

---

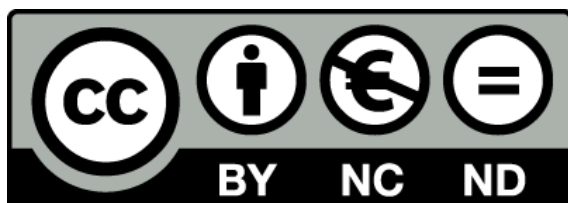
## Treball Fi de Màster

### Títol:

Relación de la función neuromuscular con el control del valgo en sujetos sanos y físicamente activos: implicaciones para la lesión de ligamento cruzado anterior. estudio observacional.

Autor: Luis Llurda Almuzara

---



Aquest treball està subjecte a la licència [Reconeixement-NoComercial-SenseObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Este trabajo está sujeto a la licencia [Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

This research works/final projects licensed under the [Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)



**RELACIÓN DE LA FUNCIÓN NEUROMUSCULAR CON EL  
CONTROL DEL VALGO EN SUJETOS SANOS Y FÍSICAMENTE  
ACTIVOS: IMPLICACIONES PARA LA LESIÓN DE LIGAMENTO  
CRUZADO ANTERIOR. ESTUDIO OBSERVACIONAL**

*Por: Luis Llurda Almuzara*

**Máster en Investigación Clínica**

**Universitat Internacional de Catalunya**

**Tutor: Dr. Albert Pérez Bellmunt**

**Trabajo Final de Máster**

**Curso 2019-2020**

03 de marzo 2020

## RESUMEN

**Introducción.** El valgo dinámico de rodilla (DKV) durante diferentes gestos deportivos es una alteración biomecánica que ha sido descrita como un gran factor de riesgo para sufrir una lesión de ligamento cruzado anterior. La musculatura de la rodilla y de la cadera parece tener un rol crucial en la prevención de esta alteración. El objetivo de este estudio es analizar una posible correlación entre el DKV y la respuesta neuromuscular (RNM) de la musculatura de la cadera y rodilla en sujetos sanos y físicamente activos.

**Métodos.** Estudio observacional con carácter transversal realizado en 50 sujetos. Se analizaron las variables “valgo dinámico de rodilla” durante un test de salto a una pierna, la respuesta neuromuscular de la musculatura posterior de la pierna y la fuerza de la extremidad inferior.

**Resultados.** No se encontraron correlaciones significativas entre el DKV y la respuesta neuromuscular y/o la fuerza de la extremidad inferior ( $p > 0.05$ ).

**Conclusión.** El control del valgo dinámico de rodilla parece no estar correlacionado con la respuesta neuromuscular aislada de la musculatura posterior de la extremidad inferior. Lo anterior sugiere que el control del DKV depende fundamentalmente de la actividad del sistema nervioso central y no de la respuesta neuromuscular de músculos aislados. Por tanto, la prevención de lesiones de ligamento cruzado anterior debería centrarse en la actividad del sistema nervioso central y no en mejorar la respuesta neuromuscular aislada de determinados músculos.

**Palabras clave.** Valgo dinámico de rodilla; ligamento cruzado anterior; prevención; respuesta neuromuscular; fuerza

## ABSTRACT

**Introduction.** Dynamic Knee Valgus (DKV) during different sport maneuvers has been widely described as risk factor to develop an anterior cruciate ligament injury. Hip and knee muscles seem to have a crucial role to prevent the dynamic knee valgus. This study aims to give correlational data about DKV and hip and knee neuromuscular response (NMR) among healthy active subjects.

**Methods.** A cross-sectional correlational study was carried out among 50 active, non-injured subjects. Dynamic Knee-Valgus angle, lower limb posterior chain muscles Neuromuscular Response and lower limb strength were measured

**Results.** No significant correlation was observed between DKV and hip and knee muscles NMR or lower limb strength ( $p>0.05$ ).

**Conclusion.** The DKV control seems to be non-correlated with isolated hip and knee muscles NMR. This suggests that to prevent DKV is more about Central Nervous System activity than about isolated muscles NMR. Thus, anterior cruciate ligament injury prevention should focus on Central Nervous System activity more than improving isolated muscles NMR.

**Keywords.** Dynamic Knee Valgus; Anterior Cruciate Ligament; Prevention; Neuromuscular Response; Strength

## ÍNDICE

<b>1. ÍNDICE DE TABLAS</b>	<b>5</b>
<b>2. ÍNDICE DE FIGURAS</b>	<b>6</b>
<b>3. ÍNDICE DE ABREVIATURAS</b>	<b>7</b>
<b>4. INTRODUCCIÓN</b>	<b>8</b>
<b>5. MARCO TEÓRICO</b>	<b>16</b>
<b>6. HIPÓTESIS/PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN</b>	<b>21</b>
<b>7. OBJETIVOS</b>	<b>22</b>
<b>8. MATERIAL Y MÉTODOS</b>	<b>23</b>
Diseño	23
Población	23
Criterios de inclusión/exclusión	23
Muestra	24
Variables e instrumentos de medida	24
Recogida de datos	32
Análisis de los datos	32
Consideraciones éticas	33
<b>9. RESULTADOS</b>	<b>34</b>
<b>10. DISCUSIÓN</b>	<b>42</b>
<b>11. LIMITACIONES DEL ESTUDIO</b>	<b>51</b>
<b>12. IMPLICACIONES PARA LA PRÁCTICA Y PARA LA INVESTIGACIÓN</b>	<b>52</b>
<b>13. CONCLUSIONES</b>	<b>53</b>
<b>14. AGRADECIMIENTOS</b>	<b>54</b>
<b>15. BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>55</b>
<b>16. ANEXOS</b>	<b>68</b>
ANEXO I – CONSENTIMIENTO INFORMADO	68
ANEXO II – CORRELACIONES ENTRE RESPUESTA NEUROMUSCULAR Y VALGO DINÁMICO DE RODILLA	71
ANEXO III – ARTÍCULO PUBLICADO EN MEDICINA DELLO SPORT (Q4) SOBRE LA CORRELACIÓN ENTRE DOS INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN DE LA FUERZA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR.	72

## 1. ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1: Asociación entre ratio de lesión y rendimiento en fútbol profesional. Adaptada de Hägglund et al. Hay una asociación negativa entre los puntos por partido de liga y la incidencia de lesión. Es decir, a más incidencia de lesión, menos puntos.</i>	10
<i>Tabla 2: Ratio de lesiones de ligamento cruzado anterior por cada 100000 deportistas expuestos, separado por deportes. Adaptada de Allan et al.</i>	12
<i>Tabla 3: Factores de riesgo relacionados con el incremento del riesgo de sufrir lesión de ligamento cruzado anterior. Adaptada de Alentorn-Geli et al.</i>	14
<i>Tabla 4: Características demográficas y valgo dinámico de rodilla</i>	34
<i>Tabla 5: Datos descriptivos de la tensiomiografía</i>	36
<i>Tabla 6: Datos descriptivos de la miotonometría</i>	38
<i>Tabla 7: Datos descriptivos de las mediciones de fuerza</i>	39
<i>Tabla 8: Correlaciones entre fuerza isométrica total y fuerza de salto</i>	41

## 2. ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1: Metanálisis Pedisc et al. Efectividad de la actividad física en el riesgo de mortalidad.</i>	8
<i>Figura 2: Distribución anatómica de las lesiones. Adaptada de Hootman et al.</i>	11
<i>Figura 3: Disección de rodilla mostrando (dentro del cuadrado rojo) el ligamento cruzado anterior</i>	11
<i>Figura 4: El jugador del Real Madrid, Jesé Rodríguez sufre una lesión de ligamento cruzado anterior, nótese el valgo de rodilla que provoca la lesión.</i>	16
<i>Figura 5: Imagen de disección mostrando la continuación del glúteo mayor con el tensor de la fascia lata. Extraída de Antonio et al</i>	18
<i>Figura 6: Metánalisis de Dix J et al demostrando que la fuerza de cadera tiene una asociación negativa con el valgo de rodilla, es decir, cuanto más fuerza de cadera, menos valgo de rodilla.</i>	19
<i>Figura 7: Medición del valgo de rodilla durante el aterrizaje</i>	25
<i>Figura 8: Drop jump test</i>	26
<i>Figura 9: Tensiomiografía</i>	27
<i>Figura 10: Miotonometría</i>	28
<i>Figura 11: Countermovement jump</i>	29
<i>Figura 12: Dinamometría</i>	31
<i>Figura 13: Scatter graph mostrando la correlación entre la fuerza de salto y la fuerza isométrica total</i>	41

### 3. ÍNDICE DE ABREVIATURAS

LCA → Ligamento cruzado anterior

NMR → Respuesta Neuromuscular

DKV → Valgo dinámico de rodilla

IMC → Índice de masa corporal

Dm → Desplazamiento muscular

Tc → Tiempo de contracción

FPPA → *Frontal Plane Projection Angle*

TMG → Tensiomiografía

Gmax → Glúteo mayor

BF → Bíceps femoral

ST → Semitendinoso

GM → Gastrocnemio medial

GL → Gastrocnemio lateral

MTT → Miotonometría

CMJ → *Countermovement Jump*



## 4. INTRODUCCIÓN

### La actividad física y sus efectos.

La práctica de actividad física es uno de los hábitos más comunes en la sociedad actual. Cada vez más gente realiza actividad física al menos tres veces al día con motivo recreacional, competitivo o simplemente por ser una práctica saludable (1–3). De hecho, la práctica de actividad física ha demostrado en numerosos estudios sus efectos positivos en la salud general de las personas (4). En el metanálisis realizado por Pedisic et al concluyeron en que el *running* como actividad física era capaz de mejorar notablemente el riesgo de mortalidad (5) (Figura 1).

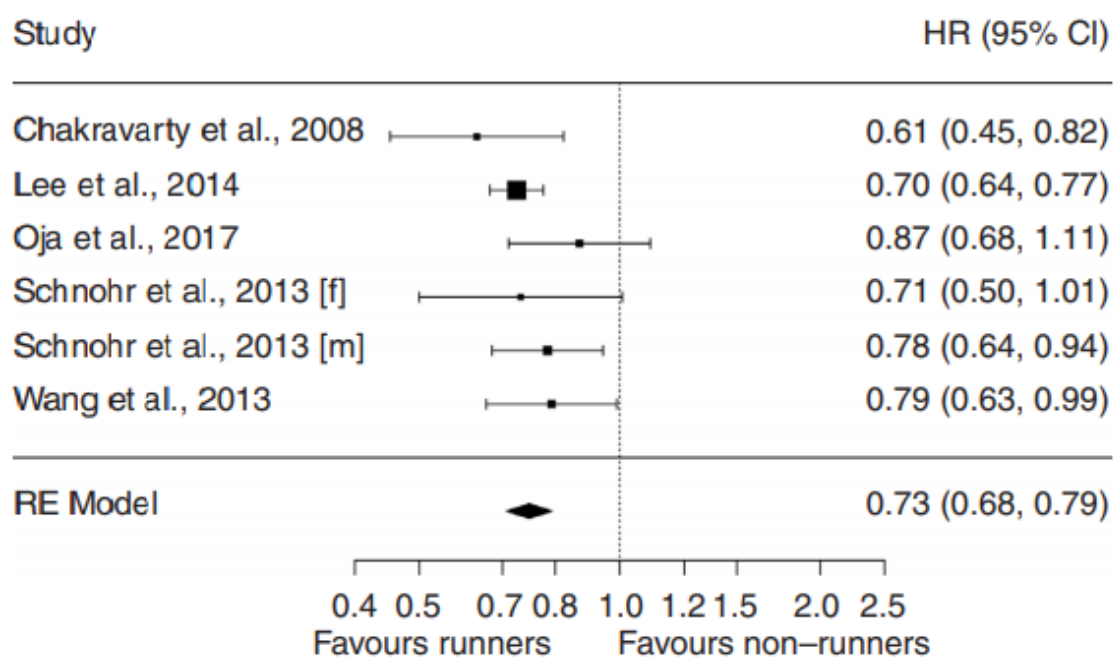


Figura 1: Metanálisis Pedisic et al. La actividad física reduce el riesgo de mortalidad.

