Descriptivo de corte transversal	n = 13 defensas (edad $17,07 \pm 0,49$ años; $70,23 \pm 5,06$ kg; $1,74 \pm 0,04$ m; $IMC = 23,11 \pm 1,26$ kg/m ² . n = 12 volantes (edad $16,75 \pm 1,35$ años; $63,16 \pm 6,67$ kg; $1,69 \pm 0,04$ m; $IMC = 21,84 \pm 1,75$ kg/m ² . n = 12 delanteros (edad $17,25 \pm 0,75$ años; $66,58 \pm 4,46$ kg; $1,68 \pm 0,04$ m; $IMC = 23,50 \pm 1,27$ kg/m ² .
Influencia de la Fuerza de Cadera en Aspectos del Rendimiento Deportivo en Futbolistas Jóvenes	Observacional, Descriptivo Correlacional	n = 28 jugadores de fútbol (edad $17,03 \pm 0,99$ años; $66,50 \pm 6,83$ kg; $1,70 \pm 0,05$ m; $22,82 \pm 1,74$ kg/m ² .

Kg = Kilogramos, m = metros, IMC = índice de masa corporal

Estudio 1: *Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Flexores y Extensores de Cadera en Sujetos Sanos y Deportistas: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis.*

Registro de la Revisión Sistemática y Meta-Análisis

Antes de comenzar la revisión, el protocolo del estudio fue registrado en el *Registro Prospectivo Internacional de Revisiones Sistemáticas (PROSPERO)* en noviembre del 2020 CRD42020199520. Se utilizó la lista de verificación de *Elementos de Información Preferidos para Revisiones Sistemáticas y Meta-Análisis (PRISMA)* (Shamseer et al., 2015).

Estrategia de Búsqueda

La búsqueda se realizó en cuatro bases de datos, Web of Science (WOS), Scopus, Medline y PubMed, utilizando las siguientes palabras claves, “Isokinetic”, “Dynamometer”, “Hip”, “Reliability” y “Reproducibility”, las cuales se combinaron con dos operadores booleanos (AND/OR). Dos autores independientes (GC-D y DJ-M) realizaron la búsqueda y selección de artículos en base a los criterios de inclusión.

Criterios de Elegibilidad

Se incluyeron los artículos que cumplían con los siguientes criterios: (I) Estudios en inglés o español, (II) sujetos sanos y/o deportistas, (III) mediciones de flexores y/o extensores de cadera y (IV) valores medios de coeficiente de correlación intraclase (ICC).

Evaluación de la Calidad Metodológica

La calidad metodológica de cada estudio fue evaluada por dos investigadores (GC-D y DJ-M). Se utilizó una Herramienta de Valoración Crítica (CAT) (Brink & Louw, 2012) y una Evaluación de la Calidad de los Estudios de Fiabilidad (QAREL) (Lucas et al., 2010).

La escala CAT contiene ítems de validez y fiabilidad para evaluar la calidad metodológica de los estudios. Hay 13 puntos de evaluación, de los cuales cuatro se refieren a validez y nueve a fiabilidad, siendo esta última la utilizada para la revisión. Se añadió una columna que evaluaba el resultado final de cada estudio en porcentaje (%), una puntuación máxima del 90% se considera la máxima calidad metodológica y una puntuación superior al 45% se considera un estudio de alta calidad.

La escala QAREL contiene 11 puntos. Los puntos uno y dos consideran el sesgo de la muestra y la representatividad de los sujetos y calificadores, los puntos tres al siete corresponden al cegamiento de los calificadores, el punto ocho se refiere al orden en que fueron evaluados los sujetos, el punto nueve considera el intervalo de tiempo en que fueron evaluados los sujetos, el punto diez evalúa si la prueba fue aplicada e interpretada adecuadamente y el punto once se refiere al análisis estadístico. Se añadió una columna que evaluaba el resultado final de cada estudio en forma de porcentaje (%), considerándose un máximo del 110% como la máxima calidad metodológica.

Proceso de Recolección de Datos

Se utilizó R para todos los análisis estadísticos (Team, 2017). Los datos de Excel se extrajeron con la función `read.xls` de `gdata` (Warnes Gregory R et al., 2022). Se utilizó el paquete `metafor` del programa informático R para realizar el meta-análisis (versión 3.4-0) (Viechtbauer, 2010). Se utilizó la función `rma.mv` para calcular una estimación meta-analítica del ICC poblacional con estudios anidados por autores, se especificaron efectos aleatorios para el conjunto de datos y el modelo resultante se ajustó mediante la Estimación de Máxima Verosimilitud Restringida. Este procedimiento ha sido documentado por Noble et al. (Noble et al., 2019) para el meta-análisis formal de los valores del ICC. Por lo tanto, se hicieron dos suposiciones para llevar a cabo un meta-análisis basado en el ICC, (I) en primer lugar, se realizó un meta-análisis utilizando los valores brutos de ICC con la suposición de que éstos se distribuían normalmente. Aunque no es exacta, esta suposición se hace a menudo en el caso similar del meta-análisis con el coeficiente de correlación de Pearson y tiende a ser menos sesgada cuando los valores están lejos de uno, (II) en segundo lugar, supusimos que la varianza del ICC de cada estudio podía aproximarse como establecieron Donner a través de Shoukri et al. (Shoukri et al., 2016).

Se crearon forest plots de todos los estudios incluidos en el meta-análisis, y un funnel plot que mostraba la relación entre los coeficientes ICC y sus errores estándar estimados. La heterogeneidad de los estudios se evaluó con la Q de Cochrane, y el sesgo de publicación se evaluó estimando la asimetría del funnel plot mediante la prueba de regresión clasificada (función rank test). La extracción de datos de los investigadores incluyó; número de sujetos, sexo, tipo de sujeto, evaluación unilateral o bilateral de la cadera, tiempo transcurrido entre la repetición de la prueba y el dinamómetro utilizado.

Estudio 2: *Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Abductores y Aductores de Cadera: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis.*

Registro de la Revisión Sistemática y Meta-Análisis

Antes de comenzar la revisión, el protocolo del estudio fue registrado en el *Registro Prospectivo Internacional de Revisiones Sistemáticas (PROSPERO)* en noviembre del 2020 CRD42020199520. Se utilizó la lista de verificación de *Elementos de Información Preferidos para Revisiones Sistemáticas y Meta-Análisis (PRISMA)* (Shamseer et al., 2015).

Estrategia de Búsqueda

La búsqueda se realizó en cuatro bases de datos, Web of Science (WOS), Scopus, Medline y PubMed, utilizando las siguientes palabras claves, “Isokinetic”, “Dynamometer”, “Hip”, “Reliability” y “Reproducibility”, las cuales se combinaron con dos operadores booleanos (AND/OR). Dos autores independientes (GC-D y DJ-M) realizaron la búsqueda y selección de artículos en base a los criterios de inclusión.

Criterios de Elegibilidad

Se incluyeron los artículos que cumplían con los siguientes criterios: (I) Estudios en inglés o español, (II) sujetos sanos y/o deportistas, (III) mediciones de abductores y/o aductores de cadera y (IV) valores medios de coeficiente de correlación intraclase (ICC).

Evaluación de la Calidad Metodológica

La calidad metodológica de cada estudio fue evaluada por dos investigadores (GC-D y DJ-M). Se utilizó una Herramienta de Valoración Crítica (CAT) (Brink & Louw, 2012) y una Evaluación de la Calidad de los Estudios de Fiabilidad (QAREL) (Lucas et al., 2010).

La escala CAT contiene ítems de validez y fiabilidad para evaluar la calidad metodológica de los estudios. Hay 13 puntos de evaluación, de los cuales cuatro se refieren a validez y nueve a fiabilidad, siendo esta última la utilizada para la revisión. Se añadió una columna que evaluaba el resultado final de cada estudio en porcentaje (%), una puntuación máxima del 90% se considera la máxima calidad metodológica y una puntuación superior al 45% se considera un estudio de alta calidad.

La escala QAREL contiene 11 puntos. Los puntos uno y dos consideran el sesgo de la muestra y la representatividad de los sujetos y calificadores, los puntos tres al siete corresponden al

cegamiento de los calificadores, el punto ocho se refiere al orden en que fueron evaluados los sujetos, el punto nueve considera el intervalo de tiempo en que fueron evaluados los sujetos, el punto diez evalúa si la prueba fue aplicada e interpretada adecuadamente y el punto once se refiere al análisis estadístico. Se añadió una columna que evaluaba el resultado final de cada estudio en forma de porcentaje (%), considerándose un máximo del 110% como la máxima calidad metodológica.

Proceso de Recolección de Datos

Se utilizó R para todos los análisis estadísticos (Team, 2017). Los datos de Excel se extrajeron con la función `read.xls` de `gdata` (Warnes Gregory R et al., 2022). Se utilizó el paquete `metafor` del programa informático R para realizar el meta-análisis (versión 3.4-0) (Viechtbauer, 2010). Se utilizó la función `rma.mv` para calcular una estimación meta-analítica del ICC poblacional con estudios anidados por autores, se especificaron efectos aleatorios para el conjunto de datos y el modelo resultante se ajustó mediante la Estimación de Máxima Verosimilitud Restringida. Este procedimiento ha sido documentado por Noble et al. (Noble et al., 2019) para el meta-análisis formal de los valores del ICC. Por lo tanto, se hicieron dos suposiciones para llevar a cabo un meta-análisis basado en el ICC, (I) en primer lugar, se realizó un meta-análisis utilizando los valores brutos de ICC con la suposición de que éstos se distribuían normalmente. Aunque no es exacta, esta suposición se hace a menudo en el caso similar del meta-análisis con el coeficiente de correlación de Pearson y tiende a ser menos sesgada cuando los valores están lejos de uno, (II) en segundo lugar, supusimos que la varianza del ICC de cada estudio podía aproximarse como establecieron Donner a través de Shoukri et al. (Shoukri et al., 2016).

Se crearon forest plots de todos los estudios incluidos en el meta-análisis, y se creó un funnel plot que mostraba la relación entre los coeficientes ICC y sus errores estándar estimados. La heterogeneidad de los estudios se evaluó con la Q de Cochrane, y el sesgo de publicación se evaluó estimando la asimetría del funnel plot mediante la prueba de regresión clasificada (función `rank test`). La extracción de datos de los investigadores incluyó; número de sujetos, sexo, tipo de sujeto, evaluación unilateral o bilateral de la cadera, tiempo transcurrido entre la repetición de la prueba y el dinamómetro utilizado.

Estudio 3: Perfil Dinamométrico de Fuerza Muscular de Cadera en Futbolistas Jóvenes.

Participantes

En el estudio participaron cuarenta jugadores de fútbol de sexo masculino (edad $17,02 \pm 0,92$ años; altura $1,70 \pm 0,04$ m; masa corporal $66,75 \pm 6,07$ kg; IMC $22,82 \pm 1,57$ kg/m²) todos ellos integrantes del equipo de fútbol juvenil de la ciudad de Puerto Montt. Para mantener la homogeneidad de los sujetos, los tres arqueros fueron excluidos del estudio, y los demás jugadores fueron divididos de acuerdo con su posición de juego (Tabla 2). El promedio de experiencia de los jugadores era de cinco años en el club, y las evaluaciones fueron realizadas durante la primera semana de entrenamiento, previo al campeonato juvenil de la zona sur de Chile. Todos los jugadores de fútbol y cuerpo técnico fueron informados sobre los riesgos y beneficios del estudio. Previo a las evaluaciones se recogió el consentimiento informado de todos los jugadores. El estudio fue aprobado por el comité de ética científico de la

Universidad de los Lagos, Puerto Montt, Chile (N°H007/2022). La investigación se llevó a cabo siguiendo las normas éticas de la declaración de Helsinki, y las normas éticas en ciencias del deporte (Harriss et al., 2019).

Tabla 2. Características físicas de los participantes

Variable	Defensas (n = 13) Media ± SD	Volantes (n = 12) Media ± SD	Delanteros (n = 12) Media ± SD
Edad (años)	17,07 ± 0,49	16,75 ± 1,35	17,25 ± 0,75
Peso (kg)	70,23 ± 5,06	63,16 ± 6,67	66,58 ± 4,46
Altura (m)	1,74 ± 0,04	1,69 ± 0,04	1,68 ± 0,04
IMC (kg/m²)	23,11 ± 1,26	21,84 ± 1,75	23,50 ± 1,27

IMC = índice de masa corporal; SD = desviación estándar.

Mediciones Antropométricas

La composición corporal se estableció a partir de la medición de peso y talla. Para el peso se utilizó una báscula digital (SECA 769), y para la talla se utilizó un estadiómetro portátil (SECA 206®; Hamburgo Alemania).

Fuerza Muscular Isocinética

La fuerza muscular concéntrica (CON) y excéntrica (ECC) de los músculos de cadera se evaluaron con un dinamómetro electromecánico funcional (DEMF) Haefni Health System 1.0 (Figura 1) (Campos et al., 2014). Los movimientos evaluados fueron, abducción (ABD), aducción (ADD), extensión (EXT) y flexión (FLE) de cadera. Cada movimiento se evaluó a dos velocidades, 0,5 m/s y 1 m/s de forma bilateral. Se registraron los valores de fuerza máxima y relativa, se calcularon los coeficientes de fuerza unilateral convencional, funcional y bilateral de la pierna más fuerte con respecto a la pierna más débil (Xaverova et al., 2015).

$$\text{Equilibrio de Fuerza Bilateral (\%)} = \frac{\text{Pierna Fuerte} - \text{Pierna Débil}}{\text{Pierna Fuerte}} \times 100$$



Figura 1. Dinamómetro Electromecánico Funcional (DEMF) Haefni Health System 1.0.

Procedimientos

Los treinta y siete futbolistas juveniles fueron evaluados en el laboratorio de Kinesiología de la Universidad de Los Lagos, Puerto Montt. Antes de comenzar la evaluación de fuerza, los jugadores completaron un formulario deportivo donde se recogieron antecedentes personales, médicos, deportivos y de lesiones músculo esqueléticas durante los últimos dos años (anexo). El rango de movimiento de la cadera se determinó con un goniómetro, permitiendo un rango funcional para cada jugador. El rango de abducción se situó entre 10° y 30° , el de aducción entre 30° y 0° , el de extensión entre 0° y 30° y el de flexión entre 0° y 90° . Posteriormente, los jugadores realizaron un calentamiento de diez minutos trotando a 8 km/h, y se familiarizaron con todos los movimientos de cadera en ambas extremidades a 0,5 m/s. De acuerdo con los resultados de estudios anteriores (Contreras-Díaz et al., 2021; Contreras-Díaz et al., 2022), las evaluaciones se realizaron en posición de pie. Para cada movimiento y velocidad, se realizaron dos series de cinco repeticiones con treinta segundos de descanso entre series. El orden de evaluación de la fuerza fue, 1) abducción izquierda a 0,5 y 1 m/seg, 2) abducción derecha a 0,5 y 1 m/seg, 3) aducción izquierda a 0,5 y 1 m/seg, 4) aducción derecha a 0,5 y 1 m/seg, 5) extensión izquierda a 0,5 y 1 m/seg, 6) extensión derecha a 0,5 y 1 m/seg, 7) flexión izquierda a 0,5 y 1 m/seg y 8) flexión derecha a 0,5 y 1 m/seg (Figuras 2, 3, 4 y 5). Todas las mediciones fueron realizadas por el mismo investigador, siguiendo el mismo protocolo para cada jugador.

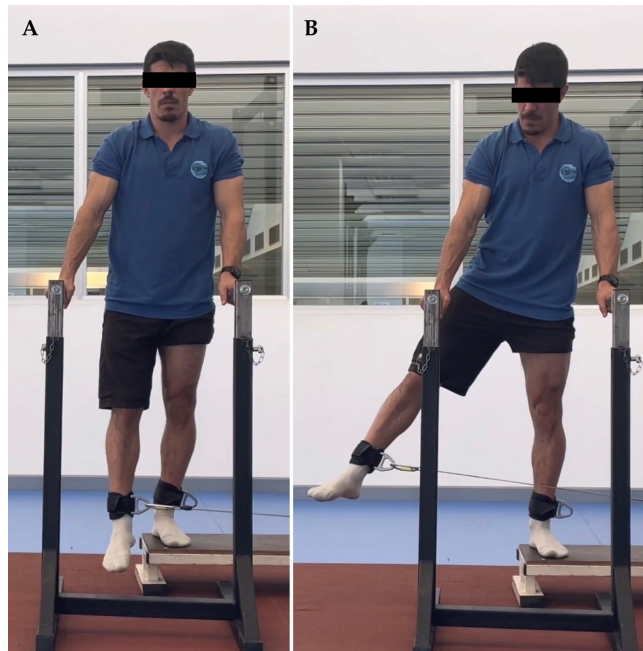


Figura 2. Abducción de cadera. A) posición inicial, B) posición final.

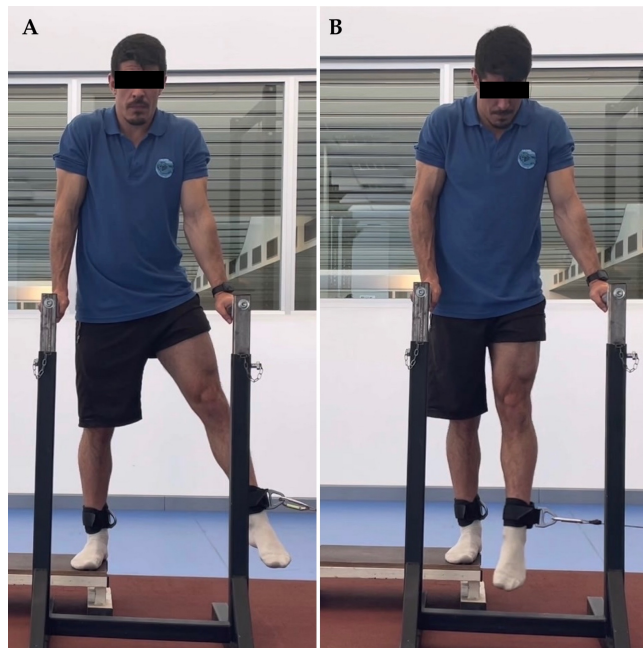


Figura 3. Aducción de cadera. A) posición inicial, B) posición final.

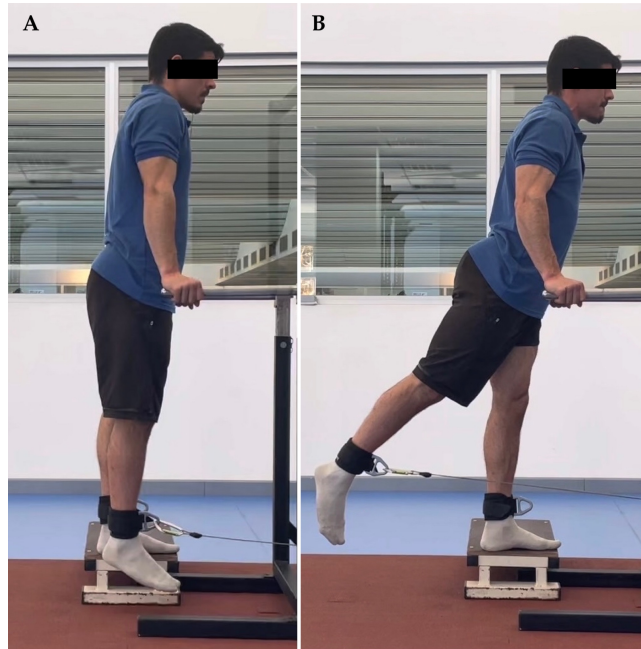


Figura 4. Extensión de cadera. A) posición inicial, B) posición final.

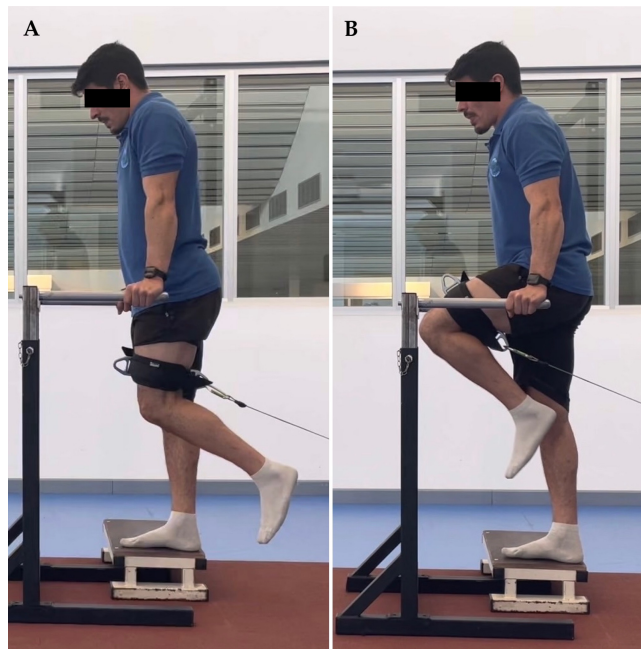


Figura 5. Flexión de cadera. A) posición inicial, B) posición final.

Análisis Estadístico

Los datos descriptivos se presentan como media y desviación estándar (DE). Se confirmó la distribución normal de los datos (prueba de Shapiro-Wilk) y la homogeneidad de las varianzas (prueba de Levene) ($P > ,05$). Para el análisis principal, se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) con análisis post-hoc de Tukey. Se utilizó la corrección de Greenhouse-Geisser cuando se violó la prueba de esfericidad de Mauchly. Omega al cuadrado (ω^2) se calculó para el ANOVA, donde los valores de los tamaños del efecto 0,01; 0,06 y por encima

de 0,14 se consideraron pequeñas, medianas y grandes, respectivamente (Cohen, 1988). La significación estadística se aceptó en el nivel $p < 0,05$. Para los análisis estadísticos se utilizó el paquete estadístico JASP (versión 0.16.4).

Estudio 4: *Influencia de la Fuerza Muscular de Cadera en Aspectos del Rendimiento Deportivo en Jugadores de Fútbol Joven.*

Participantes

En el estudio participaron 28 jugadores de fútbol de sexo masculino (edad $17,03 \pm 0,99$ años; masa corporal $66,50 \pm 6,83$ kg; altura $1,70 \pm 0,05$ m; IMC $22,82 \pm 1,74$ kg/m².) todos ellos integrantes del equipo de fútbol juvenil de la ciudad de Puerto Montt. El promedio de experiencia de los jugadores era de cinco años en el club, y las evaluaciones fueron realizadas durante la primera semana de entrenamiento, previo al campeonato juvenil de la zona sur de Chile. Todos los jugadores de fútbol y cuerpo técnico fueron informados sobre los riesgos y beneficios del estudio. Previo a las evaluaciones se recogió el consentimiento informado de todos los jugadores. El estudio fue aprobado por el comité de ética científico de la Universidad de los Lagos, Puerto Montt, Chile (N°H007/2022). La investigación se llevó a cabo siguiendo las normas éticas de la declaración de Helsinki, y las normas éticas en ciencias del deporte (Harriss et al., 2019).

Mediciones Antropométricas

La composición corporal se estableció a partir de la medición de peso y talla. Para el peso se utilizó una báscula digital (SECA 769), y para la talla se utilizó un estadiómetro portátil (SECA 206®; Hamburgo Alemania).

Fuerza Muscular Isocinética

La fuerza muscular concéntrica (CON) y excéntrica (ECC) de los músculos de cadera se evaluaron con un dinamómetro electromecánico funcional (DEMF) Haefni Health System 1.0 (Figura 1) (Campos et al., 2014). Los movimientos evaluados fueron, abducción (ABD), aducción (ADD), extensión (EXT) y flexión (FLE) de cadera. Cada movimiento se evaluó a dos velocidades, 0,5 m/s y 1 m/s de forma bilateral.

Pruebas de Rendimiento Deportivo

Para las pruebas de velocidad y agilidad se utilizaron fotocélulas Dashr Timing 2.0 (Figura 6), y para la evaluación de la potencia a través del salto vertical se utilizó una plataforma de contacto Chronojump (Figura 7). Las pruebas evaluadas fueron, velocidad lineal de 10 y 30 metros, velocidad en curva, prueba de illinois y salto contramovimiento (CMJ).



Figura 6. Fotocélulas Dashr Timing 2.0.



Figura 7. Plataforma de Contacto Chronojump.

Procedimientos

Los 28 futbolistas juveniles fueron evaluados en el estadio del club de fútbol de la ciudad de Puerto Montt. Días previos a las evaluaciones de campo, los jugadores completaron un formulario deportivo y posteriormente se les midió la fuerza de FLE, EXT, ABD y ADD de cadera. Las pruebas de campo fueron; a) velocidad lineal de 10 y 30 metros, b) velocidad en curva hacia la izquierda y derecha, c) prueba de illinois, d) CMJ (Figuras 8, 9, 10 y 11).



Figura 8. Velocidad lineal de 10 y 30 metros.



Figura 9. Velocidad en curva.



Figura 10. Prueba de illinois.



Figura 11. Salto contramovimiento (CMJ).

Análisis Estadístico

Los datos descriptivos se presentan como media y desviación estándar (DE). Se confirmó la distribución normal de los datos (prueba de Shapiro-Wilk) y la homogeneidad de las varianzas (prueba de Levene) ($P > ,05$). Para determinar la diferencia entre la fuerza total CON y ECC se utilizó la prueba t de muestras pareadas. La d de Cohen se calculó para la T Test de muestras pareadas, donde los valores de los tamaños del efecto <0.2 , 0.2 , 0.5 , y por encima de 0.8 se consideraron irrelevante, pequeño, medio y grande. Para el análisis principal, se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) con análisis post-hoc de Tukey. Se utilizó la corrección de Greenhouse-Geisser cuando se violó la prueba de esfericidad de Mauchly. Omega al cuadrado (ω^2) se calculó para el ANOVA, donde los valores de los tamaños del efecto $0,01$, $0,06$ y por encima de $0,14$ se consideraron pequeñas, medianas y grandes, respectivamente (Cohen, 1988). Para determinar la relación entre las variables de fuerza y rendimiento físico, se utilizó la correlación de Pearson (r), donde los criterios para interpretar la magnitud de la r fueron nulos ($0,00-0,09$), pequeños ($0,10-0,29$), moderados ($0,30-0,49$), grandes ($0,50-0,69$), muy grandes ($0,70-0,89$), casi perfectos ($0,90-0,99$) y perfectos ($1,00$).

La significación estadística se aceptó en el nivel $p < 0,05$. Para los análisis estadísticos se utilizó el paquete estadístico JASP (versión 0,16,4).

RESULTADOS

Los resultados de los estudios que componen la actual Tesis Doctoral se presentan a continuación:

Estudio 1: *Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Flexores y Extensores de Cadera en Sujetos Sanos y Deportistas: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis.*

Selección de Estudios

A partir de la búsqueda inicial se identificaron 1760 estudios, de los cuales se eliminaron 486 artículos duplicados. Después de leer el título y el resumen, se eliminaron 1245 artículos, quedando 29 estudios para su lectura completa. Posteriormente 17 estudios fueron eliminados por no cumplir los criterios de inclusión, quedando 12 artículos, de los cuales tres fueron eliminados por no tener test-retest.

Finalmente, se incluyeron en esta revisión sistemática un total de 9 estudios sobre la fiabilidad de la evaluación isocinética de flexión y extensión de cadera (Figura 12).

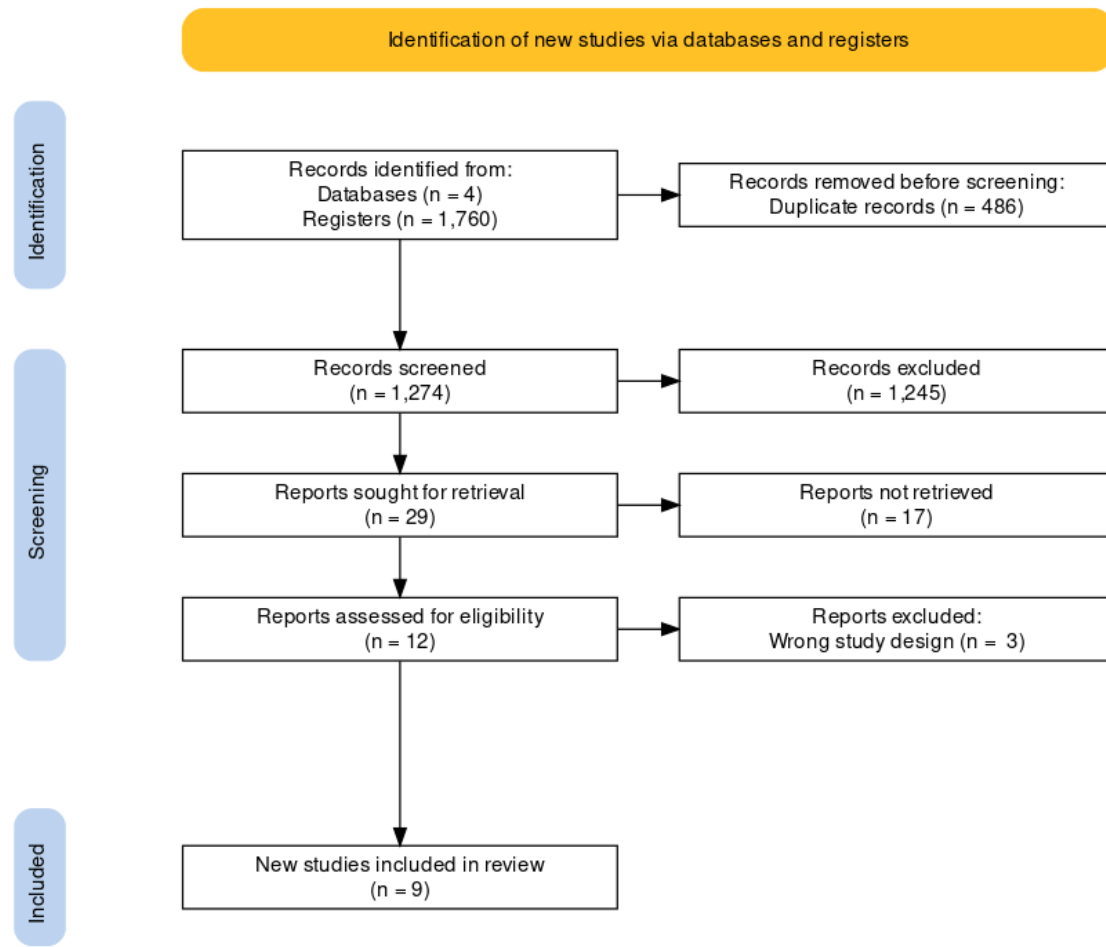


Figura 12. Diagrama de flujo de la revisión sistemática.

Características de los Estudios

Las principales características de cada estudio se presentan en la Tabla 3. Se tuvo en cuenta la siguiente información; número de sujetos, sexo, tipo de sujetos (sanos y/o deportistas), evaluación unilateral o bilateral de cadera, tiempo transcurrido entre test-retest, y dinamómetro isocinético utilizado. El tamaño de la muestra de cada estudio fue entre 10 y 52 sujetos, con edades entre 6 y 45 años, todos ellos sanos y/o físicamente activos. Se utilizaron los siguientes dinamómetros isocinéticos; Cybex II (C N Burnett et al., 1990), Biodex Medical System (Claiborne et al., 2009; Krantz et al., 2020), biodex system 3 (Marilia Santos Andrade et al., 2016), Cybex 340 (Dugailly et al., 2005), Cybex Norm (Emery et al., 1999), CON-TREX (Julia et al., 2010), biodex (Meyer et al., 2013) y Biodex System 3 Pro (Joanne L Parsons. & Michelle M Porter., 2015).

Tabla 3. Características de los participantes

Study	N	Gender	Type Subjects	Bilateral	Time Rest	Dynamometer
Burnett et al. [29]	29	Boys	Healthy	No	7-14 days	Cybex II
Claiborne et al. [30]	13	Boys/Girls	Healthy	Yes	7 days	Biodex Medical System
Krantz et al. [31]	30	Men/Woman	Healthy	Yes	7 days	Biodex Medical System
Dos Santos Andrade et al. [32]	17	Woman	Soccer Players	Yes	7 days	Biodex System 3
Dugailly et al. [33]	28	Boys/Girls	Sports-active	Yes	10 min	Cybex 340
Emery et al. [34]	19	Males	Healthy	Yes	7 days	Cybex Norm
Julia et al. [35]	10	Males/Woman	Healthy	Yes	7 days	CON-TREX
Meyer et al. [36]	10	Males/Woman	Healthy	No	7 days	Biodex
Parsons et al. [37]	52	Boys/Girls	Healthy	No	7 days	Biodex System 3 Pro

min = minutos.

Los datos de fiabilidad extraídos incluyeron; autor, año, movimiento, posición, velocidad (°/s), coeficiente de correlación intraclase (ICC, 95%CI), y error estándar de medición (SEM, Nm) para flexión concéntrica (Tabla 4), extensión concéntrica (Tabla 5) y flexión/extensión excéntrica (Tabla 6).

Tabla 4. Fiabilidad absoluta y relativa de flexión concéntrica de cadera

Study	Hip Action Evaluated	Posture	Speed (°/s)	Mean/(SD) 1° Test	Mean/(SD) 2° Test	Mean/(SD) 3° Test	ICC (95% CI)	Limits ICC	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Burnett et al. [29]	Flexion	Supine	30	6.2	6.0	(-)	0.63	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion	Supine	90	5.1	5.2	(-)	0.75	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Claiborne et al. [30]	Flexion Left	Biped	60	31.37	34.05	(-)	0.82	0.80–0.90	13.92	(-)	(-)	(-)
	Flexion Right	Biped	60	37.49	25.89	(-)	0.83	0.80–0.90	13.16	(-)	(-)	(-)
Dos Santos Andrade et al. [32]	Flexion Right	Biped	30	218.9	208.5	(-)	0.25	(-) 0.26–0.65	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Left	Biped	30	225.3	217.4	(-)	0.38	(-) 0.13–0.73	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Right	Biped	150	208.7	203.2	(-)	0.61	0.18–0.84	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Left	Biped	150	197.7	190.5	(-)	0.76	0.44–0.91	(-)	(-)	(-)	(-)
Dugailly et al. [33]	Flexion Women	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.75	(-)	3.7	(-)	(-)	(-)
	Flexion Women	Supine	120	(-)	(-)	(-)	0.79	(-)	3.6	(-)	(-)	(-)
	Flexion Men	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.75	(-)	3.7	(-)	(-)	(-)
	Flexion Men	Supine	120	(-)	(-)	(-)	0.79	(-)	3.6	(-)	(-)	(-)
Emery et al. [34]	Flexion Right	Supine	60	54.2	62.9	51.0	0.37	0.06–0.64	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Left	Supine	60	52.4	58.3	43.1	0.04	0–0.35	(-)	(-)	(-)	(-)
Julia et al. [35]	Flexion Left	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.90	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Left	Supine	180	(-)	(-)	(-)	0.94	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Right	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.94	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Right	Supine	180	(-)	(-)	(-)	0.96	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Krantz et al. [31]	Flexion	Supine	120	28.29	28.67	(-)	0.83	0.89–0.97	1.76	6.2	(-)	(-)
Meyer et al. [36]	Flexion	Supine	60	120.7	124.7	(-)	0.92	0.80–0.97	10.51	8.57	29.13	23.75
	Flexion	Supine	120	103.3	107.1	(-)	0.93	0.82–0.97	8.41	8.00	23.32	22.17
Parsons et al. [37]	Flexion	Biped	60	74.8 (28.5)	70.1 (25.4)	(-)	0.96	0.91–0.98	7.1	(-)	(-)	(-)
	Flexion	Biped	180	194.1 (74.6)	189.0 (72.6)	(-)	0.97	0.95–0.99	16.7	(-)	(-)	(-)

ICC = coeficiente de correlación intraclase (95% de intervalo de confianza); SD = desviación estándar; SEM = error estándar de medición; SRD = menor diferencia real; (-) = no disponible.

Tabla 5. Fiabilidad absoluta y relativa de extensión concéntrica de cadera

Study	Hip Action Evaluated	Posture	Speed (°/s)	Mean/(SD) 1° Test	Mean/(SD) 2° Test	Mean/(SD) 3° Test	ICC (95% CI)	Limits ICC	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Burnett et al. [29]	Extension	Supine	30	10.3	12	(-)	0.68	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension	Supine	90	10.1	12.3	(-)	0.84	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Claiborne et al. [30]	Extension Left	Biped	60	32.22	34.55	(-)	0.80	0.80–0.90	14.84	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Biped	60	33.78	31.77	(-)	0.90	0.80–0.90	10.40	(-)	(-)	(-)
Dos Santos Andrade et al. [32]	Extension Right	Biped	30	239.0	227.4	(-)	0.16	(-) 0.35–0.59	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Left	Biped	30	258.8	250.4	(-)	0.49	0.01–0.79	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Biped	150	228.8	227.7	(-)	0.55	0.09–0.82	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Left	Biped	150	237.5	235.4	(-)	0.76	0.44–0.91	(-)	(-)	(-)	(-)
Dugailly et al. [33]	Extension Women	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.94	(-)	9.5	(-)	(-)	(-)
	Extension Women	Supine	120	(-)	(-)	(-)	0.89	(-)	8.2	(-)	(-)	(-)
	Extension Men	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.94	(-)	9.5	(-)	(-)	(-)
	Extension Men	Supine	120	(-)	(-)	(-)	0.89	(-)	8.2	(-)	(-)	(-)
Julia et al. [35]	Extension Left	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.80	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.62	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Left	Supine	180	(-)	(-)	(-)	0.94	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Supine	180	(-)	(-)	(-)	0.83	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Krantz et al. [31]	Extension	Supine	120	51.54	54.74	(-)	0.83	0.67–0.92	7.22	13.6	(-)	(-)
Meyer et al. [36]	Extension	Supine	60	120.2	140.7	(-)	0.84	0.61–0.93	12.66	9.70	35.10	26.90
	Extension	Supine	120	114.9	132.1	(-)	0.80	0.55–0.92	16.11	13.06	44.65	36.31
Parsons et al. [37]	Extension	Biped	60	52.2 (25.2)	50.6 (25.3)	(-)	0.79	0.63–0.88	15.1	(-)	(-)	(-)

ICC = coeficiente de correlación intraclase (95% de intervalo de confianza); SD = desviación estándar; SEM = error estándar de medición; SRD = menor diferencia real; (-) = no disponible.

Tabla 6. Fiabilidad absoluta y relativa de flexión y extensión excéntrica de cadera

Study	Hip Action Evaluated	Posture	Speed (°/s)	Mean/(SD) 1° Test	Mean/(SD) 2° Test	Mean/(SD) 3° Test	ICC (95% CI)	Limits ICC	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Flexion Eccentric												
Claiborne et al. [30]	Flexion Left	Biped	60	35.38	34.89	(-)	0.74	0.62–0.79	18.06	(-)	(-)	(-)
	Flexion Right	Biped	60	28.34	34.90	(-)	0.91	0.80–0.91	9.42	(-)	(-)	(-)
Dugailly et al. [33]	Flexion Right	Supine	60	79.5	68.3	60.5	0.28	0.09–0.66	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Left	Supine	60	63.2	73.6	53.3	0.35	0.04–0.62	(-)	(-)	(-)	(-)
Extension Eccentric												
Claiborne et al. [30]	Extension Left	Biped	60	30.91	35.44	(-)	0.80	0.80–0.91	14.68	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Biped	60	45.50	34.26	(-)	0.76	0.62–0.79	19.49	(-)	(-)	(-)
Julia et al. [35]	Extension Left	Supine	30	(-)	(-)	(-)	0.68	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Supine	30	(-)	(-)	(-)	0.80	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Left	Supine	90	(-)	(-)	(-)	0.75	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Supine	90	(-)	(-)	(-)	0.78	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)

ICC = coeficiente de correlación intraclase (95% de intervalo de confianza); SD = desviación estándar; SEM = error estándar de medición; SRD = menor diferencia real; (-) = no disponible.

Calidad Metodológica y Riesgo de Sesgo en los Estudios

La calidad de los estudios evaluados a través de la escala CAT obtuvo una puntuación entre el 56% y el 78%, de los cuales ocho artículos tuvieron una evaluación de alta calidad (Tabla 7). La calidad de los estudios evaluados a través de QAREL obtuvo una puntuación entre el 40% y el 60% (Tabla 8).

Tabla 7. Evaluación de la calidad metodológica de los estudios con la herramienta de evaluación crítica (CAT).

Study	1	2	3	4	5	6	7	8	9	%
Burnett et al. [29]	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Claiborne et al. [30]	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Dos Santos Andrade et al. [32]	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	67
Dugailly et al. [33]	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Emery et al. [34]	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Julia et al. [35]	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Krantz et al. [31]	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	67
Meyer et al. [36]	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	67
Parsons et al. [37]	Y	N	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	78

S = Sí; N = No. 1. Si se utilizaron sujetos humanos, ¿dieron los autores una descripción detallada de la muestra de sujetos utilizada para realizar la prueba? 2. ¿Aclararon los autores la cualificación o competencia del evaluador o evaluadores que realizaron la prueba? 3. Si se comprobó la fiabilidad interevaluadores, ¿los evaluadores no conocían los resultados de otros evaluadores? 4. Si se comprobó la fiabilidad intraevaluador, ¿se ocultó a los evaluadores sus propios resultados previos de la prueba evaluada? 5. ¿Se modificó el orden del examen? 6. ¿Se tuvo en cuenta la estabilidad (o estabilidad teórica) de la variable medida al determinar la idoneidad del intervalo de tiempo entre medidas repetidas? 7. ¿Se ha descrito la ejecución de la prueba con suficiente detalle para permitir su repetición? 8. ¿Se explicaron las retiradas del estudio? 9. ¿Fueron los métodos estadísticos apropiados para el propósito del estudio? %: porcentaje final de fiabilidad (ítems "sí" $\times$ 100) /9.

Tabla 8. Evaluación de la calidad metodológica de los estudios con la escala QAREL.

Study	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	P11	%
Burnett et al. [29]	Y	Y	Y	UC	NA	UC	UC	UC	Y	Y	Y	60
Claiborne et al. [30]	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Dos Santos Andrade et al. [32]	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Dugailly et al. [33]	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	UC	UC	Y	Y	40
Emery et al. [34]	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	UC	Y	Y	Y	50
Julia et al. [35]	Y	Y	N	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Krantz et al. [31]	Y	Y	N	N	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Meyer et al. [36]	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Parsons et al. [37]	Y	Y	N	Y	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	60

P = Pregunta en la escala QAREL; S = Sí, cumple; N = No, no cumple; UC = No está claro; NA = No aplicable. 1. ¿Se evaluó la prueba en una muestra de sujetos representativa de aquellos a los que los autores pretendían aplicar los resultados? 2. ¿La prueba fue realizada por evaluadores representativos de las personas a las que los autores pretendían aplicar los resultados? 3. ¿Estaban los evaluadores ciegos a los resultados de otros evaluadores durante el estudio? 4. ¿Estaban los evaluadores ciegos a sus propios resultados previos de la prueba evaluada? 5. ¿Se cegó a los evaluadores a los resultados del estándar de referencia para el problema (o variable) que se estaba evaluando? 6. ¿Se cegó a los evaluadores ante información clínica que no se pretendía proporcionar como parte del procedimiento de prueba o del diseño del estudio? 7. ¿Estaban los evaluadores cegados a señales adicionales que no formaban parte de la prueba? 8. ¿Se modificó el orden del examen? 9. ¿El intervalo de tiempo entre mediciones repetidas era compatible con la estabilidad (o estabilidad teórica) de la variable que se estaba midiendo? 10. ¿Se aplicó la prueba correctamente y se interpretó de forma adecuada? 11. ¿Se utilizaron medidas estadísticas de concordancia adecuadas? %: porcentaje final de fiabilidad (ítems "sí" $\times$ 100) /11.

Posición Utilizada Durante la Evaluación

La flexión y extensión de cadera se evaluaron en dos posiciones diferentes; posición supina y en posición de pie. La posición más utilizada fue en supino (C N Burnett et al., 1990; Dugailly et al., 2005; Emery et al., 1999; Julia et al., 2010; Krantz et al., 2020; Meyer et al., 2013) y, en menor medida, la posición de pie (Claiborne et al., 2009; Joanne L Parsons. & Michelle M Porter., 2015; Marilia Santos Andrade et al., 2016).