Alrededor de un 72% de la población general de EEUU son considerados activos, suponiendo unos 216 millones de personas (1). Además, más de un 59% de las personas activas realizan actividad física al menos tres veces por semana (1). En España, los datos son semejantes a los del país

americano, con un 76% de personas activas (2). A nivel catalán, Pardo et al (3) situó que tres cuartos de la población eran físicamente activos, similar a España y EEUU.

No obstante, la práctica de actividad física puede traer consigo consecuencias negativas como lesiones derivadas de la actividad física. Debido a las exigencias de la práctica deportiva, existe un riesgo inherente de lesión. Diferentes estudios epidemiológicos demuestran unas 6,8 millones de lesiones anuales derivadas de la actividad física en EEUU (6). Además, el número de lesiones derivadas del deporte está aumentando recientemente (7,8).

Las lesiones tienen consecuencias que pueden actuar a varios niveles. Tienen costes sociales, muchas personas realizan actividad física durante la semana con un fin recreativo y social, viéndose privado este beneficio cuando existe una lesión (9). Tienen un impacto económico, las lesiones requieren visitas, diagnósticos e intervenciones médicas, fisioterápicas, podológicas, enfermeras, etc que suponen un alto coste económico para la sociedad y/o para la empresa responsable (10-12). Tienen efecto en la salud, no poder realizar actividad física puede tener consecuencias negativas para la salud general de las personas si se trata de lesiones duraderas en el tiempo (4,11). Y por último, en el ámbito deportivo, tiene consecuencias deportivas, demostrándose que el número de lesiones que tiene un equipo durante una temporada está negativamente correlacionado con su posición en la tabla de clasificación (13) (Tabla 1).

Tabla 1: Asociación entre ratio de lesión y rendimiento en fútbol profesional. Adaptada de Hägglund et al. Hay una asociación negativa entre los puntos por partido de liga y la incidencia de lesión. Es decir, a más incidencia de lesión, menos puntos.

	Análisis crudo		
	Beta	95% CI	p valor
<i>Puntos por partido de liga</i>			
<i>Incidencia de lesión</i>	-0.026	-0.048 to -0.003	0.026
<i>Carga de lesiones</i>	-0.002	-0.003 to -0.001	<0.001
<i>Disponibilidad para el partido</i>	0.019	0.009 to 0.029	<0.001

## La lesión de ligamento cruzado anterior

Entre las lesiones derivadas de la actividad física, las localizadas en la extremidad inferior suponen alrededor de un 53% de todas las lesiones registradas, siendo la localización más frecuente por delante de la extremidad superior (18%), el tronco/espalda (13%) y la cabeza/cuello (10%) (14,15) (Figura 2).

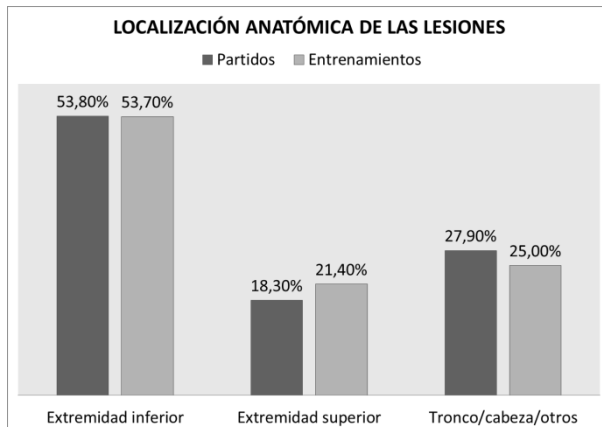


Figura 2: Distribución anatómica de las lesiones. Adaptada de Hootman et al.

En concreto, la lesión en la rodilla es una de las más comunes suponiendo un 60% de las operaciones tras lesiones derivadas de la actividad física (16). Entre las lesiones de rodilla, entre el 20 y el 50% se tratan de lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA), lo que enfatiza la importancia de su estudio en relación a otras posibles lesiones de rodilla como pueden ser la del ligamento colateral medial, ligamento colateral lateral o lesiones meniscales (17).

De hecho, cada año más de dos millones de lesiones de ligamento cruzado anterior son registradas alrededor de todo el mundo (18), siendo mayor su prevalencia en deportistas profesionales que en deportistas amateurs

(19,20). En la figura 3 puede observarse una imagen del ligamento que se está



Figura 3: Disección de rodilla mostrando (dentro del cuadrado rojo) el ligamento cruzado anterior

comentando.

El estudio epidemiológico de Allan et al (17) encontró que la lesión del ligamento cruzado anterior tiene un ratio de 11.1 lesiones por cada 100000 atletas expuestos (lesiones/100000AE) en fútbol americano, 4.8 lesiones/100000AE en futbolistas, 2.4 lesiones/100000AE en jugadores de voleibol y 2.3 lesiones/100000AE en jugadores de baloncesto (Tabla 2).

*Tabla 2: Ratio de lesiones de ligamento cruzado anterior por cada 100000 deportistas expuestos, separado por deportes. Adaptada de Allan et al.*

Ratio de lesiones de LCA por cada 100000 deportistas expuestos				
	Partido	Entrenamiento	Total	Riesgo Relativo (95% CI)
<b><i>Deporte</i></b>				
<i>Fútbol americano</i>	46.7	4.1	11.1	11.5 (8.91, 14.72)
<i>Fútbol (soccer)</i>	12.9	1.4	4.8	9.2 (4.43, 19.18)
<i>Voleibol</i>	5.3	0.9	2.4	5.9 (2.13, 16.15)
<i>Baloncesto</i>	5.5	0.9	2.3	6.1 (2.55, 14.59)

La mayoría de las lesiones de ligamento cruzado anterior deben ser abordadas quirúrgicamente con tiempos de recuperación de entre 6 y 9 meses (21), suponiendo un gran coste económico para el club (en el ámbito del deporte profesional) y para el Estado (en el ámbito del deporte recreacional) (22,23). En Estados Unidos, alrededor de 1 billón de dólares se destinan a reconstrucciones de ligamento cruzado anterior cada año (17). Además, el deportista tendrá que estar mucho tiempo sin practicar su deporte y/o trabajo, suponiendo un gran impacto social para la persona (9). De hecho, en muchos deportistas una lesión de ligamento cruzado anterior puede acabar suponiendo el fin de su carrera deportiva y condicionar su actividad física de forma permanente a lo largo de su vida (24), además de suponer un riesgo elevado de desarrollar osteoartritis temprana y dolor crónico entre 10 y 20 años tras la lesión (25).

Por los elevados costes económicos, sociales y deportivos, la ruptura del ligamento cruzado anterior es una lesión compleja que está provocando un aumento de los estudios y del conocimiento generado acerca de la etiología de la lesión en los últimos años (26,27).

Numerosos estudios se centran en describir una serie de factores de riesgo que predisponen al jugador o sujeto a sufrir una lesión de cruzado anterior (28-30).

Algunos de los factores de riesgo más aceptados por la bibliografía son el índice de masa corporal, el tamaño del ligamento cruzado anterior, el recurvatum de rodilla, laxitud de las articulaciones, predisposición genética, lesión previa (30). También aspectos biomecánicos o neuromusculares como la abducción de rodilla, el movimiento lateral del tronco, la rotación tibial, las fuerzas de reacción contra el suelo, la fuerza de abducción de cadera, el reclutamiento de los isquiosurales o la propiocepción de tronco (30). El tratamiento propuesto por la bibliografía para abordar, reducir, o compensar la mayoría de estos factores de riesgo es el entrenamiento neuromuscular (30) (Tabla 3).

Tabla 3: Factores de riesgo relacionados con el incremento del riesgo de sufrir lesión de ligamento cruzado anterior. Adaptada de Alentorn-Geli et al.

	Factores de riesgo modificables	Factores de riesgo no modificables	Técnica de tratamiento
Anatómicos		IMC Tamaño LCA Recurvatum de rodilla Laxitud articular general Historia familiar Historia de lesión previa	
Biomecánicos	Abducción de rodilla Cizalla tibial anterior Inclinación lateral de tronco Rotación tibial Pronación dinámica de pie Resistencia a la fatiga Fuerzas de reacción del suelo		Entrenamiento neuromuscular Entrenamiento neuromuscular Entrenamiento neuromuscular Entrenamiento neuromuscular Ortesis de pie Entrenamiento de resistencia Entrenamiento neuromuscular
Neuromusculares	Reclutamiento relativo de isquiotibiales Fuerza de abducción de cadera Propiocepción de tronco		Entrenamiento neuromuscular Entrenamiento neuromuscular Entrenamiento neuromuscular

La mayoría de programas de prevención orientados a disminuir la prevalencia de esta lesión se centran en atacar los factores de riesgo nombrados anteriormente (31–33). Uno de los programas más utilizados y conocidos hoy en día es el FIFA 11+, un programa que se diseñó con el objetivo de disminuir las lesiones de LCA en el fútbol pero que se ha extrapolado a muchos otros deportes (34–36).

Sin embargo, aunque se han desarrollado multitud de programas de prevención para la causa, la prevalencia de esta lesión no parece estar disminuyendo como se esperaba, probablemente porque no se está acertando en el trabajo de los factores de riesgo determinantes (37). Además, investigaciones demuestran, incluso, un aumento de lesiones de ligamento cruzado anterior, sobretodo en población joven (38–40).

Uno de los aspectos más estudiados y que se precisa conocer para actuar a modo de prevención y de recuperación de lesión de LCA es el mecanismo de lesión. Estudios vídeo analíticos en diferentes deportes han concluido en tres movimientos que pueden provocar una lesión de cruzado anterior: 1) el salto, 2) el pivotaje y 3) el cambio de dirección a alta velocidad (27,41).

Si analizamos más profundamente lo que ocurre en cada uno de estos movimientos cuando el deportista/paciente se lesiona el ligamento cruzado anterior, encontramos un punto en común para todos ellos, el colapso en valgo de la rodilla lesionada (41–44). De hecho, muchos autores describen el “valgo de rodilla” como mecanismo de lesión del ligamento cruzado anterior (45–47). Más adelante se explicará detalladamente qué es y por qué se produce el valgo de rodilla en una lesión de cruzado anterior.



## 5. MARCO TEÓRICO

### ¿Qué es el valgo de rodilla?

El valgo de rodilla se describe como una alteración de la cinemática de la rodilla donde la misma colapsa hacia interior provocando una aducción y rotación interna de la cadera, una rotación externa y traslación anterior de la tibia y una eversión de tobillo como se puede observar en la imagen. Como consecuencia de esta alteración biomecánica, se observa un ángulo excesivo entre la espina ilíaca anterosuperior, la rótula y el tobillo (41). Este ángulo incrementado y los diferentes movimientos de la cadera y rodilla provocan una tensión excesiva en el ligamento cruzado anterior, lo cual puede acabar provocando su ruptura y lesión (43,44) (Figura 4).



*Figura 4: El jugador del Real Madrid, Jesé Rodríguez sufre una lesión de ligamento cruzado anterior, nótese el valgo de rodilla que provoca la lesión.*

### ¿Cuándo ocurre el valgo de rodilla?

Esta alteración biomecánica conocida como valgo de rodilla puede y suele darse ante acciones dinámicas como saltos, cambios de dirección, carrera, marcha o pivotajes (48). Es por ello que las acciones nombradas son consideradas potenciales mecanismos de lesión de ligamento cruzado anterior en la bibliografía como se ha comentado en el apartado de introducción (30).

### ¿Qué puede suponer el valgo de rodilla?

La consecuencia fundamental de la alteración biomecánica que se está describiendo como valgo de rodilla es el aumento del riesgo de lesión de rodilla y de ligamento cruzado anterior concretamente. Tal y como se ha comentado, el valgo de rodilla incrementa la tensión en el ligamento cruzado anterior pudiendo suponer su lesión. Hewett et al (42) realizaron un estudio de cohortes en 205 atletas de diferentes deportes como fútbol, baloncesto y voleibol con un seguimiento de una temporada. Todos los atletas realizaron un test de salto en pretemporada donde se analizó el valgo de rodilla. Los nueve atletas que sufrieron una lesión de ligamento cruzado anterior tenían un valgo de rodilla superior ( $P < 0.05$ ) a aquellos que no sufrieron lesión de ligamento cruzado anterior durante la temporada. El estudio concluyó en que los atletas con un mayor valgo de rodilla se encuentran en un riesgo elevado de desarrollar lesión de ligamento cruzado anterior.

Además, numerosos estudios han concluido en que el valgo de rodilla durante acciones dinámicas es el mecanismo de lesión más común para sufrir una lesión de ligamento cruzado anterior (41,45-47).

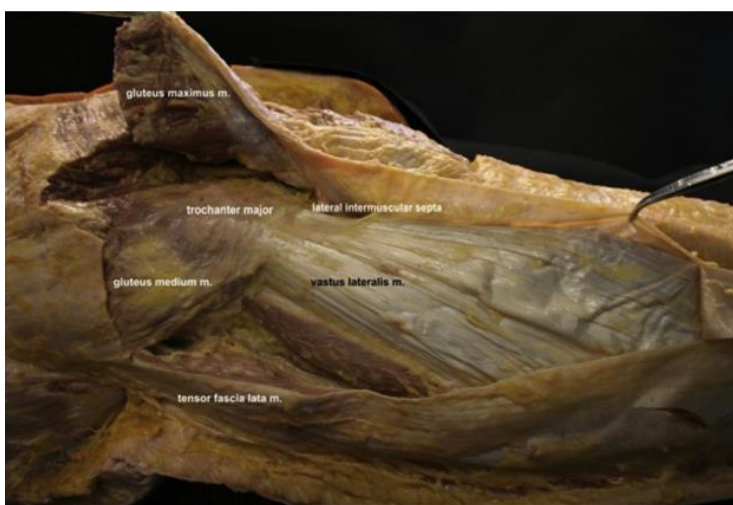
Por lo anterior, se puede concluir en que sufrir o desarrollar un valgo de rodilla durante acciones dinámicas como el salto supone situarse en un riesgo elevadísimo de sufrir una lesión de cruzado anterior.

### ¿Cómo se previene esta alteración?

La musculatura de la extremidad inferior es la encargada de mantener un buen control motor y cinemático de la rodilla evitando por tanto movimientos lesivos como el valgo de rodilla (49,50). Estudios han demostrado el carácter agonista del ligamento cruzado anterior del binomio isquiosurales-sóleo (51,52). En concreto, un estudio de Beard et

al (53) demostró que en aquellos sujetos con lesión de cruzado anterior, el tiempo de latencia de los isquiosurales era mucho mayor que en aquellos sujetos sanos, sugiriendo que, los isquiosurales “tardan en proteger/ayudar” al ligamento cruzado anterior en una lesión.

Estudios demuestran que la musculatura glútea parece estar cobrando importancia a lo largo de los últimos años (54). En concreto, el glúteo mayor, anatómicamente ha demostrado tener numerosas expansiones aponeuróticas hacia la fascia lata, que se inserta en la parte exterior de la rodilla (54). De hecho, algunos autores ya sitúan la inserción del glúteo mayor en la parte externa de la rodilla (54)



*Figura 5: Imagen de disección mostrando la continuación del glúteo mayor con el tensor de la fascia lata. Extraída de Antonio et al*

puede suponer un rol

crucial del glúteo mayor en el control del valgo de rodilla. Un glúteo mayor rápido y fuerte podría controlar el movimiento lesivo de la rodilla y evitar por tanto el colapso en valgo y el subsecuente riesgo de lesionarse el ligamento cruzado anterior de la rodilla tal y como sugieren varios estudios (49,55–57).

Por otro lado, la fuerza ha sido ampliamente estudiada como factor protector del valgo de rodilla. Estudios demuestran correlación entre la falta de fuerza de los músculos de cadera y rodilla y el incremento del valgo de rodilla durante acciones dinámicas (58–60). En un metanálisis publicado en 2018 que estudió la posible relación entre la fuerza de la musculatura de la cadera y el valgo dinámico de rodilla, Dix J et al. (49) demostraron una asociación consistente entre la fuerza de cadera y el

valgo de rodilla en un aterrizaje a una sola pierna (*single-leg drop jump test*) (Figura 6)).

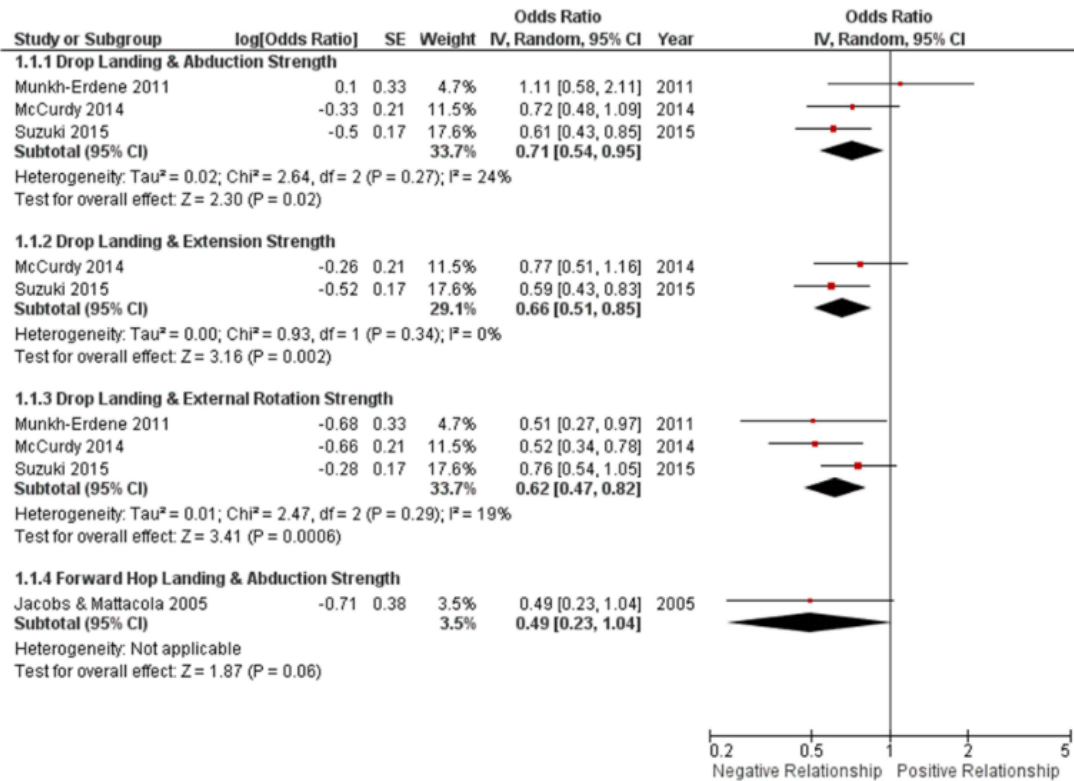


Figura 6: Metátesis de Dix J et al demostrando que la fuerza de cadera tiene una asociación negativa con el valgo de rodilla, es decir, cuanto más fuerza de cadera, menos valgo de rodilla.

Sin embargo, hay limitada evidencia que relacione la función neuromuscular de estos músculos con el control del valgo durante un aterrizaje o despegue de un salto, recordemos que era un potencial mecanismo de lesión (43,44).

La función neuromuscular o respuesta neuromuscular es una serie de propiedades biomecánicas, viscoelásticas y contráctiles del tejido miofascial que prepara el músculo para desarrollar un trabajo mecánico como resultado de la función del sistema muscular y nervioso (61). La función neuromuscular determina el rendimiento del músculo durante gestos deportivos, durante su rehabilitación y durante su entrenamiento (61). Los parámetros que nos indican la función neuromuscular de un músculo pueden ser muy útiles para determinar el rendimiento y la calidad de la capacidad contráctil del músculo y su relación con la lesión, en este caso, de ligamento cruzado anterior.

## 6. HIPÓTESIS/PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

La respuesta neuromuscular de la musculatura posterior de la pierna está correlacionada con el valgo dinámico de rodilla.

## 7. OBJETIVOS

Objetivo principal:

- Valorar la posible correlación entre los parámetros de respuesta neuromuscular de la musculatura posterior de la pierna y el valgo dinámico de rodilla.

Objetivos secundarios:

- Estudiar la posible correlación entre la fuerza mediante dinamometría y el valgo dinámico de rodilla.
- Estudiar la posible correlación entre la fuerza mediante *countermovement jump* y el valgo dinámico de rodilla.
- Valorar la posible correlación entre la tensiomiografía y la miotonometría.
- Valorar la posible correlación entre la fuerza medida con dinamometría y la fuerza desarrollada en el *countermovement jump*.
- Analizar datos normativos en cuanto a valgo dinámico de rodilla y respuesta neuromuscular.

## 8. MATERIAL Y MÉTODOS

### Diseño

Se realizó un estudio con unidad de análisis individual y de carácter transversal. El estudio se llevó a cabo en el Laboratorio de Anatomía Funcional del Área de Estructura y Función del Cuerpo Humano de la Universitat Internacional de Catalunya. Las mediciones tanto de valgo dinámico de rodilla como de parámetros neuromusculares se realizaron una sola vez en cada uno de los sujetos.

### Población

La población del estudio fueron personas sanas y físicamente activas reclutadas en la Universidad Internacional de Catalunya. Se realizó un muestreo voluntario (*voluntary sampling*) mediante carteles informativos del estudio y de los objetivos del mismo por toda la universidad. Aquellos sujetos interesados contactaban con el equipo investigador principal vía email y, posteriormente, se les adjudicaba una fecha y una hora donde se realizaban las mediciones.

### Criterios de inclusión/exclusión

Los criterios de inclusión para participar en el presente estudio fueron:

- Entender el estudio que se le realizaría
- Haber firmado el consentimiento informado (Anexo I).
- Realizar actividad física al menos tres días por semana

Por otro lado, los participantes fueron excluidos del presente estudio si cumplían una de los siguientes criterios:

- Haber sufrido una lesión de la extremidad inferior durante el último año.
- Tener historia previa de lesión de ligamento cruzado anterior.



## **Muestra**

Para el cálculo del tamaño muestral se utilizó la calculadora de tamaño muestral GRANMO. En base a nuestro objetivo principal, se realizó el cálculo del tamaño muestral asumiendo un riesgo alfa de 0.05, un tipo de contraste bilateral, un riesgo beta de 0.20, una estimación del coeficiente de correlación de Pearson de 0.5 y una proporción prevista de pérdidas de seguimiento de 0. El resultado del cálculo fue de 30 sujetos.

No obstante, debido a la facilidad para acceder a la muestra y para aumentar el poder estadístico del análisis, 50 sujetos fueron reclutados para el presente estudio. Todos ellos cumplieron los criterios de inclusión/exclusión fijados anteriormente.