Velocidad Utilizada Durante la Evaluación

La velocidad utilizada para la fase concéntrica osciló entre 30°/seg y 180°/seg, mientras que la velocidad utilizada para la fase excéntrica fue entre 30°/seg y 90°/seg.

Para la fase concéntrica, dos estudios (C N Burnett et al., 1990; Marilia Santos Andrade et al., 2016) utilizaron una velocidad de 30°/seg, seis estudios (Claiborne et al., 2009; Dugailly et al., 2005; Emery et al., 1999; Joanne L Parsons. & Michelle M Porter., 2015; Julia et al., 2010; Meyer et al., 2013) utilizaron una velocidad de 60°/seg, un estudio (C N Burnett et al., 1990) utilizó una velocidad de 90°/seg, tres estudios (Dugailly et al., 2005; Krantz et al., 2020; Meyer et al., 2013) utilizaron una velocidad de 120°/seg, un estudio (Marilia Santos Andrade et al., 2016) utilizó una velocidad de 150°/seg y dos estudios (Joanne L Parsons. & Michelle M Porter., 2015; Julia et al., 2010) utilizaron una velocidad de 180°/seg. Para la fase excéntrica, dos estudios (Claiborne et al., 2009; Dugailly et al., 2005) utilizaron una velocidad de 60°/seg y un estudio (Julia et al., 2010) utilizó una velocidad de 30 y 90°/seg.

Fiabilidad de las Mediciones

En esta revisión los valores de ICC se interpretaron de la siguiente manera; por debajo de 0,5 indican una fiabilidad baja, entre 0,5 y 0,75 indican una fiabilidad moderada, entre 0,75 y 0,9 indican una buena fiabilidad, y por encima de 0,90 indican una excelente fiabilidad (Koo & Li, 2016).

Cuando se combinaron todos los estudios seleccionados, la fiabilidad media estimada para la flexión de cadera fue moderada (ICC = 0,73; IC del 95%: 0,51-0,94), y para la extensión de cadera fue buena (ICC = 0,88; IC del 95%: 0,83-0,93) (Figura 13).

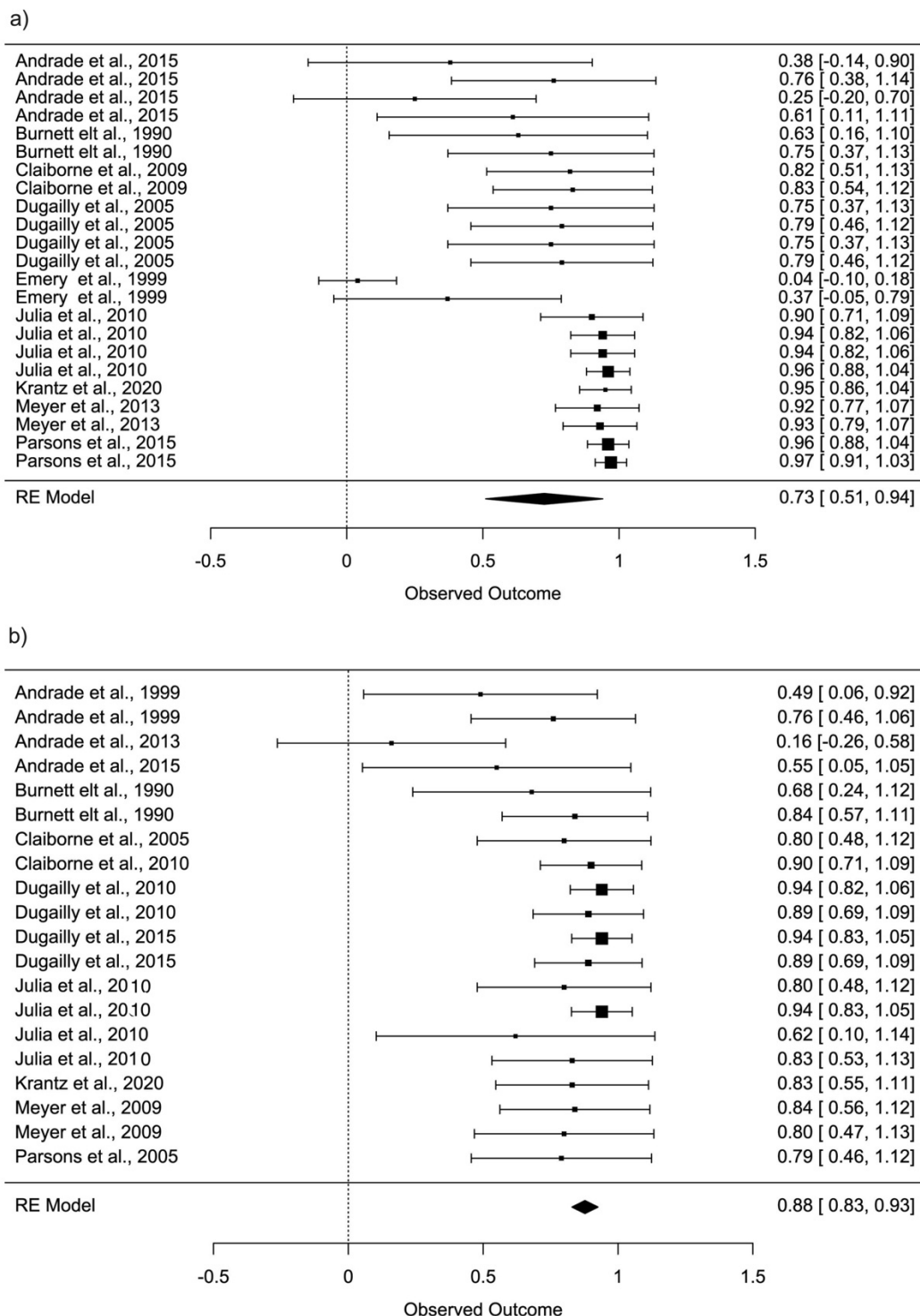


Figura 13. Forest plot para flexión y extensión total de cadera. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) flexión de cadera, (b) extensión de cadera.

En caso de que se consideren otras variables que puedan causar un sesgo, como la posición del sujeto durante las pruebas, observamos que las dos posiciones más utilizadas para la evaluación de la fuerza de la cadera son la posición supina y la posición de pie. La flexión de

cadera muestra una fiabilidad moderada en posición supina (ICC = 0,72; IC 95%: 0,46-0,99) y buena en posición de pie (ICC = 0,79; IC 95%: 0,54-1,04). La extensión de la cadera muestra una fiabilidad excelente en posición supina (ICC = 0,90; IC del 95%: 0,85-0,96) y moderada en posición de pie (ICC = 0,72; IC del 95%: 0,48-0,96) (Figura 14).

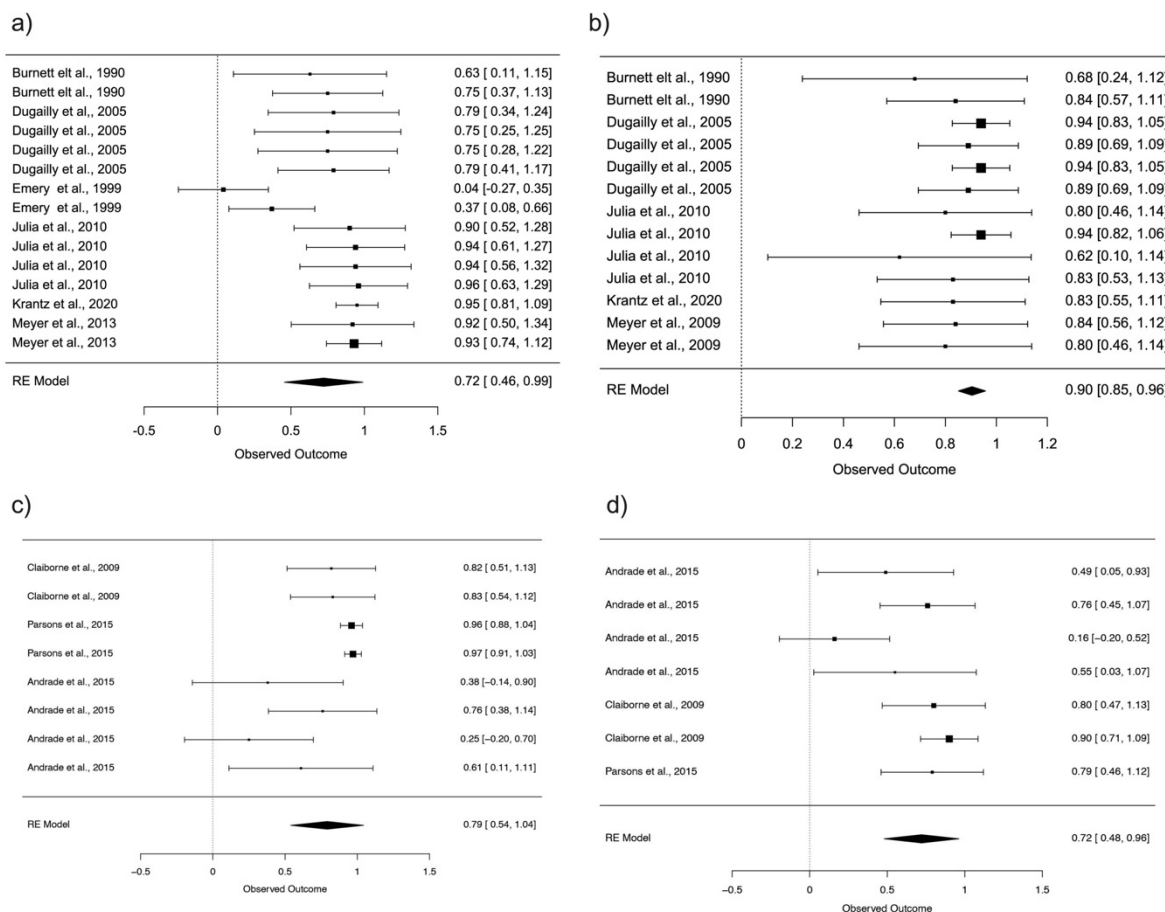


Figura 14. Forest plot para flexión y extensión de cadera en posición supino y de pie. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) flexión de cadera en posición supino, (b) extensión de cadera en posición supino, (c) flexión de cadera en posición de pie, (d) extensión de cadera en posición de pie.

Como se ha mencionado anteriormente, otra variable considerada relevante para la fiabilidad de las pruebas isocinéticas de cadera es la velocidad. Existe una gran variedad de velocidades utilizadas, que van desde los 30°/seg hasta los 180°/seg, con otras múltiples en el medio. Para entender un poco cómo afecta esta variable, podemos ver que las velocidades más fiables son las intermedias y las altas.

La flexión de 120°/seg y 180°/seg presentaron una excelente fiabilidad (ICC = 0,93; IC 95%: 0,85-1,00), (ICC = 0,96; IC 95%: 0,92-1,01). La extensión de 60°/seg y 120°/seg presentaron una buena fiabilidad (ICC = 0,90; IC 95%: 0,82-0,98), (ICC = 0,87; IC 95%: 0,75-0,99). La extensión de 180°/seg presentó una fiabilidad excelente (ICC = 0,93; IC 95%: 0,82-1,03) (Figura 15).

Valoración funcional de la fuerza muscular de cadera mediante dinamometría electromecánica y su relación con el rendimiento deportivo y riesgo de lesión en futbolistas

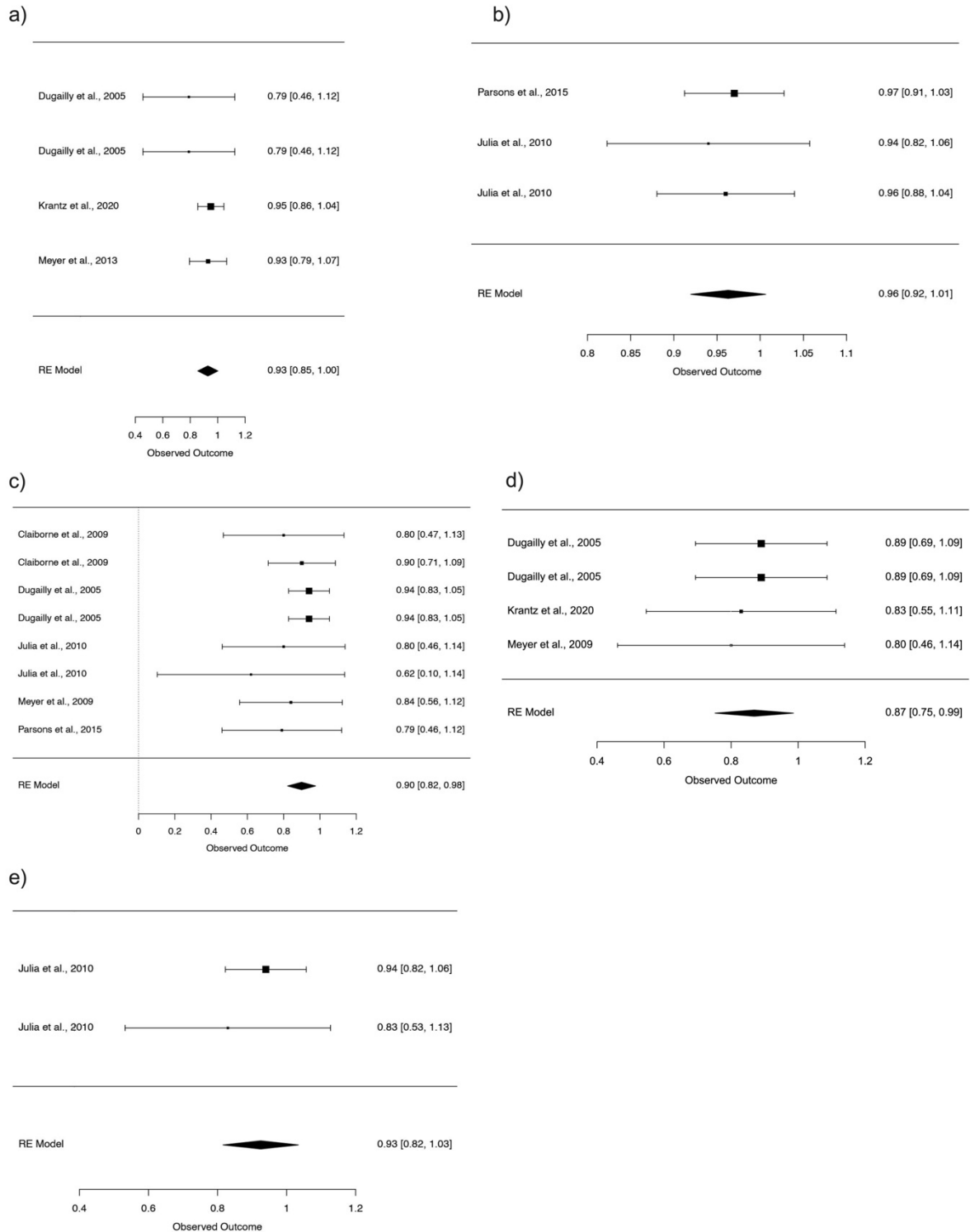


Figura 15. Forest plot para flexión y extensión de cadera a diferentes velocidades. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) flexión de cadera 120°/seg, (b) flexión de cadera 180°/seg, (c) extensión de cadera 60°/seg, (d) extensión de cadera 120°/seg, (e) extensión de cadera 180°/seg.

Estudio 2: *Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Abductores y Aductores de Cadera: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis.*

Selección de Estudios

Se identificaron un total de 767 estudios mediante búsqueda electrónica en bases de datos, de los cuales se eliminaron 408 artículos duplicados, quedando 359. Tras leer el título y el resumen se eliminaron 348 artículos, quedando 11 estudios para lectura completa, sin embargo, se eliminó 1 por no tener test-retest. Por lo tanto, en esta revisión sistemática se incluyó un total de 10 estudios sobre la evaluación isocinética de la cadera (Figura 16).

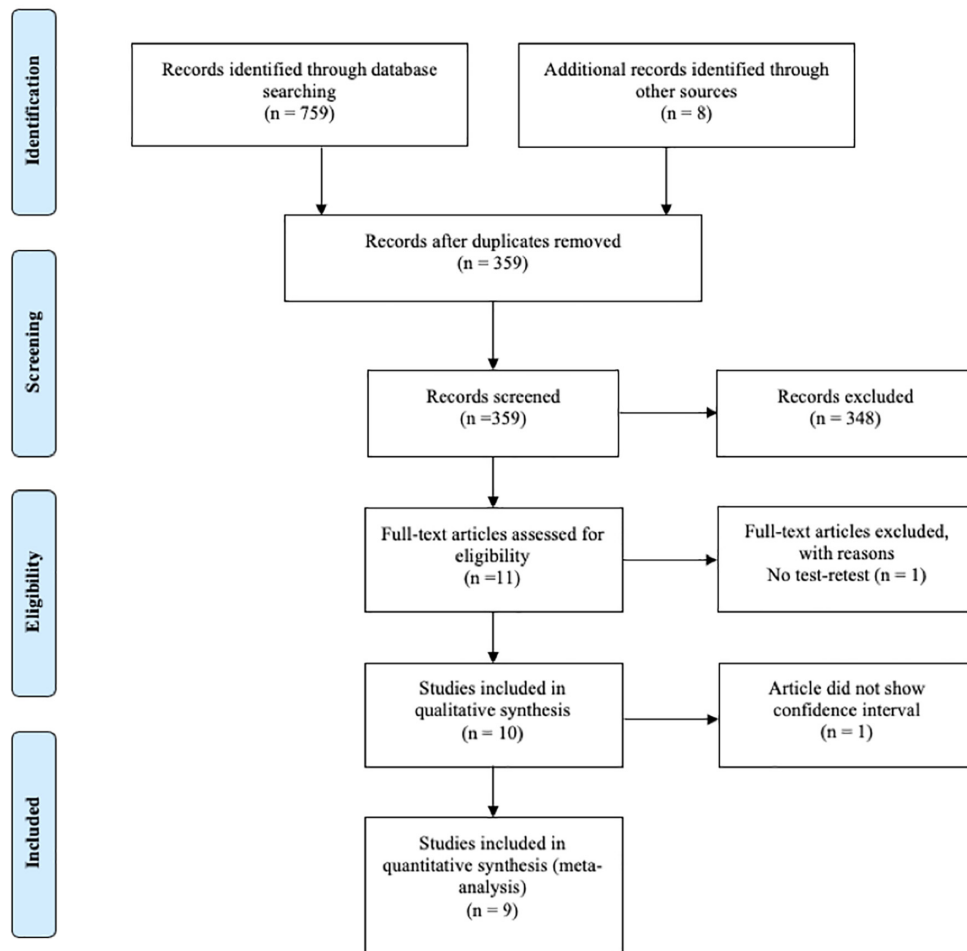


Figura 16. Diagrama de flujo de la revisión sistemática.

Características de los Estudios

Las principales características de cada estudio se presentan en la Tabla 9. De cada manuscrito seleccionado se consideró la siguiente información; número de sujetos, sexo, tipo de sujetos (sanos y/o deportistas), evaluación unilateral o bilateral de la cadera, el tiempo entre test-retest y el tipo de dinamómetro utilizado durante la evaluación. El tamaño de la muestra de los estudios seleccionados oscilaba entre 10 y 29 sujetos, con edades comprendidas entre 6 y

56 años, todos ellos sanos y/o físicamente activos. Las mediciones se realizaron con los siguientes dinamómetros isocinéticos; Cybex II (C N Burnett et al., 1990), Biodex Medical System (Claiborne et al., 2009), Cybex 340 (Dugailly et al., 2005), Cybex Norm (Emery et al., 1999; Gerodimos et al., 2015; Laheru et al., 2007) (34-36), Kin-Com (Kea et al., 2001) (37), Biodex (Meyer et al., 2013), Biodex System 3 Pro (Joanne L Parsons. & Michelle M Porter., 2015; Marília Santos Andrade et al., 2016).

Tabla 9. Características de los participantes

Study	N	Gender	Subjects	Bilateral	Rest	Dynamometer
Burnett et al. ³³	29	Boys	Healthy	No	7–14 days	Cybex II
Claiborne et al. ²³	13	Boys/Girls	Healthy	Yes	7 days	Biodex Medical System
Santos Andrade et al. ⁹	17	Women	Soccer players	Yes	7 days	Biodex System 3
Dugailly et al. ²²	28	Boys/Girls	Sports-active	Yes	10 min	Cybex 340
Emery et al. ³⁴	19	Men	Healthy	Yes	7 days	Cybex Norm
Gerodimos et al. ³⁶	15	Men	Soccer players	Yes	3 days	Cybex Norm
Kea et al. ³⁷	27	Men	Sports-Hockey	No	72 h	Kin-Com
Laheru et al. ³⁵	15	Men/Women	Healthy	Yes	7 days	Cybex Norm
Meyer et al. ²⁴	10	Men/Women	Healthy	No	7 days	Biodex
Parsons and Porter ²¹	52	Boys/Girls	Healthy	No	7 days	Biodex System 3 Pro

min = minutos; h = horas.

Los datos de fiabilidad extraídos incluyeron; autor, año, movimiento de cadera, posición del sujeto, velocidad (°/s), ICC (IC 95%), error estándar de medida (SEM, Nm) para abducción concéntrica (Tabla 10), aducción concéntrica (Tabla 11) y abducción/aducción excéntrica (Tabla 12).

Tabla 10. Fiabilidad absoluta y relativa de abducción concéntrica de cadera

Study	Hip movement	Position	Velocity (°/s)	1° test (mean)	2° test (mean)	ICC (95% CI)	Limits ICC	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Burnett et al. ³³	Abduction	Lateral	30	3.6	3.4	0.59	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Abduction	Lateral	90	3.8	4.1	0.59	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Claiborne et al. ²³	Abduction left	Standing	60	32.79	35.98	0.87	0.80–0.90	12.30	(-)	(-)	(-)
	Abduction right	Standing	60	38.53	41.39	0.89	0.80–0.90	13.55	(-)	(-)	(-)
Santos Andrade et al. ⁹	Abduction right	Standing	30	221.0	218.5	0.70	0.33–0.88	(-)	(-)	(-)	(-)
	Abduction left	Standing	30	224.0	226.4	0.66	0.26–0.87	(-)	(-)	(-)	(-)
	Abduction right	Standing	150	149.9	141.4	0.72	0.36–0.89	(-)	(-)	(-)	(-)
	Abduction left	Standing	150	154.9	145.6	0.66	0.26–0.87	(-)	(-)	(-)	(-)
Dugaill et al. ²²	Abduction women	Lateral	60	(-)	(-)	0.80	(-)	1.8	(-)	(-)	(-)
	Abduction women	Lateral	120	(-)	(-)	0.83	(-)	2.4	(-)	(-)	(-)
	Abduction men	Lateral	60	(-)	(-)	0.80	(-)	1.8	(-)	(-)	(-)
	Abduction men	Lateral	120	(-)	(-)	0.83	(-)	2.4	(-)	(-)	(-)
Gerodimos et al. ³⁶	Abduction	Lateral	30	120	118.5	0.85	(-)	9.6	(-)	(-)	(-)
	preferred Leg										
	Abduction no preferred leg	Lateral	30	120	122.5	0.73	(-)	12.5	(-)	(-)	(-)
	Abduction preferred leg	Lateral	90	106	106.4	0.91	(-)	6.7	(-)	(-)	(-)
	Abduction no preferred leg	Lateral	90	106.6	103.7	0.77	(-)	9.9	(-)	(-)	(-)
Kea et al. ³⁷	Abduction	Lateral	60	169	174	0.74	(-)	14	(-)	(-)	(-)
Laheru et al. ³⁵	Abduction left	Lateral	30	S.A 57.1	S.B 59.9	(-)	(-)	3.4 (S.A) 2.8 (S.B)	(-)	(-)	(-)
	Abduction right	Lateral	30	S.A 59.0	S.B 59.9	(-)	(-)	3.6 (S.A y S.B)	(-)	(-)	(-)
	Abduction left	Lateral	60	S.A 49.1	S.B 54.7	(-)	(-)	3.7 (S.A) 3.8 (S.B)	(-)	(-)	(-)
	Abduction right	Lateral	60	S.A 50.2	S.B 52.7	(-)	(-)	3.4 (S.A) 2.8 (S.B)	(-)	(-)	(-)
Meyer et al. ²⁴	Abduction	Lateral	60	117.6	123.4	0.83	0.60–0.93	13.09	10.89	36.28	30.17
	Abduction	Lateral	120	105.5	106.9	0.89	0.74–0.96	10.53	9.91	29.19	27.48
Parsons and Porter ²¹	Abduction	Standing	60	56.6 (20.7)	55.2 (22.9)	0.86	0.76–0.92	10.8	(-)	(-)	(-)

ICC = coeficiente de correlación intraclase (95% de intervalo de confianza); SEM = error estándar de medición; SRD = menor diferencia real; (-) = no disponible; S.A = setup A; S.B = setup B.

Tabla 11. Fiabilidad absoluta y relativa de aducción concéntrica de cadera

Study	Hip movement	Position	Velocity (°/s)	1° test (mean)	2° test (mean)	3° test (mean)	ICC (95% CI)	ICC limits	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Burnett et al. ³³	Adduction	Lateral	30	6.2	5.9	(-)	0.55	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction	Lateral	90	6.3	6.9	(-)	0.49	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Claiborne et al. ²³	Adduction left	Standing	60	35.6	40.56	(-)	0.87	0.80–0.91	13.83	(-)	(-)	(-)
	Adduction right	Standing	60	35.58	47.27	(-)	0.66	0.62–0.79	24.11	(-)	(-)	(-)
Santos Andrade et al. ⁹	Adduction right	Standing	30	176.1	166.6	(-)	0.66	0.26–0.87	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction left	Standing	30	163.8	150.9	(-)	0.61	0.18–0.84	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction right	Standing	150	115.0	96.0	(-)	0.38	–0.12–0.73	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction left	Standing	150	108.8	95.4	(-)	0.58	0.14–0.83	(-)	(-)	(-)	(-)
Dugailly et al. ²²	Adduction women	Lateral	60	(-)	(-)	(-)	0.80	(-)	4.1	(-)	(-)	(-)
	Adduction women	Lateral	120	(-)	(-)	(-)	0.90	(-)	3.0	(-)	(-)	(-)
	Adduction men	Lateral	60	(-)	(-)	(-)	0.80	(-)	4.1	(-)	(-)	(-)
	Adduction men	Lateral	120	(-)	(-)	(-)	0.90	(-)	3.0	(-)	(-)	(-)
Emery et al. ³⁴	Adduction right	Lateral	60	58.5	53.7	46.3	0.67	0.41–0.83	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction left	Lateral	60	53.0	58.4	43.8	0.60	0.32–0.79	(-)	(-)	(-)	(-)
Gerodimos et al. ³⁶	Adduction	Lateral	30	100.5	107.2	(-)	0.88	(-)	9.8	(-)	(-)	(-)
	preferred leg											
	Adduction no preferred leg	Lateral	30	102.3	107.8	(-)	0.84	(-)	10	(-)	(-)	(-)
	Adduction preferred leg	Lateral	90	85.5	94.5	(-)	0.77	(-)	12.7	(-)	(-)	(-)
	Adduction no preferred leg	Lateral	90	91.9	95.1	(-)	0.76	(-)	11.5	(-)	(-)	(-)
Kea et al. ³⁷	Adduction	Lateral	60	183	194	(-)	0.84	(-)	11	(-)	(-)	(-)
LaHeru et al. ³⁵	Adduction left	Lateral	30	S.A 89.6	S.B 100.4	(-)	(-)	(-)	6.3 (S.A) 5.7 (S.B)	(-)	(-)	(-)
	Adduction right	Lateral	30	S.A 90.4	S.B 100.0	(-)	(-)	(-)	6.9 (S.A y S.B)	(-)	(-)	(-)
	Adduction left	Lateral	60	S.A 79.1	S.B 91.5	(-)	(-)	(-)	6.4 (S.A) 6.8 (S.B)	(-)	(-)	(-)
	Adduction right	Lateral	60	S.A 80.7	S.B 94.2	(-)	(-)	(-)	4.9 (S.A) 7.3 (S.B)	(-)	(-)	(-)
Meyer et al. ²⁴	Adduction	Lateral	60	81.5	101.8	(-)	0.68	0.33–0.87	15.61	17.05	43.28	47.27
	Adduction	Lateral	120	78.8	91.7	(-)	0.76	0.46–0.90	12.02	14.12	33.32	39.13
Parsons and Porter ²¹	Adduction	Standing	60	41.4 (16.9)	40.7 (18.3)	(-)	0.91	0.85–0.95	7.1	(-)	(-)	(-)

ICC = coeficiente de correlación intraclase (95% de intervalo de confianza); SEM = error estándar de medición; SRD = menor diferencia real; (-) = no disponible; S.A = setup A; S.B = setup B.

Tabla 12. Fiabilidad absoluta y relativa de abducción y aducción excéntrica de cadera

Study	Hip movement	Position	Velocity (°/s)	1° test (mean)	2° test (mean)	3° test (mean)	ICC (95% CI)	ICC Limits	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Abduction												
Claiborne et al. ²³	Abduction left	Standing	60	27.89	28.42	(-)	0.82	0.80–0.91	12.10	(-)	(-)	(-)
	Abduction right	Standing	60	39.61	32.41	(-)	0.78	0.62–0.79	16.87	(-)	(-)	(-)
Gerodimos et al. ³⁶	Abduction preferred leg	Lateral	30	121.7	127.3	(-)	0.91	(-)	9.2	(-)	(-)	(-)
	Abduction no preferred leg	Lateral	30	121.7	124.9	(-)	0.71	(-)	13.2	(-)	(-)	(-)
	Abduction preferred leg	Lateral	90	117.6	123.4	(-)	0.92	(-)	8.1	(-)	(-)	(-)
	Abduction no preferred leg	Lateral	90	118.8	120	(-)	0.77	(-)	11.7	(-)	(-)	(-)
Kea et al. ³⁷	Abduction	Lateral	60	230	234	(-)	0.85	(-)	13	(-)	(-)	(-)
Adduction												
Claiborne et al. ²³	Adduction left	Standing	60	32.53	29.54	(-)	0.90	0.80–0.91	10.03	(-)	(-)	(-)
	Adduction right	Standing	60	43.35	29.96	(-)	0.79	0.62–0.79	16.99	(-)	(-)	(-)
Emery et al. ³⁴	Adduction right	Lateral	60	80.7	71.4	61.7	0.85	0.68–0.93	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction left	Lateral	60	77.2	74.3	68.5	0.84	0.67–0.92	(-)	(-)	(-)	(-)
Gerodimos et al. ³⁶	Adduction preferred leg	Lateral	30	111.9	119.7	(-)	0.88	(-)	10.4	(-)	(-)	(-)
	Adduction no preferred leg	Lateral	30	116.8	115.1	(-)	0.74	(-)	13.3	(-)	(-)	(-)
	Adduction preferred leg	Lateral	90	105.2	112.4	(-)	0.87	(-)	9.0	(-)	(-)	(-)
	Adduction no preferred leg	Lateral	90	110.7	110.3	(-)	0.79	(-)	11.4	(-)	(-)	(-)
Kea et al. ³⁷	Adduction	Lateral	60	259	263	(-)	0.84	(-)	14	(-)	(-)	(-)

ICC = coeficiente de correlación intraclase (95% de intervalo de confianza); SEM = error estándar de medición; SRD = menor diferencia real; (-) = no disponible; S.A = setup A; S.B = setup B.

Calidad Metodológica y Riesgo de Sesgo en los Estudios

La calidad de los estudios evaluados mediante la escala CAT obtuvo una puntuación entre el 44% y el 78%, de los cuales ocho artículos tuvieron una evaluación de alta calidad (Tabla 13). La calidad de los estudios evaluados a través de QAREL obtuvo una puntuación entre el 40% y el 60% (Tabla 14).

Tabla 13. Evaluación de la calidad metodológica de los estudios con la herramienta de evaluación crítica (CAT).

Study	1	2	3	4	5	6	7	8	9	%
Burnett et al. ³³	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Claiborne et al. ²³	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Santos Andrade et al. ⁹	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	67
Dugaillly et al. ²²	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Emery et al. ³⁴	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Gerodimos et al. ³⁶	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Kea et al. ³⁷	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Laheru et al. ³⁵	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	67
Meyer et al. ²⁴	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	67
Parsons and Porter ²¹	Y	N	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	78

S = Sí; N = No. 1. Si se utilizaron sujetos humanos, ¿dieron los autores una descripción detallada de la muestra de sujetos utilizada para realizar la prueba? 2. ¿Aclararon los autores la cualificación o competencia del evaluador o evaluadores que realizaron la prueba? 3. Si se comprobó la fiabilidad interevaluadores, ¿los evaluadores no conocían los resultados de otros evaluadores? 4. Si se comprobó la fiabilidad intraevaluador, ¿se ocultó a los evaluadores sus propios resultados previos de la prueba evaluada? 5. ¿Se modificó el orden del examen? 6. ¿Se tuvo en cuenta la estabilidad (o estabilidad teórica) de la variable medida al determinar la idoneidad del intervalo de tiempo entre medidas repetidas? 7. ¿Se ha descrito la ejecución de la prueba con suficiente detalle para permitir su repetición? 8. ¿Se explicaron las retiradas del estudio? 9. ¿Fueron los métodos estadísticos apropiados para el propósito del estudio? %: porcentaje final de fiabilidad (ítems "sí" $\times$ 100) / 9.

Tabla 14. Evaluación de la calidad metodológica de los estudios con la escala QAREL.

Study	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	%
Burnett et al. ³³	Y	Y	Y	UC	NA	UC	UC	UC	Y	Y	Y	60
Claiborne et al. ²³	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Santos Andrade et al. ⁹	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Dugaillly et al. ²²	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	UC	UC	Y	Y	40
Emery et al. ³⁴	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	UC	Y	Y	Y	50
Gerodimos et al. ³⁶	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	Y	Y	Y	Y	60
Kea et al. ³⁷	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	UC	Y	Y	Y	50
Laheru et al. ³⁵	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Meyer et al. ²⁴	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Parsons and Porter ²¹	Y	Y	N	Y	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	60

P = Pregunta en la escala QAREL; S = Sí, cumple; N = No, no cumple; UC = No está claro; NA = No aplicable. 1. ¿Se evaluó la prueba en una muestra de sujetos representativa de aquellos a los que los autores pretendían aplicar los resultados? 2. ¿La prueba fue realizada por evaluadores representativos de las personas a las que los autores pretendían aplicar los resultados? 3. ¿Estaban los evaluadores ciegos a los resultados de otros evaluadores durante el estudio? 4. ¿Estaban los evaluadores ciegos a sus propios resultados previos de la prueba evaluada? 5. ¿Se cegó a los evaluadores a los resultados del estándar de referencia para el problema (o variable) que se estaba evaluando? 6. ¿Se cegó a los evaluadores ante información clínica que no se pretendía proporcionar como parte del procedimiento de prueba o del diseño del estudio? 7. ¿Estaban los evaluadores cegados a señales adicionales que no formaban parte de la prueba? 8. ¿Se modificó el orden del examen? 9. ¿El intervalo de tiempo entre mediciones repetidas era compatible con la estabilidad (o estabilidad teórica) de la

variable que se estaba midiendo? 10. ¿Se aplicó la prueba correctamente y se interpretó de forma adecuada? 11. ¿Se utilizaron medidas estadísticas de concordancia adecuadas? %: porcentaje final de fiabilidad (ítems "sí" × 100) / 11.

Posición Utilizada Durante la Evaluación

La abducción y aducción de cadera se evaluaron en dos posiciones diferentes; posición lateral y de posición de pie. Para la abducción de cadera, la posición lateral fue la más utilizada por los autores (Burnett Carolyn N et al., 1990; Dugailly et al., 2005; Gerodimos et al., 2015; Kea et al., 2001; Laheru et al., 2007; Meyer et al., 2013) y, en menor medida, la posición de pie (Claiborne et al., 2009; Joanne L Parsons. & Michelle M Porter., 2015). Por otro lado, para la aducción de cadera, la posición lateral también fue la más utilizada (Burnett Carolyn N et al., 1990; Dugailly et al., 2005; Emery et al., 1999; Gerodimos et al., 2015; Kea et al., 2001; Laheru et al., 2007; Meyer et al., 2013) y, en menor medida, la posición de pie (Claiborne et al., 2009; Joanne L Parsons. & Michelle M Porter., 2015).

Velocidad Utilizada Durante la Evaluación

La velocidad utilizada para la fase concéntrica osciló entre 30°/seg y 180°/seg, y la velocidad utilizada para la fase excéntrica entre 30°/seg y 90°/seg.

Para la fase concéntrica, cuatro estudios utilizaron una velocidad de 30°/seg (Burnett Carolyn N et al., 1990; Gerodimos et al., 2015; Laheru et al., 2007; Santos Andrade Marilia et al., 2016), siete estudios utilizaron una velocidad de 60°/seg (Claiborne et al., 2009; Dugailly et al., 2005; Emery et al., 1999; Joanne L Parsons. & Michelle M Porter., 2015; Kea et al., 2001; Laheru et al., 2007; Meyer et al., 2013), dos estudios utilizaron una velocidad de 90°/seg (Burnett Carolyn N et al., 1990; Gerodimos et al., 2015), dos estudios utilizaron una velocidad de 120°/seg (Dugailly et al., 2005; Meyer et al., 2013), y un estudio utilizó una velocidad de 150°/seg (Marilia Santos Andrade et al., 2016).

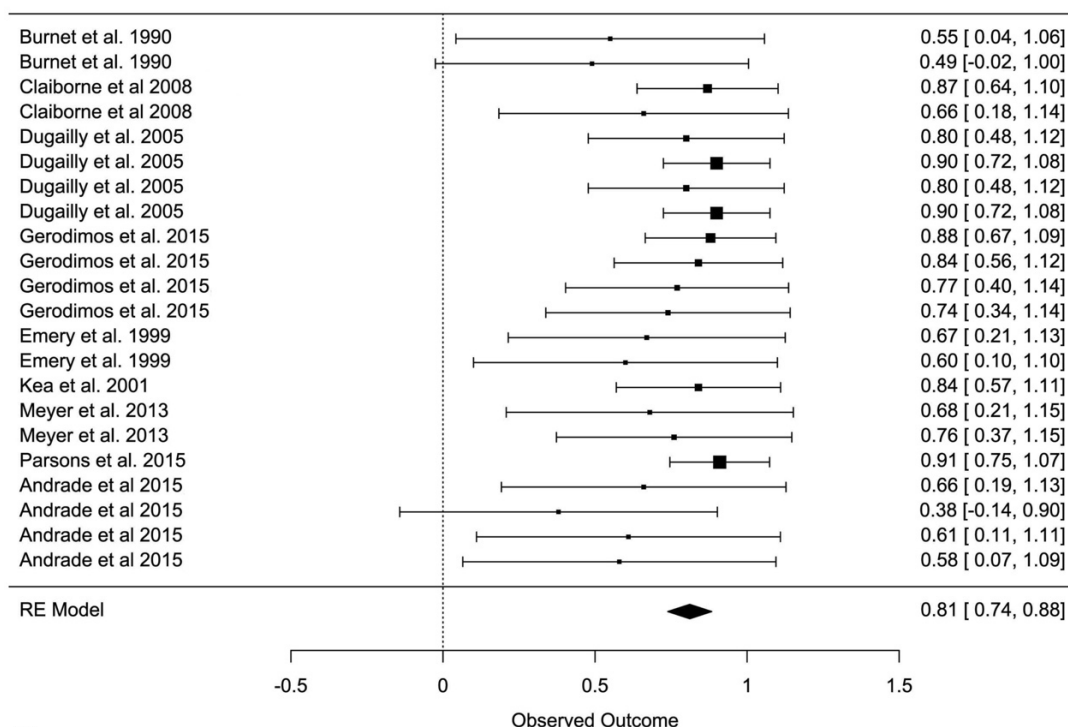
Para la fase excéntrica, tres estudios utilizaron una velocidad de 60°/seg (Claiborne et al., 2009; Emery et al., 1999; Kea et al., 2001) y un estudio utilizó una velocidad de 30°/seg y 90°/seg (Gerodimos et al., 2015).

Fiabilidad de las Mediciones

En esta revisión los valores de ICC se interpretaron de la siguiente manera; por debajo de 0.5 indican una fiabilidad baja, entre 0,5 y 0,75 indican una fiabilidad moderada, entre 0,75 y 0,9 indican una buena fiabilidad, y por encima de 0.90 indican una excelente fiabilidad (Koo & Li, 2016).

Cuando se combinaron todos los estudios seleccionados, se observó que la fiabilidad media estimada fue buena para abducción (ICC = 0,83; IC 95%: 0,77-0,90) y aducción (ICC = 0,81; IC 95%: 0,74-0,88) (Figura 17).

a)



b)

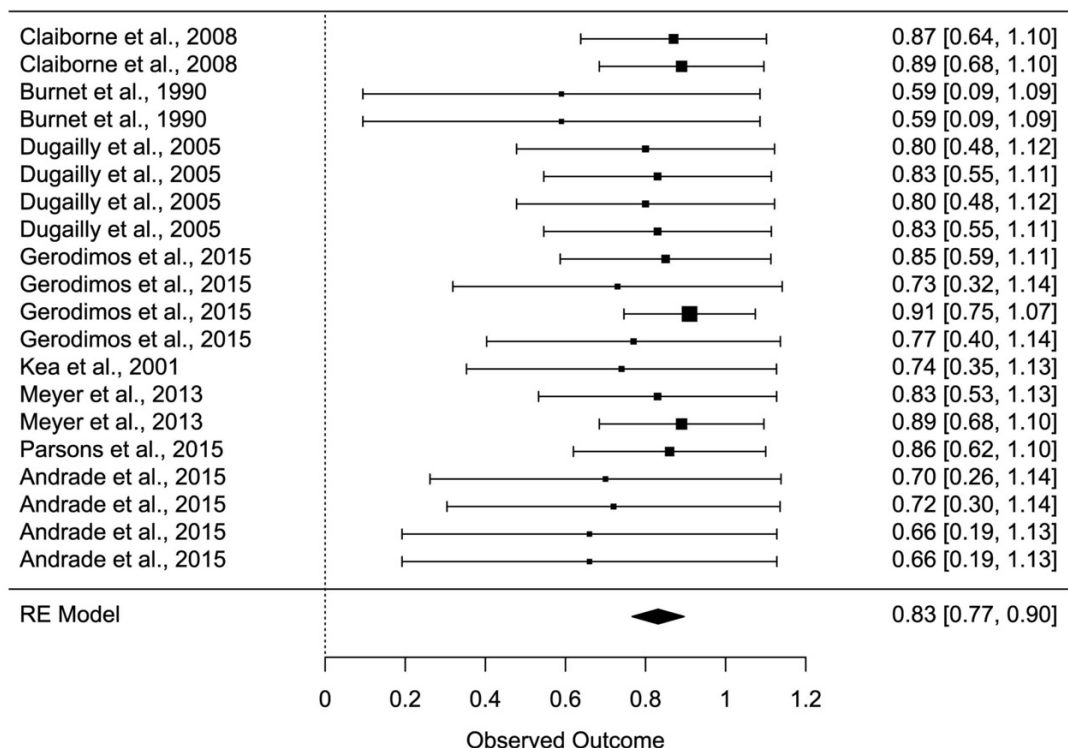


Figura 17. Forest plot para aducción y abducción total de cadera. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) aducción de cadera, (b) abducción de cadera.

Supongamos que se tienen en cuenta otras variables que pueden provocar un sesgo, como la posición del sujeto durante las pruebas, en ese caso, observamos que las dos posiciones más utilizadas para la evaluación de la fuerza de la cadera son lateral o de pie. Considerando estas variables para formar subgrupos dentro del análisis estadístico de la fiabilidad de las pruebas, no se observan diferencias significativas entre la posición de pie o lateral, ya que ambas posiciones tienen una buena fiabilidad. Posición de pie para abducción (ICC = 0,83; IC 95%: 0,71-0,94) y aducción (ICC=0,79; IC 95%: 0,59- 0,98) y posición lateral para abducción (ICC=0,83; IC 95%: 0,75-0,91) o aducción (ICC = 0,82; IC 95%: 0,75-0,90) (Figura 18).