## **Variables e instrumentos de medida**

### **Valgo dinámico de rodilla.**

Se realizó una valoración del gesto deportivo del salto mediante un software de análisis de movimiento en dos dimensiones (Kinovea, versión 0.8.26). El análisis de movimiento en dos dimensiones del valgo dinámico de rodilla durante un salto ha demostrado ser fiable y válido en estudios comparándolo con el análisis en tres dimensiones (62).

Previo a la realización del test, se le colocaron al sujeto unos marcadores reflectantes en ambas espinas ilíacas antero superiores, zona central de la rótula y punto intermedio entre los maléolos.

El sujeto de investigación debía realizar un test de salto (*drop jump test*) donde el sujeto debía dejarse caer con una pierna desde un cajón de 50 cm de altura, y saltar lo más alto y rápido posible hacia arriba una vez su pie contacte con el suelo para volver a aterrizar únicamente con la pierna que está realizando el test. Durante la realización del test el sujeto debe

mantener sus manos en la cintura. El sujeto realizó el test dos veces, una vez con cada pierna.

La posición del cajón, el punto donde el sujeto debe caer y el punto dónde se posiciona la cámara (3 metros desde el cajón) fueron predeterminados para todos los sujetos.

La ejecución del test fue grabada por una cámara situada a tres metros longitudinales del cajón y a una altura de 50 centímetros del suelo.

El parámetro que se midió fue la cinemática de la rodilla durante el despegue y el aterrizaje tal y como se ha realizado en publicaciones anteriores (63,64). En concreto, y apoyándonos en publicaciones anteriores, se utilizó el máximo *frontal-plane projection angle* (FPPA). El FPPA es definido como el ángulo formado entre 1) punto medio del tobillo, 2) punto medio de la rótula y 3) la línea proyectada entre el medio punto de la rótula y la espina ilíaca antero superior (48) (Figura 7).

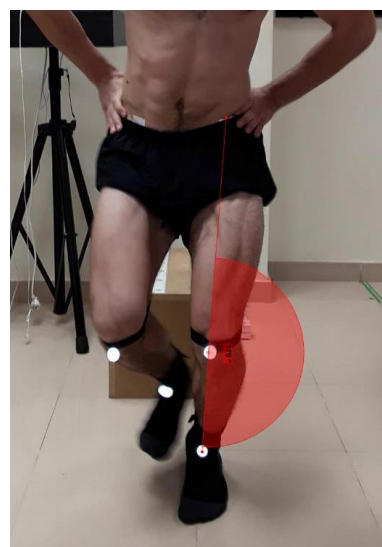


Figura 7: Medición del valgo de rodilla durante el aterrizaje

Se analizó el vídeo mediante el programa *Kinovea* comentado anteriormente y el máximo FPPA durante la ejecución del test fue utilizado para el análisis estadístico.

En la figura 8 se puede ver la secuencia de fotos que representan la medición del valgo de rodilla.

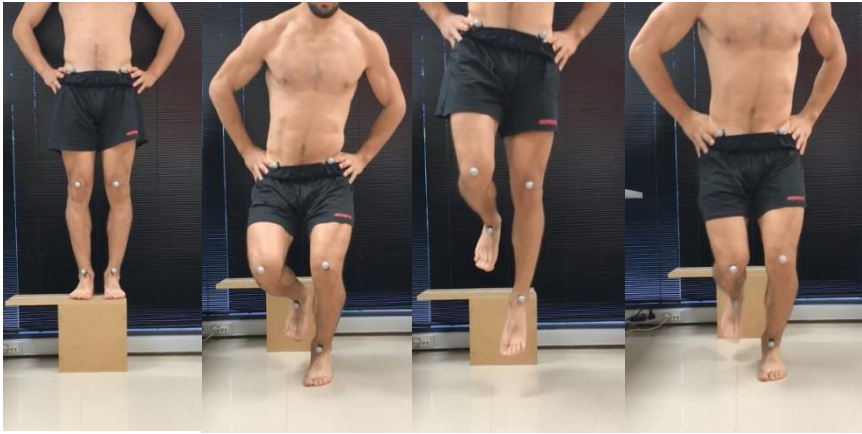


Figura 8: Drop jump test

### Respuesta neuromuscular

Para la valoración de la respuesta neuromuscular se utilizó la tensiomiografía y la miotonometría.

#### *Tensiomiografía*

La tensiomiografía (TMG) es un método NO invasivo que mide, entre otras variables, el máximo desplazamiento radial de las fibras musculares y el tiempo de contracción (mediante un sensor mecánico) que se producen en el vientre muscular después de haberle aplicado una contracción mediante un estímulo eléctrico (65). La TMG ha demostrado una buena-excelente fiabilidad interobservador, intrasesión y entre días para diferentes grupos musculares (66-68).

El parámetro principal de la tensiomiografía es el desplazamiento radial máximo (Dm), descrito como el movimiento radial del vientre muscular después de la aplicación del estímulo eléctrico, y viene dado en milímetros. El segundo parámetro que nos interesa es el tiempo de contracción (Tc), descrito como el tiempo que transcurre entre el estímulo y el 10% del desplazamiento radial máximo (Dm).

Los métodos de medición, protocolo y localización anatómica del sensor fueron estandarizados para todos los sujetos y se establecieron en concordancia con publicaciones previas (66). Todas las mediciones fueron obtenidas con el sujeto en decúbito prono sobre una camilla. El sensor mecánico Dc-Dc Trans-Tek® (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Slovenia) fue colocado perpendicular al vientre muscular. Se utilizaron electrodos adhesivos (TMG electrodes, TMG-BMC d.o.o. Ljubljana, Slovenia) y fueron situados equidistantemente al punto de medida correspondiente al sensor mecánico. La estimulación eléctrica fue aplicada



Figura 9: Tensiomiografía

mediante un sistema electroestimulador propio del instrumento (TMG-100 System electrostimulator TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenia) con un pulso de 1 ms y una amplitud inicial de 50 mA. Para cada test, la amplitud fue aumentando progresivamente hasta que el Dm dejaba de aumentar o se llegaba a la máxima estimulación del electroestimulador (110mA).

En la figura 9 puede verse un ejemplo de cómo se colocan los electrodos y el sensor para la tensiomiografía.

La tensiomiografía fue realizada en ambos glúteos mayores (Gmax), ambos bíceps femorales (BF), ambos semitendinosos (ST) y ambos gastrocnemios mediales (GM) y laterales (GL).

### *Miotonometría*

La miotonometría (MTT) es un método NO invasivo que mide, entre otras variables, la rigidez y el tono muscular (mediante un sensor mecánico) que se producen en el vientre muscular después de haberle aplicado un

estímulo mecánico (69). La MTT ha demostrado una buena fiabilidad para musculatura de la extremidad inferior (66–68).

El instrumento que se utilizó fue el MyotonPro (mytonPro, Myoton Ltds., Estonia). Este instrumento utiliza un dispositivo portátil para medir las propiedades de deformación de oscilaciones graduadas naturales producidas por un golpe (15 ms) mecánico en la superficie del vientre muscular. Los parámetros obtenidos por el MyotonPro fueron la frecuencia natural de oscilación que caracteriza el *tono muscular* en posición de reposo) y el stiffness caracterizando la *rigidez muscular* mediante la resistencia del músculo a la contracción. Los métodos de medición, protocolo y localización anatómica del sensor fueron estandarizados para todos los sujetos y se establecieron en



concordancia con publicaciones previas (70). *Figura 10: Miotonometría*

Todas las mediciones fueron obtenidas con el sujeto situado en decúbito prono sobre la camilla y el sensor situado en el medio del vientre muscular (identificado mediante palpación manual) con una angulación de 90° a la piel. Para cada test, el dispositivo MyotonPro realizaba tres golpes y la media de cada parámetro era obtenida. Los parámetros eran considerados válidos solo si la variación entre los tres golpes era menos de un 5%.

En la figura 10 puede verse un ejemplo de cómo se realizó la miotonometría para el presente estudio.

La miotonometría fue realizada en ambos Gmax, BF, ST, GM y GL.

### ***Fuerza***

Para la valoración de la fuerza de la extremidad inferior se utilizó un test de salto y la dinamometría.

### *Salto*

Para la valoración de la fuerza ejercida por la musculatura de la extremidad inferior durante un salto se eligió el tipo de salto *countermovement jump* (CMJ), en español traducido como “salto contramovimiento”, por su amplio bagaje científico (71,72). El CMJ es un tipo de salto donde el sujeto parte desde una posición erguida con completa extensión de rodilla, con sus pies aproximadamente a la altura de sus hombros y sus manos posicionadas en sus caderas, tocando ambas crestas ilíacas. Desde esta posición el sujeto debe saltar tan alto como sea posible y aterrizar en la misma posición que despegó (73). La fuerza aplicada fue medida con una aplicación móvil validada científicamente llamada “*My Jump 2*” en un dispositivo móvil *iPhone* (iPhone 7 plus; Apple, Cupertino, Ca, USA) a una frecuencia de 240 Hz (74,75). Todos los participantes revelaron que habían entendido perfectamente el tipo específico de salto que debían realizar.

El CMJ ha sido descrito como una forma fiable y válida para medir la fuerza funcional de las extremidades inferiores (71,72).

En la figura 11 puede verse un ejemplo de la secuencia de fotos que muestran la ejecución del *countermovement jump*.



Figura 11: *Countermovement jump*

### *Dinamometría*

En cuanto a las mediciones de fuerza utilizando la dinamometría, en este estudio se midió la fuerza isométrica máxima (*kg*) de los siguientes

movimientos: 1) flexión de cadera, 2) extensión de cadera, 3) aducción de cadera, 4) abducción de cadera, 5) flexión de rodilla y 6) extensión de rodilla. Todos los movimientos fueron realizados y medidos tres veces con un descanso de treinta segundos entre cada medición. La media de los tres fue calculada y se utilizó ese valor para el análisis estadístico.

La flexión de cadera se realizó en decúbito supino (cadera, rodilla y tobillo en posición neutra) con el dinamómetro situado en el punto entre los dos maléolos del tobillo. Se les pidió a los sujetos que flexionaran la cadera tan fuerte como fuera posible durante cinco segundos.

La extensión de cadera se realizó en decúbito prono (cadera y tobillo en posición neutra) con 90 grados de flexión de rodilla. El dispositivo fue colocado en la parte inferior del calcáneo. Se les pidió a los sujetos que levantaran su talón hacia el techo tan fuerte como fuera posible durante cinco segundos.

La abducción y aducción de cadera fue realizada en decúbito lateral (cadera, rodilla y tobillo en posición neutra). El dispositivo fue colocado dos centímetros por encima del maléolo lateral (para la abducción) y del maléolo medial (para la aducción). Para ambos movimientos, se les pidió a los sujetos que levantaran el talón hacia el techo tan fuerte como fuera posible durante cinco segundos.

La flexión de rodilla fue realizada con el sujeto sentado sobre la camilla con 90 grados de flexión de cadera y rodilla. El dispositivo fue colocado en la cara posterior del tobillo (punto intermaleolar). Se utilizó la misma posición para valorar la extensión de rodilla con el dispositivo colocado en la cara anterior del tobillo (punto intermaleolar). Se les pidió a los sujetos que flexionaran y extendieran la rodilla tan fuerte como fuera posible durante cinco segundos.

El dinamómetro utilizado fue el MicroFet 2 HHD (Hoggan Health Industries, Inc, West Jordan, UT) (76). El dinamómetro era sostenido y fijado por el

examinador debido a que ha demostrado perfecta fiabilidad entre usarlo estabilizándolo con un cinturón o mediante el examinador (77).

Además, una media total de todas las fuerzas isométricas máximas de cada movimiento fue obtenida y codificada como “fuerza isométrica total”.

En la figura 12 puede verse un ejemplo de cómo se realizó la dinamometría para cada uno de los movimientos.



*Figura 12: Dinamometría*

### ***Datos personales***

Se recogieron en un cuestionario los datos personales del sujeto para analizar posibles implicaciones de los mismos en los resultados.



Tabla 4: Resumen variables analizadas

Variable	Unidad de medida	Instrumento de medida
Desplazamiento máximo (Dm)	radial Milímetros (mm)	Tensiomiografía
Tiempo de contracción (Tc)	Milisegundos (ms)	Tensiomiografía
Tono	Hertzios (Hz)	Miotonometría
Rigidez	Newton por unidad de superficie (N m <sup>-1</sup> )	Miotonometría
Valgo dinámico de rodilla	Grados (°)	Kinovea Software
Fuerza de salto	Newtons (N)	MyJump App
Fuerza flexión de cadera	Kilogramos (Kg)	Dinamometría
Fuerza extensión de cadera	Kilogramos (Kg)	Dinamometría
Fuerza aducción de cadera	Kilogramos (Kg)	Dinamometría
Fuerza abducción de cadera	Kilogramos (Kg)	Dinamometría
Fuerza extensión de rodilla	Kilogramos (Kg)	Dinamometría
Fuerza flexión de rodilla	Kilogramos (Kg)	Dinamometría
Fuerza total	Kilogramos (Kg)	Dinamometría

### Recogida de datos

Los datos fueron recogidos por dos investigadores. El investigador principal se encargó de la medición de las variables de TMG, MTT, fuerza y datos básicos, mientras que un segundo investigador realizó la recogida de datos relacionada con el análisis del movimiento durante el salto. Todos los datos personales fueron sometidos a un proceso de codificación, es decir, a cada sujeto le correspondió un número de estudio, por lo que al realizar el análisis de los datos no se supo a qué sujeto correspondía cada uno de los datos. Todas las pruebas se realizaron el mismo día en un transcurso de tiempo que duraba unos 30 minutos.

### Análisis de los datos

Se realizó un análisis descriptivo para las variables principales del estudio. Las variables se describieron como media ± desviación estándar o

mediana $\pm$ rango intercuartílico según su distribución. Se valoró la normalidad de las diferentes variables mediante la prueba Kolgomorov-Smirnov con el objetivo de utilizar test paramétricos o no paramétricos para las pruebas de correlación. Posteriormente, se valoró la correlación entre el valgo dinámico de rodilla y las diferentes variables obtenidas en relación a la función neuromuscular y fuerza. Para ello se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson si ambas variables eran normales y el coeficiente de correlación de Spearman si una de las dos no seguía la normalidad.

Por último, para completar el objetivo secundario de este estudio se valoró la regresión lineal entre las mediciones de fuerza medida con el salto y las mediciones de fuerza medida con dinamometría. Para este objetivo únicamente se utilizó una n=30 debido a la disponibilidad de los recursos necesarios para tomar estas mediciones. Además, se valoró posibles correlaciones entre los parámetros de miotonometría y los parámetros de tensiomiografía.

Para todos los tests se estableció un nivel de significación de  $\alpha=0.05$ . Todos los datos fueron introducidos en el paquete estadístico SPSS v.26.

### **Consideraciones éticas**

Se obtuvo la aprobación del comité de ética local para la realización del estudio (CER-UIC-Barcelona; código de estudio: CBAS-2018-17) y este fue llevado a cabo en acuerdo a la declaración de Helsinki. El consentimiento informado fue obtenido para todos los participantes.

## 9. RESULTADOS

Cincuenta sujetos activos participaron en este estudio. Las características basales y los valores del valgo dinámico de rodilla durante el *drop jump* test están representados en la tabla 4.

Tabla 5: Características demográficas y valgo dinámico de rodilla

Variable	N	Media $\pm$ DE
Edad (años)	50	21.84 $\pm$ 5.25
Peso (kg)	50	68.96 $\pm$ 11.84
Altura (cm)	50	182.37 $\pm$ 19.68
IMC	50	21.69 $\pm$ 3.7
Actividad física (días/semana)	50	3.04 $\pm$ 1.52
Valgo dinámico rodilla derecha (°)	50	12.06 $\pm$ 7.60
Valgo dinámico rodilla izquierda(°)	50	9.5 $\pm$ 13.8*

Abreviaturas: *kg* kilogramos, *cm* centímetros, ° *grados*, *IMC* índice de masa corporal, *DE* desviación estándar, \*mediana $\pm$ rango intercuartílico

Como se puede observar en la tabla, la población reclutada para el presente estudio es joven (21,84 $\pm$ 5.25 años de media), con un IMC aparentemente normal (21,69 $\pm$ 3.7 de media), y físicamente activa como requerían los criterios de inclusión (más de tres días de actividad física a la semana).

En cuanto a una de las variables principales del estudio como son los grados de valgo dinámico en la pierna derecha y en la pierna izquierda, la muestra del estudio presentó una media de 12,06 $\pm$ 7.60 grados de valgo dinámico en la pierna derecha y una mediana de 9,5 $\pm$ 13.8 grados de valgo dinámico en la pierna izquierda.

Los datos descriptivos para las variables medidas en el estudio en relación a la función neuromuscular y la fuerza se muestran en las tablas 6,7 y 8.

En cuanto a la tensiomiografía, cuanto menor es el desplazamiento muscular ( $Dm$ ) mayor tono muscular y, por tanto, mayor *stiffness* (rigidez). Por lo tanto, en la muestra del presente estudio, tanto el semitendinoso izquierdo como el derecho obtuvieron la media más alta en cuanto a  $Dm$  y, por consiguiente, son los músculos cuyos resultados sugieren un menor tono muscular. Por el contrario, los gastrocnemios mediales derecho e izquierdo obtuvieron la menor puntuación de  $Dm$  sugiriendo ser los músculos más hipertónicos de la cadena posterior de la extremidad inferior.

Por otro lado, en cuanto al tiempo de contracción ( $Tc$ ), valores elevados de este parámetro indican que el músculo tarda más tiempo en contraerse, probablemente debido a una proporción elevada de fibras musculares de tipo lentas. Por el contrario, valores bajos de  $Tc$  indican que el músculo tarda menos tiempo en contraerse, indicando una proporción elevada de fibras musculares de tipo rápidas. Analizando los datos del presente estudio, ambos bíceps femorales derecho e izquierdo obtuvieron el  $Tc$  más elevado sugiriendo ser los músculos con más proporción de fibras lentas. Contrariamente, los gastrocnemios mediales y laterales de ambas piernas obtuvieron los menores tiempos de contracción sugiriendo ser la musculatura con más proporción de fibras rápidas.

Tabla 6: Datos descriptivos de la tensiomiografía

Músculo evaluado	Variable	N	Media $\pm$ DE
Glúteo mayor izquierdo	Tc	50	33.97 $\pm$ 8.09
	Dm	50	7.32 $\pm$ 2.60
Bíceps femoral izquierdo	Tc	50	41.49 $\pm$ 12.62
	Dm	50	6.99 $\pm$ 2.25
Semitendinoso izquierdo	Tc	50	39.20 $\pm$ 7.82
	Dm	50	9.35 $\pm$ 2.65
Gastrocnemio lateral izquierdo	Tc	50	28.75 $\pm$ 36.12*
	Dm	50	5.10 $\pm$ 2.39
Gastrocnemio medial izquierdo	Tc	50	25.61 $\pm$ 6.35*
	Dm	50	3.39 $\pm$ 1.51
Glúteo mayor derecho	Tc	50	32.85 $\pm$ 8.39
	Dm	50	7.48 $\pm$ 4.72
Bíceps femoral derecho	Tc	50	42.73 $\pm$ 13.37
	Dm	50	7.09 $\pm$ 4.32*
Semitendinoso derecho	Tc	50	39.75 $\pm$ 6.71*
	Dm	50	8.92 $\pm$ 2.85
Gastrocnemio lateral derecho	Tc	50	27.16 $\pm$ 31.61*
	Dm	50	5.26 $\pm$ 2.26
Gastrocnemio medial derecho	Tc	50	27.72 $\pm$ 8.08*
	Dm	50	3.90 $\pm$ 1.75

Abreviaturas: DE desviación estándar, \*mediana $\pm$ rango intercuartílico, Tc tiempo de contracción,

Dm desplazamiento máximo.

En cuanto a la miotonometría, si analizamos los resultados en la tabla 7 del parámetro frecuencia caracterizando el tono muscular, observamos que el músculo con mayor tono muscular fue el semitendinoso derecho, mientras que el músculo con menor tono muscular fue el glúteo mayor derecho.

Analizando los resultados del parámetro stiffness caracterizando la rigidez muscular podemos observar que el músculo con mayor rigidez fue el semitendinoso derecho y el músculo con menor rigidez fue el glúteo mayor izquierdo.

Tabla 7: Datos descriptivos de la miotonometría

Músculo evaluado	Variable	N	Media ± DE
Glúteo mayor izquierdo	Frecuencia (Hz)	50	15.13±1.74
	Rigidez (N m <sup>-1</sup> )	50	157.12±22.42
Bíceps femoral izquierdo	Frecuencia (Hz)	50	15.13±1.74
	Rigidez (N m <sup>-1</sup> )	50	271.51±45.84
Semitendinoso izquierdo	Frecuencia (Hz)	50	15.95±1.64
	Rigidez (N m <sup>-1</sup> )	50	282.22±39.78
Gastrocnemio lateral izquierdo	Frecuencia(Hz)	50	15.73±1.97
	Rigidez (N m <sup>-1</sup> )	50	265.00±61.5*
Gastrocnemio medial izquierdo	Frecuencia (Hz)	50	15.45±1.85
	Rigidez (N m <sup>-1</sup> )	50	261.45±33.90
Glúteo mayor derecho	Frecuencia (Hz)	50	10.63±0.65
	Rigidez (N m <sup>-1</sup> )	50	164.00±27*
Bíceps femoral derecho	Frecuencia (Hz)	50	15.30±2.02
	Rigidez (N m <sup>-1</sup> )	50	272.22±51.25
Semitendinoso derecho	Frecuencia(Hz)	50	16.17±1.90
	Rigidez (N m <sup>-1</sup> )	50	286.96±48.01
Gastrocnemio lateral derecho	Frecuencia (Hz)	50	15.61±1.93
	Rigidez (N m <sup>-1</sup> )	50	272.49±42.39
Gastrocnemio medial derecho	Frecuencia (Hz)	50	15.65±1.82
	Rigidez (N m <sup>-1</sup> )	50	263.14±34.36

Abreviaturas: DE desviación estándar, \*mediana±rango intercuartílico

En la tabla 8 se muestran los resultados de las pruebas de fuerza realizadas, es decir, la dinamometría de todos los movimientos de extremidad inferior y la fuerza desarrollada durante el *CMJ*. Como se puede observar en la tabla, los valores más altos de fuerza se desarrollaron en la extensión de rodilla izquierda y derecha. Por otro lado, los movimientos de abducción y aducción de cadera fueron los que obtuvieron menos fuerza en la dinamometría. En cuanto a la fuerza desarrollada durante el salto, la muestra de este estudio obtuvo una media de  $1242,37 \pm 394,79$  Newton.