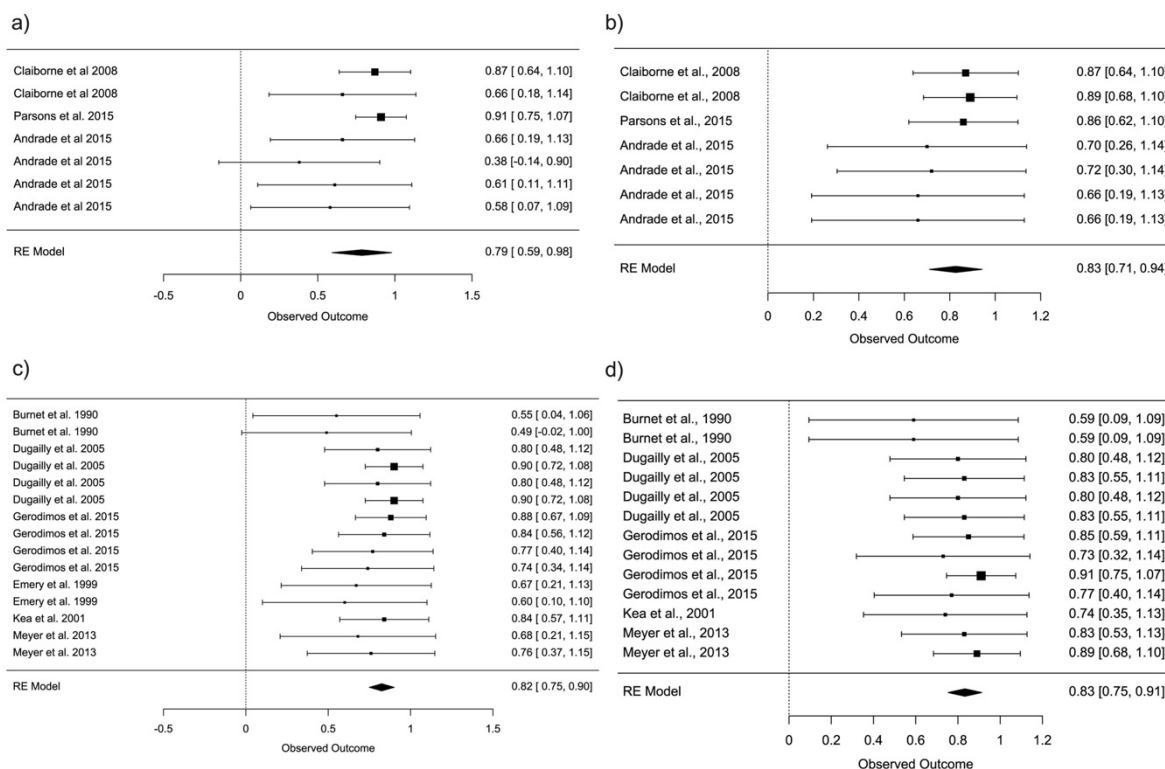


Figura 18. Forest plot para aducción y abducción de cadera en posición de pie y lateral. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) aducción de cadera en posición de pie, (b) abducción de cadera en posición de pie, (c) aducción de cadera en posición lateral, (d) abducción de cadera en posición lateral.

Como se ha mencionado anteriormente, otra de las variables consideradas más relevantes para la fiabilidad de las pruebas es la velocidad de las repeticiones ejecutadas. Existe una gran variedad de velocidades utilizadas para la evaluación de la fuerza de cadera. Éstas oscilan entre 30°/seg y 150°/seg, con muchas otras intermedias. Para hacernos una ligera idea de cómo afecta esta variable a la variedad, podemos ver que las velocidades más fiables son las intermedias.

Para la abducción, 60°/seg, 90°/seg y 120°/seg tienen presentan buena fiabilidad (ICC = 0,84; IC 95%: 0,73-0,95), (ICC = 0,84; IC 95%: 0,62-1,05) y (ICC = 0,86; IC 95%: 0,72- 1,00) respectivamente. En comparación con las velocidades más altas (150°/seg) y más bajas (30°/seg), que presentan menor fiabilidad (ICC = 0,69; IC del 95%: 0,38-1,00) e (ICC = 0,75; IC del 95%: 0,58-0,92) (Figura 19).

Para la aducción, 30°/seg, 60°/seg y 120°/seg presentan buena fiabilidad (ICC = 0,76; IC 95%: 0,56-0,96), (ICC = 0,83; IC 95%: 0,73-0,93) e (ICC = 0,89; IC 95%: 0,77-1,01) respectivamente. En comparación con la velocidad más alta (150°/seg), que tiene una fiabilidad baja (ICC = 0,48; IC 95%: 0,11-0,85) y 90°/seg, que tiene una fiabilidad moderada (ICC = 0,70; IC 95%: 0,46-0,94) (Figura 19).

Valoración funcional de la fuerza muscular de cadera mediante dinamometría electromecánica y su relación con el rendimiento deportivo y riesgo de lesión en futbolistas

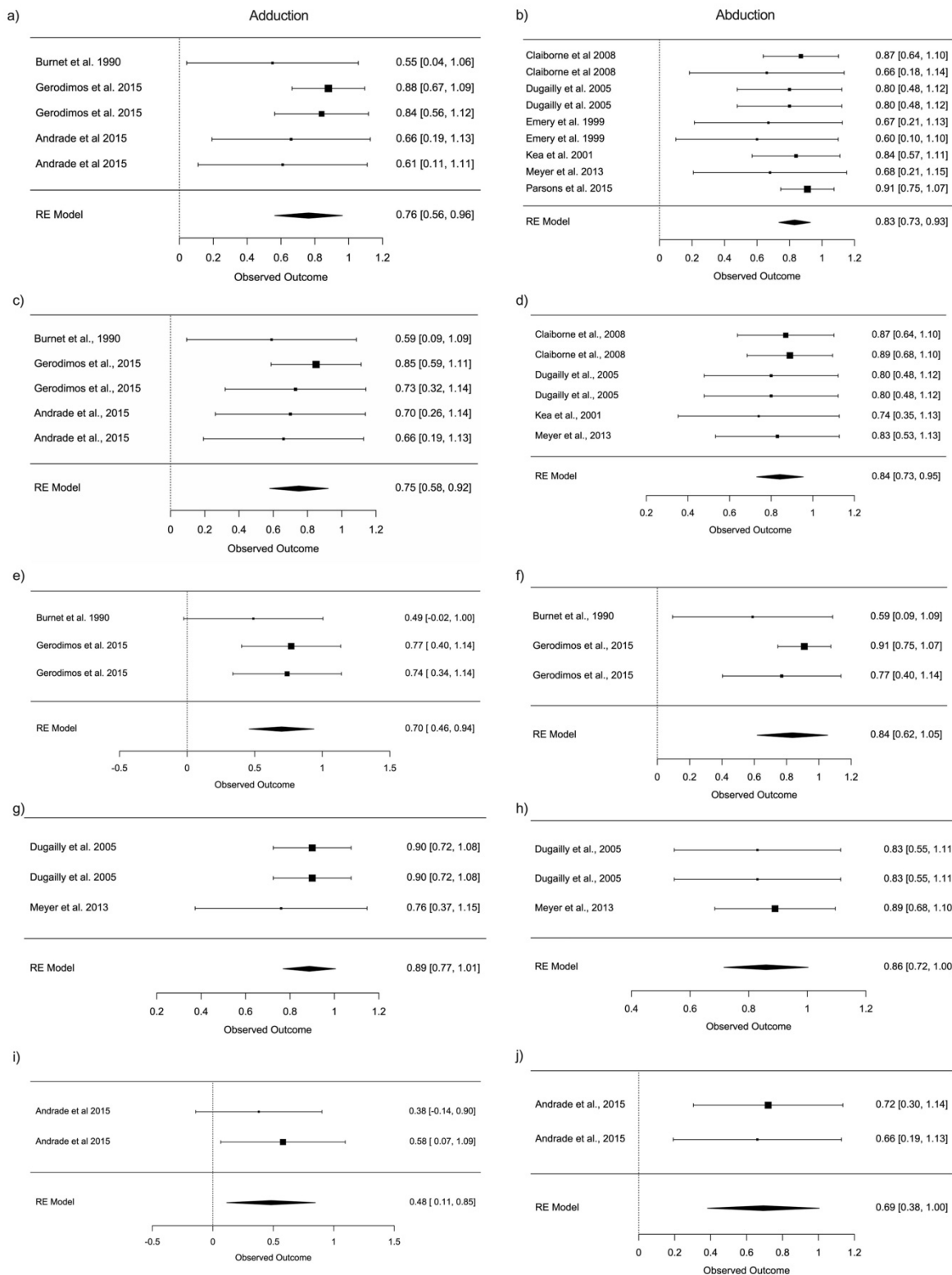


Figura 19. Forest plot para la velocidad de aducción y abducción de cadera. Intervalo de confianza del 95% (IC 95%) para cada coeficiente de fiabilidad (a) aducción de cadera a 30°/seg, (b) abducción de cadera a 30°/seg, (c) aducción de cadera a 60°/seg, (d) abducción de cadera a 60°/seg, (e) aducción de cadera a 90°/seg, (f) abducción de cadera a 90°/seg, (g) aducción de cadera a 120°/seg, (h) abducción de cadera a 120°/seg, (i) aducción de cadera a 150°/seg, (j) abducción de cadera a 150°/seg.

Estudio 3: Perfil Dinamométrico de Fuerza Muscular de Cadera en Futbolistas Jóvenes.

Fuerza Muscular Absoluta (N·m) y Relativa (N·m/kg)

Existe un efecto significativo para la fuerza muscular absoluta de la abducción ECC de cadera derecha a 0,5 m/s ($F_{(2, 34)} = 4,707$, $p = 0,016$, $ES = 0,167$). El análisis post hoc utilizando la corrección de Tukey reveló que para la abducción ECC los defensas son significativamente más fuertes que los centrocampistas ($p = 0,013$) y más fuertes que los delanteros ($p = 0,140$) (Tabla 15). El ANOVA multifactorial no mostró ningún efecto significativo para los demás valores de fuerza muscular absoluta y relativa de abducción de cadera.

Existe un efecto significativo para la fuerza muscular absoluta de aducción ECC de la cadera derecha a 0,5 m/s ($F_{(2, 34)} = 5,770$, $p = 0,007$, $ES = 0,205$), y para la fuerza muscular absoluta de aducción ECC de la cadera derecha a 1 m/s ($F_{(2, 34)} = 4,842$, $p = 0,014$, $ES = 0,172$). El análisis post hoc utilizando la corrección de Tukey reveló que para la aducción ECC de cadera derecha a 0,5 m/s los defensas son significativamente más fuertes que los volantes ($p = 0,005$) y más fuertes que los delanteros ($p = 0,253$), al igual que para la fuerza absoluta de aducción ECC de cadera derecha a 1 m/s, donde los defensas son significativamente más fuertes que los volantes ($p = 0,014$) y más fuertes que los delanteros ($p = 0,084$) (Tabla 15). El ANOVA multifactorial no mostró ningún efecto significativo para los demás valores de fuerza muscular absoluta y relativa de aducción de cadera.

El ANOVA multifactorial no mostró ningún efecto significativo sobre los valores absolutos y relativos de fuerza muscular de extensión y flexión de cadera izquierda y derecha CON y ECC a 0,5 m/s y 1 m/s entre defensas, volantes y delanteros.

Tabla 15. Fuerza absoluta y relativa de la cadera izquierda y derecha a 0,5 m/s y 1 m/s.

Lado	Velocidad	Movimiento	Fuerza Máxima	Defensas (n = 13) Media ± DE	Volantes (n = 12) Media ± DE	Delanteros (n = 12) Media ± DE	Valor P	ES
IZDO	0,5 m/seg	ABD CON	Absoluta	256,00 ± 101,52	201,08 ± 37,62	238,25 ± 46,47	0,147	0,052
			Relativa	3,62 ± 1,35	3,22 ± 0,74	3,60 ± 0,86	0,569	0,000
		ABD ECC	Absoluta	310,61 ± 47,74	275,25 ± 46,36	317,50 ± 59,55	0,111	0,000
			Relativa	4,43 ± 0,70	4,38 ± 0,78	4,81 ± 1,05	0,421	0,000
		ADD CON	Absoluta	287,84 ± 67,64	252,41 ± 80,24	266,50 ± 28,67	0,375	0,000
			Relativa	4,08 ± 0,87	3,98 ± 1,10	4,02 ± 0,54	0,955	0,000
		ADD ECC	Absoluta	404,38 ± 82,59	351,25 ± 74,97	381,33 ± 57,17	0,203	0,035
			Relativa	5,74 ± 1,00	5,61 ± 1,34	5,77 ± 1,10	0,939	0,000
		EXT CON	Absoluta	307,15 ± 74,92	289,00 ± 85,33	304,16 ± 37,97	0,786	0,000
			Relativa	4,35 ± 0,90	4,58 ± 1,26	4,60 ± 0,81	0,779	0,000
		EXT ECC	Absoluta	416,53 ± 84,03	395,16 ± 98,72	436,75 ± 113,49	0,594	0,000
			Relativa	5,91 ± 0,98	6,33 ± 1,79	6,59 ± 1,78	0,549	0,000
		FLE CON	Absoluta	464,15 ± 136,11	406,58 ± 95,32	430,33 ± 106,35	0,458	0,000
			Relativa	6,60 ± 1,90	6,48 ± 1,52	6,48 ± 1,60	0,979	0,000
		FLE ECC	Absoluta	567,15 ± 86,27	518,91 ± 70,82	538,08 ± 63,85	0,278	0,017
			Relativa	8,10 ± 1,27	8,30 ± 1,45	8,13 ± 1,25	0,924	0,000
DCHO	0,5 m/seg	ABD CON	Absoluta	235,69 ± 54,90	192,83 ± 41,16	227,08 ± 46,36	0,079	0,085
			Relativa	3,36 ± 0,82	3,06 ± 0,59	3,42 ± 0,73	0,425	0,000
		ABD ECC	Absoluta	333,07 ± 77,38	257,41 ± 54,64	284,08 ± 51,35	0,016*	0,167
			Relativa	4,78 ± 1,28	4,11 ± 0,93	4,32 ± 1,08	0,312	0,010
		ADD CON	Absoluta	292,69 ± 72,18	256,08 ± 46,58	277,00 ± 30,46	0,242	0,025
			Relativa	4,15 ± 0,93	4,06 ± 0,63	4,18 ± 0,62	0,913	0,000
		ADD ECC	Absoluta	420,38 ± 86,30	324,41 ± 62,77	374,75 ± 57,68	0,007*	0,205
			Relativa	6,00 ± 1,26	5,13 ± 0,75	5,66 ± 1,00	0,125	0,061
		EXT CON	Absoluta	331,07 ± 80,05	301,41 ± 67,67	33,33 ± 61,54	0,444	0,000
			Relativa	4,70 ± 1,02	4,78 ± 0,97	5,06 ± 1,00	0,651	0,000
		EXT ECC	Absoluta	396,84 ± 53,13	383,58 ± 80,89	406,16 ± 72,98	0,728	0,000
			Relativa	5,65 ± 0,63	6,15 ± 1,58	6,13 ± 1,28	0,511	0,000
		FLE CON	Absoluta	487,61 ± 106,33	396,66 ± 107,26	448,33 ± 130,54	0,156	0,049
			Relativa	6,92 ± 1,33	6,37 ± 1,94	6,75 ± 1,98	0,729	0,000

Valoración funcional de la fuerza muscular de cadera mediante dinamometría electromecánica y su relación con el rendimiento deportivo y riesgo de lesión en futbolistas

IZDO	1 m/seg	FLE ECC	Absoluta	586,38 ± 83,96	511,50 ± 85,82	540,75 ± 101,22	0,128	0,060
			Relativa	8,35 ± 1,12	8,11 ± 1,27	8,16 ± 1,68	0,899	0,000
		ABD CON	Absoluta	218,69 ± 71,89	207,58 ± 69,12	268,33 ± 103,66	0,173	0,043
			Relativa	3,12 ± 1,07	3,34 ± 1,25	4,06 ± 1,72	0,216	0,031
		ABD ECC	Absoluta	416,07 ± 149,60	357,50 ± 94,60	381,66 ± 117,90	0,498	0,000
			Relativa	5,95 ± 2,19	5,69 ± 1,62	5,80 ± 2,01	0,948	0,000
		ADD CON	Absoluta	306,30 ± 85,01	266,33 ± 90,39	265,25 ± 66,50	0,362	0,002
			Relativa	4,33 ± 1,08	4,20 ± 1,32	4,02 ± 1,15	0,803	0,000
		ADD ECC	Absoluta	435,07 ± 72,14	379,25 ± 53,26	401,16 ± 50,81	0,077	0,087
			Relativa	6,18 ± 0,90	5,99 ± 0,48	6,07 ± 1,04	0,849	0,000
		EXT CON	Absoluta	316,92 ± 77,74	296,33 ± 87,19	295,66 ± 53,91	0,718	0,000
			Relativa	4,48 ± 0,85	4,71 ± 1,32	4,46 ± 0,91	0,810	0,000
		EXT ECC	Absoluta	557,84 ± 177,82	535,91 ± 187,89	509,33 ± 169,37	0,795	0,000
			Relativa	7,86 ± 2,08	8,49 ± 2,93	7,69 ± 2,60	0,718	0,000
		FLE CON	Absoluta	436,84 ± 112,86	412,58 ± 122,75	393,41 ± 96,41	0,623	0,000
			Relativa	6,17 ± 1,26	6,60 ± 2,10	5,92 ± 1,49	0,600	0,000
		FLE ECC	Absoluta	668,46 ± 79,06	622,16 ± 71,08	611,16 ± 81,21	0,157	0,049
			Relativa	9,55 ± 1,23	9,92 ± 1,38	9,26 ± 1,77	0,555	0,000
DCHO	1 m/seg	ABD CON	Absoluta	209,76 ± 41,51	187,16 ± 33,39	210,58 ± 49,69	0,309	0,011
			Relativa	2,98 ± 0,55	2,97 ± 0,52	3,19 ± 0,90	0,678	0,000
		ABD ECC	Absoluta	413,07 ± 119,00	360,16 ± 94,46	357,58 ± 88,32	0,316	0,010
			Relativa	5,93 ± 1,86	5,74 ± 1,61	5,44 ± 1,63	0,778	0,000
		ADD CON	Absoluta	290,30 ± 64,10	295,91 ± 111,53	283,33 ± 56,18	0,929	0,000
			Relativa	4,12 ± 0,78	4,71 ± 1,87	4,27 ± 0,89	0,492	0,000
		ADD ECC	Absoluta	459,76 ± 93,18	357,91 ± 62,92	384,41 ± 95,08	0,014*	0,172
			Relativa	6,57 ± 1,37	5,66 ± 0,68	5,82 ± 1,54	0,170	0,044
		EXT CON	Absoluta	336,07 ± 80,32	319,75 ± 75,55	322,75 ± 47,53	0,822	0,000
			Relativa	4,75 ± 0,93	5,08 ± 1,12	4,86 ± 0,75	0,692	0,000
		EXT ECC	Absoluta	508,23 ± 122,76	566,41 ± 171,39	520,25 ± 169,96	0,623	0,000
			Relativa	7,26 ± 1,79	9,02 ± 2,68	7,90 ± 2,85	0,214	0,031
		FLE CON	Absoluta	488,92 ± 125,87	424,83 ± 123,96	430,08 ± 143,53	0,404	0,000
			Relativa	6,91 ± 1,53	6,76 ± 1,96	6,49 ± 2,21	0,858	0,000
		FLE ECC	Absoluta	674,00 ± 63,71	632,41 ± 113,25	603,16 ± 93,54	0,166	0,045
			Relativa	9,60 ± 0,77	9,99 ± 1,30	9,11 ± 1,74	0,277	0,017

IZDO = izquierdo; DCHO = derecho; ABD = abducción; ADD = aducción; EXT = extensión; FLE = flexión, CON = concéntrico, ECC = excéntrico; DE = desviación estándar, ES = tamaño del efecto (omega al cuadrado (ω^2); *significativo al nivel de 0.05.

Ratio de Fuerza Convencional Unilateral

Existe un efecto significativo para el ratio de fuerza convencional CON/CON de ABD/ADD izquierdo a 1 m/s ($F_{(2, 34)} = 3,389$, $p = 0,045$, $ES = 0,114$). El análisis post hoc utilizando la corrección de Tukey reveló que la relación de fuerza convencional de los delanteros es significativamente mayor que la de los defensas ($p = 0,045$) y mayor que la de los volantes ($p = 0,152$) (Tabla 16). El ANOVA multifactorial no mostró ningún efecto significativo sobre la relación de fuerza convencional CON/CON y ECC/ECC de ABD/ADD entre izquierda y derecha a 0.5 m/s y FLE/EXT izquierda y derecha a 0,5 m/s y 1 m/s (Tabla 16).

Ratio de Fuerza Funcional Unilateral

El ANOVA multifactorial no mostró ningún efecto significativo sobre la relación de fuerza funcional CON/ECC y ECC/CON de ABD/ADD y FLE/EXT izquierda y derecha a 0,5 m/s y 1 m/s (Tabla 16).

Tabla 16. Ratio de fuerza unilateral convencional y funcional de abductores/aductores y flexores/extensores de cadera izquierda y derecha a 0,5 m/s y 1 m/s.

Velocidad	Ratio Unilateral	Lado	Acción Muscular	Defensas (n = 13) Media ± DE	Volantes (n = 12) Media ± DE	Delanteros (n = 12) Media ± DE	Valor P	ES
0,5 m/seg	ABD/ADD Convencional	IZDO	CON/CON	89,51 ± 24,85	83,97 ± 18,30	90,45 ± 22,37	0,739	0,000
			ECC/ECC	79,36 ± 18,18	81,40 ± 19,52	85,09 ± 20,10	0,755	0,000
		DCHO	CON/CON	81,43 ± 11,42	75,46 ± 8,66	81,93 ± 13,70	0,313	0,000
			ECC/ECC	82,30 ± 24,19	81,29 ± 20,40	76,70 ± 14,03	0,765	0,000
1 m/seg	ABD/ADD Convencional	IZDO	CON/CON	75,140 ± 24,96	81,26 ± 27,80	102,76 ± 30,11	0,045*	0,114
			ECC/ECC	97,04 ± 33,63	94,52 ± 23,27	95,43 ± 28,19	0,975	0,000
		DCHO	CON/CON	73,50 ± 12,49	67,91 ± 16,62	76,14 ± 18,76	0,448	0,000
			ECC/ECC	93,14 ± 33,78	101,69 ± 26,22	94,62 ± 16,53	0,701	0,000
0,5 m/seg	ABD/ADD Funcional	IZDO	CON/ECC	63,57 ± 20,64	58,63 ± 11,51	63,88 ± 16,33	0,688	0,000
			ECC/CON	115,17 ± 39,24	116,30 ± 30,61	121,14 ± 29,71	0,897	0,000
		DCHO	CON/ECC	56,89 ± 12,24	60,25 ± 12,06	61,20 ± 11,94	0,645	0,000
			ECC/CON	120,96 ± 44,50	102,27 ± 20,98	102,64 ± 14,70	0,219	0,030
1 m/seg	ABD/ADD Funcional	IZDO	CON/ECC	50,67 ± 14,43	55,32 ± 18,49	67,83 ± 26,18	0,106	0,069
			ECC/CON	146,95 ± 64,81	150,21 ± 66,07	153,93 ± 66,88	0,965	0,000
		DCHO	CON/ECC	46,54 ± 9,89	53,37 ± 11,48	58,41 ± 20,34	0,137	0,056
			ECC/CON	150,69 ± 61,46	134,91 ± 55,86	128,94 ± 31,34	0,555	0,000
0,5 m/seg	FLE/EXT Convencional	IZDO	CON/CON	150,97 ± 24,40	144,77 ± 29,71	141,87 ± 30,94	0,715	0,000
			ECC/ECC	139,52 ± 26,67	138,93 ± 38,32	129,12 ± 30,87	0,672	0,000
		DCHO	CON/CON	149,36 ± 20,16	136,42 ± 38,27	136,23 ± 43,79	0,565	0,000
			ECC/ECC	148,51 ± 19,06	135,70 ± 20,39	134,70 ± 23,91	0,202	0,035
1 m/seg	FLE/EXT Convencional	IZDO	CON/CON	139,97 ± 29,16	141,51 ± 31,39	134,61 ± 29,87	0,841	0,000
			ECC/ECC	128,57 ± 32,92	128,26 ± 41,83	129,22 ± 34,12	0,997	0,000
		DCHO	CON/CON	150,10 ± 47,04	132,00 ± 19,98	131,45 ± 30,27	0,319	0,009
			ECC/ECC	138,05 ± 28,31	119,26 ± 36,90	122,92 ± 26,16	0,278	0,017
0,5 m/seg	FLE/EXT Funcional	IZDO	CON/ECC	112,140 ± 28,44	107,65 ± 29,48	104,28 ± 34,69	0,816	0,000
			ECC/CON	192,96 ± 46,79	190,15 ± 51,23	178,79 ± 25,53	0,688	0,000
		DCHO	CON/ECC	122,67 ± 20,57	104,78 ± 26,48	113,54 ± 40,91	0,347	0,004

1 m/seg	FLE/EXT Funcional	IZDO	ECC/CON	186,04 ± 51,24	173,04 ± 26,25	163,02 ± 27,97	0,316	0,010
			CON/ECC	81,37 ± 17,48	79,85 ± 19,67	85,36 ± 32,42	0,844	0,000
		DCHO	ECC/CON	219,65 ± 44,57	224,53 ± 65,90	211,74 ± 39,79	0,826	0,000
			CON/ECC	100,13 ± 31,73	78,80 ± 25,25	89,31 ± 35,35	0,244	0,024
			ECC/CON	209,52 ± 47,16	204,91 ± 49,78	189,04 ± 30,27	0,478	0,000

IZDO = izquierdo; DCHO = derecho; ABD/ADD: abducción/aducción, FLE/EXT: flexión/extensión, CON/ECC: concéntrico/excéntrico, ECC/CON: excéntrico/concéntrico, DE: desviación estándar, ES: tamaño del efecto (Omega al cuadrado (ω^2)). *Significativo al nivel 0,05.

Equilibrio de Fuerza Bilateral

El ANOVA multifactorial no mostró ningún efecto significativo sobre el equilibrio bilateral de fuerza CON y ECC para la abducción, aducción, extensión y flexión de cadera a 0.5 m/seg y 1 m/seg entre defensas, volantes y delanteros (Tabla 17).

Tabla 17. Equilibrio de fuerza concéntrica y excéntrica bilateral de cadera (%) a 0.5 m/s y 1 m/s.

Equilibrio de Fuerza Bilateral	Velocidad	Acción Muscular	Defensas (n = 13) Media ± DE	Volantes (n = 12) Media ± DE	Delanteros (n = 12) Media ± DE	Valor P	ES
ABD/ABD	0,5 m/seg	CON	13,53 ± 13,31	11,85 ± 7,61	15,78 ± 13,71	0,722	0,000
		ECC	14,63 ± 10,84	12,62 ± 10,19	12,12 ± 16,20	0,871	0,000
	1 m/seg	CON	13,81 ± 10,59	17,71 ± 16,44	18,82 ± 15,08	0,650	0,000
		ECC	15,49 ± 20,04	11,72 ± 12,47	16,03 ± 11,78	0,756	0,000
ADD/ADD	0,5 m/seg	CON	9,77 ± 9,28	14,47 ± 11,79	10,69 ± 7,29	0,446	0,000
		ECC	10,96 ± 11,99	13,52 ± 13,38	10,66 ± 4,61	0,773	0,000
	1 m/seg	CON	16,01 ± 11,56	16,61 ± 11,93	19,35 ± 12,90	0,769	0,000
		ECC	14,11 ± 11,06	10,41 ± 5,38	13,52 ± 8,17	0,526	0,000
EXT/EXT	0,5 m/seg	CON	8,95 ± 6,57	10,54 ± 5,10	11,04 ± 10,96	0,786	0,000
		ECC	7,11 ± 4,31	12,22 ± 14,23	10,02 ± 12,62	0,519	0,000
	1 m/seg	CON	12,14 ± 6,33	14,27 ± 6,35	13,65 ± 9,31	0,761	0,000
		ECC	17,50 ± 15,22	25,23 ± 17,63	19,58 ± 12,16	0,434	0,000
FLE/FLE	0,5 m/seg	CON	11,80 ± 7,50	16,99 ± 19,31	11,56 ± 7,49	0,493	0,000
		ECC	8,10 ± 5,69	11,24 ± 9,08	9,06 ± 9,18	0,619	0,000
	1 m/seg	CON	16,60 ± 14,95	14,64 ± 9,82	22,03 ± 14,68	0,385	0,000
		ECC	6,11 ± 4,15	12,31 ± 9,92	7,57 ± 5,91	0,087	0,080

ABD/ABD: abducción/abducción, ADD/ADD: aducción/aducción, EXT/EXT: extensión/extensión, FLE/FLE: flexión/flexión, CON: concéntrico, ECC: excéntrico, ES: tamaño del efecto (Omega al cuadrado (ω^2)). *Significativo al nivel 0,05.

Estudio 4: *Influencia de la Fuerza Muscular de Cadera en Aspectos del rendimiento Deportivo en Futbolistas Jóvenes.*

Fuerza Absoluta de Abductores y Aductores de Cadera y su Relación con Aspectos del Rendimiento Deportivo

La correlación de Pearson (r) no mostró una relación entre la fuerza muscular absoluta de ABD y ADD de cadera CON y ECC con aspectos del rendimiento deportivo. (Tabla 18).

Fuerza Absoluta de Extensores y Flexores de Cadera y su Relación con Aspectos del Rendimiento Deportivo

La correlación de Pearson (r) mostró un efecto moderado (0,393) entre la fuerza de EXT de cadera izquierda CON a 1 m/seg y el CMJ (Tabla 19).

Tabla18. Fuerza absoluta (N·m) de abductores y aductores de cadera y su relación con sprint lineal, sprint curvo, prueba de illinois y salto contra movimiento.

Lado	Velocidad	Movimiento	Fuerza Máxima	Velocidad Lineal 10 m	Velocidad Lineal 30 m	Velocidad Curvo Izquierda	Velocidad Curvo Derecha	Illinois	CMJ
Izquierdo	0,5 m/seg	ABD CON	Absoluta	-0,282	-0,277	-0,082	-0,215	-0,104	0,240
		ABD ECC	Absoluta	-0,139	-0,118	0,163	-0,023	-0,110	0,244
	1 m/seg	ABD CON	Absoluta	0,101	0,077	0,240	0,107	-0,060	-0,181
		ABD ECC	Absoluta	-0,111	0,100	0,274	0,155	0,189	-0,026
Derecho	0,5 m/seg	ABD CON	Absoluta	0,019	-0,009	0,124	0,054	0,015	0,014
		ABD ECC	Absoluta	-0,343	-0,370	-0,048	-0,131	-0,278	0,234
	1 m/seg	ABD CON	Absoluta	0,007	-0,031	0,101	0,010	-0,043	0,183
		ABD ECC	Absoluta	-0,239	-0,089	-0,077	-0,129	0,066	0,062
Izquierdo	0,5 m/seg	ADD CON	Absoluta	0,039	-0,044	0,111	0,065	0,082	0,204
		ADD ECC	Absoluta	-0,025	-0,074	0,088	0,285	-0,012	0,196
	1 m/seg	ADD CON	Absoluta	0,138	0,065	0,081	0,081	0,082	0,176
		ADD ECC	Absoluta	0,046	0,013	0,245	0,167	0,191	0,238
Derecho	0,5 m/seg	ADD CON	Absoluta	-0,076	-0,123	0,056	-0,030	0,109	0,132
		ADD ECC	Absoluta	0,090	0,035	0,130	0,107	0,024	0,036
	1 m/seg	ADD CON	Absoluta	0,262	0,162	0,205	0,051	0,142	-0,113
		ADD ECC	Absoluta	-0,098	-0,115	0,090	0,039	0,111	-0,025

ABD: abducción, ADD: aducción, CON: concéntrico, ECC: excéntrico, CMJ: contramovimiento, *Significativo al nivel 0,05.

Tabla 19. Fuerza absoluta (N·m) de extensores y flexores de cadera y su relación con sprint lineal, sprint curvo, prueba de illinois y salto contra movimiento.

Lado	Velocidad	Movimiento	Fuerza Máxima	Velocidad Lineal 10 m	Velocidad Lineal 30 m	Velocidad Curvo Izquierda	Velocidad Curvo Derecha	Illinois	CMJ
Izquierdo	0,5 m/seg	EXT CON	Absoluta	-0,004	-0,134	0,031	0,027	0,120	0,177
		EXT ECC	Absoluta	-0,027	-0,106	0,020	-0,045	0,112	0,033
	1 m/seg	EXT CON	Absoluta	-0,109	-0,199	-0,100	-0,121	-0,045	0,393*
		EXT ECC	Absoluta	-0,102	0,182	-0,137	-0,147	0,096	0,300
Derecho	0,5 m/seg	EXT CON	Absoluta	-0,111	-0,231	-0,019	0,014	0,065	0,263
		EXT ECC	Absoluta	-0,201	-0,262	-0,121	0,100	-0,135	0,196
	1 m/seg	EXT CON	Absoluta	0,126	-0,019	0,005	0,033	0,130	0,146
		EXT ECC	Absoluta	0,041	0,007	0,058	0,288	0,304	0,075
Izquierdo	0,5 m/seg	FLE CON	Absoluta	0,140	0,081	0,081	0,075	0,100	0,010
		FLE ECC	Absoluta	0,086	0,088	0,043	0,221	-0,079	0,228
	1 m/seg	FLE CON	Absoluta	0,039	-0,007	-0,097	-0,024	-0,129	0,246
		FLE ECC	Absoluta	-0,036	-0,030	0,044	0,215	0,048	0,144
Derecho	0,5 m/seg	FLE CON	Absoluta	0,113	0,040	-0,059	0,018	-0,080	0,035
		FLE ECC	Absoluta	0,061	0,002	-0,064	0,057	-0,014	0,221
	1 m/seg	FLE CON	Absoluta	0,188	0,157	0,030	0,248	0,092	0,065
		FLE ECC	Absoluta	-0,071	-0,046	-0,001	0,050	0,038	0,189

EXT: extensión, FLE: flexión, CON: concéntrico, ECC: excéntrico, CMJ: contramovimiento, *Significativo al nivel 0,05.

Fuerza Total Concéntrica y Excéntrica de Cadera Izquierda y Derecha a 0.5 m/seg y 1 m/seg.

Existe una diferencia significativa ($< 0,001$) en la fuerza total de cadera a diferentes velocidades isocinéticas. Los valores de fuerza total excéntrica son mayores que los concéntricos en las dos velocidades evaluadas y en cada lado de ejecución, además, se presenta un tamaño del efecto grande (Tabla 20).

Tabla 20. Fuerza Total Concéntrica y Excéntrica de Cadera Izquierda y Derecha a 0.5 m/seg y 1 m/seg.

	Fuerza Total Concéntrica (N) (Media $\pm$ DE)	Fuerza Total Excéntrica (N) (Media $\pm$ DE)	Valor p	Tamaño del efecto (d de Cohen)	Magnitud
Cadera Izquierda 0,5 m/s	1249,85 $\pm$ 300,42	1617,17 $\pm$ 202,28	$< 0,001^*$	-1,66	Grande
Cadera Derecha 0,5 m/s	1285,89 $\pm$ 265,69	1596,42 $\pm$ 230,80	$< 0,001$	-1,68	Grande
Cadera Izquierda 1 m/s	1238,21 $\pm$ 287,83	1938,14 $\pm$ 272,76	$< 0,001$	-2,75	Grande
Cadera Derecha 1 m/s	1296,25 $\pm$ 264,27	1975,64 $\pm$ 292,92	$< 0,001$	-1,96	Grande

Fuerza Total Concéntrica-Excéntrica: Sumatoria de la fuerza producida en los movimientos de abducción, aducción, flexión y extensión a 0,5 y 1 m/s respectivamente. * $< 0,001$ significancia estadística.

Fuerza Total de Cadera y su Comparación por Posición de Juego

La fuerza total excéntrica de la cadera derecha fue la única variable que presento diferencias significativas entre posición en el campo de juego ($F_{(2, 25)} = 3,435$, $p = 0,048$, $ES = 0,148$). El análisis post hoc reveló que los defensas presentan una mayor fuerza excéntrica en la pierna derecha comparado con los volantes (diferencia de medias = 236,44 N, $p = 0,05$) y que los delanteros (diferencia de medias = 29,99 N, $p = 0,133$). A su vez, los defensas presentaron una media de fuerza total concéntrica y excéntrica mayor en todas las variables cuando se compararon las posiciones de juego. Además, se observó un tamaño del efecto grande para la fuerza total concéntrica ($w^2 = 0,132$) y excéntrica ($w^2 = 0,148$) de la pierna derecha evaluada a 0,5 m/s (Tabla 21).

Tabla 21. Análisis de la Fuerza Total de Cadera y su Comparación por Posición de Juego

	Defensas (n = 11) (Media ± DE)	Volantes (n = 9) (Media ± DE)	Delanteros (n = 8) (Media ± DE)	Valor p	Tamaño del efecto (w^2)	Magnitud
FTC Cadera Izquierda (0,5 m/s)	1654,63 ± 370.76	1534,6 ± 149,99	1658,5 ± 299,44	0,367	0,002	Pequeña
FTE Cadera Izquierda (0,5 m/s)	1654,63± 242.55	1534,66 ± 192,62	1658,50 ± 135,90	0,344	0,008	Pequeña
FTC Cadera Derecha (0,5 m/s)	1364,45 ± 309.99	1116,11 ± 206,77	1368,87 ± 177,52	0,060	0,132	Grande
FTE Cadera Derecha (0,5 m/s)	1681 ± 199,77	1444 ± 222,04	1651 ± 219,08	0,048*	0,148	Grande
FTC Cadera Izquierda (1 m/s)	1283,18 ± 284,83	1155,44 ± 341,09	1269,50 ± 239,98	0,592	0,000	Irrelevante
FTE Cadera Izquierda (1 m/s)	2022,90 ± 323,16	1881,12 ± 239,48	1885,22 ± 232,591	0,432	0,000	Irrelevante
FTC Cadera Derecha (1 m/s)	1317,81 ± 264.97	1222,33 ± 298,15	1349,75 ± 237,63	0,593	0,000	Irrelevante
FTE Cadera Derecha (1 m/s)	2077,45 ± 221,87	1915,88 ± 321,28	1902,87 ± 340,20	0,346	0,007	Irrelevante

FTC: Fuerza total concéntrica; FTE: Fuerza total excéntrica. * < 0,005 significancia estadística.

Relación entre Fuerza Total Concéntrica-Excéntrica y Rendimiento Deportivo

No se observaron relaciones entre la fuerza muscular total concéntrica y excéntrica evaluadas a 0,5 y 1 m/s con el rendimiento físico (Tabla 22).

Tabla 22. Relación entre Fuerza Total de Cadera y Rendimiento Deportivo

	Velocidad 10 metros	Velocidad 30 metros	Velocidad Curvo I	Velocidad Curvo D	Illinois	CMJ
FTC Cadera Izquierda (0,5 m/s)	-0,007	0,082	0,045	-0,003	0,063	0,158
FTE Cadera Izquierda (0,5 m/s)	-0,017	0,064	0,094	0,172	-0,011	0,231
FTC Cadera Derecha (0,5 m/s)	0,009	-0,077	0,003	0,017	0,007	0,125
FTE Cadera Derecha (0,5 m/s)	-0,074	-0,144	-0,027	0,070	-0,095	0,216
FTC Cadera Izquierda (1 m/s)	0,062	-0,011	0,036	0,017	-0,059	0,201
FTE Cadera Izquierda (1 m/s)	-0,104	-0,079	0,092	0,068	0,191	0,272
FTC Cadera Derecha (1 m/s)	0,212	0,119	0,097	0,152	0,118	0,067
FTE Cadera Derecha (1 m/s)	-0,120	-0,081	0,031	0,099	0,228	0,114

FTC: Fuerza total concéntrica; FTE: Fuerza total excéntrica, m: metros, I: Izquierda, D: Derecha.

DISCUSION

A continuación se discuten los principales resultados encontrados en cada estudio de la presente Tesis Doctoral:

Estudio 1: *Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Flexores y Extensores de Cadera en Sujetos Sanos y Deportistas: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis.*

La presente revisión sistemática tuvo como objetivo (I) examinar la fiabilidad de las mediciones de fuerza isocinética de flexión y extensión de cadera en sujetos sanos y atletas; (II) determinar qué posición es la más fiable para la medición de fuerza de flexores y extensores de cadera; y (III) seleccionar la velocidad más fiable para la medición de fuerza de flexores y extensores de la cadera. Los principales hallazgos del presente estudio revelan que (I) la fiabilidad de la medición isocinética de fuerza de cadera es moderada en flexión ($ICC = 0,73$) y buena en extensión ($ICC = 0,88$); (II) la posición de pie presenta buena fiabilidad para la flexión de cadera ($ICC = 0,79$) y moderada fiabilidad para la extensión de cadera ($ICC = 0,72$); (III) la posición supina presenta fiabilidad moderada para la flexión de cadera ($ICC = 0,72$) y excelente para la extensión de cadera ($ICC = 0,90$); (IV) para la flexión de cadera, la velocidad de $120^\circ/\text{seg}$ y $180^\circ/\text{seg}$ presentan una excelente fiabilidad ($ICC = 0,93$), ($ICC = 0,96$) y (V) para la extensión de cadera, la velocidad de $180^\circ/\text{seg}$ muestra una excelente fiabilidad ($ICC = 0,93$). Las evaluaciones isocinéticas de los movimientos de flexión y extensión de cadera tienen una fiabilidad de moderada a buena en función de la posición y la velocidad a la que se realizan.

Movimiento y Posición

Los movimientos de flexión y extensión de cadera realizados en el plano sagital con un dispositivo isocinético pueden realizarse en dos posiciones; posición supina y posición de pie, siendo la posición supina la más utilizada (C N Burnett et al., 1990; Dugailly et al., 2005; Emery et al., 1999; Julia et al., 2010; Krantz et al., 2020; Meyer et al., 2013) y la que presenta mayor fiabilidad durante el movimiento de extensión de cadera ($ICC = 0,90$) según los resultados del meta-análisis. Otros autores como, Abdelmohsen et al. (Abdelmohsen, 2019) también utilizaron la posición supina para comparar la fuerza isocinética de los músculos flexores y extensores de cadera del lado dominante frente al lado no dominante, sin encontrar diferencias significativas entre ambos lados. Sugiura et al. (Sugiura et al., 2008) midieron la fuerza extensora de cadera, extensora de rodilla y flexora de rodilla en velocistas de élite para establecer una relación entre los déficits de fuerza y las lesiones de isquiotibiales, midiendo la extensión de cadera en posición de pie, simulando el movimiento de sprint, encontrando una asociación entre la lesión de isquiotibiales y la relación entre la fuerza excéntrica de los isquiotibiales y la fuerza concéntrica de los extensores de la cadera. Ambegaonkar et al. (Ambegaonkar et al., 2014) estudiaron la relación que existe entre la resistencia del core, la fuerza de cadera, y el equilibrio en atletas universitarias, utilizando un dinamómetro manual para medir la fuerza de cadera en los tres planos de movimiento, evaluando la flexión de cadera sentado y la extensión de cadera en posición de pie, basándose en las posiciones recomendadas por las pruebas musculares manuales (Scott et al., 2004), encontrando que la flexión y extensión bilateral de la cadera estaban positivamente correlacionadas con las puntuaciones de equilibrio anterior (SEBT anterior).

Velocidad

La velocidad utilizada para la fase concéntrica fue entre 30°/seg y 180°/seg y para la fase excéntrica fue entre 30°/seg y 90°/seg, siendo la velocidad más utilizada 60°/seg para ambas fases (Claiborne et al., 2009; Dugailly et al., 2005; Emery et al., 1999; Joanne L Parsons. & Michelle M Porter., 2015; Julia et al., 2010; Meyer et al., 2013). Los resultados del meta-análisis muestran que, para la flexión de cadera, las velocidades con mayor fiabilidad son 120°/seg (ICC = 0,93) y 180°/seg (ICC = 0,96), mientras que para la extensión de cadera, las velocidades con mayor fiabilidad corresponden a 60°/seg (ICC = 0,90), 120°/seg (ICC = 0,87) y 180°/seg (ICC = 0,93). Otros autores como Calmels et al. (Calmels et al., 1997) estudiaron la relación entre el torque de flexión y extensión en cadera, rodilla y tobillo de sujetos sanos, utilizando velocidades concéntricas de 60°/seg, 120°/seg y 240°/seg y excéntricas de 60°/seg y 120°/seg para todas las articulaciones, no encontrando diferencias significativas entre los ratios de torque de flexión y extensión del lado izquierdo y derecho para cadera y rodilla en todas las velocidades angulares en modo concéntrico y excéntrico. Arokoski et al. (Merja H Arokoski et al., 2002) estudiaron la fuerza muscular y el área transversal en hombres con y sin artrosis de cadera, evaluaron la abducción, aducción, flexión y extensión isométrica e isocinética (60°/seg y 120°/seg) en posición supino, encontrando una buena fiabilidad para la flexión a 60°/seg (ICC = 0,70) y 120°/seg (ICC = 0,89), excelente fiabilidad para la extensión a 60°/seg (ICC 0,90) y buena fiabilidad para la extensión a 120°/seg (0,84) en sujetos sanos. Los sujetos con artrosis también presentaron buena fiabilidad para la flexión a 60°/seg (ICC = 0,84), 120°/seg (ICC = 0,89) y la extensión a 60°/seg (ICC = 0,87) y 120°/seg (ICC = 0,86). Eng et al. (Eng et al., 2002) en su estudio de fiabilidad de las mediciones de fuerza de las extremidades inferiores en personas con ictus crónico, midieron la fuerza isocinética de flexión y extensión de cadera, rodilla y tobillo del lado hemiparético y del lado sano a 60°/s en posición semirreclinada, encontrando altos ICCs para el torque pico y el torque medio (0,95-0,98 para el torque pico y 0,88-0,96 para el torque medio) en los movimientos de flexión y extensión de cadera, rodilla y tobillo en el lado sano y altos ICC para el lado hemiparético (0,97-0,99 para el torque pico y 0,96-0,98 para el torque medio) durante los mismos movimientos.

Estudio 2: *Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Abductores y Aductores de Cadera: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis.*

Los objetivos de esta revisión sistemática fueron (I) examinar la fiabilidad de las mediciones isocinéticas de fuerza de abducción y aducción de cadera en sujetos sanos y atletas; (II) determinar qué posición es la más válida y fiable para la medición de la fuerza; y (III) determinar la velocidad más fiable para evaluar la fuerza de abductores y aductores de cadera. Las principales conclusiones del presente estudio revelaron; (I) la fiabilidad de la medición de la fuerza isocinética de cadera es buena en ABD (ICC=0,83) y ADD (ICC = 0,81), (II) la posición de pie presenta una buena fiabilidad en ABD (ICC = 0,83) y ADD (ICC = 0,79), (III) la posición lateral presenta buena fiabilidad en ABD (ICC = 0,83) y ADD (ICC = 0,82), (IV) la velocidad de 60°/seg, 90°/seg y 120°/seg (ICC = 0,84), (ICC = 0,84), (ICC = 0,86) presenta buena fiabilidad en ABD, (V) la velocidad de 30°/seg, 60°/seg y 120°/seg (ICC = 0,76), (ICC = 0,83), (ICC = 0,89) muestra buena fiabilidad para el ADD.

Movimiento y Posición

Debido al modelo de los dispositivos isocinéticos utilizados en esta revisión (C N Burnett et al., 1990; Claiborne et al., 2009; Dugailly et al., 2005; Joanne L Parsons. & Michelle M Porter., 2015; Kea et al., 2001; Marilia Santos Andrade et al., 2016; Meyer et al., 2013) los movimientos de ABD y ADD de cadera realizados en el plano frontal sólo pueden realizarse en dos posiciones; lateral o de pie, siendo la posición lateral la más utilizada (Burnett Carolyn N et al., 1990; Dugailly et al., 2005; Emery et al., 1999; Gerodimos et al., 2015; Kea et al., 2001; Laheru et al., 2007; Meyer et al., 2013). Del mismo modo, Abdelmohsen (Abdelmohsen, 2019) utilizó la posición lateral para evaluar y comparar la fuerza muscular de abductores y aductores de cadera del lado dominante frente al lado no dominante en adultos sanos, no encontrando diferencias significativas para los músculos evaluados (abductores y aductores de cadera). Estos resultados pueden utilizarse como datos normativos para personas con desequilibrios musculares entre ambas extremidades inferiores debido a una patología. Por otro lado, Aramaki et al. (Hidefumi Aramaki et al., 2016) utilizaron un dinamómetro de mano para estudiar la relación, validez y fiabilidad de la fuerza isométrica de abductores de cadera con rotación externa en posición supina y lateral (con cadera y rodilla en flexión) frente a los abductores de cadera en posición supina y lateral (con cadera y rodilla en extensión) en adultos sanos, concluyendo que, la medición de la fuerza muscular de los abductores de cadera con rotación externa utilizando una posición supina y lateral (con cadera y rodilla en flexión) tienen una alta fiabilidad y validez. Esta conclusión es útil para las personas que presentan dificultades durante la extensión de la cadera y la rodilla. Siguiendo esta línea, Awwad et al. (Awwad et al., 2017) también evalúan abductores de cadera en decúbito supino para estudiar la fiabilidad del dinamómetro de mano en adultos mayores, comparando sus resultados con los obtenidos por un dinamómetro isocinético en posición de pie, obteniendo una alta fiabilidad intra e inter-evaluador en decúbito supino. Cerda Vega et al. (Vega et al., 2018) estudian la validez y fiabilidad de la fuerza isométrica de los abductores de cadera en tres posiciones; lateral, de pie y supino, utilizando un dinamómetro electromecánico funcional, obteniendo un ICC de bueno a excelente para las tres posiciones; sin embargo, el mejor resultado fue en posición supino (excelente fiabilidad).

Nuestros resultados indican que la posición lateral es la más utilizada para la evaluación de los abductores y aductores de la cadera, sin embargo, esta posición puede ser menos fiable que la posición de pie. Esto se debe principalmente a que las posiciones laterales presentan una mayor inestabilidad durante la evaluación, como consecuencia de una menor estabilidad de la pelvis, que se ha intentado corregir mediante el uso de un cinturón de estabilidad (Bazett-Jones & Squier, 2020; Florencio et al., 2019). La posición de pie presenta mejor fiabilidad, esto se debe a una mayor estabilidad pélvica de los músculos abductores del lado apoyado, evitando la caída de la pelvis y permitiendo la generación de mayores niveles de fuerza en la extremidad evaluada (Mohammad et al., 2017). A pesar de esto, es importante resaltar que la posición utilizada para la evaluación de la fuerza de los músculos abductores y aductores de la cadera debe ser adaptada al contexto del sujeto. Si el contexto es clínico, la evaluación en posición supina o lateral podría beneficiar a pacientes con patologías de las extremidades inferiores. Sin embargo, si el contexto es deportivo, la posición de pie podría replicar los gestos utilizados en el deporte y, por lo tanto, resultar más útil.

Velocidad

El rango de velocidades utilizado en esta revisión varía entre 30°/seg y 180°/seg para los movimientos de ABD y ADD concéntrico, en cambio, para los movimientos de ABD y ADD excéntrico, las velocidades varían entre 30°/seg y 90°/seg. Pontaga (Pontaga, 2003) propone velocidades de 60°/seg y 180°/seg para la evaluación de los músculos de la cadera debido a su alta reproducibilidad. Por otro lado, los rangos superiores a 180°/seg pierden fiabilidad debido a la dificultad que tienen los sujetos para realizar el movimiento, principalmente a 240°/seg (Lee E. Brown & Michael H. Stone, 2000). Estos resultados están relacionados con los de Mohammad et al. (Mohammad et al., 2017) que, en su estudio de los efectos de la posición y la velocidad sobre las relaciones agonistas y antagonistas en la cadera, hallaron que el torque isocinético disminuye con el aumento de la velocidad angular en hombres y mujeres.

En esta revisión, encontramos que las velocidades que presentan mayor fiabilidad para los movimientos de ABD y ADD de cadera son similares. Para los movimientos de ABD de cadera son 60°/seg, 90°/seg y 120°/seg, y para los movimientos de ADD de cadera son 60°/seg y 120°/seg. Sin embargo, hay que tener en cuenta que la fiabilidad de la velocidad está relacionada con la posición del sujeto, por lo que sus resultados pueden variar, es decir, una velocidad con excelente fiabilidad en bipedestación puede perder fiabilidad si se evalúa en otra posición.

Estudio 3: Perfil Dinamométrico de Fuerza Muscular de Cadera en Futbolistas Jóvenes.

El objetivo del presente estudio fue determinar un perfil dinamométrico de fuerza muscular de cadera en jugadores de fútbol joven de acuerdo con la posición que utilizan dentro del campo de juego (defensas, volantes, delanteros). Los principales resultados muestran que para la abducción derecha ECC a 0,5 m/seg, y para la aducción ECC derecha a 0,5 y 1 m/seg, los defensas son significativamente más fuertes que los volantes y más fuertes que los delanteros, y no existe diferencia significativa para la extensión y flexión de cadera izquierda y derecha CON y ECC a 0,5 m/seg y 1 m/seg entre defensas, volantes y delanteros. Con respecto al ratio de fuerza convencional, existe una diferencia significativa para el ratio CON/CON de ABD/ADD izquierdo a 1 m/seg, siendo el ratio de fuerza de los delanteros significativamente mayor con respecto a los defensas, y mayor en los delanteros con respecto a los volantes. Para el ratio de fuerza funcional ABD/ADD y FLE/EXT, no existe un efecto significativo entre defensas, volantes y delanteros, así como para el equilibrio de fuerza bilateral. Las principales conclusiones de este estudio fueron que la fuerza muscular excéntrica de abducción y aducción de cadera fue mayor en los defensas, el ratio de fuerza convencional ABD/ADD fue mayor en los delanteros, y que no hay diferencias entre defensas, volantes y delanteros con respecto al equilibrio de fuerza bilateral.

Fuerza Máxima Absoluta y Relativa de Abducción y Aducción de cadera

Nuestros resultados revelan un efecto significativo para la abducción derecha ECC a 0,5 m/seg, donde se observa que los defensas son más fuerte que los volantes y más fuertes que los delanteros, estos resultados coinciden con los hallazgos encontrados por Wik et al. (Wik et al., 2019) quienes muestran que los defensores tienen valores de fuerza de abducción

excéntrica de cadera más elevados que los arqueros, con un fuerte tamaño del efecto ($p < 0,05$, $d = 0,85-0,87$), sin embargo, los volantes resultaron tener mayor fuerza de abducción excéntrica de cadera que los arqueros (dominante $p < 0,01$, $d = 1,0$; no dominante $p < 0,05$, $d = 0,70$) y delanteros (dominante de cadera $p < 0,05$, $d = 0,54$).

También se observa un efecto significativo para la aducción ECC derecha a $0,5$ m/seg y 1 m/seg, donde se muestra que los defensas son más fuertes que los volantes y más fuertes que los delanteros, a diferencia de los resultados de Wik et al. (Wik et al., 2019) quienes concluyen que los sujetos con valores de aducción ECC de cadera más fuertes son los volantes con respecto a los arqueros ($p < 0,05$, $d = 0,65-0,70$) y los delanteros ($p < 0,05$, $d = 0,52-0,57$). Es importante mencionar que Wik et al. (Wik et al., 2019) utilizaron un dinamómetro de mano y una posición lateral para evaluar la fuerza excéntrica de la cadera.

Al igual que en nuestro estudio, Karatrantou et al. (Karatrantou et al., 2019) encontraron que los valores máximos de torque durante la acción muscular excéntrica fueron significativamente ($p < 0,001$) mayores en comparación con los observados durante la acción muscular concéntrica, esto puede deberse a que durante los movimientos de corte o cambios de dirección existe gran participación de los músculos de la cadera, tanto en el frenado como en la propulsión (Scoz et al., 2021), así mismo, durante el golpe al balón existe una participación excéntrica de los aductores de la cadera. Al igual que Wik et al. (Wik et al., 2019), Karatrantou et al. (Karatrantou et al., 2019) utilizaron la posición lateral para evaluar la fuerza de la cadera, sin embargo el instrumento utilizado fue un dinamómetro isocinético.

Fuerza Máxima Absoluta y Relativa de Flexión y Extensión de Cadera

Nuestros resultados muestran que no existen diferencias significativas en los valores absolutos y relativos de fuerza muscular para la extensión y flexión de cadera, lo que concuerda con los hallazgos de AlTaweel et al. (AlTaweel et al., 2022), quienes no encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre arqueros, defensas, volantes y delanteros. Es importante tener en cuenta que la posición utilizada para la evaluación de los flexores y extensores de la cadera por AlTaweel et al. (AlTaweel et al., 2022) fue en supino, y el instrumento utilizado fue un dinamómetro isocinético. Se necesitan más estudios que comparen la fuerza de flexores y extensores en futbolistas según la posición ocupada dentro del campo de juego.

Ratio de Fuerza Convencional

Hemos observado que los valores de fuerza del ratio convencional CON/CON de ABD/ADD son más altos a velocidades bajas ($0,5$ m/seg), a diferencia de los hallazgos de Karatrantou et al. (Karatrantou et al., 2019), que muestran que los valores de fuerza del ratio convencional CON/CON de ABD/ADD son más altos a velocidades altas ($90^\circ/\text{seg}$) ($p < 0,05$). Por otra parte, nuestros valores de fuerza del ratio convencional ECC/ECC de ABD/ADD son más altos a velocidades altas (1 m/seg), al igual que los hallazgos encontrados por Karatrantou et al. (Karatrantou et al., 2019), que muestra que los valores de fuerza del ratio convencional ECC/ECC de ABD/ADD son más altos a velocidades altas ($90^\circ/\text{seg}$) ($p < 0,05$).

Si comparamos el ratio de fuerza convencional CON/CON vs ECC/ECC entre ABD/ADD a 0,5 m/seg y ABD/ADD a 1 m/seg, vemos que a 0,5 m/seg el ratio convencional CON/CON es mayor que el ratio convencional ECC/ECC, sin embargo, a 1 m/seg el ratio ECC/ECC fue mayor. Estos resultados están relacionados con el tipo de fuerzas aplicadas en el fútbol, como el pase interior, que se ejecuta a altas velocidades y con predominio de la acción muscular excéntrica de los aductores (Dupré et al., 2018), y prácticas asociadas a desplazamientos, aceleraciones y cambios de dirección que aumentan la fuerza excéntrica de los abductores (Thorborg et al., 2011).

Para el ratio de fuerza convencional de FLE/EXT, el ratio CON/CON fue mayor que el ratio ECC/ECC en ambas velocidades. Esto se debe a que, para los movimientos en el plano sagital, como el sprint lineal y el salto vertical y horizontal, el atleta inicia los movimientos con una rápida acción concéntrica de los extensores y luego de los flexores (Kotsifaki et al., 2021; Tottori et al., 2021), y la fase excéntrica está determinada principalmente por los músculos que rodean la articulación de la rodilla (Kotsifaki et al., 2021).

Ratio de Fuerza Funcional

Nuestra investigación muestra que el ratio de fuerza funcional ABD/ADD CON/ECC es mayor a baja velocidad (0,5 m/seg), y el ratio de fuerza funcional ECC/CON es mayor a alta velocidad (1 m/seg). Estos datos coinciden con los comunicados por Karatrantou et al. (Karatrantou et al., 2019), quienes observaron en su estudio que la relación CON/ECC era mayor a baja velocidad (30°/seg), y la relación ECC/CON aumentaba con el incremento de la velocidad angular (90°/seg).

Para el ratio de fuerza funcional de FLE/EXT, el ratio CON/ECC es mayor a baja velocidad (0,5 m/seg), y el ratio ECC/CON es mayor a alta velocidad (1 m/seg). No existen informes sobre la relación funcional de los flexores y extensores de la cadera.

Si comparamos el ratio de fuerza funcional CON/ECC vs ECC/CON de ABD/ADD y FLE/EXT, encontramos que el ratio ECC/CON es siempre mayor, independientemente de la velocidad, esto es debido a que cuando la velocidad angular del movimiento aumenta, la capacidad de generación de fuerza máxima de la musculatura antagonista aumenta a través de una acción excéntrica, mientras que los músculos agonistas producen fuerza a través de una acción concéntrica Karatrantou et al. (Karatrantou et al., 2019).

Equilibrio de Fuerza Bilateral

Se sabe que en el fútbol existen desequilibrios de fuerza muscular entre las extremidades, que se justifican por la edad, dominancia y nivel de entrenamiento (Fousekis et al., 2010). La literatura ha señalado valores críticos, siendo clasificados como asimétricos los jugadores que presentan un déficit de fuerza bilateral superior al 15% (Knapik et al., 1991), e incluso superior al 10% (Daneshjoo et al., 2013), lo que constituye un factor de riesgo de lesión. Nuestros resultados no muestran un efecto significativo entre defensas, volantes y delanteros, sin embargo, a pesar de no existir diferencias estadísticamente significativas, encontramos muchos valores que superan el 15% de déficit bilateral CON y ECC a 0,5 m/seg y 1 m/seg.

Por otro lado, Helme et al. (Helme et al., 2021), concluyen que la asimetría funcional de las extremidades inferiores como factor de riesgo de lesión es de calidad moderada a baja, debido al enfoque metodológico de los estudios.

Estudio 4: *Influencia de la Fuerza Muscular de Cadera en Aspectos del rendimiento Deportivo en Futbolistas Jóvenes.*

Fuerza Total Concéntrica y Excéntrica de Cadera Izquierda y Derecha a 0,5 m/seg y 1 m/seg

Nuestros resultados muestran que existe una diferencia significativa en la fuerza total de cadera a diferentes velocidades isocinéticas, siendo los valores ECC mayores que los CON. Esto tiene relación con las demandas que se producen en el fútbol a través de los distintos gestos deportivos, los cuales involucran actividades de aceleración, deceleración, cambios de dirección y recepción posterior a un salto vertical (Chaabene et al., 2018; Zhang et al., 2021). Por otro lado, tener mayores niveles de fuerza excéntrica está relacionada directamente con un mejor rendimiento deportivo (Loturco et al., 2020).

Relación entre Fuerza Total Concéntrica-Excéntrica y Rendimiento Deportivo

No se observaron relaciones entre la fuerza muscular total de cadera concéntrica y excéntrica a 0,5 y 1 m/s con el rendimiento físico. En esta misma línea, aunque en una articulación diferente Kabacinski et al (Kabacinski et al., 2022) no encontraron relaciones entre el torque máximo concéntrico de flexores y extensores de rodilla y pruebas de velocidad de 30 metros, pruebas de agilidad y potencia a través del salto vertical. Por otro lado, U Wisloff et al. (Wisloff et al., 2004) si encontró una fuerte correlación entre la fuerza máxima aplicada en sentadilla y el rendimiento en sprint y altura de salto en futbolistas.

CONCLUSIÓN

En general, podemos concluir que existen muchos factores que influyen en la fiabilidad de las mediciones isocinéticas de los músculos de cadera, siendo los más conocidos; la posición del cuerpo, la velocidad isocinética y el tipo de contracción muscular, sin embargo, también existen otros factores a tener en cuenta como; la edad del sujeto, el sexo, si el sujeto es deportista o sedentario, la presencia o ausencia de patologías, el estímulo verbal, la motivación del sujeto, la estabilidad pélvica durante la prueba y la experiencia previa del sujeto en este tipo de evaluaciones. Y aunque la mayoría de los estudios consideran estos factores, muchos investigadores optan por la evaluación de la fuerza muscular de cadera en posiciones que otorgan mayor estabilidad a los sujetos, lo cual es válido para poblaciones con patología o sedentarias, sin embargo, según los resultados de nuestros meta-análisis, podemos concluir que la posición de pie a una velocidad de 180°/s presenta excelente fiabilidad para la evaluación de flexores y extensores de cadera, y la posición de pie a 120°/s presenta buena fiabilidad para la evaluación de abductores y aductores de cadera. Se sugieren estas posturas y velocidades no solo por su fiabilidad, sino que también por la similitud de la evaluación con los gestos desarrollados dentro del deporte. Por otro lado, crear y conocer el perfil de fuerza de los músculos de cadera permitirá a entrenadores, preparadores físicos, médicos y fisioterapeutas crear estrategias que permitirán la optimización del rendimiento deportivo de sus deportistas, lo cual es nuevo en deportes como el fútbol, donde la mayor investigación se encuentra a nivel de la articulación de la rodilla.

Las conclusiones específicas de cada uno de los estudios que componen la presente Tesis Doctoral fueron:

Estudio 1: *Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Flexores y Extensores de Cadera en Sujetos Sanos y Deportistas: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis.*

De acuerdo con el resultado de nuestro meta-análisis, la fiabilidad de las evaluaciones isocinéticas de flexión y extensión de cadera son las siguientes:

- La flexión de cadera muestra buena fiabilidad para la posición de pie (ICC = 0,79; IC 95%: 0,54-1,04).
- La extensión de cadera muestra excelente fiabilidad para la posición en supino (ICC = 0,90; IC del 95%: 0,85-0,96).
- La flexión de cadera a 120°/seg y 180°/seg presenta una excelente fiabilidad (ICC = 0,93; IC 95%: 0,85-1,00), (ICC = 0,96; IC 95%: 0,92-1,01).
- La extensión de la cadera a 60°/seg y 120°/seg presenta buena fiabilidad (ICC = 0,90; IC 95%: 0,82- 0,98), (ICC = 0,87; IC 95%: 0,75-0,99) y excelente fiabilidad a 180°/seg (ICC = 0,93; IC 95%: 0,82-1,03).

A pesar de estos resultados, es necesario realizar más estudios con mayor calidad metodológica en diferentes poblaciones, de diferentes edades y sexos, con diferentes modalidades de contracción muscular y en ambas extremidades, que permitan confirmar nuestros resultados y reproducirlos sistemáticamente.

Estudio 2: *Fiabilidad de las Mediciones Isocinéticas de Abductores y Aductores de Cadera: Una Revisión Sistemática y Meta-Análisis.*

De acuerdo con el resultado de nuestro meta-análisis, la fiabilidad de las evaluaciones isocinéticas de abducción y aducción de cadera son las siguientes:

- La fiabilidad de la medición de fuerza isocinética de cadera es buena en ABD (ICC=0,83) y ADD (ICC = 0,81).
- La posición de pie presenta buena fiabilidad en ABD (ICC = 0,83) y ADD (ICC = 0,79).
- La posición lateral presenta buena fiabilidad en ABD (ICC = 0,83) y ADD (ICC = 0,82).
- La velocidad de 60°/seg, 90°/seg y 120°/seg (ICC = 0,84), (ICC = 0,84), (ICC = 0,86) presenta buena fiabilidad en ABD.
- La velocidad de 30°/seg, 60°/seg y 120°/seg (ICC = 0,76), (ICC = 0,83), (ICC = 0,89) muestra buena fiabilidad para el ADD.

Aunque la mayoría de los estudios han evaluado la fuerza de los músculos de la cadera en posición lateral, la posición de pie parece ser muy buena alternativa para evaluar estos músculos. Por lo tanto, se sugiere que futuros estudios prueben esta posición a 120°/seg concéntrica y excéntrica.

Estudio 3: *Perfil Dinamométrico de Fuerza Muscular de Cadera en Futbolistas Jóvenes.*

Existen diferencias significativas en la fuerza absoluta de abducción y aducción excéntrica de cadera, presentando los defensores mayores niveles de fuerza. Sin embargo, no encontramos diferencias significativas en la fuerza absoluta y relativa de los flexores y extensores de cadera. En el ratio de fuerza unilateral convencional, encontramos que los delanteros tienen mayor ratio de fuerza concéntrica de abductores/aductores, a diferencia del ratio de fuerza unilateral funcional, donde no hay diferencias significativas. Estas diferencias pueden estar relacionadas con la función del futbolista dentro del campo ya que cada posición demanda capacidades diferentes. Por último, tampoco encontramos diferencias significativas para el balance de fuerza bilateral entre defensas, centrocampistas y delanteros.

Estudio 4: *Influencia de la Fuerza Muscular de Cadera en Aspectos del rendimiento Deportivo en Futbolistas Jóvenes.*

Existe dificultad para encontrar un consenso entre las relaciones de fuerza muscular, y aspectos del rendimiento deportivo como, velocidad, agilidad y potencia muscular, las cuales podrían deberse a que estas cualidades no sólo dependen de la capacidad del jugador para generar fuerza, sino que también de su edad, nivel de entrenamiento, sexo, características antropométricas y periodo de entrenamiento. Es importante seguir estudiando la fuerza muscular de cadera, y como se relaciona con el rendimiento deportivo, ya que al ser la articulación que inicia el movimiento de la extremidad inferior, todo lo que ocurra en ella repercutirá en el rendimiento deportivo, para optimizar o para ser causa de lesión.

LIMITACIONES

Los estudios de la presente Tesis Doctoral tienen limitaciones, las cuales deben ser conocidas.

Con respecto a los dos meta-análisis, las limitaciones tienen que ver con la variabilidad de la población, que va desde niños a adultos, sujetos entrenados y no entrenados, con y sin experiencia en la evaluación, lo que influye en la fiabilidad global o total del metaanálisis. Por lo tanto, las diferencias en la fiabilidad pueden atribuirse a esta serie de características de los estudios, además, existen limitaciones a la generalización del meta-análisis, ya que otras poblaciones clínicas como las personas mayores o los pacientes con osteoartritis muestran una menor fiabilidad, entonces, comprender la fiabilidad de la población es importante para planificar estudios específicos de la población en los que la variabilidad puede desempeñar un papel fundamental.

Sin embargo, a pesar de la heterogeneidad y calidad metodológica de los estudios, pudimos identificar posiciones y velocidades con buena y excelente fiabilidad, lo que orienta al profesional de la salud y el deporte a tomar decisiones y estandarizar procesos durante la evaluación.

Con respecto al tercer estudio, la limitación tiene que ver con que los futbolistas sólo tuvieron una sesión de familiarización con el DEMF, por lo tanto, esto podría haber influido en la ejecución técnica del ejercicio y por ende, en los valores máximos de fuerza.

En relación con el cuarto estudio, la limitación tiene que ver con la disminución de la muestra, ya que muchos sujetos con evaluación de fuerza de cadera no asistieron a las evaluaciones de campo, lo que bajo el número de participantes. Además, el realizar las pruebas de campo en un solo día, pudo haber afectado en parte el rendimiento, sin embargo, tratamos de disminuir esta limitación dando las pausas adecuadas a cada grupo evaluado.

FUTUROS ESTUDIOS

A través de la presente Tesis Doctoral hemos determinado la fiabilidad de las mediciones isocinéticas de cadera, identificando las mejores posiciones y velocidades a utilizar en el deporte, las cuales hemos puesto en marcha a través de las evaluaciones en futbolistas jóvenes, creando un perfil dinamométrico de fuerza de cadera e identificando diferencias entre las distintas posiciones ocupadas por los jugadores. Además, hemos podido establecer una correlación entre la fuerza muscular total de cadera y aspectos del rendimiento deportivo, lo cual es muy relevante para los profesionales del deporte y salud que se desempeñan en el ámbito deportivo.

Ahora, el objetivo está en examinar y establecer una correlación entre la fuerza muscular de cadera y las lesiones que se han producido posterior a la evaluación, y así, establecer una asociación entre niveles de fuerza y lesiones músculo esqueléticas de extremidad inferior, con el fin de establecer valores normativos que sirvan de base para generar pautas de rehabilitación y reintegro deportivo.

REFERENCIAS

- Abdelmohsen, A. M. (2019). Leg Dominance Effect on Isokinetic Muscle Strength of Hip Joint. *Journal of Chiropractic Medicine*, 18(1), 27–32. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2018.03.009>
- Abdul-Hameed, U., Rangra, M. P., Shareef, M. Y., & Hussain, M. E. (2012). Reliability of 1-Repetition Maximum Estimation for Upper and Lower Body Muscular Strength Measurement in Untrained Middle Aged Type 2 Diabetic Patients. In *Asian Journal of Sports Medicine* (Vol. 3, Issue 4). <http://asjms.tums.ac.ir>
- AlTaweel, A., Nuhmani, S., Ahsan, M., Abualait, T., & Muaidi, Q. (2022). Determining the hip joint isokinetic muscle strength and range of motion of professional soccer players based on their field position. *PeerJ*, 10. <https://doi.org/10.7717/peerj.14000>
- Ambegaonkar, J. P., Mettinger, L. M., Caswell, S. v, Burt, A., & Cortes, N. (2014). Relationships between core endurance, hip strength, and balance in collegiate female athletes. In *The International Journal of Sports Physical Therapy* (Vol. 9, Issue 5).
- Asgari, M., Alizadeh, M. H., Shahrbanian, S., Nolte, K., & Jaitner, T. (2022). Effects of the FIFA 11+ and a modified warmup programme on injury prevention and performance improvement among youth male football players. *PLoS ONE*, 17(10 October). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0275545>
- Awwad, D. H., Buckley, J. D., Thomson, R. L., O'Connor, M., Carbone, T. A., & Chehade, M. J. (2017). Testing the Hip Abductor Muscle Strength of Older Persons Using a Handheld Dynamometer. *Geriatric Orthopaedic Surgery and Rehabilitation*, 8(3), 166–172. <https://doi.org/10.1177/2151458517722608>
- Bazett-Jones, D. M., & Squier, K. (2020). Measurement properties of hip strength measured by handheld dynamometry: Reliability and validity across the range of motion. *Physical Therapy in Sport*, 42, 100–106. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.01.005>
- Beardsley, C. M., & Contreras, B. (2014). The Increasing Role of the Hip Extensor Musculature With Heavier Compound Lower-Body Movements and More Explosive Sport Actions. *Strength and Conditioning Journal*, 36(2), 49–55. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000047>
- Beato, M., Young, D., Stiff, A., & Coratella, G. (2021). Lower-Limb Muscle Strength, Anterior-Posterior and Inter-Limb Asymmetry in Professional, Elite Academy and Amateur Soccer Players. *Journal of Human Kinetics*, 77(1), 135–146. <https://doi.org/10.2478/hukin-2020-0058>
- Bezodis, N. E., Willwacher, S., & Salo, A. I. T. (2019). The Biomechanics of the Track and Field Sprint Start: A Narrative Review. In *Sports Medicine* (Vol. 49, Issue 9, pp. 1345–1364). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01138-1>
- Brígido-Fernández, I., García-Muro San José, F., Charneco-Salguero, G., Cárdenas-Rebollo, J. M., Ortega-Latorre, Y., Carrión-Otero, O., & Fernández-Rosa, L. (2022). Knee Isokinetic Profiles and Reference Values of Professional Female Soccer Players. *Sports*, 10(12), 204. <https://doi.org/10.3390/sports10120204>
- Brink, Y., & Louw, Q. A. (2012). Clinical instruments: Reliability and validity critical appraisal. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*, 18(6), 1126–1132. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2753.2011.01707.x>
- C N Burnett, E F Betts, & W M King. (1990). Reliability of Isokinetic Measurements of Hip Muscle Torque in Young Boys. *Physical Therapy & Rehabilitation Journal*, 70(4), 244–249. <https://doi.org/10.1093/ptj/70.4.244>

- Calmels, P. M., Nellen, M., van der Borne, I., Jourdin, P., Minaire, P., & Lisfranc, J. (1997). Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(11), 1224–1230. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(97\)90336-1](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(97)90336-1)
- Campos, A., Bautista Gonzales Iker Javier, Chiroso Rios Luis Javier, Martin Tamayo Ignacio, Lopez Fuenzalida Antonio Eduardo, & Chiroso Rios Ignacio Jesus. (2014). Validity and Reliability of the Haefni Health System 1.0 device in the measurement of the isokinetic velocity range. *Cuadernos de Psicología Del Deporte*, 14(2), 91–98.
- Chaabene, H., Prieske, O., Negra, Y., & Granacher, U. (2018). Change of Direction Speed: Toward a Strength Training Approach with Accentuated Eccentric Muscle Actions. *Sports Medicine*, 48(8), 1773–1779. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0907-3>
- Chamorro, C., de La Fuente, C., Rubio, J., Campos, C., & Chiroso, L. J. (2019). Absolute reliability and concurrent validity of a novel electromechanical pulley dynamometer for measuring shoulder rotation isometric strength in asymptomatic subjects. Study conducted at Pontificia Universidad Católica, Santiago, Chile. *Journal Of Pakistan Medical Association*, 69(7), 1000–1005.
- Chicharro, J. L. (2022). *Fisiología del ejercicio*. Panamericana. <https://books.google.es/books?id=PpV5zwEACAAJ>
- Claiborne, T. L., Timmons, M. K., & Pincivero, D. M. (2009). Test-retest reliability of cardinal plane isokinetic hip torque and EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5). <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.07.005>
- Claudio A B de Lira, Naryana C Mascarin, Valentine Z Vargas, Rodrigo L Vancini, & Marília S Andrade. (2017). Isokinetic knee muscle strength profile in brazilian male soccer, futsal, and beach soccer players: a cross-sectional study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(7), 1103–1110. <https://doi.org/10.26603/ijspst20171103>
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences Second Edition* (2nd Edition). <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- Contreras-Díaz, G., Chiroso-Ríos, L. J., Chiroso-Ríos, I., Intelangelo, L., Jerez-Mayorga, D., & Martinez-Garcia, D. (2021). Reliability of isokinetic hip flexor and extensor strength measurements in healthy subjects and athletes: A systematic review and meta-analysis. In *International Journal of Environmental Research and Public Health* (Vol. 18, Issue 21). MDPI. <https://doi.org/10.3390/ijerph182111326>
- Contreras-Díaz, G., Chiroso-Ríos, L. J., Martinez-Garcia, D., Intelangelo, L., Chiroso-Ríos, I., & Jerez-Mayorga, D. (2022). Reliability of isokinetic hip abductor and adductor strength measurements: A systematic review and meta-analysis. In *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*. SAGE Publications Ltd. <https://doi.org/10.1177/17543371221137965>
- Cuthbert, S. C., & Goodheart, G. J. (2007). On the reliability and validity of manual muscle testing: A literature review. In *Chiropractic and Osteopathy* (Vol. 15). <https://doi.org/10.1186/1746-1340-15-4>
- Daneshjoo, A., Rahnama, N., Mokhtar, A. H., & Yusof, A. (2013). Bilateral and unilateral asymmetries of isokinetic strength and flexibility in male young professional soccer players. *Journal of Human Kinetics*, 36(1), 45–53. <https://doi.org/10.2478/hukin-2013-0005>

- Deane, R. S., Chow, J. W., Tillman, M. D., & Fournier, K. A. (2005). Effects of hip flexor training on sprint, shuttle run, and vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 615–621. <https://doi.org/10.1519/14974.1>
- Domínguez-Navarro, F., Benitez-Martínez, J. C., Ricart-Luna, B., Cotelí-Suárez, P., Blasco-Igual, J. M., & Casaña-Granell, J. (2022). Impact of hip abductor and adductor strength on dynamic balance and ankle biomechanics in young elite female basketball players. *Scientific Reports*, 12(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-07454-3>
- Donald A. Neumann. (2010). Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 82–94. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3025>
- Dugailly, P.-M., Brassinne, E., Pirotte, E., Mouraux, D., Feipel, V., & Klein, P. (2005). Isokinetic assessment of hip muscle concentric strength in normal subjects: A reproducibility study. In *Isokinetics and Exercise Science* (Vol. 13). IOS Press.
- Dupré, T., Funken, J., Müller, R., Mortensen, K. R. L., Lysdal, F. G., Braun, M., Krah, H., & Potthast, W. (2018). Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? A biomechanical analysis. *Journal of Sports Sciences*, 36(16), 1827–1835. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1423193>
- Dvir, Z., & Muller, S. (2020). Multiple-joint isokinetic dynamometry: a critical review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(2), 587–601. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002982>
- Emery, C. A., Maitland, M. E., & Meeuwisse, W. H. (1999). Test-Retest Reliability of Isokinetic Hip Adductor and Flexor Muscle Strength. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 9(2), 79–85. <https://doi.org/10.1097/00042752-199904000-00007>
- Eng, J. J., Ot, P. /, Kim, M., Macintyre, D. L., & Eng, J. (2002). Reliability of lower extremity strength measures in persons with chronic stroke. In *Arch Phys Med Rehabil* (Vol. 83, Issue 3).
- Faude, O., Rößler, R., & Junge, A. (2013). Football injuries in children and adolescent players: Are there clues for prevention? In *Sports Medicine* (Vol. 43, Issue 9, pp. 819–837). <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0061-x>
- Florencio, L. L., Martins, J., da Silva, M. R. B., da Silva, J. R., Bellizzi, G. L., & Bevilacqua-Grossi, D. (2019). Knee and hip strength measurements obtained by a hand-held dynamometer stabilized by a belt and an examiner demonstrate parallel reliability but not agreement. *Physical Therapy in Sport*, 38, 115–122. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.04.011>
- Fousekis, K., Tsepi, E., & Vagenas, G. (2010). Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. In *Journal of Sports Science and Medicine* (Vol. 9). <http://www.jssm.org>
- Gerodimos, V., Karatrantou, K., Paschalis, V., Zafeiridis, A., Katsareli, E., Bilios, P., & Kellis, S. (2015a). Reliability of concentric and eccentric strength of hip abductor and adductor muscles in young soccer players. *Biology of Sport*, 32(4), 351–356. <https://doi.org/10.5604/20831862.1189202>
- Gerodimos, V., Karatrantou, K., Paschalis, V., Zafeiridis, A., Katsareli, E., Bilios, P., & Kellis, S. (2015b). Reliability of concentric and eccentric strength of hip abductor and adductor muscles in young soccer players. *Biology of Sport*, 32(4), 351–356. <https://doi.org/10.5604/20831862.1189202>
- Grgic, J., Lazine, B., Schoenfeld, B. J., & Pedisic, Z. (2020). Test–Retest Reliability of the One-Repetition Maximum (1RM) Strength Assessment: a Systematic Review. In *Sports*

Medicine - Open (Vol. 6, Issue 1). Springer. <https://doi.org/10.1186/s40798-020-00260-z>

- Hammami, M., Gaamouri, N., Shephard, R. J., & Chelly, M. S. (2018). Effects of contrast strength vs. plyometric training on lower-limb explosive performance, ability to change direction and neuromuscular adaptation in soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(8), 2094–2103. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002425>
- Hammami, M. Z., Negra, Y., Shephard, R. J., & Chelly, M. S. (2017). The effect of standard strength vs. contrast strength training on the development of sprint, agility, repeated change of direction, and jump in junior male soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(4), 201–212. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001815>
- Harøy, J., Clarsen, B., Wiger, E. G., Øyen, M. G., Serner, A., Thorborg, K., Hölmich, P., Andersen, T. E., & Bahr, R. (2019). The Adductor Strengthening Programme prevents groin problems among male football players: A cluster-randomised controlled trial. *British Journal of Sports Medicine*, 53(3), 145–152. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098937>
- Harriss, D. J., Macsween, A., & Atkinson, G. (2019). Ethical Standards in Sport and Exercise Science Research: 2020 Update. In *International Journal of Sports Medicine* (Vol. 40, Issue 13, pp. 813–817). Georg Thieme Verlag. <https://doi.org/10.1055/a-1015-3123>
- Helme, M., Tee, J., Emmonds, S., & Low, C. (2021). Does lower-limb asymmetry increase injury risk in sport? A systematic review. In *Physical Therapy in Sport* (Vol. 49, pp. 204–213). Churchill Livingstone. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2021.03.001>
- Hidefumi Aramaki, Munenori Katoh, Yukinobu Hiiragi, Tsubasa Kawasaki, Tomohisa Kurihara, & Yorikatsu Ohmi. (2016). Validity and reliability of isometric muscle strength measurements of hip abduction and abduction with external hip rotation in a bent-hip position using a handheld dynamometer with a belt. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(7), 2123–2127. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2123>
- Ishøi, L., Krommes, K., Husted, R. S., Juhl, C. B., & Thorborg, K. (2020). Diagnosis, prevention and treatment of common lower extremity muscle injuries in sport - Grading the evidence: A statement paper commissioned by the Danish Society of Sports Physical Therapy (DSSF). In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 54, Issue 9, pp. 528–539). BMJ Publishing Group. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-101228>
- Ishøi, L., Sørensen, C. N., Kaae, N. M., Jørgensen, L. B., Hölmich, P., & Serner, A. (2016). Large eccentric strength increase using the Copenhagen Adduction exercise in football: A randomized controlled trial. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 26(11), 1334–1342. <https://doi.org/10.1111/sms.12585>
- Jensen, J., Hölmich, P., Bandholm, T., Zebis, M. K., Andersen, L. L., & Thorborg, K. (2014). Eccentric strengthening effect of hip-adductor training with elastic bands in Soccer players: A randomised controlled trial. *British Journal of Sports Medicine*, 48(4), 332–338. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091095>
- Joanne L Parsons., & Michelle M Porter. (2015). Reliability of measuring hip and knee power and movement velocity in active youth. *Pediatric Physical Therapy*, 27(1), 82–89. <https://doi.org/10.1097/PEP.000000000000109>
- Julia, M., Dupeyron, A., Laffont, I., Parisaux, J. M., Lemoine, F., Bousquet, P. J., & Hérisson, C. (2010). Reproductibilité de la force musculaire isocinétique des fléchisseurs et

- extenseurs de hanche. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53(5), 293–305. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2010.05.002>
- Kabacinski, J., Szozda, P. M., Mackala, K., Murawa, M., Rzepnicka, A., Szewczyk, P., & Dworak, L. B. (2022). Relationship between Isokinetic Knee Strength and Speed, Agility, and Explosive Power in Elite Soccer Players. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(2). <https://doi.org/10.3390/ijerph19020671>
- Karatrantou, K., Gerodimos, V., Katsareli, E., Manouras, N., Ioakimidis, P., & Famisis, K. (2019). Strength Profile of Hip Abductor and Adductor Muscles in Youth Elite Soccer Players. *Journal of Human Kinetics*, 66(1), 31–41. <https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0069>
- Kea, J., Kramer, J., Forwell, L., & Birmingham, T. (2001). Hip Abduction-Adduction Strength and One-leg Hop Tests: Test-Retest Reliability and elations ship to Function in Elite ice Hockey Players. In *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* (Vol. 2, Issue 8). www.jospt.org
- Knapik, J. J., Bauman, C. L., Atc, ;, Jones, B. H., Mph, ;, Harris, M., Vaughan, L., Phd, ;, & Knapik, J. (1991). Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(1), 76–81. <https://doi.org/10.1177/036354659101900>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Kotsifaki, A., Korakakis, V., Graham-Smith, P., Sideris, V., & Whiteley, R. (2021). Vertical and Horizontal Hop Performance: Contributions of the Hip, Knee, and Ankle. *Sports Health*, 13(2), 128–135. <https://doi.org/10.1177/1941738120976363>
- Krantz, M. M., Åström, M., & Drake, A. M. (2020). Strength and fatigue measurements of the hip flexor and hip extensor muscles: test-retest reliability and limb dominance effect. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15(6), 967–976. <https://doi.org/10.26603/ijsp20200967>
- Laheru, D., Kerr, J. C., & McGregor, A. H. (2007). Assessing Hip Abduction and Adduction Strength: Can Greater Segmental Fixation Enhance the Reproducibility? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(9), 1147–1153. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.05.017>
- Lauersen, J. B., Bertelsen, D. M., & Andersen, L. B. (2014). The effectiveness of exercise interventions to prevent sports injuries: A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 48, Issue 11, pp. 871–877). BMJ Publishing Group. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092538>
- Lee E. Brown, & Michael H. Stone. (2000). Isokinetic exercise and human performance. *National Strength & Conditioning Association*, 22(4), 53–54.
- Lehance, C., Binet, J., Bury, T., & Croisier, J. L. (2009). Muscular strength, functional performances and injury risk in professional and junior elite soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 19(2), 243–251. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00780.x>
- López-Valenciano, A., Ruiz-Pérez, I., García-Gómez, A., Vera-García, F. J., de Ste Croix, M., Myer, G. D., & Ayala, F. (2020). Epidemiology of injuries in professional football: A systematic review and meta-analysis. In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 54,