*Tabla 8: Datos descriptivos de las mediciones de fuerza*

Valoración	Media	DE
Flexión cadera izquierda (Kg)	35,8167	13,79
Flexión cadera derecha (Kg)	36,8678	14,97
Extensión cadera izquierda (Kg)	56,1100	15,69
Extensión cadera derecha (Kg)	55,3633	16,25
Abducción cadera izquierda (Kg)	34,9387	10,84
Abducción cadera derecha (Kg)	33,4189	11,77
Aducción cadera izquierda (Kg)	34,8689	13,46
Aducción cadera derecha (Kg)	35,4222	14,87
Flexión rodilla izquierda (Kg)	41,9678	17,81
Flexión rodilla derecha (Kg)	43,4400	15,80
Extensión rodilla izquierda (Kg)	70,6844	24,60
Extensión rodilla derecha (Kg)	67,6211	24,19
Fuerza de salto (N)	1242,37	394,79

---

*Abreviaturas: Kg kilogramos; N Newton; DE Desviación estándar*



El análisis de correlación demostró la ausencia de correlación significativa ( $p > 0.05$ ) entre el valgo dinámico de rodilla y cualquier parámetro tanto de respuesta neuromuscular como de medición de la fuerza. En concreto, respondiendo al objetivo principal del estudio, ningún parámetro obtenido con el Myoton ni con la tensiomiografía correlacionó significativamente con el valgo dinámico de rodilla (Anexo II). Además, tampoco se encontró correlación entre el valgo dinámico de rodilla y ninguna de las características basales como el peso, la altura, el IMC, los días de actividad física o la edad.

Con respecto a los objetivos secundarios del estudio, no se encontraron correlaciones significativas ( $p > 0.05$ ) entre los dos instrumentos que miden la respuesta neuromuscular, es decir, entre la miotonometría y la tensiomiografía. Sin embargo, sí que se obtuvieron correlaciones significativas entre los dos instrumentos que miden la fuerza de la extremidad inferior.

De hecho, todas las mediciones con dinamometría correlacionaron significativamente con la fuerza desarrollada durante el salto CMJ ( $p < 0.05$ ). Además, la media de todas las mediciones con dinamometría llamada “fuerza isométrica total” o “*dynamometer\_average\_strength*” demostró una fuerte correlación con el CMJ con un coeficiente de correlación de Pearson de 0.816 ( $p < 0.05$ ) ( $R^2 = 0.66$ ). Esto demostró una correlación significativa entre la fuerza funcional desarrollada durante un salto y la fuerza analítica medida mediante 12 movimientos (seis por cada pierna) usando un dinamómetro. El *scatter graph* y la correlación de Pearson se muestran en la figura 13 y la tabla 9 respectivamente.

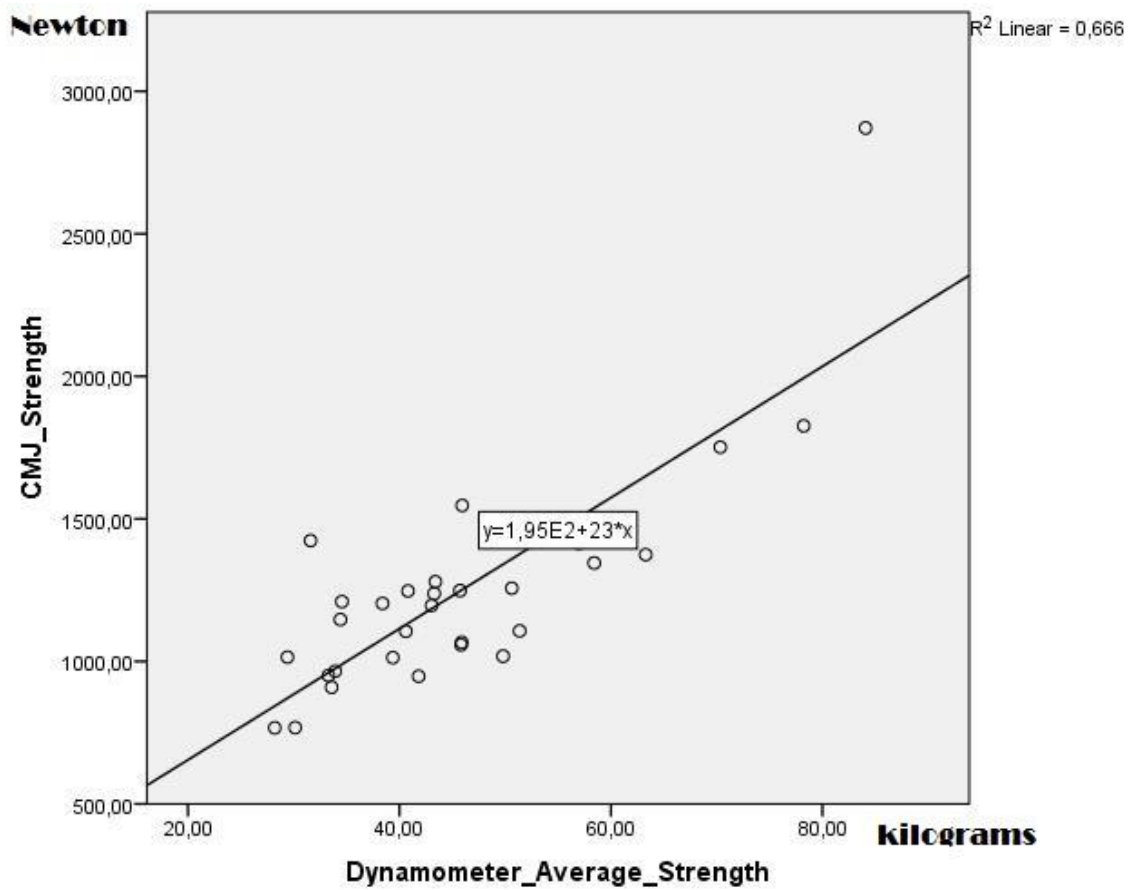


Figura 13: Scatter graph mostrando la regresión lineal entre la fuerza de salto y la fuerza isométrica total

Tabla 9: Correlaciones entre fuerza isométrica total y fuerza de salto

		Dynamometer_Average_Strength (Fuerza isométrica total)	CMJ_Strength (Fuerza de salto)
Dynamometer_Average_Strength (Fuerza isométrica total)	Correlación de Pearson Sig. (2-tailed)	1	,816**
	N	30	30

\*\* . Correlación significativa al nivel 0.01 (2-tailed).

## 10. DISCUSIÓN

### Correlación entre valgo de rodilla y respuesta neuromuscular

El objetivo principal de este estudio era valorar la posible correlación entre los parámetros de respuesta neuromuscular y el valgo dinámico de rodilla. El análisis estadístico demostró ausencia de correlación entre la habilidad para controlar el valgo de rodilla durante un salto y la respuesta neuromuscular aislada de la musculatura posterior de la extremidad inferior. Por tanto, la hipótesis planteada al inicio del estudio no pudo ser aprobada.

Aunque, como se comentó en el apartado de “Marco Teórico” del presente documento, la habilidad de controlar la rodilla durante el salto viene gobernada principalmente por la musculatura de la cadera y rodilla (79), tal vez no sean las propiedades aisladas de esta musculatura las que condicionan el control.

Hollman et al (59) realizaron un estudio de correlación entre el valgo de rodilla y la fuerza y actividad electromiográfica de la musculatura de la cadera. Encontraron correlaciones significativas negativas para la actividad electromiográfica del glúteo mayor. El contraste con los resultados de nuestro estudio pueden deberse al instrumento utilizado, Hollman et al (59) midieron la actividad eléctrica del músculo a tiempo real con el salto mientras que nosotros medimos las capacidades viscoelásticas, contráctiles y/o mecánicas y, además, no fue a tiempo real con la prueba de salto.

Como posible explicación a los resultados encontrados en este estudio, nos planteamos estudiar las limitaciones de los instrumentos de medida que hemos utilizado para la respuesta neuromuscular. Si analizamos los dos instrumentos que se han utilizado para valorar la respuesta neuromuscular, nos daremos cuenta de que el sistema nervioso central del individuo no interviene para generar la contracción en ninguno de ellos.

Ninguno de los dos instrumentos MyotonPro y tensiomiografía tienen en cuenta el sistema nervioso central para sus mediciones. Sin embargo, es el sistema nervioso central el que debe de enviar la señales oportunas para controlar el valgo de rodilla durante un salto en una situación real.

Por lo anterior, podemos sugerir que el control del valgo de rodilla durante un salto tiene que ver más con la función del sistema nervioso central que con la respuesta neuromuscular de la musculatura posterior de la pierna.

Centrándonos en la prevención de lesiones de ligamento cruzado anterior, los resultados de este estudio sugieren que ejercicios destinados a mejorar las capacidades musculares individuales de la musculatura posterior como glúteos e isquiotibiales, puede tener un rol importante durante las primeras fases de rehabilitación pero si el objetivo es controlar el valgo de rodilla, el entrenamiento del sistema nervioso central podría ser la clave para prevenir lesiones de ligamento cruzado anterior.

Futuras investigaciones deberían ser llevadas a cabo utilizando instrumentos de medición de la respuesta neuromuscular que tengan en cuenta el sistema nervioso central como puede ser la electromiografía de superficie. El control del valgo dinámico de rodilla podría estar relacionado con la actividad muscular de glúteo mayor y isquiosurales durante la ejecución del salto. Este instrumento de medida es capaz de medir la actividad muscular en acciones dinámicas como el salto por lo que se puede realizar la medición simultáneamente y “en vivo” a la ejecución del salto. Además, mide la actividad muscular generada por el sistema nervioso central, sin la influencia de ningún estimulador externo, lo cual eliminaría la limitación de la tensiomiografía y la miotonometría en este aspecto.

### Correlación entre valgo de rodilla y fuerza

Como se comentó en los resultados del estudio, no se obtuvieron correlaciones significativas entre las mediciones de fuerza y el valgo de rodilla, en contraposición al estudio de Hollman et al (59), quienes demostraron correlación positiva entre el valgo de rodilla y la fuerza de abducción de cadera medida con dinamómetro. Las diferencias entre sus resultados y los nuestros pueden deberse al sexo de la muestra. Hollman et al realizaron el estudio únicamente con mujeres y nosotros únicamente con hombres.

De hecho, la revisión sistemática de Dix J et al (49) evaluando la relación entre valgo dinámico de rodilla y fuerza de la musculatura de cadera en mujeres reveló una asociación consistente en tareas unipodales, como el *drop jump test*, por ejemplo.

Por otro lado, Neamatallah et al (79) estudiaron la correlación entre estos dos parámetros en hombres físicamente activos. Encontraron una fuerte correlación entre el valgo dinámico de rodilla y la fuerza excéntrica y concéntrica de extensión de cadera y la fuerza excéntrica de abducción de cadera. Las diferencias con nuestros resultados pueden deberse nuevamente al instrumento de medida ya que ellos utilizaron un test isocinético y nosotros un test de dinamometría.

No se encontraron estudios que valoraran una posible correlación entre la fuerza desarrollada durante un *countermovement jump* y el valgo dinámico de rodilla. Este estudio valoró la posible correlación con resultados no significativos.

Estudios posteriores deberían tener lo anterior en cuenta para valorar si la posible correlación es dependiente del sexo o dependiente del instrumento de medida.

### Correlación entre los instrumentos de medida

Otro de los objetivos secundarios del estudio era valorar las posibles correlaciones entre los diferentes instrumentos de medida de la respuesta neuromuscular y de la valoración de la fuerza de la extremidad inferior. Aunque no se encontró correlación entre los dos instrumentos que miden la respuesta neuromuscular como son la tensiomiografía y la miotonometría, los resultados de este estudio parecen demostrar una fuerte correlación entre la fuerza medida con MyJump2 y la fuerza medida con la dinamometría.

Esto sugiere que el uso tanto del dinamómetro como de la aplicación móvil MyJump2 proporciona prácticamente la misma información en cuanto a la fuerza de la extremidad inferior.

Sin embargo, el uso de la aplicación tiene ciertas ventajas en relación al dinamómetro.