- Issue 12, pp. 711–718). BMJ Publishing Group. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099577>
- Loturco, I., Jeffreys, I., Abad, C. C. C., Kobal, R., Zanetti, V., Pereira, L. A., & Nimphius, S. (2020). Change-of-direction, speed and jump performance in soccer players: a comparison across different age-categories. *Journal of Sports Sciences*, 38(11–12), 1279–1285. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1574276>
- Lucas, N. P., Macaskill, P., Irwig, L., & Bogduk, N. (2010). The development of a quality appraisal tool for studies of diagnostic reliability (QAREL). *Journal of Clinical Epidemiology*, 63(8), 854–861. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2009.10.002>
- M. Buchheit, A. Mendez-Villanueva, B. M. Simpson, & P. C. Bourdon. (2010). Match Running Performance and Fitness in Youth Soccer. *International Journal of Sports Medicine*, 31(11), 818–825. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1262838>
- Maestroni, L., Read, P., Bishop, C., & Turner, A. (2020). Strength and Power Training in Rehabilitation: Underpinning Principles and Practical Strategies to Return Athletes to High Performance. In *Sports Medicine* (Vol. 50, Issue 2, pp. 239–252). Springer. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01195-6>
- Marilia Santos Andrade, Naryana C Mascarin, Ana A Benedito-Silva, Fabio Carderelli Minozzo, Rodrigo L Vancini, & Claudio A Barbosa DE Lira. (2016). Assessment of isokinetic peak torque reliability of the hip flexor, extensor, adductors and abductors muscles in female soccer players from 14 to 25 years old. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. <http://www.minervamedica.it>
- Marston, K. J., Forrest, M. R. L., Teo, S. Y. M., Mansfield, S. K., Peiffer, J. J., & Scott, B. R. (2022). Load-velocity relationships and predicted maximal strength: A systematic review of the validity and reliability of current methods. In *PLoS ONE* (Vol. 17, Issue 10 October). Public Library of Science. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0267937>
- Mentiplay, B. F., Perraton, L. G., Bower, K. J., Adair, B., Pua, Y. H., Williams, G. P., McGaw, R., & Clark, R. A. (2015). Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: A reliability and validity study. *PLoS ONE*, 10(10). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140822>
- Merja H Arokoski, Jari P A Arokoski, Mikko Haara, Markku Kankaanpää, Minna Vesterinen, Lea H Niemitukia, & Heikki J Helminen. (2002). Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *The Journal of Rheumatology*, 29(10), 2185–2195.
- Meyer, C., Corten, K., Wesseling, M., Peers, K., Simon, J. P., Jonkers, I., & Desloovere, K. (2013). Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. *PLoS ONE*, 8(11). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0081149>
- Mohammad, W. S., Elsaïs, W. M., & Al-Eraky, O. A. (2017). Effect of testing position and angular velocity on agonist/antagonist ratios of hip muscles. *Isokinetics and Exercise Science*, 25(1), 25–31. <https://doi.org/10.3233/IES-160641>
- Noble, S., Scheinost, D., & Constable, R. T. (2019). A decade of test-retest reliability of functional connectivity: A systematic review and meta-analysis. *NeuroImage*, 203. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.116157>
- Paul Jackson Mansfield, D. A. N. (2018). Essentials of Kinesiology for the Physical Therapist Assistant. *Elsevier - Health Sciences Division*, 3, 233–277.
- Pontaga, I. (2003). Muscle Strength Imbalance in the Hip Joint Caused by Fast Movements. *Mechanics of Composite Materials*, 39, 365–368. <https://doi.org/10.1023/A:1025602829759>

- Risberg, M. A., Steffen, K., Nilstad, A., Myklebust, G., Kristianslund, E., Moltubakk, M. M., & Krosshaug, T. (2018). Normative quadriceps and hamstring muscle strength values for female, healthy, elite handball and football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(8), 2314–2323. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002579>
- Rodriguez, R. (2020). Measuring the Hip Adductor to Abductor Strength Ratio in Ice Hockey and Soccer Players: A Critically Appraised Topic. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(1), 116–121. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0250>
- Rosa, F., Sarmiento, H., Duarte, J. P., Barrera, J., Loureiro, F., Vaz, V., Saavedra, N., & Figueiredo, A. J. (2022). Knee and hip agonist-antagonist relationship in male under-19 soccer players. *PLoS ONE*, 17(4 April). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0266881>
- Scott, D. A., Bond, E. Q., Sisto, S. A., & Nadler, S. F. (2004). The intra- and interrater reliability of hip muscle strength assessments using a handheld versus a portable dynamometer anchoring station. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(4), 598–603. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.07.013>
- Scoz, R. D., Alves, B. M. O., Burigo, R. L., Vieira, E. R., Ferreira, L. M. A., da Silva, R. A., Hirata, R. P., & Amorim, C. F. (2021). Strength development according with age and position: A 10-year study of 570 soccer players. *BMJ Open Sport and Exercise Medicine*, 7(1). <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000927>
- Shamseer, L., Moher, D., Clarke, M., Ghersi, D., Liberati, A., Petticrew, M., Shekelle, P., Stewart, L. A., Altman, D. G., Booth, A., Chan, A. W., Chang, S., Clifford, T., Dickersin, K., Egger, M., Gøtzsche, P. C., Grimshaw, J. M., Groves, T., Helfand, M., ... Whitlock, E. (2015). Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (prisma-p) 2015: Elaboration and explanation. In *BMJ (Online)* (Vol. 350). BMJ Publishing Group. <https://doi.org/10.1136/bmj.g7647>
- Shoukri, M. M., Al-Hassan, T., DeNiro, M., el Dali, A., & Al-Mohanna, F. (2016). Bias and Mean Square Error of Reliability Estimators under the One and Two Random Effects Models: The Effect of Non-Normality. *Open Journal of Statistics*, 06(02), 254–273. <https://doi.org/10.4236/ojs.2016.62022>
- Śliwowski, R., Marynowicz, J., Jadcak, Ł., Grygorowicz, M., Kalinowski, P., & Paillard, T. (2021). The relationships between knee extensors/flexors strength and balance control in elite male soccer players. *PeerJ*, 9. <https://doi.org/10.7717/peerj.12461>
- Stark, T., Walker, B., Phillips, J. K., Fejer, R., & Beck, R. (2011). Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. In *PM and R* (Vol. 3, Issue 5, pp. 472–479). <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.10.025>
- Stølen, T., Chamari, K., Castagna, C., & Wisløff, U. (2005). Physiology of Soccer An Update. In *Sports Med* (Vol. 35, Issue 6).
- Styles, W. J., Matthews, M. J., & Comfort, P. (2016). Effects of strength training on squat and sprint performance in soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(6), 1534–1539. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001243>
- Suchomel, T. J., Nimphius, S., & Stone, M. H. (2016). The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. In *Sports Medicine* (Vol. 46, Issue 10, pp. 1419–1449). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0486-0>
- Sugiura, Y., Saito, T., Sakuraba, K., Sakuma, K., & Suzuki, E. (2008). Strength deficits identified with concentric action of the hip extensors and eccentric action of the hamstrings predispose to hamstring injury in elite sprinters. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(8), 457–464. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2575>

- Team, R. C. (2017). *R: A language and environment for statistical computing*. 1–3646.
- Thompson, S. W., Rogerson, D., Ruddock, A., Greig, L., Dorrell, H. F., Barnes, A., & Chapman, W. (2021). *A Novel Approach to IRM Prediction Using the Load-Velocity Profile: A Comparison of Models*. <https://doi.org/10.3390/sports>
- Thorborg, K., Couppé, C., Petersen, J., Magnusson, S. P., & Hölmich, P. (2011). Eccentric hip adduction and abduction strength in elite soccer players and matched controls: A cross-sectional study. *British Journal of Sports Medicine*, 45(1), 10–13. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.061762>
- Tottori, N., Suga, T., Miyake, Y., Tsuchikane, R., Tanaka, T., Terada, M., Otsuka, M., Nagano, A., Fujita, S., & Isaka, T. (2021). Trunk and lower limb muscularity in sprinters: what are the specific muscles for superior sprint performance? *BMC Research Notes*, 14(1). <https://doi.org/10.1186/s13104-021-05487-x>
- Vega, E. C., Jerez-Mayorga, D., Payer, R. M., Jara, C. C., Guzman-Guzman, I., Ponce, A. R., & Chiroso, L. J. (2018). Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device. *PLoS ONE*, 13(8). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0202248>
- Viechtbauer, W. (2010). Conducting Meta-Analyses in R with the metafor Package. In *JSS Journal of Statistical Software* (Vol. 36). <http://www.jstatsoft.org/>
- Warnes Gregory R, Bolker Ben, Gorjanc Gregor, Grothendieck Gabor, Korosec Ales, Lumley Thomas, MacQueen Don, Magnusson Arni, & Rogers Jim. (2022). *Package 'gdata' Title Various R Programming Tools for Data Manipulation*.
- Wik, E. H., Auliffe, S. M., & Read, P. J. (2019). Examination of physical characteristics and positional differences in professional soccer players in qatar. *Sports*, 7(1). <https://doi.org/10.3390/sports7010009>
- Willy, R. W., & Davis, I. S. (2011). The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(9), 625–632. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3470>
- Wilson, B. R., Robertson, K. E., Burnham, J. M., Yonz, M. C., Ireland, M. L., & Noehren, B. (2018). The relationship between hip strength and the Y balance test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 27(5), 445–450. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0187>
- Wisløff, U., Castagna, C., Helgerud, J., Jones, R., & Hoff, J. (2004). Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, 38(3), 285–288. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2002.002071>
- Xaverova, Z., Dirnberger, J., Lehnert, M., Belka, J., Wagner, H., & Orechovska, K. (2015). Isokinetic strength profile of elite female handball players. *Journal of Human Kinetics*, 49(1), 257–266. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0128>
- Xiao, J. (2020). *Physical Exercise for Human Health*. <https://doi.org/10.1007/978-981-15-1792-1>
- Zhang, Q., Léam, A., Fouré, A., Wong, D. P., & Hautier, C. A. (2021). Relationship Between Explosive Strength Capacity of the Knee Muscles and Deceleration Performance in Female Professional Soccer Players. *Frontiers in Physiology*, 12. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.723041>
- Zouita, S., M Zouita, A. B., Kebsi, W., Gory Dupont, G., ben Abderrahman, A., ben Salah, F. Z., & Zouhal, H. (2016). Strength training reduces injury rate in elite young soccer players during one season. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(5), 1295–1307. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000920>

ANEXOS

Se adjuntan los siguientes anexos:

Anexo 1: Comité de ética Universidad de Granada, España.



UNIVERSIDAD
DE GRANADA

Vicerrectorado de Investigación y Transferencia

COMITE DE ETICA EN INVESTIGACION DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA

La Comisión de Ética en Investigación de la Universidad de Granada, visto el informe preceptivo emitido por la Presidenta del Comité en Investigación Humana, tras la valoración colegiada del Comité en sesión plenaria, en el que se hace constar que la investigación propuesta respeta los principios establecidos en la legislación internacional y nacional en el ámbito de la biomedicina, la biotecnología y la bioética, así como los derechos derivados de la protección de datos de carácter personal,
Emite un Informe Favorable en relación a la investigación titulada: 'VALORACIÓN FUNCIONAL DEL RATIO DE FUERZA ABDUCTOR/ADUCTOR DE CADERA MEDIANTE UN DINAMÓMETRO ELECTROMECAÁNICO Y SU RELACIÓN CON EL RENDIMIENTO DEPORTIVO Y RIESGO DE LESIÓN EN FUTBOLISTAS' que dirige D./Dña. GUIDO EDGARDO CONTRERAS DÍAZ, con NIF P17683350, quedando registrada con el nº: 1676/CEIH/2020.

Granada, a 29 de Septiembre de 2020.

EL PRESIDENTE
Fdo: Enrique Herrera Viedma

EL SECRETARIO
Fdo: Francisco Javier O'Valle Ravassa

Anexo 2: Comité de ética Universidad de los Lagos, Puerto Montt, Chile.



Nº ORD. : 041/2022

MAT. : APRUEBA.

PROYECTO : H007/2022

Osorno, 30 de agosto de 2022

Investigador
GUIDO CONTRERAS DIAZ
Departamento de Salud
Universidad de Los Lagos
PRESENTE

Se recuerda que en sesión ordinaria del Comité Ético Científico de fecha 03 de mayo de 2022, presidida por quien suscribe, se evaluó su proyecto **“VALIDEZ Y FIABILIDAD DEL RATIO DE FUERZA MUSCULAR DE CADERA: UNA NUEVA PROPUESTA DE SALUD Y RENDIMIENTO DE LA EXTREMIDAD INFERIOR”**, resultando su proyecto inicialmente aprobado con observaciones.

Su respuesta con réplicas/aclaraciones y documentos anexos fueron evaluados en forma satisfactoria en reunión extraordinaria del 30 de agosto del 2022 presidida por quien suscribe. En consecuencia, se certifica que su proyecto está ahora **APROBADO** por el Comité Ético Científico de la Universidad de Los Lagos (CEC-ULagos).

Saluda atentamente a usted.

Saluda atentamente a usted.



Dr. Carlos Aranda Borghero
Presidente Interino
Comité Ético Científico
Universidad de Los Lagos

Anexo 3: Formulario de informe de lesiones.



Formulario de Informe de Lesiones (Nombre del Jugador: _____ Fecha: _____)	Foto
---	-------------

1A Fecha de Lesión: _____ **1B Fecha de Regreso a la Participación:** _____

2A Parte del Cuerpo Lesionada

Cabeza/cara	Hombro/clavícula	Cadera/ingle
Cuello/espina cervical	Parte superior brazo	Muslo
Esternón/costillas/espalda alta	Codo	Rodilla
Abdomen	Antebrazo	Parte inferior pierna/tendón de aquiles
Espalda baja/sacro/pelvis	Muñeca	Tobillo
	Mano/dedo/pulgar	Pie/dedo del pie

2B Parte del Cuerpo Lesionada

Derecha	Izquierda	No aplica
---------	-----------	-----------

3 Tipo de Lesión

Concusión con o sin pérdida de conciencia	Lesión de menisco o cartílago	Laceración
Fractura	Rotura muscular/tensión/calambre	Lesión de nervio
Otra lesión ósea	Lesión de tendón/rotura/tendinosis/bursitis	Lesión dental
Dislocación/subluxación	Hematoma/contusión/moretón	
Esguince/lesión de ligamento	Abrasión	

Otra lesión (por favor especificar): _____

4 Diagnóstico: _____

5 ¿Ha tenido el jugador una **lesión anterior del mismo tipo en el mismo lugar (es decir, esta lesión es una recidiva)?**

___ No ___ Si

En caso afirmativo, especifique la fecha en que el jugador volvió a participar plenamente de la lesión anterior:

6 ¿La lesión fue causada por **sobreuso o traumatismo?**

___ Sobreuso ___ Trauma

7 ¿Cuándo se produjo la lesión?

☐ Entrenamiento ☐ Partido

8 ¿La lesión fue causada por un **contacto o una **colisión**?**

☐ No
☐ Sí, con otro jugador
☐ Sí, con el balón
☐ Sí, con otro objeto (especifique)

9 ¿Indicó el árbitro que la acción que condujo a la lesión era una **violación de las leyes?**

☐ No ☐ Sí, tiro libre/penalti ☐ Sí, tarjeta amarilla ☐ Sí, tarjeta roja

En caso afirmativo, la sanción del árbitro fue en contra:

☐ Jugador lesionado ☐ Oponente

Anexo 4: Publicaciones Internacionales.

Reliability of Isokinetic Hip Flexor and Extensor Strength Measurements in Healthy Subjects and Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis

Abstract

Background: The objective of this systematic review and meta-analysis was to examine the reliability of isokinetic measurements of hip strength in flexion and extension in healthy subjects and athletes. **Methods:** The databases used were Web of Science, SCOPUS, Medline and PubMed. R was used for all statistical analyses. **Results:** Hip flexion shows moderate reliability in the supine position (ICC = 0.72; 95% CI: 0.46–0.99) and good reliability in the standing position (ICC = 0.79; 95% CI: 0.54–1.04). Hip extension shows excellent reliability in the supine position (ICC = 0.90; 95% CI: 0.85–0.96) and moderate reliability in the standing position (ICC = 0.72; 95% CI: 0.48–0.96). Flexion of 120°/s and 180°/s showed excellent reliability (ICC = 0.93; 95% CI: 0.85–1.00), (ICC = 0.96; 95% CI: 0.92–1.01). The 60°/s and 120°/s extension showed good reliability (ICC = 0.90; 95% CI: 0.82–0.98), (ICC = 0.87; 95% CI: 0.75–0.99). The 180°/s extension presented excellent reliability (ICC = 0.93; 95% CI: 0.82–1.03). **Conclusions:** The standing position shows good reliability for hip flexion and the supine position shows excellent reliability for hip extension, both movements have excellent reliability at velocities between 120°/s to 180°/s.

Keywords: reliability, reproducibility, hip, isokinetic, muscle strength

1. Introduction

Optimal muscle strength levels are directly related to sports performance and rehabilitation [1]. In terms of sports performance, it has been shown that runners with greater hip extensor strength have greater anterior trunk inclination when running, which improves running mechanics, reduces the work done by the knee extensors and consequently decreases the probability of knee injury [2]. Likewise, these muscles have a great participation during propulsion in jumping, contributing 31.2% of the work in vertical jumping and 44.2% of the work in horizontal jumping [3]. On the other hand, having greater cross-sectional area (CSA) in the hip flexor muscles is related to greater performance during sprinting in pre-adolescent [4] and adult male [5] sprinters, so having strong hip flexor muscles increases running speed [6]. In the hip, it has been shown that strength deficit is associated with lower extremity injuries [7]. When the deficit is in hip flexors (HF), it is manifested through pathologies such as femoroacetabular impingement [8] and anterior cruciate ligament injuries [9]. When the deficit is in hip extensor (HE), it is manifested through pathologies such as patellofemoral dysfunction [10] and Achilles tendinopathy [11].

For muscle strength assessment, isokinetic dynamometers are the gold standard [12], they allow us to establish agonist/antagonist ratios through different angular velocities and are also considered an effective means to rehabilitate and condition muscle function [13]. Isokinetic dynamometry arrived in the late 1960s with the first Cybex I and since then, a great deal of research has been generated in the field of rehabilitation and sports performance [14] with the knee joint being the most studied and to a lesser extent the hip [15].

Additionally, as isokinetic dynamometry is widely used, it should be noted that its usefulness depends on how reproducible its measurements are [16]. It is known that isokinetic measurements are reproducible in the shoulder [17], knee [18] and spine joints [19]; however, studies on the hip joint are scarce and sometimes contradictory [20]. Therefore, it is important to know the reliability of isokinetic evaluations at the hip level that allow us to determine the strength levels in this joint.

The reliability of hip flexion and extension force measurement with an isokinetic dynamometer has not been thoroughly investigated; therefore, the objective of this systematic review was to (I) examine the reliability of isokinetic flexion and extension force measurements in healthy subjects and athletes; (II) determine which position is the most valid and reliable for force measurement; and (III) select the most reliable velocity for assessing hip flexor and extensor strength.

2. Methods

2.1. Study Design

A systematic revision and meta-analysis were carried out on 14 July 2021 to summarize the current knowledge regarding test-retest reliability (as measured by the ICC) of isokinetic hip strength testing in physically active and/or athletic adults and adolescents. We included quantitative and qualitative summaries: (1) a quantitative meta-analysis to estimate the reliability of present tests for hip flexion-extension and (2) a qualitative review of factors influencing reliability. Before starting the review, a protocol was registered in the International Prospective Register of Systematic Reviews (PROSPERO) registration number CRD42020199520. This systematic review's reporting flow diagram was based on the Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses (PRISMA) guidelines [21] (Figure 1).

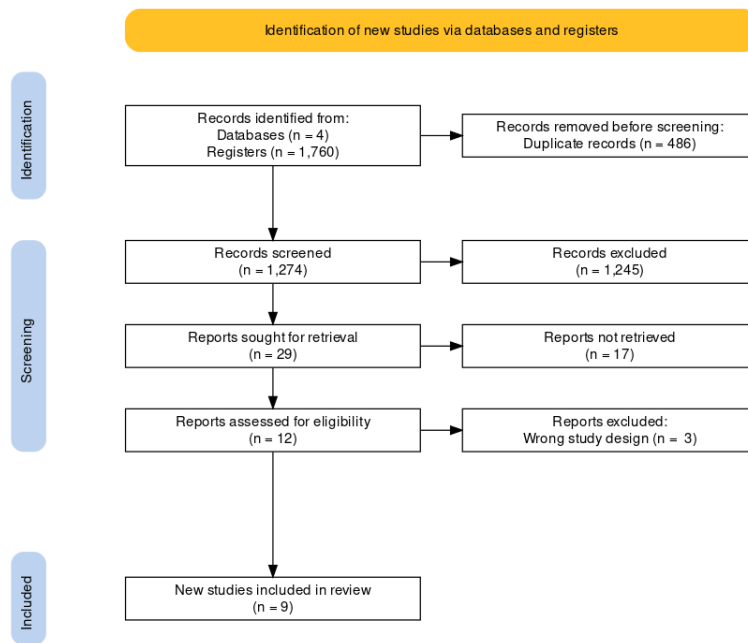


Figure 1. PRISMA flow diagram.

2.2. Search Strategy

Original quantitative research studies were identified through searching the five principal electronic databases: Web of Science, SCOPUS, MedLine and PubMed. The bibliographic search was carried out by combining the different Medical Subject Headings (MeSH) terms with the following keywords: “Isokinetic”, “Dynamometer”, “Hip”, “Reliability” and “Reproducibility”. These search terms were combined with two Boolean operators AND, OR. The bibliographies of other previous related reviews and the studies finally selected were examined to search for new studies. Other possible scientific evidence related to the subject was identified by contacting authors of the published articles through email.

Two authors examined the articles' title/summary found in the databases. After the initial selection, they analyzed each study with the inclusion criteria. Each criterion was evaluated as yes/no. If discrepancies existed between the authors, the articles' ratings were shared and discussed until a consensus was reached. The authors were familiar with the existing literature and did not have a different bias with any of the studies selected for inclusion in the review.

2.3. Eligibility Criteria

Original quantitative research was eligible for inclusion in the quantitative meta-analysis if (1) studies were in English or Spanish language; (2) the subjects were healthy, physically active adults and athletes; (3) isokinetic test of hip flexion/extension were evaluated; (4) mean ICC values, as well as a number of subjects and test (used for estimating variance), could be readily determined from the text. The articles that met the inclusion criteria were identified and their full-text versions were obtained. For studies where multiple ICC results were presented, a typical value was sought for the quantitative analysis (i.e., 10–15 min duration, inter-session interval >1 day and <1 month, median result from multiple pipelines).

2.4. Evaluation of the Methodological Quality of the Studies Include

The methodological quality of the selected studies was evaluated using a critical appraisal tool (CAT) [22] and through the quality assessment of reliability studies (QAREL) [23].

The CAT scale contains items of validity and reliability to evaluate the methodological quality of the studies. There are 13 evaluation points, of which four points refer to validity and nine points to the reliability, the latter being used for the review. A column was added that evaluated each study's final result in percentage (%), a maximum rating of 90% is considered the highest methodological quality and a score over 45% is considered a high-quality study [22].

The QAREL scale contains 11 points. Points 1 and 2 consider the bias of the sample and the representativeness of the subjects and qualifiers, points 3 to 7 correspond to the blinding of the qualifiers, point 8 refers to the order in which the subjects were evaluated, point 9 considers the time interval in which the subjects were evaluated, point 10 evaluates whether the test was applied and interpreted adequately and point 11 refers to the statistical analysis [23]. A column was added that evaluated each study's final result as a percentage (%), with a maximum of 110% considered the highest methodological quality.

2.5. Data Collection Process

R was used for all statistical analyses [24]. Excel data was extracted with the read.xls function in gdata [25]. The metafor package was used to perform the analysis meta-analysis results [26]. The rma.mv function was used to compute a meta-analytic estimate of the population ICC with studies nested by authors; random effects were specified for the dataset and the resulting model was fit using restricted maximum likelihood estimation. This procedure has been documented by Noble et al. [27] for formal meta-analysis of ICC values. Therefore, two assumptions were made to conduct an ICC-based meta-analysis. First, a meta-analysis was performed using the raw ICC values with the assumption that these were distributed normally. While not exact, this assumption is often made in the similar case of meta-analysis with Pearson's correlation coefficient and tends to be less skewed when values are far from one. Second, we assumed that each study's ICC variance could be approximated as Donner, 1986; via Shoukri et al. [28] established.

Forest plots of all studies included in the meta-analysis were created with the forest function. A funnel plot showing the relationship between ICC coefficients and their estimated standard errors was created with the funnel function. Heterogeneity was assessed with Cochrane's Q and publication bias was assessed by estimating funnel plot asymmetry via the ranked regression test (rank test function).

The researchers' data extraction included: number of subjects, gender, type of subject, unilateral or bilateral hip evaluation, and the time between the re-test and the dynamometer used (Table 1).

Table 1. Characteristics of the participant.

Study	N	Gender	Type Subjects	Bilateral	Time Rest	Dynamometer
Burnett et al. [29]	29	Boys	Healthy	No	7–14 days	Cybex II
Claiborne et al. [30]	13	Boys/Girls	Healthy	Yes	7 days	Biodex Medical System
Krantz et al. [31]	30	Men/Woman	Healthy	Yes	7 days	Biodex Medical System
Dos Santos Andrade et al. [32]	17	Woman	Soccer Players	Yes	7 days	Biodex System 3
Dugailly et al. [33]	28	Boys/Girls	Sports-active	Yes	10 min	Cybex 340
Emery et al. [34]	19	Males	Healthy	Yes	7 days	Cybex Norm
Julia et al. [35]	10	Males/Woman	Healthy	Yes	7 days	CON-TREX
Meyer et al. [36]	10	Males/Woman	Healthy	No	7 days	Biodex
Parsons et al. [37]	52	Boys/Girls	Healthy	No	7 days	Biodex System 3 Pro

3. Results

3.1. Study Selection

A total of 1760 studies were identified through an electronic database search (PubMed, $n = 146$, Web of Science, $n = 286$, Medline, $n = 145$, Scopus, $n = 189$), of which 486 duplicate articles were identified and eliminated. After reading the title and the abstract, 1245 articles were eliminated, leaving 29 studies for full reading, but 17 were eliminated for not meeting inclusion criteria, leaving 12 articles, of which three were eliminated for not having a test-retest. Therefore, a total of nine studies on hip isokinetic assessment were included in this systematic review (Figure 1).

3.2. Characteristics of the Studies

From each manuscript selected for review, the following information was considered: number of subjects, gender, type of subjects (healthy and/or athletic), unilateral or bilateral hip assessment, the time between test–retest and the dynamometer used during the assessment (Table 1). The sample size of the selected studies was between 10 and 52 subjects, aged between 6 and 45 years, all healthy and/or physically active. Selected studies used the following isokinetic dynamometers; Cybex II [29], Biodex Medical System [30,31], biodex system 3 [32], Cybex 340 [33], Cybex Norm [34], CON-TREX [35], biodex [36] and Biodex System 3 Pro [37]. The reliability data extracted included: author, year, movement, position, velocity ($^{\circ}/s$), intraclass correlation coefficient (ICC, 95%CI), standard error of measurement (SEM, Nm) for concentric flexion (Table 2), concentric extension (Table 3) and eccentric flexion/extension (Table 4).

Table 2. Reliability and absolute reliability of concentric flexion hip.

Study	Hip Action Evaluated	Posture	Speed (°/s)	Mean/(SD) 1° Test	Mean/(SD) 2° Test	Mean/(SD) 3° Test	ICC (95% CI)	Limits ICC	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Burnett et al. [29]	Flexion	Supine	30	6.2	6.0	(-)	0.63	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion	Supine	90	5.1	5.2	(-)	0.75	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Claiborne et al. [30]	Flexion Left	Biped	60	31.37	34.05	(-)	0.82	0.80–0.90	13.92	(-)	(-)	(-)
	Flexion Right	Biped	60	37.49	25.89	(-)	0.83	0.80–0.90	13.16	(-)	(-)	(-)
Dos Santos Andrade et al. [32]	Flexion Right	Biped	30	218.9	208.5	(-)	0.25	(-) 0.26–0.65	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Left	Biped	30	225.3	217.4	(-)	0.38	(-) 0.13–0.73	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Right	Biped	150	208.7	203.2	(-)	0.61	0.18–0.84	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Left	Biped	150	197.7	190.5	(-)	0.76	0.44–0.91	(-)	(-)	(-)	(-)
Dugailly et al. [33]	Flexion Women	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.75	(-)	3.7	(-)	(-)	(-)
	Flexion Women	Supine	120	(-)	(-)	(-)	0.79	(-)	3.6	(-)	(-)	(-)
	Flexion Men	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.75	(-)	3.7	(-)	(-)	(-)
	Flexion Men	Supine	120	(-)	(-)	(-)	0.79	(-)	3.6	(-)	(-)	(-)
Emery et al. [34]	Flexion Right	Supine	60	54.2	62.9	51.0	0.37	0.06–0.64	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Left	Supine	60	52.4	58.3	43.1	0.04	0–0.35	(-)	(-)	(-)	(-)
Julia et al. [35]	Flexion Left	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.90	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Left	Supine	180	(-)	(-)	(-)	0.94	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Right	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.94	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Right	Supine	180	(-)	(-)	(-)	0.96	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Krantz et al. [31]	Flexion	Supine	120	28.29	28.67	(-)	0.83	0.89–0.97	1.76	6.2	(-)	(-)
Meyer et al. [36]	Flexion	Supine	60	120.7	124.7	(-)	0.92	0.80–0.97	10.51	8.57	29.13	23.75
	Flexion	Supine	120	103.3	107.1	(-)	0.93	0.82–0.97	8.41	8.00	23.32	22.17
Parsons et al. [37]	Flexion	Biped	60	74.8 (28.5)	70.1 (25.4)	(-)	0.96	0.91–0.98	7.1	(-)	(-)	(-)
	Flexion	Biped	180	194.1 (74.6)	189.0 (72.6)	(-)	0.97	0.95–0.99	16.7	(-)	(-)	(-)

ICC = intraclass correlation coefficient (95% confidence interval); SEM = standard error of measurement; SRD = smallest real difference; (-) = not available.

Table 3. Relative and absolute reliability of concentric extension hip.

Study	Hip Action Evaluated	Posture	Speed (°/s)	Mean/(SD) 1° Test	Mean/(SD) 2° Test	Mean/(SD) 3° Test	ICC (95% CI)	Limits ICC	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Burnett et al. [29]	Extension	Supine	30	10.3	12	(-)	0.68	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension	Supine	90	10.1	12.3	(-)	0.84	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Claiborne et al. [30]	Extension Left	Biped	60	32.22	34.55	(-)	0.80	0.80–0.90	14.84	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Biped	60	33.78	31.77	(-)	0.90	0.80–0.90	10.40	(-)	(-)	(-)
Dos Santos Andrade et al. [32]	Extension Right	Biped	30	239.0	227.4	(-)	0.16	(-) 0.35–0.59	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Left	Biped	30	258.8	250.4	(-)	0.49	0.01–0.79	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Biped	150	228.8	227.7	(-)	0.55	0.09–0.82	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Left	Biped	150	237.5	235.4	(-)	0.76	0.44–0.91	(-)	(-)	(-)	(-)
Dugailly et al. [33]	Extension Women	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.94	(-)	9.5	(-)	(-)	(-)
	Extension Women	Supine	120	(-)	(-)	(-)	0.89	(-)	8.2	(-)	(-)	(-)
	Extension Men	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.94	(-)	9.5	(-)	(-)	(-)
	Extension Men	Supine	120	(-)	(-)	(-)	0.89	(-)	8.2	(-)	(-)	(-)
Julia et al. [35]	Extension Left	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.80	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Supine	60	(-)	(-)	(-)	0.62	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Left	Supine	180	(-)	(-)	(-)	0.94	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Supine	180	(-)	(-)	(-)	0.83	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Krantz et al. [31]	Extension	Supine	120	51.54	54.74	(-)	0.83	0.67–0.92	7.22	13.6	(-)	(-)
Meyer et al. [36]	Extension	Supine	60	120.2	140.7	(-)	0.84	0.61–0.93	12.66	9.70	35.10	26.90
	Extension	Supine	120	114.9	132.1	(-)	0.80	0.55–0.92	16.11	13.06	44.65	36.31
Parsons et al. [37]	Extension	Biped	60	52.2 (25.2)	50.6 (25.3)	(-)	0.79	0.63–0.88	15.1	(-)	(-)	(-)

ICC = intraclass correlation coefficient (95% confidence interval); SEM = standard error of measurement; SRD = smallest real difference; (-) = not available.

Table 4. Relative and absolute reliability of eccentric flexion and extension hip.

Study	Hip Action Evaluated	Posture	Speed (°/s)	Mean/(SD) 1° Test	Mean/(SD) 2° Test	Mean/(SD) 3° Test	ICC (95% CI)	Limits ICC	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Flexion Eccentric												
Claiborne et al. [30]	Flexion Left	Biped	60	35.38	34.89	(-)	0.74	0.62–0.79	18.06	(-)	(-)	(-)
	Flexion Right	Biped	60	28.34	34.90	(-)	0.91	0.80–0.91	9.42	(-)	(-)	(-)
Dugaillly et al. [33]	Flexion Right	Supine	60	79.5	68.3	60.5	0.28	0.09–0.66	(-)	(-)	(-)	(-)
	Flexion Left	Supine	60	63.2	73.6	53.3	0.35	0.04–0.62	(-)	(-)	(-)	(-)
Extension Eccentric												
Claiborne et al. [30]	Extension Left	Biped	60	30.91	35.44	(-)	0.80	0.80–0.91	14.68	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Biped	60	45.50	34.26	(-)	0.76	0.62–0.79	19.49	(-)	(-)	(-)
Julia et al. [35]	Extension Left	Supine	30	(-)	(-)	(-)	0.68	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Supine	30	(-)	(-)	(-)	0.80	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Left	Supine	90	(-)	(-)	(-)	0.75	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Extension Right	Supine	90	(-)	(-)	(-)	0.78	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)

ICC = intraclass correlation coefficient (95% Confidence Interval); SEM = standard error of measurement; SRD = smallest real difference; (-) = Not available.

3.3. Risk of Bias in Studies

The quality of studies evaluated through the CAT scale obtained a score between 56% and 78%, of which eight articles had a high-quality evaluation (Table 5). The quality of the studies evaluated through QAREL obtained a score between 40% and 60% (Table 6).

Table 5. Evaluation of the quality of studies with the critical evaluation tool (CAT).

Study	1	2	3	4	5	6	7	8	9	%
Burnett et al. [29]	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Claiborne et al. [30]	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Dos Santos Andrade et al. [32]	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	67
Dugaillly et al. [33]	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Emery et al. [34]	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Julia et al. [35]	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Krantz et al. [31]	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	67
Meyer et al. [36]	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	67
Parsons et al. [37]	Y	N	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	78

Y = Yes; N = No. 1. If human subjects were used, did the authors give a detailed description of the sample of subjects used to perform the test? 2. Did the authors clarify the qualification, or competence of the rater(s) who performed the test? 3. If interrater reliability was tested, were raters blinded to the findings of other raters? 4. If intra-rater reliability was tested, were raters blinded to their own prior findings of the test under evaluation? 5. Was the order of examination varied? 6. Was the stability (or theoretical stability) of the variable being measured taken into account when determining the suitability of the time interval between repeated measures? 7. Was the execution of the test described in sufficient detail to permit replication of the test? 8. Were withdrawals from the study explained? 9. Were the statistical methods appropriate for the purpose of the study? %: final percentage of reliability (Items "yes" $\times$ 100)/9.

Table 6. Evaluation of the quality of studies with the QAREL scale.

Study	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	P11	%
Burnett et al. [29]	Y	Y	Y	UC	NA	UC	UC	UC	Y	Y	Y	60
Claiborne et al. [30]	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Dos Santos Andrade et al. [32]	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Dugaillly et al. [33]	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	UC	UC	Y	Y	40
Emery et al. [34]	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	UC	Y	Y	Y	50
Julia et al. [35]	Y	Y	N	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Krantz et al. [31]	Y	Y	N	N	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Meyer et al. [36]	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Parsons et al. [37]	Y	Y	N	Y	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	60

P = Question on the QAREL scale; Y = Yes, complies; N = No, does not comply; UC = Unclear; NA = Not applicable. 1. Was the test evaluated in a sample of subjects who were representative of those to whom the authors intended the results to be applied? 2. Was the test performed by raters who were representative of those to whom the authors intended the results to be applied? 3. Were raters blinded to the findings of other raters during the study? 4. Were raters blinded to their own prior findings of the test under evaluation? 5. Were raters blinded to the results of the reference standard for the target disorder (or variable) being evaluated? 6. Were raters blinded to clinical information that was not intended to be provided as part of the testing procedure or study design? 7. Were raters blinded to additional cues that were not part of the test? 8. Was the order of examination varied? 9. Was the time interval between repeated measurements compatible with the stability (or theoretical stability) of the variable being measured? 10. Was the test applied correctly and interpreted appropriately? 11. Were appropriate statistical measures of agreement used? %: final percentage of reliability (Items "yes" $\times$ 100)/11.

3.4. Anatomical Plane and Motion

Seven studies [29,30,32,33,34,36,37] assessed hip strength using two planes: sagittal plane (flexion/extension movements) and frontal plane (abduction/adduction movements). Two studies [31,35] evaluated hip strength only in the sagittal plane, performing flexion and extension.

3.5. Muscle Contraction

Three studies [30,33,35] presented concentric and eccentric strength measurements for the hip, two studies [31,36] evaluated concentrically and isometrically and four studies [29,32,34,37] only evaluated in concentric mode.

3.6. Position

Hip flexion and extension were evaluated in two different positions: supine and standing. The most used position was supine [29,31,33,34,35,36] and, to a lesser extent, the bipedal position [30,32,37].

3.7. Velocity

The velocity used for the concentric phase was between 30°/s and 180°/s and the velocity used for the eccentric phase was between 30°/s and 90°/s. For the concentric phase, two studies [29,32] used a speed of 30°/s, six studies [30,33,34,35,36,37] used a speed of 60°/s, one study [29] used a speed of 90°/s, three studies [31,33,36] used a speed of 120°/s, one study [32] used a speed of 150°/s and two studies [35,37] used a speed of 180°/s. For the eccentric phase, two studies [30,33] used a speed of 60°/s and one study [35] used a speed of 30 and 90°/s.

3.8. Reliability

For this review, we suggest that ICC values below 0.5 indicate low reliability, values between 0.5 and 0.75 indicate moderate reliability, values between 0.75 and 0.9 indicate good reliability and values above 0.90 indicate excellent reliability [38].

When all selected studies were combined, the estimated mean reliability of hip flexion was found to be moderate (ICC = 0.73; 95% CI: 0.51–0.94), in contrast to hip extension which was found to be good (ICC = 0.88; 95% CI: 0.83–0.93) (Figure 2).

Valoración funcional de la fuerza muscular de cadera mediante dinamometría electromecánica y su relación con el rendimiento deportivo y riesgo de lesión en futbolistas

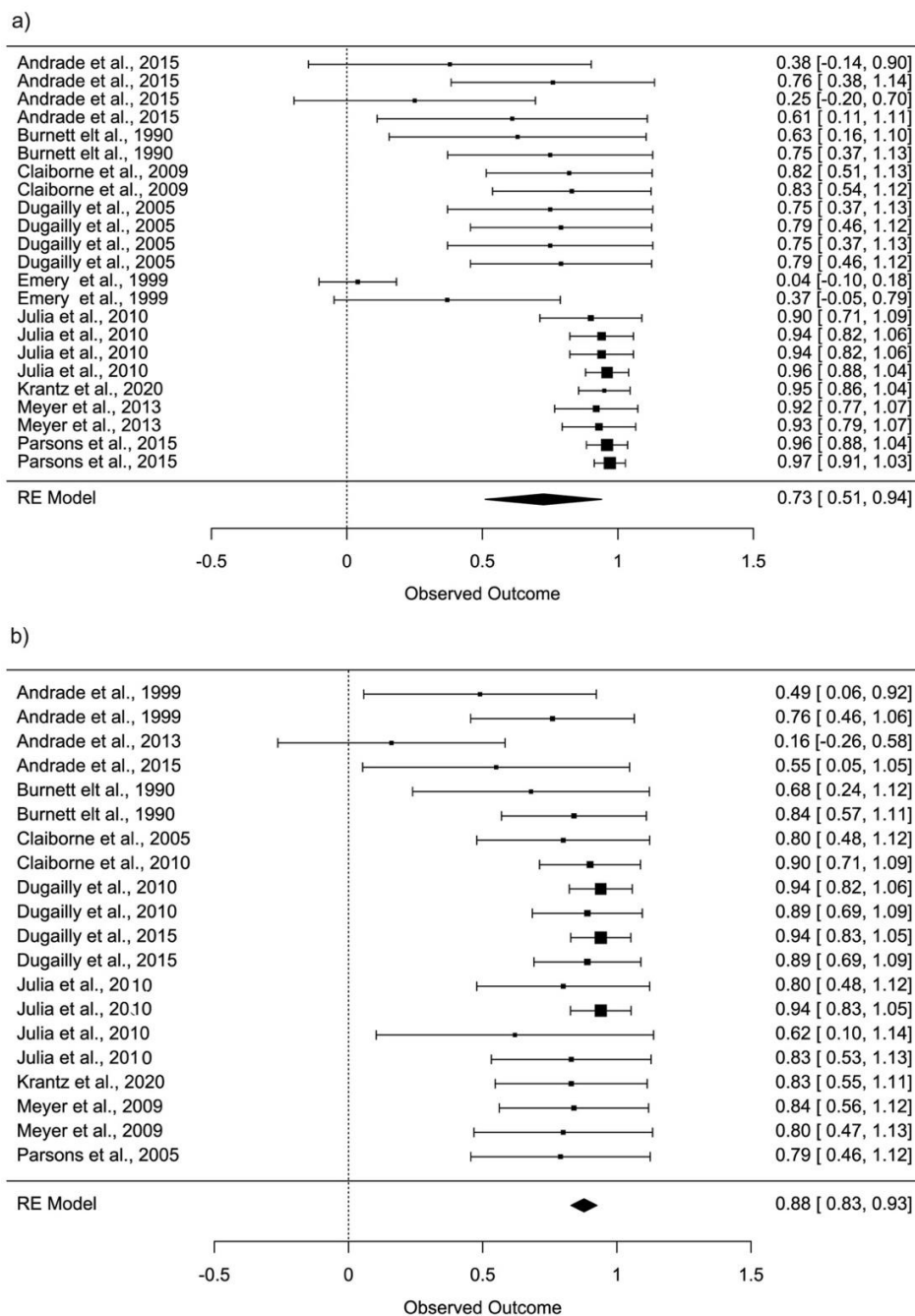


Figure 2. Forest plot, 95% confidence interval (CI95%) for reliability hip flexion (a) and reliability hip extension (b).

In case other variables are considered that may cause a bias, such as the position of the subject during the tests, we note that the two most used positions for hip strength assessment are supine and standing. Hip flexion shows moderate reliability in the supine position (ICC = 0.72; 95% CI: 0.46–0.99) and good reliability in the standing position (ICC = 0.79; 95% CI: 0.54–1.04). Hip extension shows excellent reliability in the supine position (ICC = 0.90; 95% CI: 0.85–0.96) and moderate reliability in the standing position (ICC = 0.72; 95% CI: 0.48–0.96) (Figure 3).