Primero de todo, es una forma muy rápida de medir la fuerza funcional de la extremidad inferior. En contraste a la dinamometría, solo se necesita un minuto para tener una medida válida y fiable de la fuerza funcional de la extremidad inferior. La rapidez en las mediciones es muy importante en el campo del deporte, por ejemplo, donde existe poco tiempo disponible para medir las características de toda una plantilla de jugadores. Pero además, en la población no atlética, también es importante utilizar un instrumento de medida rápido para “perder” el menos tiempo posible y empezar a tratar y/o trabajar la lesión o patología.

Por otro lado, el procedimiento mediante MyJump2 implica menos esfuerzo físico del paciente. Como se comentó y se realizó durante este estudio, para realizar una dinamometría son necesarias tres contracciones máximas de al menos 5 segundos. Esto implica un esfuerzo alto para el sujeto y no se recomienda realizarlo todos los días o varias veces al día. Sin embargo, con la aplicación MyJump2 solo es necesario un salto máximo. Esto permite que el fisioterapeuta o el entrenador puede realizarlo

cada entrenamiento o varias veces durante el entrenamiento para medir más específicamente los cambios a lo largo del tratamiento o entrenamiento.

Se debe comentar también que la aplicación móvil es mucho más barata que el dinamómetro. La aplicación móvil tiene un coste alrededor de 10 euros mientras que el dinamómetro puede costar entre 600 y 1000 euros. Para clínicas pequeñas, clubs amateurs o centros deportivos con poca capacidad económica, la aplicación móvil se convierte en una gran solución para medir la fuerza funcional de la extremidad inferior.

Varios estudios han relacionado la fuerza de la extremidad inferior con mediciones de salto (80–84). Iossifidu et al (80) evaluaron la relación entre la fuerza isocinética de extensión de rodilla y el salto vertical pero no encontraron una correlación significativa. González-Ravé et al (82) no encontraron correlación significativa entre la fuerza isocinética de la rodilla y el salto vertical. Ambos estudios utilizaron el test isocinético para evaluar la fuerza de la extremidad inferior mientras que en el presente estudio se utilizó la fuerza isométrica. La comparación sugiere que el salto vertical puede estar relacionado con la fuerza isométrica pero no con la fuerza isocinética de la musculatura de la extremidad inferior.

Yamauchi et al (84) evaluaron la relación entre la fuerza de la extremidad inferior y la capacidad de salto. Ellos utilizaron un dinamómetro para evaluar la fuerza isométrica máxima de la extremidad inferior y una galga para evaluar la altura del salto. La fuerza isométrica máxima estaba positivamente correlacionada con la altura del salto ( $r=0.48$ ;  $p<0.001$ ). Además, las características de su muestra eran bastante similares a las del presente estudio.

McKinlay et al (85) evaluaron la correlación entre la fuerza isométrica de extensión de rodilla y un CMJ en una muestra de jóvenes (edad media 12.5) futbolistas. Ellos no encontraron una correlación significativa en

contra de nuestro estudio, sin embargo, las diferencias en la edad de las muestras hace ambos estudios difícilmente comparables.

Sin embargo, no se encontraron estudios que evaluaran una posible correlación entre la fuerza isométrica máxima y la capacidad del salto mediante una aplicación móvil. Este es el primer estudio que ha realizado esa comparación con resultados prometedores.

Los resultados relacionados con este objetivo secundario del presente trabajo han sido publicados en la revista Medicina dello Sport (Q4 en Journal Citation Reports) (Véase Anexo III).



### Datos normativos de valgo de rodilla y respuesta neuromuscular

Uno de los objetivos secundarios de este estudio era proporcionar datos normativos en cuanto a respuesta neuromuscular y valgo dinámico de rodilla en hombres sanos.

Como se ha mostrado, la muestra de este estudio obtuvo una media de  $12.06 \pm 7.60$  grados de FPPA para la pierna derecha y una mediana de  $9.5 \pm 13.8$  para la pierna izquierda.

Herrington et al (86) midieron el FPPA en población muy similar a este estudio. Ellos encontraron una media de  $4.9^\circ$  en pierna derecha e izquierda en adultos sanos. Como se puede observar, los datos encontrados en el presente estudio son mayores.

Comparando los datos del presente estudio con otros tipos de población. Herrington et al (87) encontraron una media de FPPA de  $9.5^\circ$  (derecha) y  $8.6^\circ$  (izquierda) en jugadores de baloncesto y  $13.9^\circ$  (derecha) y  $12.5^\circ$  (izquierda) en jugadores de *voleyball*. Estos datos difieren de los del presente estudio sugiriendo que puede haber diferencias entre población atleta y no atleta en cuanto al control del valgo dinámico de rodilla.

Un FPPA excesivo y, por tanto, un valgo dinámico de rodilla durante un salto ha sido descrito como una alteración biomecánica que puede llevar a una lesión de ligamento cruzado anterior (88). Sin embargo, la responsabilidad de evitar esta alteración parece confusa aún. Se conoce que la musculatura de la cadera y rodilla tienen un rol crucial en el control de la posición de la rodilla (30,89). Sin embargo, la evidencia científica actual, y los resultados del presente estudio, sugieren que no es una cuestión de características musculares sino de control motor. Control motor es tener la habilidad de controlar el movimiento durante actividades funcionales como saltar, correr, pivotar, frenar, etc (90). Y esto, sin duda, introduce al sistema nervioso central en el "juego".

Por otro lado, la TMG ha sido utilizada para evaluar cambios musculares debidos a la fatiga (91,92), para valorar desequilibrios musculares (93) y para corroborar adaptaciones musculares a la rehabilitación a lo largo del tiempo en poblaciones específicas (94). Estos estudios mostraron a la TMG como una herramienta con una gran utilidad clínica para evaluar las características musculares y los cambios de estas características, pero debido a la especificidad de la población, no podemos comparar los datos encontrados el presente estudio.

La mayoría de estudios que utilizaron la tensiomiografía lo realizaron en sujetos lesionados con patologías como pinzamiento femoroacetabular (95) o artroscopia de ligamento cruzado anterior (96).

Sin embargo, Álvarez et al (97) proporcionaron datos normativos de tensiomiografía en población futbolista de élite. Encontraron valores de Dm de 4,6 mm para el bíceps femoral, 9,6 mm para el semitendinoso, 3 mm para el gastrocnemio medial y 3,7 para el gastrocnemio lateral (97). Rey et al (66) evaluaron únicamente el bíceps femoral encontrando valores de Dm entre 5–6 mm. En cuanto al Tc, Álvarez et al (97) encontraron valores de 24.5 ms para el bíceps femoral, 35,4 ms para el semitendinoso, 22 ms para el gastrocnemio medial y 21.1 ms para el gastrocnemio lateral. Rey et al (66) situaron sus valores entre 23–27 ms para el bíceps femoral únicamente.

En general, los valores obtenidos en la muestra de sujetos activos del presente estudio para el desplazamiento muscular (Dm) y tiempo de contracción (Tc) son mayores. Teniendo en cuenta que la muestra de Álvarez et al (97) y Rey et al (66) eran futbolistas profesionales, es lógico pensar que el tono muscular es más alto (y por tanto el Dm más bajo) y que el tiempo de contracción es menor (músculos más rápidos) en su muestra que en la nuestra.

En cuanto a la miotonometría, su utilidad para evaluar la rigidez muscular parece no tener duda (98). Estudios han demostrado su validez interobservador para valorar y detectar puntos gatillo miofasciales (99). Además, algunos estudios han correlacionado la rigidez muscular con determinadas lesiones derivadas del deporte (100,101).

No se encontraron estudios que mostraran datos de rigidez y tono muscular en los diferentes músculos de la cadena posterior de la extremidad inferior medido con MyotonPro en población adulta y sin lesión siendo el presente el primer estudio que muestra estos datos.

Únicamente Albin et al (102) recogieron datos del músculo gastrocnemio medial con resultados alrededor de 300 N/m, algo superiores a los nuestros con una población muy similar. Mullix et al (103) y Ditroilo et al (69) evaluaron el músculo bíceps femoral obteniendo valores de 16,2 Hz/15,8 Hz en cuanto al tono muscular y 290 N m<sup>-1</sup>/328 N m<sup>-1</sup> en cuanto a la rigidez, datos muy semejantes a los nuestros en una población también muy similar.

## 11. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Como posibles limitaciones del estudio debemos comentar en primer lugar el número de muestra. Aunque se consiguió el número de muestra resultado del cálculo del tamaño muestral, consideramos que 50 sujetos podrían ser escasos para extraer conclusiones rotundas en cuanto a la correlación entre la respuesta neuromuscular y el valgo dinámico de rodilla. Por otro lado, nuestra muestra estaba compuesta únicamente de hombres por lo que los resultados no son extrapolables a la población femenina. Futuros estudios podrían analizar estos parámetros en población femenina y realizar la comparación con nuestros resultados.

## 12. IMPLICACIONES PARA LA PRÁCTICA Y PARA LA INVESTIGACIÓN

- a) La ausencia de correlación demostrada en el presente estudio entre la respuesta neuromuscular aislada de la musculatura posterior de la extremidad inferior y el valgo dinámico de rodilla sugiere un cambio en cuanto al objetivo en la prevención de lesiones de ligamento cruzado anterior. Por lo anterior, el objetivo no debería centrarse en mejorar las respuestas y capacidades aisladas de musculatura como el glúteo mayor, isquiosurales y gastrocnemios sino que debería focalizarse en mejorar la actividad del sistema nervioso central, quien realmente puede controlar el valgo dinámico de rodilla.
- b) La fuerte correlación encontrada entre las dos formas de medir la fuerza permite la elección de una u otra dependiendo de las necesidades del clínico. El test de salto es una forma de medir la fuerza de la extremidad inferior mucho más funcional y rápida que los test de dinamometría. Por tanto, los resultados de este estudio apoyan el uso del test de salto como medida objetiva de la fuerza de la extremidad inferior.
- c) Los datos normativos proporcionados por este estudio en cuanto a la respuesta neuromuscular y el valgo dinámico de rodilla permitirán realizar comparaciones con futuras investigaciones realizadas en diferentes muestras como población femenina o deportistas específicos de un determinado nivel o deporte.

### 13. CONCLUSIONES

No existe una correlación significativa entre el valgo dinámico de rodilla y la respuesta neuromuscular de la musculatura posterior de la pierna medida mediante tensiomiografía y miotonometría ( $p>0.05$ ).

No existe una correlación significativa entre el valgo dinámico de rodilla y la fuerza de la extremidad inferior medida mediante test de dinamometría y mediante fuerza de salto ( $p>0.05$ ).

Existe una fuerte correlación ( $R^2=0.66$ ) entre la fuerza medida mediante test de dinamometría y la fuerza medida mediante test de salto.

El estudio muestra datos normativos en cuanto a respuesta neuromuscular, fuerza y valgo dinámico de rodilla para sujetos sanos físicamente activos.

## 14. AGRADECIMIENTOS

Me gustaría agradecer en primer lugar a mi director de trabajo el Dr. Albert Pérez-Bellmunt y a mis compañeros Noé Labata y Raúl Navarro por guiarme, asesorarme y empujarme en este largo pero bonito trabajo de investigación.

Por otro lado, al Dr. González y al Dr. López-de-Celis por su asesoramiento metodológico y estadístico que han permitido presentar los resultados del estudio. También a la Dra. Nogales por su apoyo en los aspectos éticos del estudio.