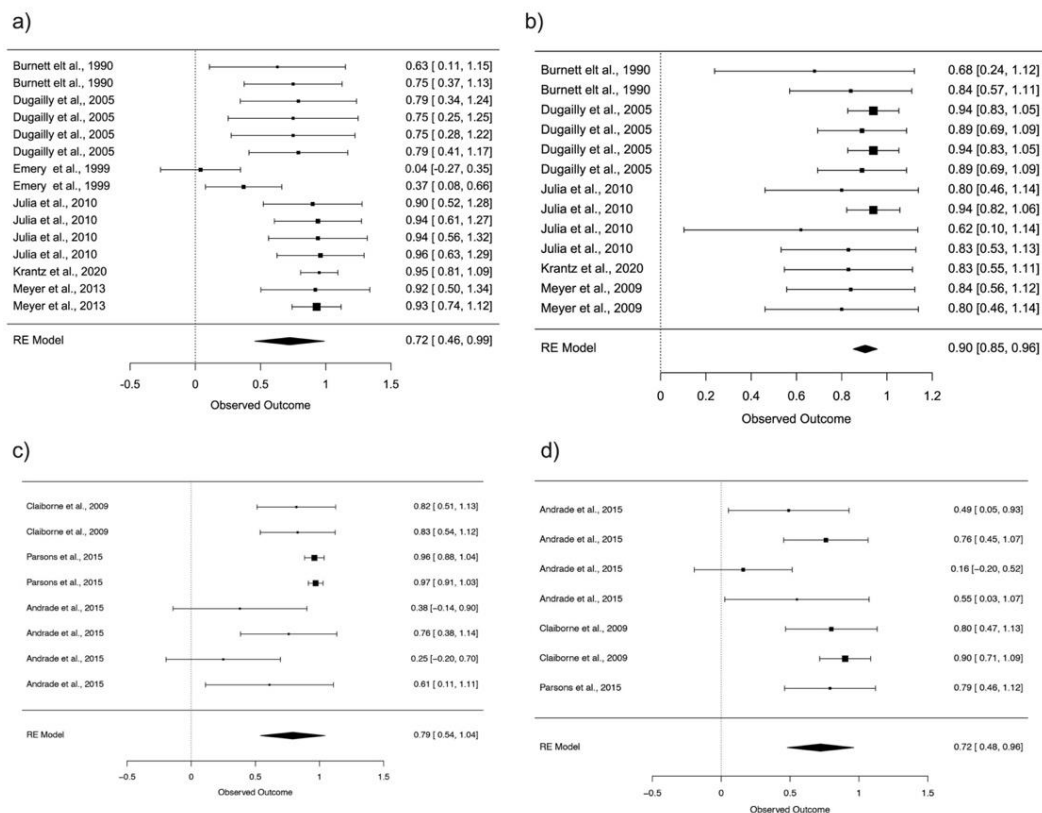


Figure 3. Forest plot, 95% confidence interval (CI95%) for reliability hip flexion in supine position (a), reliability hip extension in supine position (b), reliability hip flexion in standing position (c) and reliability hip extension in standing position (d).

As mentioned above, another of the variables considered most relevant to the reliability of the tests is the speed of the repetitions performed. There is a wide variety of velocities used for hip strength assessment. These range from 30°/s to 180°/s, with multiple others in between. To understand a little about how this variable affects the variety, we can see that the most reliable speeds are intermediate and high speeds.

The 120°/s and 180°/s flexion showed excellent reliability (ICC = 0.93; 95% CI: 0.85–1.00), (ICC = 0.96; 95% CI: 0.92–1.01). The 60°/s and 120°/s extension presented good reliability (ICC = 0.90; 95% CI: 0.82–0.98), (ICC = 0.87; 95% CI: 0.75–0.99). The 180°/s extension presented excellent reliability (ICC = 0.93; 95% CI: 0.82–1.03) (Figure 4).

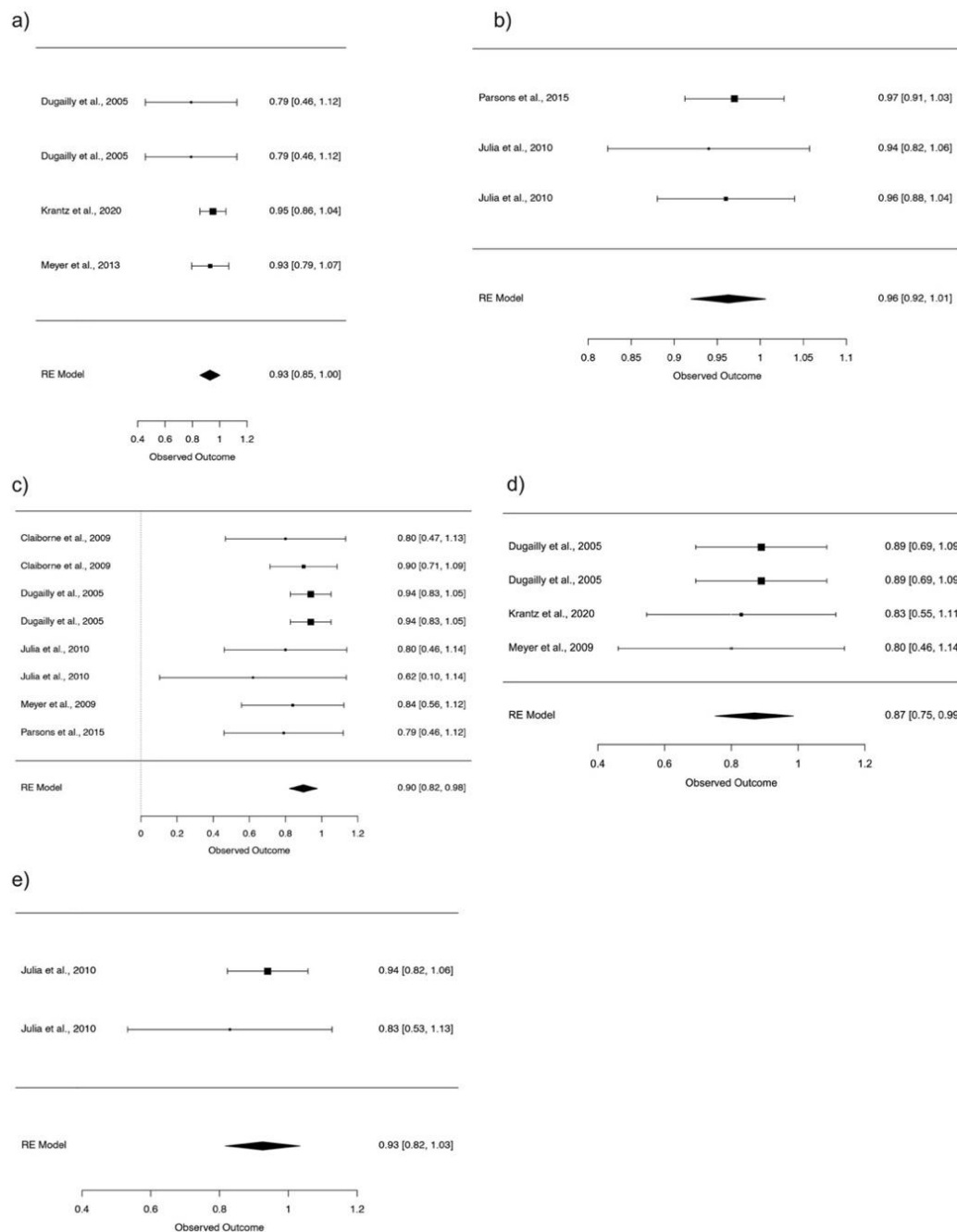


Figure 4. Forest plot, 95% confidence interval (CI95%) for reliability hip flexion 120°/s (a), reliability hip flexion 180°/s (b), reliability hip extension 60°/s (c) reliability hip extension 120°/s (d) and reliability hip extension 180°/s (e).

4. Discussion

This systematic review aimed to (I) examine the reliability of isokinetic flexion and extension strength measurements in healthy subjects and athletes; (II) determine which position is the most valid and reliable for strength measurement; and (III) select the most reliable velocity for assessing hip flexor and extensor strength. The main finding of the present study revealed (I) The reliability of isokinetic strength measurement is moderate in flexion (ICC = 0.73) and good in extension (ICC = 0.88); (II) Standing position presents good reliability in hip flexion (ICC = 0.79) and moderate reliability in hip extension (ICC = 0.72); (III) Supine position presents

moderate reliability in hip flexion (ICC = 0.72) and excellent reliability in hip extension (ICC = 0.90); (IV) in flexion the velocity of 120°/s and 180°/s have excellent reliability (ICC = 0.93), (ICC = 0.96) and (V) in extension the velocity of 180°/s show excellent reliability (ICC = 0.93). Isokinetic evaluations of hip flexion and extension movements have moderate to good reliability depending on the position and velocity at which they are performed.

4.1. Movement and Position

Hip flexion and extension movements performed in the sagittal plane using an isokinetic device can be performed in two positions: supine position and standing position, with the supine position being the most frequently used [29,31,33,34,35,36] and the one with the highest reliability during hip extension movement (ICC = 0.90) according to the results of the meta-analysis. Other authors, such as Abdelmohsen et al. [39] also used the supine position to compare the isokinetic strength of the hip flexor and extensor muscles of the dominant side versus the non-dominant side, finding no significant differences between the two sides. Sugiura et al. [40] measured hip extensor, knee extensor and knee flexor strength in elite sprinters to establish a relationship between strength deficits and hamstring injury by measuring hip extension in a standing position, simulating the sprinting motion, finding an association between hamstring injury and the ratio of eccentric hamstring strength to concentric hip extensor strength. Ambegaonkar et al. [41] studied the relationship between core endurance, hip strength and balance in female college athletes using a hand-held dynamometer to measure hip strength in the three planes of motion, evaluating seated hip flexion and bipedal hip extension, based on the positions recommended by manual muscle testing [42], finding that bilateral hip flexion and extension were positively correlated with anterior balance scores (anterior SEBT).

4.2. Velocity

The velocity used for the concentric phase was between 30°/s and 180°/s and for the eccentric phase was between 30°/s and 90°/s, with the most used velocity being 60°/s for both phases [30,33,34,35,36,37]. The results of the meta-analysis show that for hip flexion, the velocities with the highest reliability are 120°/s (ICC = 0.93) and 180°/s (ICC = 0.96) while for hip extension, the velocities with the highest reliability correspond to 60°/s (ICC = 0.90), 120°/s (ICC = 0.87) and 180°/s (ICC = 0.93). Other authors, such as Calmels et al. [43] studied the relationship between flexion/extension torque in hip, knee and ankle of healthy subjects, using concentric velocity of 60°/s, 120°/s and 240°/s and eccentric velocity of 60°/s and 120°/s for all joints, finding no significant differences between the left/right side flexion-extension torque ratios for hip and knee at all angular velocities in concentric and eccentric mode. Arokoski et al. [44] studied muscle strength and the cross-sectional area in men with and without hip osteoarthritis, evaluated abduction, adduction, flexion and extension isometrically and isokinetically (60°/s and 120°/s) in supine position, finding good reliability for flexion at 60°/s (ICC = 0.70) and 120°/s (ICC = 0.89), excellent reliability for extension at 60°/s (ICC 0.90) and good reliability for extension at 120°/s (0.84) in healthy subjects. Subjects with osteoarthritis also had good reliability for flexion at 60°/s (ICC = 0.84), 120°/s (ICC = 0.89) and extension at 60°/s (ICC = 0.87) and 120°/s (ICC = 0.86). Eng et al. [45], in their reliability study of lower extremity strength measurements in people with chronic stroke, measured isokinetic hip, knee and ankle flexion and extension strength of the hemiparetic side and the healthy side at 60°/s in semi-reclined position, finding high ICCs for peak torque and average torque (0.95–0.98 for peak torque and 0.88–0.96 for average torque) in hip, knee and ankle flexion and extension movements on the healthy side and high ICC for the hemiparetic side (0.97–0.99 for peak torque and 0.96–0.98 for average torque) during the same movements.

The limitations of these studies have to do with the variability of the population, ranging from children to adults, trained and untrained subjects, with and without experience in the evaluation, which influences the overall or total reliability of the meta-analysis. However, despite the heterogeneity and methodological quality of the studies, we were able to identify positions and velocities with good and excellent reliability, which guides the health and sport professional to make decisions and standardize processes during the evaluation.

5. Conclusion

The reliability of isokinetic hip assessments is determined by factors such as subject position, speed of movement, muscle contraction and pelvic stability [29,30,31,32,33,34,35,36,37]; however, according to the results of the meta-analysis there are measurements with higher reliability:

- Hip flexion shows good reliability in the standing position (ICC = 0.79; 95% CI: 0.54–1.04).
- Hip extension shows excellent reliability in supine position (ICC = 0.90; 95% CI: 0.85–0.96).
- Hip flexion at 120°/s and 180°/s shows excellent reliability (ICC = 0.93; 95% CI: 0.85–1.00), (ICC = 0.96; 95% CI: 0.92–1.01).
- Hip extension at 60°/s and 120°/s show good reliability (ICC = 0.90; 95% CI: 0.82–0.98), (ICC = 0.87; 95% CI: 0.75–0.99) and excellent reliability at 180°/s (ICC = 0.93; 95% CI: 0.82–1.03).

Despite these results, it is necessary to carry out more studies with higher methodological quality in different populations, of different ages and sexes, with different modalities of muscle contraction and in both extremities, which will allow us to confirm our results and reproduce them systematically.

References

1. Lorenz, D.S.; Reiman, M.P.; Walker, J.C. Periodization: Current review and suggested implementation for athletic rehabilitation. *Sports Health* **2010**, *2*, 509–518. [CrossRef] [PubMed]
2. Teng, H.L.; Powers, C.M. Hip-extensor strength, trunk posture, and use of the knee-extensor muscles during running. *J. Athl. Train.* **2016**, *51*, 519–524. [CrossRef] [PubMed]
3. Kotsifaki, A.; Korakakis, V.; Graham-Smith, P.; Sideris, V.; Whiteley, R. Vertical and Horizontal Hop Performance: Contributions of the Hip, Knee, and Ankle. *Sports Health* **2021**, *13*, 128–135. [CrossRef]
4. Tottori, N.; Suga, T.; Miyake, Y.; Tsuchikane, R.; Otsuka, M.; Nagano, A.; Fujita, S.; Isaka, T. Hip flexor and knee extensor muscularity are associated with sprint performance in sprint-trained preadolescent boys. *Pediatr. Exerc. Sci.* **2018**, *30*, 117–125. [CrossRef]
5. Tottori, N.; Suga, T.; Miyake, Y.; Tsuchikane, R.; Tanaka, T.; Terada, M.; Otsuka, M.; Nagano, A.; Fujita, S.; Isaka, T. Trunk and lower limb muscularity in sprinters: What are the specific muscles for superior sprint performance? *BMC Res. Notes* **2021**, *14*, 10–15. [CrossRef]
6. Ema, R.; Sakaguchi, M.; Kawakami, Y. Thigh and Psoas Major Muscularity and Its Relation to Running Mechanics in Sprinters. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2018**, *50*, 2085–2091. [CrossRef] [PubMed]
7. Nadler, S.F.; Malanga, G.A.; Deprince, M.; Stitik, T.P.; Feinberg, J.H. The Relationship between Lower Extremity Injury, Low Back Pain, and Hip Muscle Strength in Male and Female Collegiate Athletes. *Clin. J. Sport Med.* **2000**, *10*, 89–97. [CrossRef]
8. Casartelli, N.C.; Maf, N.A.; Staehli, S.; Bizzini, M.; Impellizzeri, F.M.; Leunig, M. Hip muscle weakness in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Osteoarthr. Cartil.* **2011**, *19*, 816–821. [CrossRef] [PubMed]
9. Mouzopoulos, G.; Siebold, R.; Tzurbakis, M. Hip flexion strength remains decreased in anterior cruciate ligament reconstructed patients at one-year follow up compared to healthy controls. *Int. Orthop.* **2015**, *39*, 1427–1432. [CrossRef]
10. Van Cant, J.; Pineux, C.; Pitance, L.; Feipel, V. Hip muscle strength and endurance in females with patellofemoral pain: A systematic review with meta-analysis. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2014**, *9*, 564–582. [PubMed]
11. Habets, B.; Smits, H.W.; Backx, F.J.G.; van Cingel, R.E.H.; Huisstede, B.M.A. Hip muscle strength is decreased in middle-aged recreational male athletes with midportion Achilles tendinopathy: A cross-sectional study. *Phys. Ther. Sport* **2017**, *25*, 55–61. [CrossRef] [PubMed]
12. Brown, L.E.; Stone, M.H. Isokinetic Exercise and Human Performance. *Strength Cond. J.* **2000**, *22*, 53. [CrossRef]
13. Dvir, Z.; Müller, S. Multiple-Joint Isokinetic Dynamometry: A Critical Review. *J. Strength Cond. Res.* **2019**, *00*, 1–15. [CrossRef] [PubMed]
14. Busby, K.E.; Malone, T.R. Sports Injury Management. In *Evaluation of Isokinetic Equipment*; Nr. 1 March 1988; Williams & Wilkins: Philadelphia, PA, USA, 1988; Volume 1, ISBN 9780683078602.
15. Caruso, J.F.; Brown, L.E.; Tufano, J.J. The reproducibility of isokinetic dynamometry data. *Isokinet. Exerc. Sci.* **2012**, *20*, 239–253. [CrossRef]
16. Drouin, J.M.; Valovich-McLeod, T.C.; Shultz, S.J.; Gansneder, B.M.; Perrin, D.H. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2004**, *91*, 22–29. [CrossRef] [PubMed]
17. Plotnikoff, N.A.; MacIntyre, D.L. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clin. J. Sport Med.* **2002**, *12*, 367–372. [CrossRef]
18. Duarte, J.P.; Valente-dos-Santos, J.; Coelho-e-Silva, M.J.; Couto, P.; Costa, D.; Martinho, D.; Seabra, A.; Cyrino, E.S.; Conde, J.; Rosado, J.; et al. Reproducibility of isokinetic strength assessment of knee muscle actions in adult athletes: Torques and antagonist-agonist ratios derived at the same angle position. *PLoS ONE* **2018**, *13*, e0202261. [CrossRef] [PubMed]
19. Guilhem, G.; Giroux, C.; Couturier, A.; Maffiuletti, N.A. Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2014**, *14*, 986–993. [CrossRef]
20. Dvir, Z. Clinical applicability of isokinetics: A review. *Clin. Biomech.* **1991**, *6*, 133–144. [CrossRef]
21. Shamseer, L.; Moher, D.; Clarke, M.; Ghersi, D.; Liberati, A.; Petticrew, M.; Shekelle, P.; Stewart, L.A.; Altman, D.G.; Booth, A.; et al. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (prisma-p) 2015: Elaboration and explanation. *BMJ* **2015**, *349*, 1–25. [CrossRef] [PubMed]
22. Brink, Y.; Louw, Q.A. Clinical instruments: Reliability and validity critical appraisal. *J. Eval. Clin. Pract.* **2012**, *18*, 1126–1132. [CrossRef] [PubMed]
23. Lucas, N.P.; Macaskill, P.; Irwig, L.; Bogduk, N. The development of a quality appraisal tool for studies of diagnostic reliability (QAREL). *J. Clin. Epidemiol.* **2010**, *63*, 854–861. [CrossRef]
24. R Core Team. *R: A Language and Environment for Statistical Computing*; R Foundation for Statistical Computing: Vienna, Austria, 2017.
25. Warnes, G.R.; Bolker, B.; Gorjanc, G.; Grothendieck, G.; Korosec, A.; Lumley, T.; MacQueen, D.; Magnusson, A.; Rogers, J. Gdata: Various R Programming Tools for Data Manipulation. R Package. Version 2.13.3. 2014. Available online: <https://cran.r-project.org/web/packages/gdata/> (accessed on 23 October 2021).
26. Viechtbauer, W. Conducting meta-analyses in R with the metafor. *J. Stat. Softw.* **2010**, *36*, 1–48. [CrossRef]
27. Noble, S.; Scheinost, D.; Constable, R.T. A decade of test-retest reliability of functional connectivity: A systematic review and meta-analysis. *Neuroimage* **2019**, *203*, 116157. [CrossRef]
28. Shoukri, M.M.; Al-Hassan, T.; DeNiro, M.; El Dali, A.; Al-Mohanna, F. Bias and Mean Square Error of Reliability Estimators under the One and Two Random Effects Models: The Effect of Non-Normality. *Open J. Stat.* **2016**, *6*, 254–273. [CrossRef]
29. Burnett, C.N.; Filusch Betts, E.; King, W.M. Reliability of isokinetic measurements of hip muscle torque in young boys. *Phys. Ther.* **1990**, *70*, 244–249. [CrossRef]
30. Claiborne, T.L.; Timmons, M.K.; Pincivero, D.M. Test-Retest reliability of cardinal plane isokinetic hip torque and EMG. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2009**, *19*, e345–e352. [CrossRef]
31. Krantz, M.M.; Åström, M.; Drake, A.M. Strength and Fatigue Measurements of the Hip Flexor and Hip Extensor Muscles: Test-Retest Reliability and Limb Dominance Effect. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2020**, *15*, 967–976. [CrossRef] [PubMed]

32. Santos Andrade, M.; Mascarin, N.C.; Benedito-Silva, A.A.; Carderelli Minozzo, F.; Vancini, R.L.; Barbosa De Lira, C.A. Assessment of isokinetic peak torque reliability of the hip flexor, extensor, adductors and abductors muscles in female soccer players from 14 to 25 years old. *J. Sports Med. Phys. Fit.* **2016**, *56*, 843–848.
33. Dugailly, P.M.; Brassinne, E.; Pirotte, E.; Mouraux, D.; Feipel, V.; Klein, P. Isokinetic assessment of hip muscle concentric strength in normal subjects: A reproducibility study. *Isokinet. Exerc. Sci.* **2005**, *13*, 129–137. [[CrossRef](#)]
34. Emery, C.A.; Maitland, M.E.; Meeuwisse, W.H. Test-retest reliability of isokinetic hip adductor and flexor muscle strength. *Clin. J. Sport Med.* **1999**, *9*, 79–85. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Julia, M.; Dupeyron, A.; Laffont, I.; Lemoine, F.; He, C. Reproducibility of isokinetic peak torque assessments of the hip flexor and extensor muscles. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* **2010**, *53*, 293–305. [[CrossRef](#)]
36. Meyer, C.; Corten, K.; Wesseling, M.; Peers, K.; Simon, J.P.; Jonkers, I.; Desloovere, K. Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. *PLoS ONE* **2013**, *8*, e81149. [[CrossRef](#)]
37. Parsons, J.L.; Porter, M.M. Reliability of Measuring Hip and Knee Power and Movement Velocity in Active Youth. *Pediatric Phys. Ther.* **2015**, *27*, 82–89. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Koo, T.K.; Li, M.Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J. Chiropr. Med.* **2016**, *15*, 155–163. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
39. Abdelmohsen, A.M. Leg Dominance Effect on Isokinetic Muscle Strength of Hip Joint. *J. Chiropr. Med.* **2019**, *18*, 27–32. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
40. Sugiura, Y.; Saito, T.; Sakuraba, K.; Sakuma, K.; Suzuki, E. Strength deficits identified with concentric action of the hip extensors and eccentric action of the hamstrings predispose to hamstring injury in elite sprinters. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2008**, *38*, 457–464. [[CrossRef](#)]
41. Ambegaonkar, J.P.; Mettinger, L.M.; Caswell, S.V.; Burt, A.; Cortes, N. Relationships between core endurance, hip strength, and balance in collegiate female athletes. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2014**, *9*, 604–616.
42. Scott, D.A.; Bond, E.Q.; Sisto, S.A.; Nadler, S.F. The intra- and interrater reliability of hip muscle strength assessments using a handheld versus a portable dynamometer anchoring station. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2004**, *85*, 598–603. [[CrossRef](#)]
43. Calmels, P.M.; Nellen, M.; van der Borne, I.; Jourdin, P.; Minaire, P. Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **1997**, *78*, 1224–1230. [[CrossRef](#)]
44. Arokoski, M.H.; Arokoski, J.P.A.; Haara, M.; Kankaanpää, M.; Vesterinen, M.; Niemitukia, L.H.; Helminen, H.J. Hip Muscle Strength and Muscle Cross Sectional Area in Men with and without Hip Osteoarthritis. *J. Rheumatol.* **2002**, *29*, 2185–2195. [[PubMed](#)]
45. Eng, J.J.; Kim, C.M.; MacIntyre, D.L. Reliability of lower extremity strength measures in persons with chronic stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2002**, *83*, 322–328. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Reliability of Isokinetic Hip Abductor and Adductor Strength Measurements: A Systematic Review and Meta-Analysis

Abstract

The aims of this study were to: (I) examine the reliability of the abduction and adduction isokinetic strength measurements in healthy subjects and athletes; (II) determine which position is the most valid and reliable for strength measurement; and (III) determine the most reliable velocity to assess hip abductor and adductor strength. The databases used were Web of Science, SCOPUS, MedLine and PubMed. The metafor package of R software was used to conduct meta-analysis. A total of 767 studies were identified through a search of electronic databases, of which 10 were included in this meta-analysis. The main finding of the study revealed; (I) the reliability of isokinetic force measurement is good in abduction (ICC=0.83) and adduction (ICC=0.81); (II) standing position presents good reliability in abduction (ICC=0.83) and adduction (ICC=0.79); (III) the lateral position presents good reliability in abduction (ICC=0.83) and adduction (ICC = 0.82); (IV) the velocity of 60°/s (ICC = 0.84), 90°/s (ICC = 0.84) and 120°/s (ICC = 0.86) show good reliability for abduction, and; (V) the velocity of 30°/s (ICC = 0.76), 60°/s (ICC = 0.83), and 120°/s (ICC = 0.89) show good reliability for adduction. Many factors influence the reliability of isokinetic assessments of the hip abductors and adductors, the best known of which are body position, isokinetic velocity, and type of muscle contraction. And although most of the researchers opt for the evaluation in lateral position, and at low velocities, our results conclude that the standing position, at a velocity of 120°/s is a better alternative to evaluate these movements (ABD-ADD), and not only because of its good reliability, but also because of the similarity of the evaluation with the gestures developed within the sport.

Keywords: Reproducibility, hip joint, muscle strength dynamometer, torque.

Introduction

Muscle strength has an important and beneficial relationship with physical/sports performance (1). Muscle strength has been defined as the ability of a muscle or group of muscles to exert maximum muscle force (2). The restoration of strength is the most vital aspect of a rehabilitation plan, and it is a central tenet of strength and conditioning programs (1).

The hip joint is part of the lumbo-pelvic-hip complex and is the main link between the trunk and the lower extremity (3,4). This joint allows movement in the three planes (sagittal, frontal, and transverse)⁵ and the muscles that cross the joint provide dynamic and static stability to external forces that can generate excessive movements (6,7).

When there are strength deficits and muscle imbalances, hip injuries occur (8), which are also related to previous injuries and inadequate rehabilitation (9). Therefore, it is necessary to objectively know the levels of hip muscle strength (10), and for this, isokinetic dynamometers are the gold standard for the assessment of muscle strength (11-13). It is also considered a highly effective means for rehabilitating and conditioning muscle function (13). Unlike classical methods, such as isometric strength test, isokinetic dynamometers are more informative, and offer certain advantages, such as the accurate measurement of muscle strength at different velocities (10), because of this, the isokinetic mode assesses and quantifies muscle strength under more natural movement conditions than the isometric method does (14).

The isokinetic measurement process must be valid and reliable to be meaningful and interpretable (9). The more reliable the measurement, the higher the probability of adequate sensitivity to track small but clinically important changes (15). Isokinetic measurements are known to be reproducible for the shoulder (16), knee (17), and spine joints (18,19). However, there is no clarity in hip studies, mainly due to the methodological fragility of the investigations, which is a consequence of studies with a small number of participants, and differences in the type of population (20). Many studies indicate that isokinetic instrumentation's technical accuracy and reliability are very high in measuring torque, work, and power (15). This precision may be related to the position used during the test (seated, standing, or supine) (9,21,22) and to the hip angle. (23, 24) which together

determine the alignment of the joint axis. The reliability of measuring the hip abduction (ABD) and adduction (ADD) strength with an isokinetic dynamometer has not been thoroughly investigated.

Therefore, the aims of this systematic review were: (I) examine the reliability of the ABD and ADD isokinetic strength measurements in healthy subjects and athletes; (II) determine which position is the most valid and reliable for strength measurement; and (III) determine the most reliable velocity to assess hip ABD and ADD strength.

Materials and methods

A systematic revision and meta-analysis were conducted to summarize the current knowledge on the reliability of isokinetic hip abductor and adductor strength testing in healthy subjects and athletes including test-retest within their assessments, as measured by the intraclass correlation coefficient (ICC). We included quantitative and qualitative summaries: (a) a quantitative meta-analysis to estimate the reliability of present tests for hip ABD-ADD, and (b) a qualitative review of factors influencing reliability. Before starting the review, a protocol was registered in the International Prospective Register of Systematic Reviews (PROSPERO) registration number CRD42020199520. This systematic review's reporting flow diagram was based on the Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses (PRISMA) guidelines (25).

Search strategy

Original quantitative research studies were identified through searching the five principal electronic databases: Web of Science, SCOPUS, MedLine, and PubMed. The bibliographic search was carried out by combining the different Medical Subject Headings (MeSH) terms with the following keywords: "Isokinetic," "Dynamometer," "Hip," "Reliability," "Reproducibility". These search terms were combined with two Boolean operators AND, OR. The bibliographies of other previous related reviews and the studies finally selected were examined to search for new studies. Other possible scientific evidence related to the subject was identified by contacting authors of the published articles through email. Two authors examined the articles' title/summary found in the databases. After the initial selection, they analyzed each study with the inclusion criteria. Each criterion was evaluated as yes/no. If discrepancies existed between the authors, the articles' ratings were shared and discussed until a consensus was reached. The authors were familiar with the existing literature and did not have a different bias with any of the studies selected for inclusion in the review.

Eligibility criteria

Original quantitative research was eligible for inclusion in the quantitative meta-analysis if (a) studies were in English or Spanish language; (b) the subjects were healthy, physically active adults and athletes; (c) isokinetic test of hip ABD-ADD were evaluated; (d) mean ICC values, as well as a number of subjects and test (used for estimating variance), could be readily determined from the text. The articles that met the inclusion criteria were identified, and their full-text versions were obtained. For studies where, multiple ICC results were presented, a typical value was sought for the quantitative analysis (i.e. 10–15 min duration, inter-session interval > 1 day and < 1 month, median result from multiple pipelines).

Evaluation of the methodological quality of the studies included

The methodological quality of the selected studies was evaluated using a critical appraisal tool (CAT) (26) and through the quality assessment of reliability studies (QAREL) (27).

The CAT scale contains items of validity and reliability, thus evaluating the studies methodological quality. There are 13 evaluation points, of which four points refer to validity and nine points to the reliability, the latter being used for the review. A column was added that evaluated each study's final result in percentage (%), considering 90% as the maximum score, which in turn represents the maximum methodological quality, and a score over 45% to be considered high-quality studies (26).

The QAREL scale contains 11 points. Points one and two consider the bias of the sample and the representativeness of the subjects and qualifiers, points three to seven correspond to the blinding of the qualifiers,

point eight refers to the order in which the subjects were evaluated, point nine considers the time interval in which the subjects were evaluated, point 10 evaluates whether the test was applied and interpreted adequately, and point 11 refers to the statistical analysis (27). A column was added that evaluated each study's final result as a percentage (%), with a maximum of 110% being considered for the highest methodological quality.

Data collection process

R was used for all statistical analyses (28). Excel data was extracted with the read.xls function in gdata (29). The metafor package of R software was used to conduct meta-analysis (Version 3.4-0) (30). The rma.mv function was used to compute a meta-analytic estimate of the population ICC with studies nested by authors; random effects were specified for the dataset and the resulting model was fit using Restricted Maximum Likelihood Estimation. This procedure has been documented by Noble et al (31) for formal meta-analysis of ICC values. Therefore, two assumptions were made to conduct an ICC-based meta-analysis. First, a meta-analysis was performed using the raw ICC values with the assumption that these were distributed normally. While not exact, this assumption is often made in the similar case of meta-analysis with Pearson's correlation coefficient and tends to be less skewed when values are far from one. Second, we assumed that each study's ICC variance could be approximated as Donner via Shoukri et al (32) established.

Forest plots of all studies included in the meta-analysis were created with the forest function. A funnel plot showing the relationship between ICC coefficients and their estimated standard errors was created with the funnel function. Heterogeneity was assessed with Cochran's Q, and publication bias was assessed by estimating funnel plot asymmetry via the ranked regression test (rank test function). The researchers' data extraction included: Number of subjects, gender, type of subject, unilateral or bilateral hip evaluation, the time between the re-test and the dynamometer used (Table 1).

Table 1. Characteristics of the participant.

Study	N	Gender	Subjects	Bilateral	Rest	Dynamometer
Burnett et al. ³³	29	Boys	Healthy	No	7–14 days	Cybex II
Claiborne et al. ²³	13	Boys/Girls	Healthy	Yes	7 days	Biodex Medical System
Santos Andrade et al. ⁹	17	Women	Soccer players	Yes	7 days	Biodex System 3
Dugaill et al. ²²	28	Boys/Girls	Sports-active	Yes	10 min	Cybex 340
Emery et al. ³⁴	19	Men	Healthy	Yes	7 days	Cybex Norm
Gerodimos et al. ³⁶	15	Men	Soccer players	Yes	3 days	Cybex Norm
Kea et al. ³⁷	27	Men	Sports-Hockey	No	72 h	Kin-Com
Laheru et al. ³⁵	15	Men/Women	Healthy	Yes	7 days	Cybex Norm
Meyer et al. ²⁴	10	Men/Women	Healthy	No	7 days	Biodex
Parsons and Porter ²¹	52	Boys/Girls	Healthy	No	7 days	Biodex System 3 Pro

min: minutes; h: hours.

Results

Study selection

A total of 767 studies were identified through an electronic database search (PubMed, n = 146, Web of Science, n = 286, Medline, n = 145, Scopus, n = 189), of which 408 duplicate articles were identified and eliminated. After reading the title and the abstract, 348 articles were eliminated, leaving 11 studies for full reading, but one was eliminated because no test-retest was done. Therefore, a total of 10 studies on hip isokinetic assessment were included in this systematic review (Figure 1).

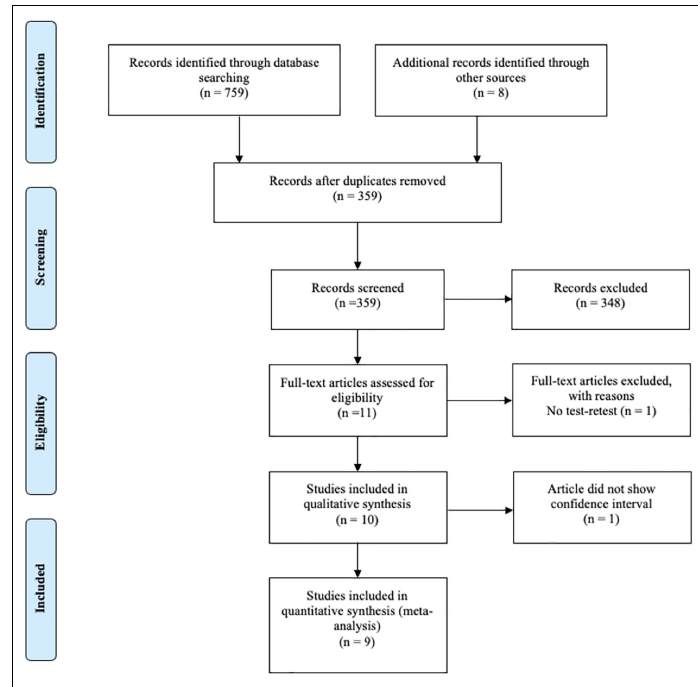


Figure 1. PRISMA flow diagram.

Risk of bias in studies

The quality of studies evaluated through the CAT scale obtained a score between 44% and 78%, of which eight articles had a high-quality evaluation (Table 2). The quality of the studies evaluated through QAREL obtained a score between 40% and 60% (Table 3).

Table 2. Evaluation of the quality of studies with the critical evaluation tool (CAT).

Study	1	2	3	4	5	6	7	8	9	%
Burnett et al. ³³	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Claiborne et al. ²³	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Santos Andrade et al. ⁹	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	67
Dugailly et al. ²²	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Emery et al. ³⁴	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Gerodimos et al. ³⁶	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
Kea et al. ³⁷	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	56
LaHeru et al. ³⁵	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	67
Meyer et al. ²⁴	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	67
Parsons and Porter ²¹	Y	N	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	78

Y: Yes; N: No.

1. If human subjects were used, did the authors give a detailed description of the sample of subjects used to perform the test? 2. Did the authors clarify the qualification, or competence of the rater(s) who performed the test? 3. If interrater reliability was tested, were raters blinded to the findings of other raters? 4. If intrarater reliability was tested, were raters blinded to their own prior findings of the test under evaluation? 5. Was the order of examination varied? 6. Was the stability (or theoretical stability) of the variable being measured taken into account when determining the suitability of the time interval between repeated measures? 7. Was the execution of the test described in sufficient detail to permit replication of the test? 8. Were withdrawals from the study explained? 9. Were the statistical methods appropriate for the purpose of the study? %: final percentage of reliability (Items "yes" $\times$ 100)/9.

Table 3. Evaluation of the quality of studies with the QAREL scale.

Study	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	%
Burnett et al. ³³	Y	Y	Y	UC	NA	UC	UC	UC	Y	Y	Y	60
Claiborne et al. ²³	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Santos Andrade et al. ⁹	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Dugailly et al. ²²	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	UC	UC	Y	Y	40
Emery et al. ³⁴	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	UC	Y	Y	Y	50
Gerodimos et al. ³⁶	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	Y	Y	Y	Y	60
Kea et al. ³⁷	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	UC	Y	Y	Y	50
Laheru et al. ³⁵	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Meyer et al. ²⁴	Y	Y	UC	UC	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	50
Parsons and Porter ²¹	Y	Y	N	Y	NA	UC	UC	N	Y	Y	Y	60

Y: yes, complies; N: no, does not comply; UC: unclear; NA: not applicable.

1. Was the test evaluated in a sample of subjects who were representative of those to whom the authors intended the results to be applied? 2. Was the test performed by raters who were representative of those to whom the authors intended the results to be applied? 3. Were raters blinded to the findings of other raters during the study? 4. Were raters blinded to their own prior findings of the test under evaluation? 5. Were raters blinded to the results of the reference standard for the target disorder (or variable) being evaluated? 6. Were raters blinded to clinical information that was not intended to be provided as part of the testing procedure or study design? 7. Were raters blinded to additional cues that were not part of the test? 8. Was the order of examination varied? 9. Was the time interval between repeated measurements compatible with the stability (or theoretical stability) of the variable being measured? 10. Was the test applied correctly and interpreted appropriately? 11. Were appropriate statistical measures of agreement used? %: final percentage of reliability (Items "yes" $\times$ 100)/11.

Characteristics of studies

Of each manuscript selected for review, the following information was considered: Number of subjects, gender, type of subjects (healthy and/or athletes), unilateral or bilateral hip evaluation, the time between test-retest and type of dynamometer used during the evaluation (Table 1). The selected studies' sample size was between 10 and 29 subjects, ranging in age from 6 to 56 years, all healthy and/or physically active. Measurements were performed with the following isokinetic dynamometers; Cybex II (33), Biodex Medical System (23), Cybex 340 (22), Cybex Norm (34-36), Kin-Com (37), Biodex (24), Biodex System 3 Pro (9,21). The reliability data extracted included: Author, year, hip movement, subject position, velocity ($^{\circ}$ /s), ICC (95% CI), standard error of measurement (SEM, Nm) for concentric ABD (Table 4), concentric ADD (Table 5), and eccentric ABD-ADD (Table 6).

Table 4. Relative and absolute reliability of concentric hip abduction.

Study	Hip movement	Position	Velocity (°/s)	1° test (mean)	2° test (mean)	ICC (95% CI)	Limits ICC	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Burnett et al. ³³	Abduction	Lateral	30	3.6	3.4	0.59	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Abduction	Lateral	90	3.8	4.1	0.59	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Claiborne et al. ²³	Abduction left	Standing	60	32.79	35.98	0.87	0.80–0.90	12.30	(-)	(-)	(-)
	Abduction right	Standing	60	38.53	41.39	0.89	0.80–0.90	13.55	(-)	(-)	(-)
Santos Andrade et al. ⁹	Abduction right	Standing	30	221.0	218.5	0.70	0.33–0.88	(-)	(-)	(-)	(-)
	Abduction left	Standing	30	224.0	226.4	0.66	0.26–0.87	(-)	(-)	(-)	(-)
	Abduction right	Standing	150	149.9	141.4	0.72	0.36–0.89	(-)	(-)	(-)	(-)
	Abduction left	Standing	150	154.9	145.6	0.66	0.26–0.87	(-)	(-)	(-)	(-)
Dugailly et al. ²²	Abduction women	Lateral	60	(-)	(-)	0.80	(-)	1.8	(-)	(-)	(-)
	Abduction women	Lateral	120	(-)	(-)	0.83	(-)	2.4	(-)	(-)	(-)
	Abduction men	Lateral	60	(-)	(-)	0.80	(-)	1.8	(-)	(-)	(-)
	Abduction men	Lateral	120	(-)	(-)	0.83	(-)	2.4	(-)	(-)	(-)
Gerodimos et al. ³⁶	Abduction	Lateral	30	120	118.5	0.85	(-)	9.6	(-)	(-)	(-)
	preferred Leg										
	Abduction no preferred leg	Lateral	30	120	122.5	0.73	(-)	12.5	(-)	(-)	(-)
	Abduction preferred leg	Lateral	90	106	106.4	0.91	(-)	6.7	(-)	(-)	(-)
	Abduction no preferred leg	Lateral	90	106.6	103.7	0.77	(-)	9.9	(-)	(-)	(-)
	Abduction preferred leg										
Kea et al. ³⁷	Abduction	Lateral	60	169	174	0.74	(-)	14	(-)	(-)	(-)
Laheru et al. ³⁵	Abduction left	Lateral	30	S.A 57.1	S.B 59.9	(-)	(-)	3.4 (S.A) 2.8 (S.B)	(-)	(-)	(-)
	Abduction right	Lateral	30	S.A 59.0	S.B 59.9	(-)	(-)	3.6 (S.A y S.B)	(-)	(-)	(-)
	Abduction left	Lateral	60	S.A 49.1	S.B 54.7	(-)	(-)	3.7 (S.A) 3.8 (S.B)	(-)	(-)	(-)
	Abduction right	Lateral	60	S.A 50.2	S.B 52.7	(-)	(-)	3.4 (S.A) 2.8 (S.B)	(-)	(-)	(-)
Meyer et al. ²⁴	Abduction	Lateral	60	117.6	123.4	0.83	0.60–0.93	13.09	10.89	36.28	30.17
	Abduction	Lateral	120	105.5	106.9	0.89	0.74–0.96	10.53	9.91	29.19	27.48
Parsons and Porter ²¹	Abduction	Standing	60	56.6 (20.7)	55.2 (22.9)	0.86	0.76–0.92	10.8	(-)	(-)	(-)

ICC: intraclass correlation coefficient (95% Confidence Interval); SEM: standard error of measurement; SRD: smallest real difference; (-): not available; S.A: setup A; S.B: setup B.

Table 5. Relative and absolute reliability of concentric hip adduction.

Study	Hip movement	Position	Velocity (°/s)	1° test (mean)	2° test (mean)	3° test (mean)	ICC (95% CI)	ICC limits	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Burnett et al. ³³	Adduction	Lateral	30	6.2	5.9	(-)	0.55	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction	Lateral	90	6.3	6.9	(-)	0.49	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
Claiborne et al. ²³	Adduction left	Standing	60	35.6	40.56	(-)	0.87	0.80–0.91	13.83	(-)	(-)	(-)
	Adduction right	Standing	60	35.58	47.27	(-)	0.66	0.62–0.79	24.11	(-)	(-)	(-)
Santos Andrade et al. ⁹	Adduction right	Standing	30	176.1	166.6	(-)	0.66	0.26–0.87	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction left	Standing	30	163.8	150.9	(-)	0.61	0.18–0.84	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction right	Standing	150	115.0	96.0	(-)	0.38	–0.12–0.73	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction left	Standing	150	108.8	95.4	(-)	0.58	0.14–0.83	(-)	(-)	(-)	(-)
Dugailly et al. ²²	Adduction women	Lateral	60	(-)	(-)	(-)	0.80	(-)	4.1	(-)	(-)	(-)
	Adduction women	Lateral	120	(-)	(-)	(-)	0.90	(-)	3.0	(-)	(-)	(-)
	Adduction men	Lateral	60	(-)	(-)	(-)	0.80	(-)	4.1	(-)	(-)	(-)
	Adduction men	Lateral	120	(-)	(-)	(-)	0.90	(-)	3.0	(-)	(-)	(-)
Emery et al. ³⁴	Adduction right	Lateral	60	58.5	53.7	46.3	0.67	0.41–0.83	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction left	Lateral	60	53.0	58.4	43.8	0.60	0.32–0.79	(-)	(-)	(-)	(-)
Gerodimos et al. ³⁶	Adduction preferred leg	Lateral	30	100.5	107.2	(-)	0.88	(-)	9.8	(-)	(-)	(-)
	Adduction no preferred leg	Lateral	30	102.3	107.8	(-)	0.84	(-)	10	(-)	(-)	(-)
	Adduction preferred leg	Lateral	90	85.5	94.5	(-)	0.77	(-)	12.7	(-)	(-)	(-)
	Adduction no preferred leg	Lateral	90	91.9	95.1	(-)	0.76	(-)	11.5	(-)	(-)	(-)
Kea et al. ³⁷	Adduction	Lateral	60	183	194	(-)	0.84	(-)	11	(-)	(-)	(-)
Laheru et al. ³⁵	Adduction left	Lateral	30	S.A 89.6	S.B 100.4	(-)	(-)	(-)	6.3 (S.A) 5.7 (S.B)	(-)	(-)	(-)
	Adduction right	Lateral	30	S.A 90.4	S.B 100.0	(-)	(-)	(-)	6.9 (S.A y S.B)	(-)	(-)	(-)
	Adduction left	Lateral	60	S.A 79.1	S.B 91.5	(-)	(-)	(-)	6.4 (S.A) 6.8 (S.B)	(-)	(-)	(-)
	Adduction right	Lateral	60	S.A 80.7	S.B 94.2	(-)	(-)	(-)	4.9 (S.A) 7.3 (S.B)	(-)	(-)	(-)
Meyer et al. ²⁴	Adduction	Lateral	60	81.5	101.8	(-)	0.68	0.33–0.87	15.61	17.05	43.28	47.27
	Adduction	Lateral	120	78.8	91.7	(-)	0.76	0.46–0.90	12.02	14.12	33.32	39.13
Parsons and Porter ²¹	Adduction	Standing	60	41.4 (16.9)	40.7 (18.3)	(-)	0.91	0.85–0.95	7.1	(-)	(-)	(-)

ICC: intraclass correlation coefficient (95% Confidence Interval); SEM: standard error of measurement; SRD: smallest real difference; (-): not available; S.A: setup A; S.B: setup B.

Table 6. Relative and absolute reliability of eccentric hip abduction and adduction.

Study	Hip movement	Position	Velocity (°/s)	1° test (mean)	2° test (mean)	3° test (mean)	ICC (95% CI)	ICC Limits	SEM (Nm)	SEM (%)	SRD (Nm)	SRD (%)
Abduction												
Claiborne et al. ²³	Abduction left	Standing	60	27.89	28.42	(-)	0.82	0.80–0.91	12.10	(-)	(-)	(-)
	Abduction right	Standing	60	39.61	32.41	(-)	0.78	0.62–0.79	16.87	(-)	(-)	(-)
Gerodimos et al. ³⁶	Abduction	Lateral	30	121.7	127.3	(-)	0.91	(-)	9.2	(-)	(-)	(-)
	preferred leg	Lateral	30	121.7	124.9	(-)	0.71	(-)	13.2	(-)	(-)	(-)
	Abduction no preferred leg	Lateral	90	117.6	123.4	(-)	0.92	(-)	8.1	(-)	(-)	(-)
	preferred leg	Lateral	90	118.8	120	(-)	0.77	(-)	11.7	(-)	(-)	(-)
	Abduction no preferred leg	Lateral	60	230	234	(-)	0.85	(-)	13	(-)	(-)	(-)
Kea et al. ³⁷	Abduction	Lateral	60	230	234	(-)	0.85	(-)	13	(-)	(-)	(-)
Adduction												
Claiborne et al. ²³	Adduction left	Standing	60	32.53	29.54	(-)	0.90	0.80–0.91	10.03	(-)	(-)	(-)
	Adduction right	Standing	60	43.35	29.96	(-)	0.79	0.62–0.79	16.99	(-)	(-)	(-)
Emery et al. ³⁴	Adduction right	Lateral	60	80.7	71.4	61.7	0.85	0.68–0.93	(-)	(-)	(-)	(-)
	Adduction left	Lateral	60	77.2	74.3	68.5	0.84	0.67–0.92	(-)	(-)	(-)	(-)
Gerodimos et al. ³⁶	Adduction	Lateral	30	111.9	119.7	(-)	0.88	(-)	10.4	(-)	(-)	(-)
	preferred leg	Lateral	30	116.8	115.1	(-)	0.74	(-)	13.3	(-)	(-)	(-)
	Adduction no preferred leg	Lateral	90	105.2	112.4	(-)	0.87	(-)	9.0	(-)	(-)	(-)
	preferred leg	Lateral	90	110.7	110.3	(-)	0.79	(-)	11.4	(-)	(-)	(-)
	Adduction no preferred leg	Lateral	60	259	263	(-)	0.84	(-)	14	(-)	(-)	(-)
Kea et al. ³⁷	Adduction	Lateral	60	259	263	(-)	0.84	(-)	14	(-)	(-)	(-)

ICC: intraclass correlation coefficient (95% Confidence Interval); SEM: standard error of measurement; SRD: smallest real difference; (-): not available; S.A: setup A; S.B: setup B; (-): not available.

Anatomical plane and movement

Seven studies (9,21-24,33,34) evaluated hip strength using two planes; frontal plane (ABD-ADD movements) and sagittal plane (flexion/extension movements). Additionally, two studies (22,23) included the transverse plane (internal/external rotational movements) within their hip-strength assessment protocol. Three studies (35-37) evaluated hip strength only in the frontal plane, performing ABD (37) and ABD-ADD (35,36).

Muscle contraction

Four studies (23,34,36,37) presented concentric and eccentric strength measurements for the hip within their evaluation protocol, while the others (9,21,22,24,33,35) evaluated in a concentric mode, highlighting those two studies (24,35) also measured in an isometric mode.

Position

Hip ABD and ADD were evaluated in two different positions: lateral and standing. For hip ABD, the lateral position was the most used by the authors (22,24,33,35-37), and to a lesser extent, the standing position (21,23). On the other hand, for hip ADD, the lateral position was also the most used (22,24,33-37), and to a lesser extent, the standing position (21,23). Internal and external hip rotation were only evaluated in a seated position (22,23).

Velocity

The velocity used for the concentric phase was between 30°/s and 180°/s and the velocity used for the eccentric phase was between 30°/s and 90°/s. For the concentric phase; four studies used a velocity of 30°/s (9,33,35,36), seven studies used a velocity of 60°/s (21-24,34,35,37), two studies used a velocity of 90°/s (33,36), two studies used a velocity of 120°/s (22,24) and one study used a velocity of 150°/s (9). For the eccentric phase; three studies used a velocity of 60°/s (23,34,37), and one study used a velocity of 30°/s and 90°/s (36).

Reliability

In this review, ICC values were interpreted as follows; below 0.5 indicate low reliability, values between 0.5 and 0.75 indicate moderate reliability, values between 0.75 and 0.9 indicate good reliability, and values above 0.90 indicate excellent reliability (38).

When all selected studies were combined, the estimated mean reliability was found to be good for ABD (ICC = 0.83; 95% CI: 0.77–0.90) and ADD (ICC = 0.81; 95% CI: 0.74–0.88) (Figure 2). No heterogeneity was detected in ICC estimated among the true effects either for abduction (Heterogeneity: $Q = 5.789$, $p = 0.99$) nor adduction (Heterogeneity: $Q = 12.909$, $p = 0.911$).

Suppose other variables that can lead to a bias, such as the subject's position during tests, are considered. In that case, we observe that the two most used positions for hip strength evaluation are lateral or standing. Considering these variables to form subgroups within the statistical analysis of test reliability no significant differences can be observed between standing or lateral position for evaluations, because both positions have good reliability. Standing position for ABD (ICC = 0.83; 95% CI: 0.71–0.94) and ADD (ICC=0.79; 95% CI: 0.59–0.98) and lateral position for ABD (ICC=0.83; 95% CI: 0.75–0.91) or ADD (ICC = 0.82; 95% CI: 0.75–0.90) (Figure 3).

Valoración funcional de la fuerza muscular de cadera mediante dinamometría electromecánica y su relación con el rendimiento deportivo y riesgo de lesión en futbolistas

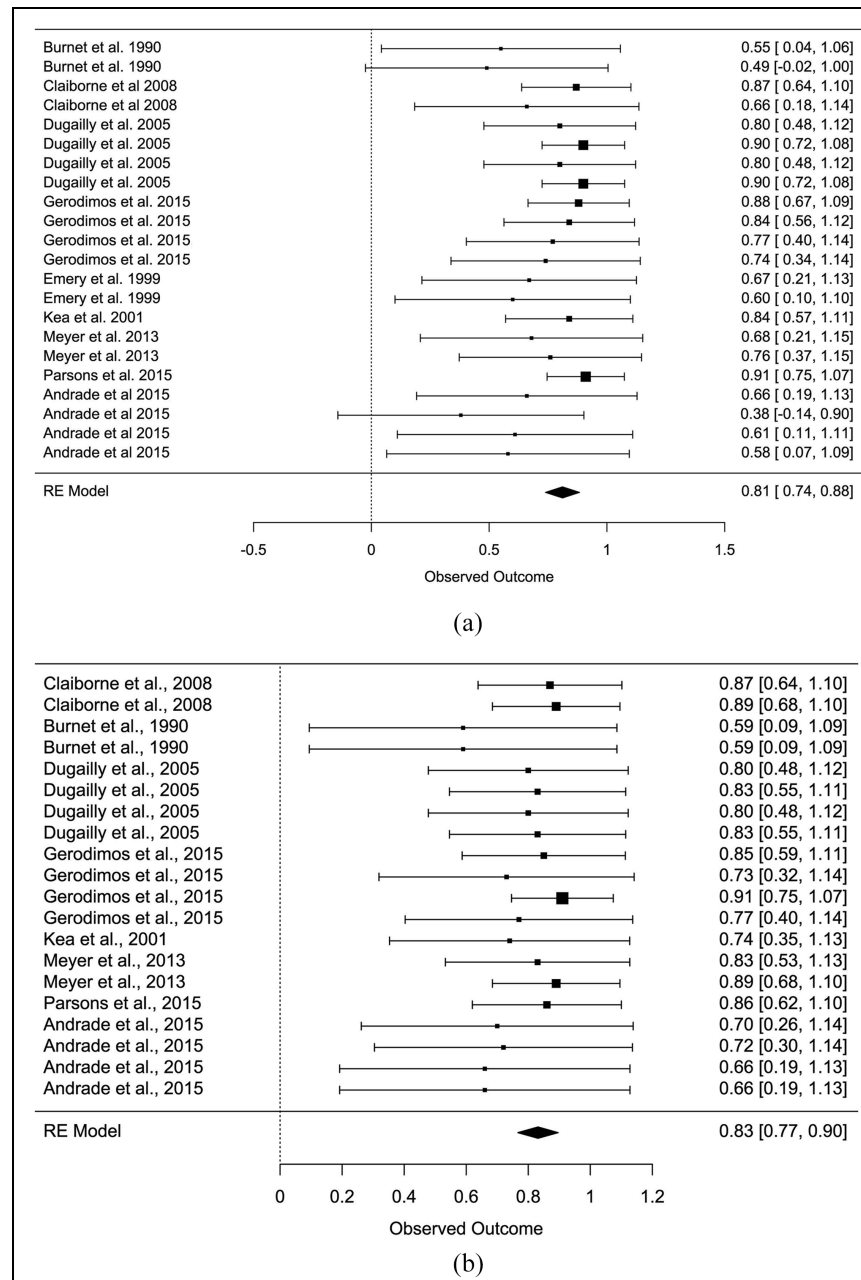


Figure 2. Forest plot hip abduction/adduction. Reliability forest plot for each study, with a 95% CI for each reliability coefficient. (a) Hip adduction and (b) hip abduction.

Valoración funcional de la fuerza muscular de cadera mediante dinamometría electromecánica y su relación con el rendimiento deportivo y riesgo de lesión en futbolistas

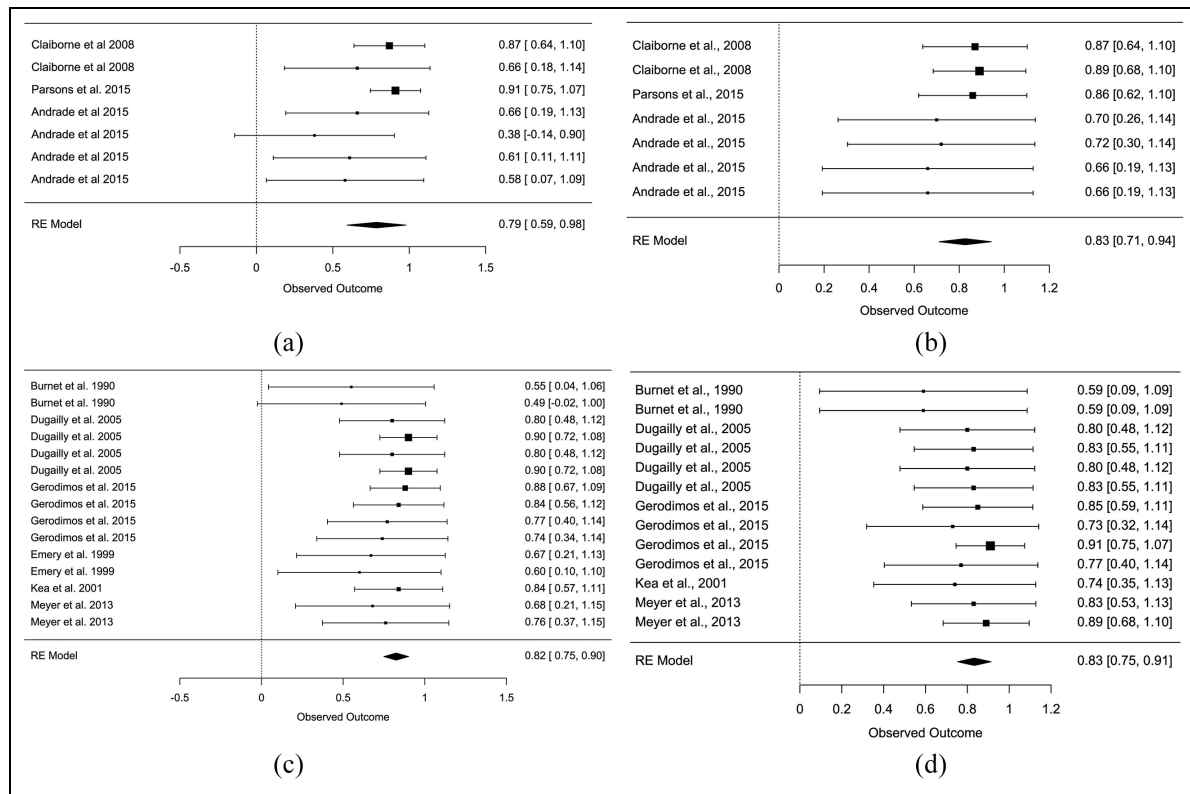


Figure 3. Forest plot hip standing and side abduction/adduction. Reliability forest plot for each study, with a 95% CI for each reliability coefficient. (a) Hip adduction standing, (b) hip abduction standing, (c) hip adduction side, and (d) hip abduction side

As mentioned above, another of the variables considered most relevant to test reliability is the velocity of the repetitions executed. There is a wide variety of velocities used for hip strength evaluations. These range from 30°/s and 150°/s, with multiple others in between. For a slight insight into how this variable affects variety, we can see that the most reliable velocities are the intermediates ones.

In ABD, 60°/s, 90°/s and 120°/s have a good reliability (ICC = 0.84; 95% CI: 0.73–0.95), (ICC = 0.84; 95% CI: 0.62–1.05) and (ICC = 0.86; 95% CI: 0.72–1.00) respectively. Compared to the highest (150°/s) and lowest speeds (30°/s) that have lower reliability (ICC = 0.69; 95% CI: 0.38–1.00) and (ICC = 0.75; 95% CI: 0.58–0.92) (Figure 4).

In the ADD, 30°/s, 60°/s, and 120°/s have a good reliability (ICC = 0.76; 95% CI: 0.56–0.96), (ICC = 0.83; 95% CI: 0.73–0.93) and (ICC = 0.89; 95% CI: 0.77–1.01) respectively. Compared to the highest velocity (150°/s) which has a poor reliability (ICC = 0.48; 95% CI: 0.11–0.85) and 90°/s that have moderate reliability (ICC = 0.70; 95% CI: 0.46–0.94) (Figure 4).

Valoración funcional de la fuerza muscular de cadera mediante dinamometría electromecánica y su relación con el rendimiento deportivo y riesgo de lesión en futbolistas

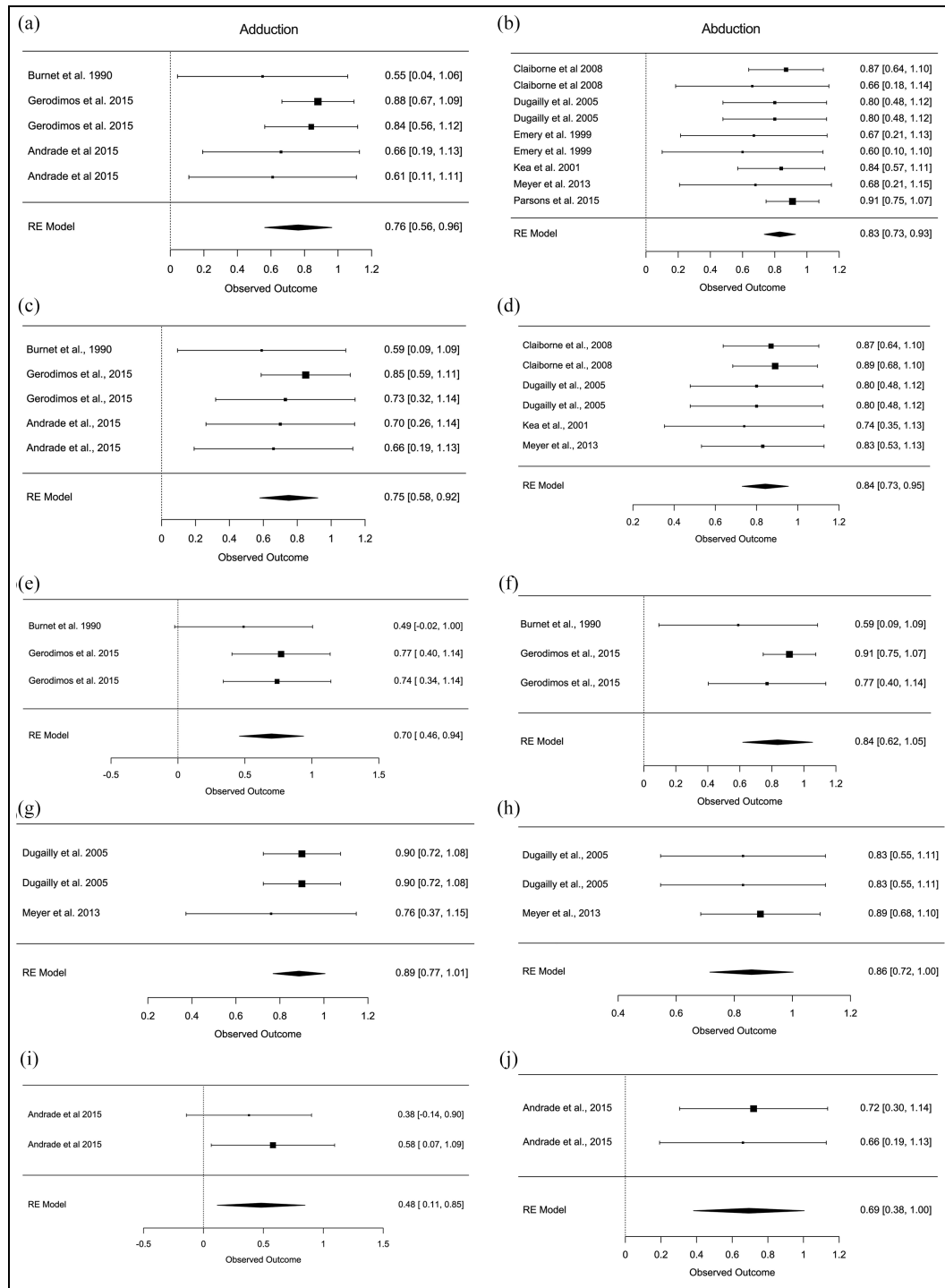


Figure 4. Forest plot hip abduction/adduction velocity. Reliability forest plot for each study, with a 95% CI for each reliability coefficient. (a) Hip adduction to 30°/s, (b) hip abduction to 30°/s, (c) hip adduction to 60°/s, (d) hip abduction to 60°/s, (e) hip adduction to 90°/s, (f) hip abduction to 90°/s, (g) hip adduction to 120°/s, (h) hip abduction to 120°/s, (i) hip adduction to 150°/s, and (j) hip abduction to 150°/s.

Discussion

The objectives of this systematic review were (I) examine the reliability of isokinetic measurements of hip abduction and adduction strength in healthy subjects and athletes; (II) determine which position is the most valid and reliable for strength measurement; and (III) determine the most reliable velocity to assess hip abductor and adductor strength.

The main findings of the present study revealed:

- 1- The reliability of hip isokinetic strength measurement is good in ABD (ICC=0.83) and ADD (ICC = 0.81).
- 2- The standing position presents good reliability in ABD (ICC = 0.83) and ADD (ICC = 0.79).
- 3- The lateral position presents good reliability in ABD (ICC = 0.83) and ADD (ICC = 0.82).
- 4- The velocity of 60°/s, 90°/s, and 120°/s (ICC = 0.84), (ICC = 0.84), (ICC = 0.86) show good reliability for ABD.
- 5- The velocity of 30°/s, 60°/s, and 120°/s (ICC = 0.76), (ICC = 0.83), (ICC = 0.89) show good reliability for ADD.

Anatomical plane, movement, and position

Due to the model of the isokinetic devices used in this review (9,21-24,33-37) hip ABD and ADD movements performed in the frontal plane can only be performed in two positions: Lateral or standing, with the lateral position being the most commonly used (22,24,33-37). Similarly, Abdelmohsen (39) used the lateral position to evaluate and compare the muscle strength of the hip abductors and adductors of the dominant side versus the non-dominant side in the healthy adults, finding no significant differences for the muscles evaluated (hip abductors and adductors). These results can be used as normative data for people with muscle imbalances between both lower extremities because of pathology. On the other hand, Aramaki et al (40) used a hand-held dynamometer to study the relationship, validity, and reliability of isometric hip abductors strength with external rotation in supine and lateral position (with hip and knee in flexion) versus hip abductors in supine and lateral positions (with hip and knee in extension) in healthy adults, concluding that, the measurement of hip abductors muscle strength with external rotation using a supine and lateral position (with hip and knee in flexion) have high reliability and validity. This conclusion is useful for people who present difficulties during hip and knee extension. Following this line, Awwad et al (41) also evaluate hip abductors in supine position to study the reliability of the hand dynamometer in older adults, comparing their results with those obtained by an isokinetic dynamometer in the standing position, obtaining a high intra and inter-rater reliability in supine position. Cerda Vega et al (42) study the validity and reliability of the isometric strength of hip abductors in three positions; lateral, standing, and supine, using a functional electromechanical dynamometer, obtaining good to excellent ICC for the three positions; however, the best result was in supine position (excellent reliability). Our results indicate that the lateral position is the most used for the evaluation of the hip abductors and adductors, however, this position may be less reliable than the standing position. This is mainly due to the fact that the lateral positions present greater instability during the evaluation, as a result of less pelvis stability, which has been attempted to be corrected by the use of a stability belt (43,44). The standing position presents better reliability, this is due to a greater pelvic stability of the abductor muscles of the supported side, preventing the pelvis from falling and allowing the generation of greater levels of force in the evaluated extremity (45). Despite this, it is important to highlight that the position used for the evaluation of hip abductor and adductor muscle strength should be adapted to the context of the subject. If the context is clinical, the evaluation in the supine or lateral position could benefit patients with lower extremity pathologies. However, if the context is sports, the standing position could replicate the gestures used in sport, and therefore be more useful.

Velocity

The range of velocities used in this review varies between 30°/s and 180°/s for the ABD and concentric ADD movements. In contrast, for the ABD and eccentric ADD movements, the velocities vary between 30°/s and 90°/s. Pontaga (46) proposes velocities of 60°/s and 180°/s for the evaluation of the hip muscles due to its high reproducibility. On the other hand, the ranges above 180°/s lose reliability due to the difficulty that the subjects have to perform the movement, mainly at 240°/s (47). These results are related to those of Mohammad et al

(45) who, in their study of the effects of position and velocity on agonist and antagonist relationships in the hip, found that isokinetic torque decreases with increasing angular velocity in men and women. In this review, we found that the velocities that present greater reliability for ABD and ADD movements of the hip are similar. For ABD hip movements they are 60°/s, 90°/s, and 120°/s, and for ADD hip movements they are 60°/s and 120°/s. However, it must be taken into account that the reliability of the velocity is related to the position of the subject, therefore, its results may vary, that is, a velocity with excellent reliability in standing position may lose reliability if it is evaluated in another position.

Concentric reliability

The standing position at 60°/s presents excellent reliability (ICC = 0.91) during the hip ADD movement (21). These data are related to the research by Dai Sugimoto et al (48) which studies the peak torque of the hip abductor and adductor muscles in men and women, with the purpose of demonstrating that women present a greater torque of the adductor in relation to the abductor, compared to men, however, it was concluded that there are not significant differences in the maximum torque of the hip adductors between men and women evaluated concentrically, standing, and at 60°/s. Claiborne et al (23) in their study of reliability between hip isokinetic torque and electromyography in healthy adults, found good reliability (ICC = 0.87) of hip adductors when they were tested concentrically, standing and at 60°/s.

For hip ABD, the 90°/s lateral position had excellent reliability (ICC = 0.91) in the preferred (dominant) leg (36), and the 60°/s standing position had good reliability (ICC = 0.89) (23). These results are related to the research by Parsons and Porter (21), who in their study of the reliability of power and hip/knee velocity in healthy young people, concludes that the power peak evaluated with an isokinetic dynamometer in standing position at 60°/s has good reliability (ICC = 0.86), demonstrating that the direct evaluation of power is reliable for this movement and this velocity. Jensen (49), in his study of the effect of sex and age on hip ABD torque, concludes that there are no significant differences or changes in abductor torque in men and women evaluated in a standing position at 120°/s.

In general, the velocities of 60°/s, 120°/s, and 180°/s are repeated continuously in concentric hip evaluations due to their good reproducibility (45). On the other hand, the lateral position is the most frequently used, although the standing position generates greater stability on the support side, which allows greater peak torque to be generated in each movement as opposed to the lateral position, which tends to be less stable, but is usually corrected with stability belts (45).

Eccentric reliability

The standing position at 60°/s presents excellent reliability (ICC = 0.90) during the hip ADD movement (23). There are no studies that eccentrically measure this movement in a standing position but rather use the lateral position. Kea et al (37) study the reliability of the hip muscles in elite ice hockey players, at 60°/s in the lateral position, finding good reliability of the hip adductors (ICC = 0.84) in this position. Emery et al (34) who studied adductors strength in healthy adults in lateral position at 60°/s, determine good eccentric reliability (ICC = 0.84) of the adductor torque peak, recommending this evaluation for clinical use and future research.

For hip ABD, the lateral position at 30°/s and 90°/s showed excellent reliability (ICC = 0.91) and (ICC = 0.92) for the preferred (dominant) leg (36). These results are similar to those found by Kea et al (37) who point out that the lateral position at 60°/s has good reliability (ICC = 0.85) for this movement.

Our results indicate that the eccentric contractions are less frequently used in the clinical and sport environment; however, what exists is oriented to the evaluation in a lateral position, with the most reliable velocities being 30°/s, 60°/s, and 90°/s.

In addition, there are limitations to the generalizability of the meta-analysis, other clinical populations such as older people or patients with osteoarthritis show lower reliability. Understanding the population's reliability is important in planning population-specific studies wherein variability may play a central role.

Another limitation concerns the heterogeneity in the study characteristics of the included studies. Although we did not detect heterogeneity or moderation by study characteristics, we are unable to rule these factors out.

Therefore, differences in reliability may be attributed to a number of study characteristics such as ICC type, various processing choices, etc. It is challenging to explicitly model these factors in the meta-analysis for several reasons, including the differences in sample size across studies.

Considering the above, the methodological quality of each study, and the results of the meta-analysis, we can indicate some recommendations for the isokinetic evaluation of hip abduction and adduction strength:

- 1- Regarding the position, it is recommended to evaluate hip adductors and abductors in standing position, due to its good reliability (ICC range = 0.79–0.83), and because it is a functional position, used for the development of different skills required in various sports. As a second option, the lateral position is suggested, which also presents good reliability (ICC range=0.82–0.83), however, this position is far from the context in which an athlete performs.
- 2- Regarding velocity, it is recommended to evaluate hip adductors and abductors at 120°/s, because of its good reliability (ICC range=0.82–0.83), and on the other hand, we must consider that in field sports, concentric and eccentric action contributes to the performance of several skills, such as change of direction, acceleration, and deceleration, which are always performed with angular hip movements at high velocity.

Conclusion

There are many factors that influence the reliability of isokinetic evaluations of the hip abductors and adductors, the best known of which are body position, isokinetic velocity, and type of muscle contraction (9,21-24,33-37). However, there are also other factors to take into account, such as age of the subject, sex, whether the subject is an athletic or sedentary, the presence or absence of pathologies, verbal stimulus, subject motivation, pelvic stability during the test, and the subject's previous experience in this type of evaluation (9,21-24,33-37). And although most of the studies consider these factors, many researchers opt for the evaluation of muscle strength of hip abductors and adductors in lateral position, and at low velocities. However, according to the results of our meta-analysis, we can conclude that the standing position at a velocity of 120°/s is a better alternative to evaluate these movements, and not only for its good reliability, but also for the similitude of the evaluation with the gestures developed within the sport. Overall, through this review we managed to summarize the scientific evidence that exists on the reliability of isokinetic assessments of hip abductors and adductors, and with this, we can guide health and sport professionals as to the best assessment alternative. Researchers are encouraged to conduct studies in active and athletic populations using the position (standing) and velocity (120°/s) suggested in this study, in order to verify the usefulness of our results.

References

1. Lorenz DS, Reiman MP and Walker JC. Periodization: current review and suggested implementation for athletic rehabilitation. *Sports Health* 2010; 2: 509–518.
2. Osternig LR. Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev* 1986; 14: 45–80.
3. Zambarano EK, Bouillon L and Glaviano NR. Relationship between lumbopelvic-hip complex stability, muscle activity, and 2-dimensional kinematics of the trunk and lower extremity. *Phys Ther Sport* 2021; 47: 7–14.
4. Polkowski GG and Clohisy JC. Hip biomechanics. *Sports Med Arthrosc* 2010; 18(2): 56–62.
5. Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40: 82–94.
6. Harris-Hayes M, Mueller MJ, Sahrman SA, et al. Persons with chronic hip joint pain exhibit reduced hip muscle strength. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014; 44: 890–898.
7. Mastenbrook MJ, Commean PK, Hillen TJ, et al. Hip abductor muscle volume and strength differences

- between women with chronic hip joint pain and asymptomatic controls. *J Orthop Sports Phys Ther* 2017; 47: 923–930.
8. Markovic G, Šarabon N, Pausic J, et al. Adductor muscles strength and strength asymmetry as risk factors for groin injuries among professional soccer players: a prospective study. *Int J Environ Res Public Health* 2020; 17: 1–9.
9. Santos Andrade M, Mascarin NC, Benedito-Silva AA, et al. Assessment of isokinetic peak torque reliability of the hip flexor, extensor, adductors and abductors muscles in female soccer players from 14 to 25 years old. *J Sports Med Phys Fitness* 2016; 56: 843–848.
10. Muñoz-Bermejo L, Pérez-Gómez J, Manzano F, et al. Reliability of isokinetic knee strength measurements in children: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One* 2019; 14: e0226274.
11. Dvir Z. Clinical applicability of isokinetics: a review. *Clin Biomech* 1991; 6: 133–144.
12. Diamond LE, Wrigley TV, Hinman RS, et al. Isometric and isokinetic hip strength and agonist/antagonist ratios in symptomatic femoroacetabular impingement. *J Sci Med Sport* 2016; 19: 696–701.
13. Dvir Z and Müller S. Multiple-joint isokinetic dynamometry: a critical review. *J Strength Cond Res* 2020; 34: 587–601.
14. Julia M, Dupeyron A, Laffont I, et al. Reproducibility of isokinetic peak torque assessments of the hip flexor and extensor muscles. *Ann Phys Rehabil Med* 2010; 53: 293–305.
15. Edouard P, Samozino P, Julia M, et al. Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: a systematic review of the effect of position. *J Sport Rehabil* 2011; 20: 367–383.
16. Plotnikoff NA and MacIntyre DL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clin J Sport Med* 2002; 12: 367–372.
17. Duarte JP, Valente-Dos-Santos J, Coelho-E-Silva MJ, et al. Reproducibility of isokinetic strength assessment of knee muscle actions in adult athletes: torques and antagonist-agonist ratios derived at the same angle position. *PLoS One* 2018; 13: e0202261.
18. Karataş GK, Göğüş F and Meray J. Reliability of isokinetic trunk muscle strength measurement. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81: 79–85.
19. Guilhem G, Giroux C, Couturier A, et al. Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *J Electromyogr Kinesiol* 2014; 24: 986–993.
20. Castro MP, Ruschel C, Santos GM, et al. Isokinetic hip muscle strength: a systematic review of normative data. *Sports Biomech* 2020; 19: 26–54.
21. Parsons JL and Porter MM. Reliability of measuring hip and knee power and movement velocity in active youth. *Pediatr Phys Ther* 2015; 27: 82–89.
22. Dugaillly PM, Brassinne E, Pirotte E, et al. Isokinetic assessment of hip muscle concentric strength in normal subjects: a reproducibility study. *Isokinet Exerc Sci* 2005; 13: 129–137.
23. Claiborne TL, Timmons MK and Pincivero DM. Test-retest reliability of cardinal plane isokinetic hip torque and EMG. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19: e345–e352.
24. Meyer C, Corten K, Wesseling M, et al. Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. *PLoS One* 2013; 8: e81149–NaN8.
25. Shamseer L, Moher D, Clarke M, et al. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (prisma-p) 2015: elaboration and explanation. *BMJ* 2015; 350: g7647.
26. Brink Y and Louw QA. Clinical instruments: reliability and validity critical appraisal. *J Eval Clin Pract* 2012; 18: 1126–1132.
27. Lucas NP, Macaskill P, Irwig L, et al. The development of a quality appraisal tool for studies of diagnostic reliability (QAREL). *J Clin Epidemiol* 2010; 63: 854–861.
28. R Core Team. R: a language and environment for statistical computing, Viena, 2017.
29. Warnes GR, Bolker B, Gorjanc G, et al. gdata: various R programming tools for data manipulation. R package version 2133, 2022.
30. Viechtbauer W. Conducting meta-analyses in R with the metafor Package. *J Stat Softw* 2010; 36: 1–48.
31. Noble S, Scheinost D and Constable RT. A decade of test-retest reliability of functional connectivity: a systematic review and meta-analysis. *Neuroimage* 2019; 203: 116157.
32. Shoukri MM, Al-Hassan T, DeNiro M, et al. Bias and mean square error of reliability estimators under the one and two random effects models: the effect of non-normality. *Open J Stat* 2016; 06: 254–273.
33. Burnett CN, Betts EF and King WM. Reliability of isokinetic measurements of hip muscle torque in young boys. *Phys Ther* 1990; 70: 244–249.
34. Emery CA, Maitland ME and Meeuwisse WH. Test-retest reliability of isokinetic hip adductor and flexor muscle strength. *Clin J Sport Med* 1999; 9: 79–85.
35. Laheru D, Kerr JC and McGregor AH. Assessing hip abduction and adduction strength: can greater segmental fixation enhance the reproducibility? *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88: 1147–1153.
36. Gerodimos V, Karatrantou K, Paschalis V, et al. Reliability of concentric and eccentric strength of hip abductor and adductor muscles in young soccer players. *Biol Sport* 2015; 32: 351–356.
37. Kea J, Kramer J, Forwell L, et al. Hip abduction-adduction strength and one-leg hop tests: test-retest reliability and relationship to function in elite ice hockey players. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001; 31: 446–455.
38. Koo TK and Li MY. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med* 2016; 15: 155–163.
39. Abdelmohsen AM. Leg dominance effect on isokinetic muscle strength of hip joint. *J Chiropr Med* 2019; 18: 27–32.
40. Aramaki H, Katoh M, Hiiragi Y, et al. Validity and reliability of isometric muscle strength measurements of hip abduction and adduction with external hip rotation in a bent-hip position using a handheld dynamometer with a belt. *J Phys Ther Sci* 2016; 28: 2123–2127.
41. Awwad DH, Buckley JD, Thomson RL, et al. Testing the hip abductor muscle strength of older persons using a handheld dynamometer. *Geriatr Orthop Surg Rehabil* 2017; 8: 166–172.
42. Cerda Vega E, Jerez-Mayorga D, Machado Payer R, et al. Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device. *PLoS One* 2018; 13: e0202248.
43. Bazett-Jones DM and Squier K. Measurement properties of hip strength measured by handheld dynamometry:

- reliability and validity across the range of motion. *Phys Ther Sport* 2020; 42: 100–106.
44. Florencio LL, Martins J, da Silva MRB, et al. Knee and hip strength measurements obtained by a hand-held dynamometer stabilized by a belt and an examiner demonstrate parallel reliability but not agreement. *Phys Ther Sport* 2019; 38: 115–122.
45. Mohammad WS, Elsais WM and Al-eraky OA. Effect of testing position and angular velocity on agonist/antagonist ratios of hip muscles. *Isokinet Exerc Sci* 2017; 25: 25–31.
46. Pontaga I. Muscle strength imbalance in the hip joint caused by fast movements. *Mech Compos Mater* 2003; 39: 365–368.
47. Brown LE and Stone MH. Isokinetic exercise and human performance. *Strength Cond J* 2000; 22: 53.
48. Sugimoto D, Mattacola CG, Mullineaux DR, et al. Comparison of isokinetic hip abduction and adduction peak torques and ratio between sexes. *Clin J Sport Med* 2014; 24: 422–428.
49. Brent JL, Myer GD, Ford KR, et al. The effect of sex and age on isokinetic hip-abduction torques. *J Sport Rehabil* 2013; 22: 41–46.

Dynamometric Strength Profile of Hip Muscles in Youth Soccer Players

Abstract: Background: Soccer is the most widely practiced sport in the world, demanding high- speed activities such as jumps, sprints and changes of direction. Therefore, having optimal levels of muscle strength improves performance and reduces the injury rate. Objectives: The objectives of our study were (i) to determine the dynamometric profile of hip muscle strength in young soccer players by position, evaluated at different isokinetic speeds, (ii) to describe the conventional and functional unilateral muscle strength ratios, (iii) to analyze the bilateral balance. Methods: Thirty- seven male soccer players (age 17.02 ± 0.92 years) participated in the study. Strength assessment was performed with a functional electromechanical dynamometer, and concentric and eccentric strength of abductors, adductors, extensors and hip flexors were measured bilaterally at 0.5 m/s and 1 m/s. Results: For eccentric right hip abduction at 0.5 m/s, defenders are significantly stronger than midfielders ($p = 0.013$) and stronger than forwards ($p = 0.140$). For eccentric right hip adduction at 0.5 m/s, defenders are significantly stronger than midfielders ($p = 0.005$) and stronger than forwards ($p = 0.253$), as for eccentric right hip adduction at 1 m/s, defenders are significantly stronger than midfielders ($p = 0.014$) and stronger than forwards ($p = 0.084$). There is a significant effect for the conventional strength ratio of left abduction/adduction at 1 m/s. The conventional strength ratio of forwards is significantly higher than that of defenders ($p = 0.045$) and higher than that of midfielders ($p = 0.152$). Conclusions: Concentric and eccentric hip strength values differ according to playing position.

Keywords: muscle strength; dynamometer; hip joint; soccer players.

1. Introduction

Soccer is the most widely practiced sport in the world, and its performance is determined by technical, tactical, physiological, biomechanical, and psychological factors [1]. For 90 min, the soccer player must perform activities at high speed, including jumps, sprinting, and changes of direction [1]. Therefore, having optimal levels of muscle strength improves performance [2,3] and reduces the injury rate [4–6]. Likewise, knowing the muscle strength levels of the player establishes reference values per player and per position [7], which are important to generate guidelines for prevention, rehabilitation, and sports training [8].

Most existing studies on muscle strength parameters and profiles by position in soccer players have been developed at the knee level, evaluating the concentric and eccentric action of quadriceps and hamstrings [9–11]. However, it is also necessary to know these values at the hip level due to the great influence they have on sports performance [12–15] and lower extremity injuries [16]. There is scarce evidence regarding hip muscle strength values in soccer players by position. A recent study found no significant differences between goalkeepers, defenders, midfielders and forwards [17].

In addition to muscle strength, it is important to know the conventional and functional unilateral strength ratios, which are well described in the knee [18], and to a lesser extent, in the hip, focusing mainly on abductors and adductors [19,20], with no further information on flexors and extensors. Another important factor is bilateral strength balance, which is also well described in the knee [21], but in the hip, information is scarce, again emphasizing abductors and adductors [20].

There are several methods and evaluation instruments to determine the levels of muscle strength of the athlete. Manual tests, manual dynamometry, and isokinetic dynamometry are the most frequently used [22]. Isokinetic dynamometry is considered the gold standard for the assessment of muscle function [23]. Though its lack of functionality is questioned, arguing that joints do not function in isolation in sports, this criticism may be less relevant during muscle assessment since its main objective is to find bilateral differences, determine strength ratios, and compare its results with established reference values [23]. In turn, there are valid multi-joint dynamometers, such as the functional electromechanical dynamometer (FEMD) [24], that allow a reliable isokinetic assessment [25,26], respecting the athlete's natural movement, which can be replicated during evaluation, training, and rehabilitation.

The objectives of our study were (i) to determine the dynamometric profile of hip muscle strength in young soccer players by position, evaluated at different isokinetic speeds, (ii) to describe the conventional and functional unilateral muscle strength ratios, (iii) to analyze the bilateral balance of young soccer players by position on the field.

2. Materials and Methods

2.1. Study Design

A cross-sectional study design was used. All soccer players and coaching staff were informed about the risks and benefits of the study. Before the evaluations, informed consent was collected from all players. The study was approved by the scientific ethics committee of the University of Los Lagos, Puerto Montt, Chile (N°H007/2022). The research was carried out following the Helsinki declaration's ethical norms and the sports sciences' ethical norms [27].

2.2. Participants

The study included 40 male soccer players (age 17.02 ± 0.92 years, height 1.70 ± 0.04 cm, weight 66.75 ± 6.07 kg, BMI 22.82 ± 1.57 kg/m²), all of them members of the youth team of the professional soccer club of the city of Puerto Montt, Chile, which currently participates in the second division of the national championship, known as first b. To maintain the homogeneity of the subjects, the three goalkeepers of the team were excluded from the study (Table 1). The experience of the players averaged 5 years in the club, and the evaluations were carried out during the first week of preseason. After the evaluations and before the start of the southern zone championship, the players prepared 5 days a week for one month.

Table 1. Physical characteristics of the participants.

Variable	Defenders (<i>n</i> = 13) Mean $\pm$ SD	Midfielders (<i>n</i> = 12) Mean $\pm$ SD	Forwards (<i>n</i> = 12) Mean $\pm$ SD
Age (years)	17.07 $\pm$ 0.49	16.75 $\pm$ 1.35	17.25 $\pm$ 0.75
Weight (kg)	70.23 $\pm$ 5.06	63.16 $\pm$ 6.67	66.58 $\pm$ 4.46
Height (m)	1.74 $\pm$ 0.04	1.69 $\pm$ 0.04	1.68 $\pm$ 0.04
BMI (kg/m ²)	23.11 $\pm$ 1.26	21.84 $\pm$ 1.75	23.50 $\pm$ 1.27

BMI: body mass index, SD: standard deviation.

2.3. Anthropometric Measurement

Body composition was established by measuring weight and height using a digital scale (SECA 769) for weight and a portable stadiometer (SECA 206[®]; Hamburg, Germany) for height.

2.4. Muscle Strength

Concentric (CON) and eccentric (ECC) muscle strength of the hip muscles was assessed with a FEMD (Haefni Health System 1.0) [24]. The movements evaluated were hip abduction (ABD), adduction (ADD), extension (EXT) and flexion (FLE). Each movement was evaluated at two speeds (0.5 m/s and 1 m/s) bilaterally. Maximal and relative strength values were recorded. Conventional unilateral strength ratios and functional and bilateral strength balance of the stronger leg with respect to the weaker leg were calculated [28].

$$\text{Bilateral Strength Balance (\%)} = \frac{\text{Strong Leg} - \text{Weak Leg}}{\text{Strong Leg}} \times 100$$

2.5. Experimental Procedure

The thirty-seven youth soccer players were evaluated at the Kinesiology laboratory of the University of Los Lagos, Puerto Montt. Before starting the strength evaluation, the players completed a sports form which included personal, medical, sports and injury history from the previous two years. Hip range of motion was determined with a goniometer, allowing a functional range for each player. The range of abduction was between 10 and 30°, adduction between 30 and 0°, extension from 0 to 30°, and flexion between 0 and 90°. Subsequently, the players performed a 10-min warm-up jogging at 8 km/h., and were familiarized with all hip movements in both limbs at 0.5 m/s. According to previous studies' results [29,30], the assessments were performed in a standing position. For each movement and speed, two sets of five repetitions were performed with thirty seconds of rest between sets. The order of strength evaluation was (1) left abduction at 0.5 and 1 m/s, (2) right abduction at 0.5 and 1 m/s, (3) left adduction at 0.5 and 1 m/s, (4) right adduction at 0.5 and 1 m/s, (5) left extension at 0.5 and 1 m/s, (6) right extension at 0.5 and 1 m/s, (7) left flexion at 0.5 and 1 m/s and (8) right flexion at 0.5 and 1 m/s (Figure 1, Figure 2, Figure 3 and Figure 4).

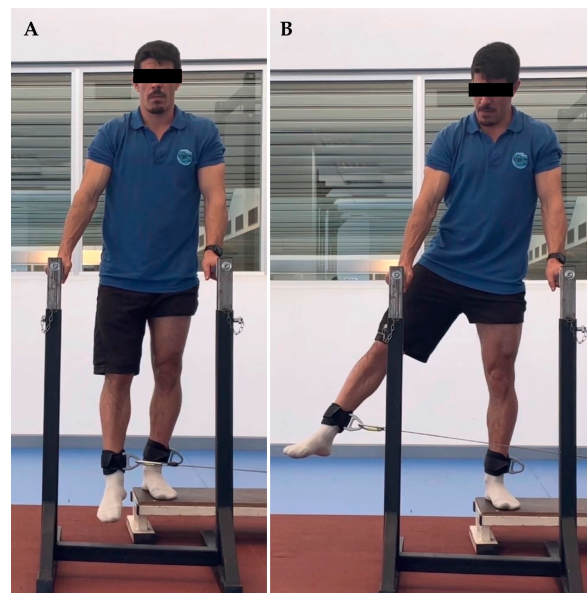


Figure 1. Hip abduction. (A) initial position, (B) final position.



Figure 2. Hip adduction. (A) initial position, (B) final position.

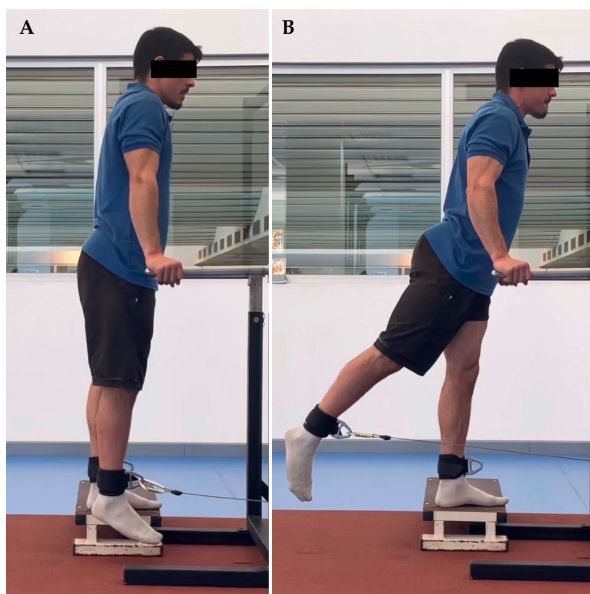


Figure 3. Hip extension. (A) initial position, (B) final position.



Figure 4. Hip flexion. (A) initial position, (B) final position.

2.6. Statistical Analysis

Descriptive data are presented as mean and standard deviation (SD). The normal distribution of the data (Shapiro-Wilk test) and the homogeneity of variances (Levene test) were confirmed ($p > 0.05$). For the main analysis, analysis of variance (ANOVA) was conducted with Tukey Post-hoc analysis. The Greenhouse–Geisser correction was used when the Mauchly sphericity test was violated. Omega squared (ω^2) was calculated for the ANOVA where the values of the effect size 0.01, 0.06 and above 0.14 were considered small, medium, and large, respectively [31]. Statistical significance was accepted at $p < 0.05$ level. The JASP statistics package (version 0.16.4) was used for statistical analyses.

3. Results

3.1. Absolute ($N \cdot m$) and Relative ($N \cdot m/kg$) Muscular Strength

There is a significant effect for absolute muscle strength of right hip ECC abduction at 0.5 m/s ($F_{(2, 34)} = 4.707, p = 0.016, ES = 0.167$). Post Hoc analysis using Tukey's correction revealed that for ECC, abduction defenders are significantly stronger than midfielders ($p = 0.013$) and stronger than forwards ($p = 0.140$) (Table 2). The multifactorial ANOVA showed no significant effect for the other values of absolute and relative hip abduction muscle strength.

Valoración funcional de la fuerza muscular de cadera mediante dinamometría electromecánica y su relación con el rendimiento deportivo y riesgo de lesión en futbolistas

Table 2. Absolute (N · m) and relative (N · m/kg) left and right hip strength at 0.5 m/s and 1 m/s.

Side	Velocity	Movement	Maximum Strength	Defenders (n = 13) Mean ± SD	Midfielders (n = 12) Mean ± SD	Forwards (n = 12) Mean ± SD	p-Value	ES
Left	0.5 m/seg	ABD	Absolute	256.00 ± 101.52	201.08 ± 37.62	238.25 ± 46.47	0.147	0.052
		CON	Relative	3.62 ± 1.35	3.22 ± 0.74	3.60 ± 0.86	0.569	0.000
		ABD ECC	Absolute	310.61 ± 47.74	275.25 ± 46.36	317.50 ± 59.55	0.111	0.000
			Relative	4.43 ± 0.70	4.38 ± 0.78	4.81 ± 1.05	0.421	0.000
		ADD	Absolute	287.84 ± 67.64	252.41 ± 80.24	266.50 ± 28.67	0.375	0.000
		CON	Relative	4.08 ± 0.87	3.98 ± 1.10	4.02 ± 0.54	0.955	0.000
		ADD ECC	Absolute	404.38 ± 82.59	351.25 ± 74.97	381.33 ± 57.17	0.203	0.035
			Relative	5.74 ± 1.00	5.61 ± 1.34	5.77 ± 1.10	0.939	0.000
Right	0.5 m/seg	EXT	Absolute	307.15 ± 74.92	289.00 ± 85.33	304.16 ± 37.97	0.786	0.000
		CON	Relative	4.35 ± 0.90	4.58 ± 1.26	4.60 ± 0.81	0.779	0.000
		EXT ECC	Absolute	416.53 ± 84.03	395.16 ± 98.72	436.75 ± 113.49	0.594	0.000
			Relative	5.91 ± 0.98	6.33 ± 1.79	6.59 ± 1.78	0.549	0.000
		FLE CON	Absolute	464.15 ± 136.11	406.58 ± 95.32	430.33 ± 106.35	0.458	0.000
			Relative	6.60 ± 1.90	6.48 ± 1.52	6.48 ± 1.60	0.979	0.000
		FLE ECC	Absolute	567.15 ± 86.27	518.91 ± 70.82	538.08 ± 63.85	0.278	0.017
			Relative	8.10 ± 1.27	8.30 ± 1.45	8.13 ± 1.25	0.924	0.000
Right	0.5 m/seg	ABD	Absolute	235.69 ± 54.90	192.83 ± 41.16	227.08 ± 46.36	0.079	0.085
		CON	Relative	3.36 ± 0.82	3.06 ± 0.59	3.42 ± 0.73	0.425	0.000
		ABD ECC	Absolute	333.07 ± 77.38	257.41 ± 54.64	284.08 ± 51.35	0.016 *	0.167
			Relative	4.78 ± 1.28	4.11 ± 0.93	4.32 ± 1.08	0.312	0.010
		ADD	Absolute	292.69 ± 72.18	256.08 ± 46.58	277.00 ± 30.46	0.242	0.025
		CON	Relative	4.15 ± 0.93	4.06 ± 0.63	4.18 ± 0.62	0.913	0.000
		ADD ECC	Absolute	420.38 ± 86.30	324.41 ± 62.77	374.75 ± 57.68	0.007 *	0.205
			Relative	6.00 ± 1.26	5.13 ± 0.75	5.66 ± 1.00	0.125	0.061
Left	1 m/seg	EXT	Absolute	331.07 ± 80.05	301.41 ± 67.67	335.33 ± 61.54	0.444	0.000
		CON	Relative	4.70 ± 1.02	4.78 ± 0.97	5.06 ± 1.00	0.651	0.000
		EXT ECC	Absolute	396.84 ± 53.13	383.58 ± 80.89	406.16 ± 72.98	0.728	0.000
			Relative	5.65 ± 0.63	6.15 ± 1.58	6.13 ± 1.28	0.511	0.000
		FLE CON	Absolute	487.61 ± 106.33	396.66 ± 107.26	448.33 ± 130.54	0.156	0.049
			Relative	6.92 ± 1.33	6.37 ± 1.94	6.75 ± 1.98	0.729	0.000
		FLE ECC	Absolute	586.38 ± 83.96	511.50 ± 85.82	540.75 ± 101.22	0.128	0.060
			Relative	8.35 ± 1.12	8.11 ± 1.27	8.16 ± 1.68	0.899	0.000
Left	1 m/seg	ABD	Absolute	218.69 ± 71.89	207.58 ± 69.12	268.33 ± 103.66	0.173	0.043
		CON	Relative	3.12 ± 1.07	3.34 ± 1.25	4.06 ± 1.72	0.216	0.031
		ABD ECC	Absolute	416.07 ± 149.60	357.50 ± 94.60	381.66 ± 117.90	0.498	0.000
			Relative	5.95 ± 2.19	5.69 ± 1.62	5.80 ± 2.01	0.948	0.000
		ADD	Absolute	306.30 ± 85.01	266.33 ± 90.39	265.25 ± 66.50	0.362	0.002
		CON	Relative	4.33 ± 1.08	4.20 ± 1.32	4.02 ± 1.15	0.803	0.000
		ADD ECC	Absolute	435.07 ± 72.14	379.25 ± 53.26	401.16 ± 50.81	0.077	0.087
			Relative	6.18 ± 0.90	5.99 ± 0.48	6.07 ± 1.04	0.849	0.000
Left	1 m/seg	EXT	Absolute	316.92 ± 77.74	296.33 ± 87.19	295.66 ± 53.91	0.718	0.000
		CON	Relative	4.48 ± 0.85	4.71 ± 1.32	4.46 ± 0.91	0.810	0.000
		EXT ECC	Absolute	557.84 ± 177.82	535.91 ± 187.89	509.33 ± 169.37	0.795	0.000
			Relative	7.86 ± 2.08	8.49 ± 2.93	7.69 ± 2.60	0.718	0.000
		FLE CON	Absolute	436.84 ± 112.86	412.58 ± 122.75	393.41 ± 96.41	0.623	0.000
			Relative	6.17 ± 1.26	6.60 ± 2.10	5.92 ± 1.49	0.600	0.000
		FLE ECC	Absolute	668.46 ± 79.06	622.16 ± 71.08	611.16 ± 81.21	0.157	0.049
			Relative	9.55 ± 1.23	9.92 ± 1.38	9.26 ± 1.77	0.555	0.000

Table 2. Cont.

Side	Velocity	Movement	Maximum Strength	Defenders (<i>n</i> = 13) Mean ± SD	Midfielders (<i>n</i> = 12) Mean ± SD	Forwards (<i>n</i> = 12) Mean ± SD	<i>p</i> -Value	ES
Right	1 m/seg	ABD	Absolute	209.76 ± 41.51	187.16 ± 33.39	210.58 ± 49.69	0.309	0.011
		CON	Relative	2.98 ± 0.55	2.97 ± 0.52	3.19 ± 0.90	0.678	0.000
		ABD ECC	Absolute	413.07 ± 119.00	360.16 ± 94.46	357.58 ± 88.32	0.316	0.010
			Relative	5.93 ± 1.86	5.74 ± 1.61	5.44 ± 1.63	0.778	0.000
		ADD	Absolute	290.30 ± 64.10	295.91 ± 111.53	283.33 ± 56.18	0.929	0.000
		CON	Relative	4.12 ± 0.78	4.71 ± 1.87	4.27 ± 0.89	0.492	0.000
		ADD	Absolute	459.76 ± 93.18	357.91 ± 62.92	384.41 ± 95.08	0.014 *	0.172
		ECC	Relative	6.57 ± 1.37	5.66 ± 0.68	5.82 ± 1.54	0.170	0.044
		EXT	Absolute	336.07 ± 80.32	319.75 ± 75.55	322.75 ± 47.53	0.822	0.000
		CON	Relative	4.75 ± 0.93	5.08 ± 1.12	4.86 ± 0.75	0.692	0.000
		EXT ECC	Absolute	508.23 ± 122.76	566.41 ± 171.39	520.25 ± 169.96	0.623	0.000
			Relative	7.26 ± 1.79	9.02 ± 2.68	7.90 ± 2.85	0.214	0.031
		FLE CON	Absolute	488.92 ± 125.87	424.83 ± 123.96	430.08 ± 143.53	0.404	0.000
			Relative	6.91 ± 1.53	6.76 ± 1.96	6.49 ± 2.21	0.858	0.000
		FLE ECC	Absolute	674.00 ± 63.71	632.41 ± 113.25	603.16 ± 93.54	0.166	0.045
			Relative	9.60 ± 0.77	9.99 ± 1.30	9.11 ± 1.74	0.277	0.017

ABD: abduction, ADD: adduction, EXT: extension, FLE: flexion, CON: concentric, ECC: eccentric, SD: standard deviation, ES: effect size (Omega squared (ω^2)), * Significant at 0.05 level.

There is a significant effect for right hip ECC adduction absolute muscle strength at 0.5 m/s ($F_{(2, 34)} = 5.770$, $p = 0.007$, $ES = 0.205$), and for right hip ECC adduction absolute muscle strength at 1 m/s ($F_{(2, 34)} = 4.842$, $p = 0.014$, $ES = 0.172$). Post hoc analysis using Tukey's correction revealed that for right hip ECC adduction at 0.5 m/s, defenders are significantly stronger than midfielders ($p = 0.005$) and stronger than forwards ($p = 0.253$), as for right hip ECC adduction absolute strength at 1 m/s, where defenders are significantly stronger than midfielders ($p = 0.014$) and stronger than forwards ($p = 0.084$) (Table 2). The multifactorial ANOVA showed no significant effect for the other values of absolute and relative hip adduction muscle strength.

Multifactorial ANOVA showed no significant effect on absolute and relative muscle strength values of left and right hip extension and flexion CON and ECC at 0.5 m/s and 1 m/s among defenders, midfielders, and forwards.

3.2. Unilateral Conventional Strength Ratio

There is a significant effect for the conventional strength ratio CON/CON of left ABD/ADD at 1 m/s ($F_{(2, 34)} = 3.389$, $p = 0.045$, $ES = 0.114$). Post hoc analysis using Tukey's correction revealed that the conventional strength ratio of forwards is significantly greater than defenders ($p = 0.045$) and greater than midfielders ($p = 0.152$) (Table 3). Multifactorial ANOVA showed no significant effect on the conventional strength ratio CON/CON and ECC/ECC of ABD/ADD between left and right at 0.5 m/s, and FLE/EXT left and right at 0.5 m/s and 1 m/s (Table 3).

Valoración funcional de la fuerza muscular de cadera mediante dinamometría electromecánica y su relación con el rendimiento deportivo y riesgo de lesión en futbolistas

Table 3. Conventional and Functional Unilateral Strength Ratio of Left and Right Hip Abductor/Adductor and Flexor/Extensor at 0.5 m/s and 1 m/s.

Velocity	Unilateral Ratio	Side	Muscle Action	Defenders (n = 13) Mean ± SD	Midfielders (n = 12) Mean ± SD	Forwards (n = 12) Mean ± SD	p-Value	ES
0.5 m/seg	ABD/ADD Conventional	Left	CON/CON	89.51 ± 24.85	83.97 ± 18.30	90.45 ± 22.37	0.739	0.000
			ECC/ECC	79.36 ± 18.18	81.40 ± 19.52	85.09 ± 20.10	0.755	0.000
		Right	CON/CON	81.43 ± 11.42	75.46 ± 8.66	81.93 ± 13.70	0.313	0.010
			ECC/ECC	82.30 ± 24.19	81.29 ± 20.40	76.70 ± 14.03	0.765	0.000
1 m/seg	ABD/ADD Conventional	Left	CON/CON	75.140 ± 24.96	81.26 ± 27.80	102.76 ± 30.11	0.045 *	0.114
			ECC/ECC	97.04 ± 33.63	94.52 ± 23.27	95.43 ± 28.19	0.975	0.000
		Right	CON/CON	73.50 ± 12.49	67.91 ± 16.62	76.14 ± 18.76	0.448	0.000
			ECC/ECC	93.14 ± 33.78	101.69 ± 26.22	94.62 ± 16.53	0.701	0.000
0.5 m/seg	ABD/ADD Functional	Left	CON/ECC	63.57 ± 20.64	58.63 ± 11.51	63.88 ± 16.33	0.688	0.000
			ECC/CON	115.17 ± 39.24	116.30 ± 30.61	121.14 ± 29.71	0.897	0.000
		Right	CON/ECC	56.89 ± 12.24	60.25 ± 12.06	61.20 ± 11.94	0.645	0.000
			ECC/CON	120.96 ± 44.50	102.27 ± 20.98	102.64 ± 14.70	0.219	0.030
1 m/seg	ABD/ADD Functional	Left	CON/ECC	50.67 ± 14.43	55.32 ± 18.49	67.83 ± 26.18	0.106	0.069
			ECC/CON	146.95 ± 64.81	150.21 ± 66.07	153.93 ± 66.88	0.965	0.000
		Right	CON/ECC	46.54 ± 9.89	53.37 ± 11.48	58.41 ± 20.34	0.137	0.056
			ECC/CON	150.69 ± 61.46	134.91 ± 55.86	128.94 ± 31.34	0.555	0.000
0.5 m/seg	FLE/EXT Conventional	Left	CON/CON	150.97 ± 24.40	144.77 ± 29.71	141.87 ± 30.94	0.715	0.000
			ECC/ECC	139.52 ± 26.67	138.93 ± 38.32	129.12 ± 30.87	0.672	0.000
		Right	CON/CON	149.36 ± 20.16	136.42 ± 38.27	136.23 ± 43.79	0.565	0.000
			ECC/ECC	148.51 ± 19.06	135.70 ± 20.39	134.70 ± 23.91	0.202	0.035
1 m/seg	FLE/EXT Conventional	Left	CON/CON	139.97 ± 29.16	141.51 ± 31.39	134.61 ± 29.87	0.841	0.000
			ECC/ECC	128.57 ± 32.92	128.26 ± 41.83	129.22 ± 34.12	0.997	0.000
		Right	CON/CON	150.10 ± 47.04	132.00 ± 19.98	131.45 ± 30.27	0.319	0.009
			ECC/ECC	138.05 ± 28.31	119.26 ± 36.90	122.92 ± 26.16	0.278	0.017
0.5 m/seg	FLE/EXT Functional	Left	CON/ECC	112.140 ± 28.44	107.65 ± 29.48	104.28 ± 34.69	0.816	0.000
			ECC/CON	192.96 ± 46.79	190.15 ± 51.23	178.79 ± 25.53	0.688	0.000
		Right	CON/ECC	122.67 ± 20.57	104.78 ± 26.48	113.54 ± 40.91	0.347	0.004
			ECC/CON	186.04 ± 51.24	173.04 ± 26.25	163.02 ± 27.97	0.316	0.010
1 m/seg	FLE/EXT Functional	Left	CON/ECC	81.37 ± 17.48	79.85 ± 19.67	85.36 ± 32.42	0.844	0.000
			ECC/CON	219.65 ± 44.57	224.53 ± 65.90	211.74 ± 39.79	0.826	0.000
		Right	CON/ECC	100.13 ± 31.73	78.80 ± 25.25	89.31 ± 35.35	0.244	0.024
			ECC/CON	209.52 ± 47.16	204.91 ± 49.78	189.04 ± 30.27	0.478	0.000

ABD/ADD: abduction/adduction, FLE/EXT: flexion/extension, CON/ECC: concentric/eccentric, ECC/CON: eccentric/concentric, SD: standard deviation, ES: effect size (Omega squared (ω^2)). * Significant at 0.05 level.

3.3. Unilateral Functional Strength Ratio

Multifactorial ANOVA showed no significant effect on the functional strength ratio CON/ECC and ECC/CON of ABD/ADD and left and right FLE/EXT at 0.5 m/s and 1 m/s (Table 3).

3.4. Bilateral Strength Balance

Multifactorial ANOVA showed no significant effect on bilateral CON and ECC strength balance for hip abduction, adduction, hip extension and hip flexion at 0.5 m/s and 1 m/s among defenders, midfielders, and forwards (Table 4).

Table 4. Bilateral Concentric and Eccentric Hip Strength Balance (%) at 0.5 m/s and 1 m/s.

Bilateral Strength Balance	Velocity	Muscle Action	Defenders (n = 13) Mean ± SD	Midfielders (n = 12) Mean ± SD	Forwards (n = 12) Mean ± SD	p-Value	ES
ABD/ABD	0.5 m/seg	CON	13.53 ± 13.31	11.85 ± 7.61	15.78 ± 13.71	0.722	0.000
		ECC	14.63 ± 10.84	12.62 ± 10.19	12.12 ± 16.20	0.871	0.000
	1 m/seg	CON	13.81 ± 10.59	17.71 ± 16.44	18.82 ± 15.08	0.650	0.000
		ECC	15.49 ± 20.04	11.72 ± 12.47	16.03 ± 11.78	0.756	0.000
ADD/ADD	0.5 m/seg	CON	9.77 ± 9.28	14.47 ± 11.79	10.69 ± 7.29	0.446	0.000
		ECC	10.96 ± 11.99	13.52 ± 13.38	10.66 ± 4.61	0.773	0.000
	1 m/seg	CON	16.01 ± 11.56	16.61 ± 11.93	19.35 ± 12.90	0.769	0.000
		ECC	14.11 ± 11.06	10.41 ± 5.38	13.52 ± 8.17	0.526	0.000
EXT/EXT	0.5 m/seg	CON	8.95 ± 6.57	10.54 ± 5.10	11.04 ± 10.96	0.786	0.000
		ECC	7.11 ± 4.31	12.22 ± 14.23	10.02 ± 12.62	0.519	0.000
	1 m/seg	CON	12.14 ± 6.33	14.27 ± 6.35	13.65 ± 9.31	0.761	0.000
		ECC	17.50 ± 15.22	25.23 ± 17.63	19.58 ± 12.16	0.434	0.000
FLE/FLE	0.5 m/seg	CON	11.80 ± 7.50	16.99 ± 19.31	11.56 ± 7.49	0.493	0.000
		ECC	8.10 ± 5.69	11.24 ± 9.08	9.06 ± 9.18	0.619	0.000
	1 m/seg	CON	16.60 ± 14.95	14.64 ± 9.82	22.03 ± 14.68	0.385	0.000
		ECC	6.11 ± 4.15	12.31 ± 9.92	7.57 ± 5.91	0.087	0.080

ABD/ABD: abduction/abduction, ADD/ADD: adduction/adduction, EXT/EXT: extension/extension, FLE/FLE: flexion/flexion, CON: concentric, ECC: eccentric, ES: effect size (Omega squared (ω^2)).

4. Discussion

The aim of the present study was to determine a dynamometric profile of hip muscle strength in young soccer players according to the position they use in the field (defenders, midfielders, forwards). The main results show that for right ECC abduction at 0.5 m/s and right ECC adduction at 0.5 and 1 m/s, defenders are significantly stronger than midfielders and stronger than forwards. On the other hand, there is no significant difference in hip extension and flexion between defenders, midfielders, and forwards. With respect to the conventional strength ratio, there is a significant difference in the CON/CON ratio of left ABD/ADD at 1 m/s, with the strength ratio of forwards being significantly higher with respect to defenders and higher in forwards with respect to midfielders. For the ABD/ADD and FLE/EXT functional strength ratio, there is no significant effect between defenders, midfielders, and forwards, as well as for bilateral strength balance.

The main conclusions of this study were that eccentric hip abduction and adduction muscle strength was greater in defenders, conventional ABD/ADD strength ratio was greater in forwards, and there is no difference between defenders, midfielders, and forwards with respect to bilateral strength balance.

4.1. Absolute and Relative Maximum Strength of Hip Abduction and Adduction

We observed a significant effect for ECC right abduction at 0.5 m/s, demonstrating that defenders are stronger than both midfielders and forwards. These results coincide with the findings found by Wik et al. [11], showing that defenders showed higher eccentric abduction strength values than goalkeepers, with a strong effect size ($p < 0.05$, $d = 0.85$ – 0.87). However, midfielders turned out to have higher eccentric hip abduction strength than archers (dominant $p < 0.01$, $d = 1.0$; non-dominant $p < 0.05$, $d = 0.70$) and forwards (hip dominant $p < 0.05$, $d = 0.54$). A significant effect is also observed for ECC right adduction at 0.5 m/s and 1 m/s showing that defenders are stronger than midfielders and forwards, unlike the results of Wik et al. [11], who conclude that midfielders have stronger ECC adduction values with respect to goalkeepers ($p < 0.05$, $d = 0.65$ – 0.70) and forwards ($p < 0.05$, $d = 0.52$ – 0.57). It is important to mention that Wik et al. [11] used a hand-held dynamometer and a side-lying position to assess eccentric hip strength.

As in our study, Karatrantou et al. [19] found that the peak torque values during eccentric muscle action were significantly ($p < 0.001$) higher compared to those observed during concentric muscle action. This may be due to the fact that during cutting movements or changes of direction, there is great participation of the hip muscles,

both in braking and propulsion [7]; likewise, during the ball strike, there is eccentric participation of the hip adductors [8]. Similarly, to Wik et al. [11], Karantrantou et al. [19] used the side position to evaluate hip strength; however, the instrument used was an isokinetic dynamometer.

4.2. Absolute and Relative Maximum Strength of Hip Flexion and Extension

Our results show that there is no significant difference in the absolute and relative muscle strength values for hip extension and flexion, which agree with the findings of AlTaweel et al. [17], who found no significant differences ($p > 0.05$) between goalkeepers, defenders, midfielders, and forwards. It is important to consider that the position used for the evaluation of hip flexors and extensors used by AlTaweel et al. [17] was supine, and the instrument used was an isokinetic dynamometer. More studies comparing flexor and extensor strength in soccer players by position are needed.

4.3. Conventional Strength Ratio

We found that the conventional CON/CON ratio values of ABD/ADD are higher at low velocities (0.5 m/s), unlike the findings of Karatrantou et al. [19], who show that the conventional CON/CON ratio values of ABD/ADD are higher at high velocities (90°/s) ($p < 0.05$). On the other hand, our values of the conventional ECC/ECC ratio of ABD/ADD are higher at high velocities (1 m/s), agreeing with the findings found by Karatrantou et al. [19], who show that the values of conventional ECC/ECC ratio of ABD/ADD are higher at high velocities (90°/s) ($p < 0.05$).

In comparisons of the conventional CON/CON vs. ECC/ECC strength ratio between ABD/ADD at 0.5 m/s and ABD/ADD at 1 m/s, at 0.5 m/s, the conventional CON/CON ratio is higher than the conventional ECC/ECC ratio, however, at 1 m/s the ECC/ECC ratio was higher. These results are related to the types of strength applied in soccer, such as the internal pass, which is executed at high speeds and with a predominance of the eccentric muscle action of adductors [32], and practices associated with displacements, accelerations and changes of direction that increase the eccentric strength of the abductors [33].

For the conventional strength ratio of FLE/EXT, the CON/CON ratio was greater than the ECC/ECC ratio at both speeds. This is perhaps because, for movements in the sagittal plane such as linear sprint, and vertical and horizontal jump, the athlete initiates the movements with a fast concentric action of extensors and then flexors [34,35], and the eccentric phase is mainly determined by muscles surrounding the knee [35].

4.4. Functional Strength Ratio

Our research shows that the ABD/ADD CON/ECC functional strength ratio is higher at low velocity (0.5 m/s), and the ECC/CON functional strength ratio is higher at high velocity (1 m/s). These data agree with those reported by Karatrantou et al. [19], who observed in their study that the CON/ECC ratio was higher at low velocity (30°/s), and the ECC/CON ratio increased with increasing angular velocity (90°/s).

For the functional strength ratio of FLE/EXT, the CON/ECC ratio is higher at low velocity (0.5 m/s), and the ECC/CON ratio is higher at high velocity (1 m/s). There are no reports of the functional ratio of hip flexors and extensors.

Comparisons of the functional strength ratio CON/ECC vs. ECC/CON of ABD/ADD and FLE/EXT show that the ECC/CON ratio is always higher, independent of velocity, because when the angular velocity of the movement increases, the maximum strength generation capacity of the antagonist musculature increases through an eccentric action, while the agonist's muscles produce strength through a concentric action Karatrantou et al. [19].

4.5. Bilateral Strength Balance

It is known that in soccer, there are muscle strength imbalances between the extremities, which are justified by age, dominance, and level of training [36]. The literature has pointed out critical values, classifying players as asymmetrical if they have a bilateral strength deficit higher than 15% [37], noting that even deficits over 10%

[38] constitute a risk factor for injury. Our results do not show a significant effect between defenders, midfielders, and forwards. However, despite no statistically significant differences, we found many values that are above 15% bilateral CON and ECC deficits at 0.5 m/s and 1 m/s. On the other hand, Helme et al. [39] conclude that functional asymmetry of the lower extremities as a risk factor for injury is moderate to low due to the methodological approach of the studies.

4.6. Limitations

This study is not without limitations, as the subjects only had one familiarization session with the FEMD. Therefore, this could have influenced the technical execution of the exercise and, therefore, the peak values of strength. In this context, subjects, being an average age of 17 years old, are just starting strength training, so their practical experience with this type of evaluation is scarce.

5. Conclusion

In conclusion, we present a complete profile of hip muscle strength in young soccer players, which may be of interest to coaches, physical trainers, physicians, and physiotherapists, who want to participate in injury prevention, training, rehabilitation, and sports reintegration programs from an early age. There are significant differences in the absolute strength of eccentric hip abduction and adduction, with defenders having greater strength levels. However, we did not find significant differences in the absolute and relative strength of hip flexors and extensors. In the conventional unilateral strength ratio, we found that the forwards have a higher concentric abductor/adductor strength ratio, unlike the functional unilateral strength ratio, where there are no significant differences. These differences may be related to the function of the soccer player within the field since each position demands different capacities. Finally, we also found no significant differences in bilateral strength balance between defenders, midfielders, and forwards.

References

1. Stølen, T.; Chamari, K.; Castagna, C.; Wisløff, U. Physiology of Soccer: An Update. *Sport. Med.* **2005**, *35*, 501–536. [\[CrossRef\]](#)
2. Styles, W.J.; Matthews, M.J.; Comfort, P. Effects of strength training on squat and sprint performance in soccer players. *J. Strength Cond. Res.* **2016**, *30*, 1534–1539. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
3. Hammami, M.; Gaamouri, N.; Shephard, R.J.; Chelly, M.S. Effects of contrast strength vs. plyometric training on lower-limb explosive performance, ability to change direction and neuromuscular adaptation in soccer players. *J. Strength Cond. Res.* **2018**, *33*, 2094–2103. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
4. Pérez-Gómez, J.; Adsuar, J.C.; Alcaraz, P.E.; Carlos-Vivas, J. Physical exercises for preventing injuries among adult male football players: A systematic review. *J. Sport Health Sci.* **2022**, *11*, 115–122. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
5. Asgari, M.; Alizadeh, M.H.; Shahrbanian, S.; Nolte, K.; Jaitner, T. Effects of the FIFA 11+ and a modified warmup programme on injury prevention and performance improvement among youth male football players. *PLoS ONE* **2022**, *17*, e0275545. [\[CrossRef\]](#)
6. Zouita, S.; Zouita, A.B.M.; Kebisi, W.; Dupont, G.; Ben Abderrahman, A.; Ben Salah, F.Z.; Zouhal, H. Strength training reduces injury rate in elite young soccer players during one season. *J. Strength Cond. Res.* **2016**, *30*, 1295–1307. [\[CrossRef\]](#)
7. Scoz, R.D.; Alves, B.M.O.; Burigo, R.L.; Vieira, E.R.; Ferreira, L.M.A.; Da Silva, R.A.; Hirata, R.P.; Amorim, C.F. Strength development according with age and position: A 10-year study of 570 soccer players. *BMJ Open Sport Exerc. Med.* **2021**, *7*, e000927. [\[CrossRef\]](#)
8. Ocarino, J.M.; Resende, R.A.; Bittencourt, N.F.; Correa, R.V.; Mendonça, L.M.; Reis, G.F.; Souza, T.R.; Fonseca, S.T. Normative data for hip strength, flexibility and stiffness in male soccer athletes and effect of age and limb dominance. *Phys. Ther. Sport* **2021**, *47*, 53–58. [\[CrossRef\]](#)
9. Ruas, C.V.; Minozzo, F.; Pinto, M.D.; Brown, L.E.; Pinto, R.S. Lower-extremity strength ratios of professional soccer players according to field position. *J. Strength Cond. Res.* **2015**, *29*, 1220–1226. [\[CrossRef\]](#)
10. Śliwowski, R.; Grygorowicz, M.; Hojszyk, R.; Jadczyk, Ł. The isokinetic strength profile of elite soccer players according to playing position. *PLoS ONE* **2017**, *12*, e0182177. [\[CrossRef\]](#)
11. Wik, E.H.; Mc Auliffe, S.; Read, P.J. Examination of physical characteristics and positional differences in professional soccer players in qatar. *Sports* **2019**, *7*, 9. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
12. LoTurco, I.; Contreras, B.; Kobal, R.; Fernandes, V.; Moura, N.; Siqueira, F.; Winckler, C.; Suchomel, T.; Pereira, L. Vertically and horizontally directed muscle power exercises: Relationships with top-level sprint performance. *PLoS ONE* **2018**, *13*, e0201475. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
13. Deane, R.S.; Chow, J.W.; Tillman, M.D.; Fournier, K.A. Effects of hip flexor training on sprint, shuttle run, and vertical jump performance. *J. Strength Cond. Res.* **2005**, *19*, 615–621.
14. Dominguez-Navarro, F.; Benítez-Martínez, J.C.; Ricart-Luna, B.; Cotelí-Suárez, P.; Blasco-Igual, J.M.; Casaña-Granell, J. Impact of hip abductor and adductor strength on dynamic balance and ankle biomechanics in young elite female basketball players. *Sci. Rep.* **2022**, *12*, 1–8. [\[CrossRef\]](#)
15. Jensen, J.; Hölmich, P.; Bandholm, T.; Zebis, M.K.; Andersen, L.L.; Thorborg, K. Eccentric strengthening effect of hip-adductor training with elastic bands in Soccer players: A randomised controlled trial. *Br. J. Sport. Med.* **2014**, *48*, 332–338. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
16. Yévenes Ulloa, A.; Altamirano Miranda, E.; Pereira Parra, C.; Barriá Saldivia, F.; Gomis Gomis, M.J.; Fritz Silva, N.B.; Contreras Díaz, G. Relationship between hip muscle strength and lower extremity injuries in soccer players: Systematic review. *Sci. J. Sport Perform.* **2022**, *1*, 62–70. [\[CrossRef\]](#)
17. AlTaweel, A.; Nuhmani, S.; Ahsan, M.; Abualait, T.; Muaidi, Q. Determining the hip joint isokinetic muscle strength and range of motion of professional soccer players based on their field position. *PeerJ* **2022**, *10*, e14000. [\[CrossRef\]](#)
18. Baroni, B.M.; Ruas, C.V.; Ribeiro-Alvares, J.B.; Pinto, R.S. Hamstring-to-quadriceps torque ratios of professional male soccer players: A systematic review. *J. Strength Cond. Res.* **2018**, *34*, 281–293. [\[CrossRef\]](#)
19. Karatrantou, K.; Gerodimos, V.; Katsareli, E.; Manouras, N.; Ioakimidis, P.; Famisis, K. Strength Profile of Hip Abductor and Adductor Muscles in Youth Elite Soccer Players. *J. Hum. Kinet.* **2019**, *66*, 31–41. [\[CrossRef\]](#)
20. Gerodimos, V.; Karatrantou, K.; Paschalis, V.; Zafeiridis, A.; Katsareli, E.; Bilios, P.; Kellis, S. Reliability of concentric and eccentric strength of hip abductor and adductor muscles in young soccer players. *Biol. Sport* **2015**, *32*, 351–356. [\[CrossRef\]](#)
21. Ruas, C.V.; Pinto, R.S.; Haff, G.G.; Lima, C.D.; Pinto, M.D.; Brown, L.E. Alternative Methods of Determining Hamstrings-to-Quadriceps Ratios: A Comprehensive Review. *Sport. Med. Open* **2019**, *5*, 11. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
22. Castro, M.P.; Ruschel, C.; Santos, G.M.; Ferreira, T.; Pierri, C.A.; Roesler, H. Isokinetic hip muscle strength: A systematic review of normative data. *Sport. Biomech.* **2020**, *19*, 26–54. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
23. Dvir, Z.; Müller, S. Multiple-joint isokinetic dynamometry: A critical review. *J. Strength Cond. Res.* **2019**, *34*, 587–601. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

24. Campos, C.; Ríos, L.J.C.; Bautista, I.J.; Martín, I.; López, A.; Chiroso, I.J. Validity and Reliability of the Haefni Health System 1.0 device in the measurement of the isokinetic velocity range. *Cuad. De Psicol. Del Deporte* **2014**, *14*, 91–98. Available online: <https://www.researchgate.net/publication/262913999> (accessed on 5 January 2023).
25. Vega, E.C.; Jerez-Mayorga, D.; Payer, R.M.; Jara, C.C.; Guzman-Guzman, I.; Ponce, A.R.; Chiroso, L.J. Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device. *PLoS ONE* **2018**, *13*, e0202248. [\[CrossRef\]](#)
26. Chamorro, C.; De la Fuente, C.; Rubio, J.; Campos, C.; Chiroso, L.J. Absolute reliability and concurrent validity of a novel electromechanical pulley dynamometer for measuring shoulder rotation isometric strength in asymptomatic subjects. Study conducted at Pontificia Universidad Católica, Santiago, Chile. *J. Pak. Med. Assoc.* **2019**, *69*, 1000–1005. [\[PubMed\]](#)
27. Harriss, D.; MacSween, A.; Atkinson, G. Ethical Standards in Sport and Exercise Science Research: 2020 Update. *Int. J. Sport. Med.* **2019**, *40*, 813–817. [\[CrossRef\]](#)
28. Xaverova, Z.; Dirnberger, J.; Lehnert, M.; Belka, J.; Wagner, H.; Orechovska, K. Isokinetic strength profile of elite female handball players. *J. Hum. Kinet.* **2015**, *49*, 257–266. [\[CrossRef\]](#)
29. Contreras-Díaz, G.; Chiroso-Ríos, L.J.; Chiroso-Ríos, I.; Intelangelo, L.; Jerez-Mayorga, D.; Martínez-García, D. Reliability of isokinetic hip flexor and extensor strength measurements in healthy subjects and athletes: A systematic review and meta-analysis. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 11326. [\[CrossRef\]](#)
30. Contreras-Díaz, G.; Chiroso-Ríos, L.J.; Martínez-García, D.; Intelangelo, L.; Chiroso-Ríos, I.; Jerez-Mayorga, D. Reliability of isokinetic hip abductor and adductor strength measurements: A systematic review and meta-analysis. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sport. Eng. Technol.* **2022**, 17543371221137965. [\[CrossRef\]](#)
31. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed.; Routledge: London, UK, 1988.
32. Dupré, T.; Funken, J.; Müller, R.; Mortensen, K.R.; Lysdal, F.G.; Braun, M.; Krah, H.; Potthast, W. Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? A biomechanical analysis. *J. Sport. Sci.* **2018**, *36*, 1827–1835. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
33. Thorborg, K.; Couppé, C.; Petersen, J.; Magnusson, S.P.; Holmich, P. Eccentric hip adduction and abduction strength in elite soccer players and matched controls: A cross-sectional study. *Br. J. Sport. Med.* **2011**, *45*, 10–13. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
34. Tottori, N.; Suga, T.; Miyake, Y.; Tsuchikane, R.; Tanaka, T.; Terada, M.; Otsuka, M.; Nagano, A.; Fujita, S.; Isaka, T. Trunk and lower limb muscularity in sprinters: What are the specific muscles for superior sprint performance? *BMC Res. Notes* **2021**, *14*, 1–6. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
35. Kotsifaki, A.; Korakakis, V.; Graham-Smith, P.; Sideris, V.; Whiteley, R. Vertical and Horizontal Hop Performance: Contributions of the Hip, Knee, and Ankle. *Sport. Health* **2021**, *13*, 128–135. [\[CrossRef\]](#)
36. Fousekis, K.; Tsepis, E.; Vagenas, G. Lower limb strength in professional soccer players: Profile, asymmetry, and training age. *J. Sport. Sci. Med.* **2010**, *9*, 364–373. Available online: <https://www.jssm.org> (accessed on 5 January 2023).
37. Knapik, J.J.; Bauman, C.L.; Jones, B.H.; Harris, J.M.; Vaughan, L. Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *Am. J. Sport. Med.* **1991**, *19*, 76–81. [\[CrossRef\]](#)
38. Daneshjoo, A.; Rahnama, N.; Mokhtar, A.H.; Yusof, A. Bilateral and unilateral asymmetries of isokinetic strength and flexibility in male young professional soccer players. *J. Hum. Kinet.* **2013**, *36*, 45–53. [\[CrossRef\]](#)
39. Helme, M.; Tee, J.; Emmonds, S.; Low, C. Does lower-limb asymmetry increase injury risk in sport? A systematic review. *Phys. Ther. Sport* **2021**, *49*, 204–213. [\[CrossRef\]](#)