## 15. BIBLIOGRAFÍA

1. The Physical Activity Council. 2018 participation report: The physical activity council's annual study tracking sports, fitness, and recreation participation in the US. 2016;26.
2. Mielgo-Ayuso J, Aparicio-Ugarriza R, Castillo A, Ruiz E, Ávila JM, Aranceta-Batrina J, et al. Physical activity patterns of the Spanish population are mostly determined by sex and age: Findings in the ANIBES study. *PLoS One*. 2016;11(2):1-22.
3. Pardo A, Román-Viñas B, Ribas-Barba L, Roure E, Vallbona C, Serra-Majem L. Health-enhancing physical activity and associated factors in a Spanish population. *J Sci Med Sport*. 2014;17(2):188-94.
4. Warburton DER, Bredin SSD. Health benefits of physical activity: A systematic review of current systematic reviews. Vol. 32, *Current Opinion in Cardiology*. 2017. p. 541-56.
5. Pedisic Z, Shrestha N, Kovalchik S, Stamatakis E, Liangruenrom N, Grgic J, et al. Is running associated with a lower risk of all-cause, cardiovascular and cancer mortality, and is the more the better? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2019 Nov 4;bjsports-2018-100493.
6. Patel DR, Yamasaki A, Brown K. Epidemiology of sports-related musculoskeletal injuries in young athletes in United States. *Transl Pediatr*. 2017;6(3):160-6.
7. Sheu Y, Chen LH, Hedegaard H. Sports- and Recreation-related Injury Episodes in the United States, 2011-2014. *Natl Heal Stat Rep*. 2016;(99):1-12.
8. LeBrun DG, Del Rosario J, Kelly JD, Wren SM, Spiegel DA, Mkandawire N, et al. An estimation of the burden of sports injuries among African adolescents. *J Epidemiol Glob Health*. 2018;8(3-4):171-5.



9. Zafra AO, Toro EO. Efectos de las lesiones sobre las variables psicológicas en futbolistas juveniles. *Rev Latinoam Psicol.* 2010;42(2):265–77.
10. Lovalekar M, Johnson CD, Eagle S, Wohleber MF, Keenan KA, Beals K, et al. Epidemiology of musculoskeletal injuries among US Air Force Special Tactics Operators: An economic cost perspective. Vol. 4, *BMJ Open Sport and Exercise Medicine.* 2018. p. e000471.
11. Hespanhol Junior LC, van Mechelen W, Verhagen E. Health and Economic Burden of Running–Related Injuries in Dutch Trailrunners: A Prospective Cohort Study. *Sport Med.* 2017 Feb 1;47(2):367–77.
12. Öztürk S, Kiliç D. What is the economic burden of sports injuries? *Eklem Hast ve Cerrahisi.* 2013;24(2):108–11.
13. Hägglund M, Waldén M, Magnusson H, Kristenson K, Bengtsson H, Ekstrand J. Injuries affect team performance negatively in professional football: an 11–year follow–up of the UEFA Champions League injury study. *Br J Sports Med.* 2013 Aug;47(12):738–42.
14. Åman M, Forssblad M, Larsén K. Incidence and body location of reported acute sport injuries in seven sports using a national insurance database. *Scand J Med Sci Sports.* 2018 Mar;28(3):1147–58.
15. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: Summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train.* 2007;42(2):311–9.
16. Ingram JG, Fields SK, Yard EE, Comstock RD. Epidemiology of knee injuries among boys and girls in US high school athletics. *Am J Sports Med.* 2008 Jun;36(6):1116–22.
17. Joseph AM, Collins CL, Henke NM, Yard EE, Fields SK, Comstock ; R Dawn. A Multisport Epidemiologic Comparison of Anterior Cruciate Ligament Injuries in High School Athletics. *J Athl Train.* 2013;48(6):810–7.

18. Renström PA. Eight clinical conundrums relating to anterior cruciate ligament (ACL) injury in sport: recent evidence and a personal reflection: Table 1. *Br J Sports Med.* 2013 Apr;47(6):367–72.
19. Hägglund M, Waldén M, Ekstrand J. Injuries among male and female elite football players. *Scand J Med Sci Sport.* 2009;19(6):819–27.
20. Moses B, Orchard J, Orchard J. Systematic review: Annual incidence of ACL injury and surgery in various populations. *Res Sport Med.* 2012;20(3–4):157–79.
21. Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: A systematic review and meta-analysis of the state of play. *Br J Sports Med.* 2011;45(7):596–606.
22. Farshad M, Gerber C, Meyer DC, Schwab A, Blank PR, Szucs T. Reconstruction versus conservative treatment after rupture of the anterior cruciate ligament: Cost effectiveness analysis. *BMC Health Serv Res.* 2011 Nov 19;11:317.
23. Mather RC, Koenig L, Kocher MS, Dall TM, Gallo P, Scott DJ, et al. Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *J Bone Jt Surg – Ser A.* 2013 Oct 2;95(19):1751–9.
24. Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM. The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: Osteoarthritis. Vol. 35, *American Journal of Sports Medicine.* 2007. p. 1756–69.
25. Fleming BC, Hulstyn MJ, Oksendahl HL, Fadale PD. Ligament injury, reconstruction and osteoarthritis. Vol. 16, *Current Opinion in Orthopaedics.* 2005. p. 354–62.
26. Raja B, Marathe N, Desai J, Dahapute A, Shah S, Chavan A. Evaluation of anatomic risk factors using magnetic resonance imaging in non-contact anterior cruciate ligament injury. *J Clin Orthop Trauma.* 2019;10(4):710–5.

27. Takahashi S, Nagano Y, Ito W, Kido Y, Okuwaki T. A retrospective study of mechanisms of anterior cruciate ligament injuries in high school basketball, handball, judo, soccer, and volleyball. *Medicine (Baltimore)*. 2019 Jun;98(26):e16030.
28. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. Vol. 34, *American Journal of Sports Medicine*. 2006. p. 299–311.
29. Laible C, Sherman OH. Risk factors and prevention strategies of non-contact anterior cruciate ligament injuries. *Bull Hosp Joint Dis*. 2014 Mar 1;72(1):70–5.
30. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2009 Jul 19;17(7):705–29.
31. Donnell-Fink LA, Klara K, Collins JE, Yang HY, Goczalk MG, Katz JN, et al. Effectiveness of Knee Injury and Anterior Cruciate Ligament Tear Prevention Programs: A Meta-Analysis. *PLoS One*. 2015;10(12):e0144063.
32. Mehl J, Diermeier T, Herbst E, Imhoff AB, Stoffels T, Zantop T, et al. Evidence-based concepts for prevention of knee and ACL injuries. 2017 guidelines of the ligament committee of the German Knee Society (DKG). *Arch Orthop Trauma Surg*. 2018 Jan;138(1):51–61.
33. Hewett TE, Di Stasi SL, Myer GD. Current Concepts for Injury Prevention in Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med*. 2013 Jan 5;41(1):216–24.
34. Silvers-Granelli HJ, Bizzini M, Arundale A, Mandelbaum BR, Snyder-Mackler L. Does the FIFA 11+ Injury Prevention Program Reduce the Incidence of ACL Injury in Male Soccer Players? *Clin Orthop Relat Res*. 2017 Oct 7;475(10):2447–55.

35. Gomes Neto M, Conceição CS, De Lima Brasileiro AJA, De Sousa CS, Carvalho VO, De Jesus FLA. Effects of the FIFA 11 training program on injury prevention and performance in football players: A systematic review and meta-analysis. Vol. 31, *Clinical Rehabilitation*. 2017. p. 651–9.
36. Bizzini M, Dvorak J. FIFA 11+: an effective programme to prevent football injuries in various player groups worldwide—a narrative review. *Br J Sports Med*. 2015 May;49(9):577–9.
37. Grimm NL, Jacobs JC, Kim J, Denney BS, Shea KG. Anterior Cruciate Ligament and Knee Injury Prevention Programs for Soccer Players: A Systematic Review and Meta-analysis. Vol. 43, *American Journal of Sports Medicine*. 2015. p. 2049–56.
38. Sutherland K, Clatworthy M, Fulcher M, Chang K, Young SW. Marked increase in the incidence of anterior cruciate ligament reconstructions in young females in New Zealand. *ANZ J Surg*. 2019 Sep;89(9):1151–5.
39. Herzog MM, Marshall SW, Lund JL, Pate V, Mack CD, Spang JT. Incidence of anterior cruciate ligament reconstruction among adolescent females in the United States, 2002 through 2014. Vol. 171, *JAMA Pediatrics*. American Medical Association; 2017. p. 808–10.
40. Zbrojkiewicz D, Vertullo C, Grayson JE. Increasing rates of anterior cruciate ligament reconstruction in young Australians, 2000–2015. *Med J Aust*. 2018 May 7;208(8):354–8.
41. Olsen O-E, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury Mechanisms for Anterior Cruciate Ligament Injuries in Team Handball. *Am J Sports Med*. 2004 Jun 30;32(4):1002–12.
42. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in

- Female Athletes: A Prospective Study. *Am J Sports Med.* 2005 Apr 30;33(4):492–501.
43. Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton–Miller JA. The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006 Nov;21(9):977–83.
  44. Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single–leg landing: A simulation study. *J Biomech.* 2009 Feb 9;42(3):280–5.
  45. Cochrane JL, Lloyd DG, Buttfield A, Seward H, McGivern J. Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *J Sci Med Sport.* 2007 Apr;10(2):96–104.
  46. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury in Basketball. *Am J Sports Med.* 2007 Mar 30;35(3):359–67.
  47. Kiapour AM, Demetropoulos CK, Kiapour A, Quatman CE, Wordeman SC, Goel VK, et al. Strain Response of the Anterior Cruciate Ligament to Uniplanar and Multiplanar Loads During Simulated Landings. *Am J Sports Med.* 2016 Aug 21;44(8):2087–96.
  48. Paz GA, de Freitas Maia M, Santana HG, Miranda H, Lima V, Willson JD. Knee Frontal Plane Projection Angle: A Comparison Study Between Drop Vertical Jump and Step–Down Tests With Young Volleyball Athletes. *J Sport Rehabil.* 2019 Feb;28(2):153–8.
  49. Dix J, Marsh S, Dingenen B, Malliaras P. The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. *Phys Ther Sport.* 2018;
  50. Rath ME, Stearne DJ, Walker CR, Cox JC. Effect of foot type on knee valgus, ground reaction force, and hip muscle activation in female soccer players. *J Sports Med Phys Fitness.* 2016 May;56(5):546–53.
  51. Mokhtarzadeh H, Yeow CH, Hong Goh JC, Oetomo D, Malekipour F,

- Lee PVS. Contributions of the Soleus and Gastrocnemius muscles to the anterior cruciate ligament loading during single-leg landing. *J Biomech.* 2013 Jul 26;46(11):1913–20.
52. Imran A, O'Connor JJ. Control of knee stability after ACL injury or repair: Interaction between hamstrings contraction and tibial translation. *Clin Biomech.* 1998 Apr;13(3):153–62.
53. Beard DJ, Kyberd PJ, Fergusson CM, Dodd CAF. Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. An objective indication of the need for surgery? *J Bone Jt Surg – Ser B.* 1993;75(2):311–5.
54. Antonio S, Wolfgang G, Robert H, Fullerton B, Carla S. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. *J Bodyw Mov Ther.* 2013 Oct;17(4):512–7.
55. Hollman JH, Hohl JM, Kraft JL, Strauss JD, Traver KJ. Modulation of Frontal-Plane Knee Kinematics by Hip-Extensor Strength and Gluteus Maximus Recruitment during a Jump-Landing Task in Healthy Women. *J Sport Rehabil.* 2013;22(3):184–90.
56. McGovern RP, Martin RL, Christoforetti JJ, Kivlan BR. Evidence-based procedures for performing the single leg squat and step-down tests in evaluation of non-arthritic hip pain: a literature review. *Int J Sports Phys Ther.* 2018 Jun;13(3):526–36.
57. Cashman GE. The Effect of Weak Hip Abductors or External Rotators on Knee Valgus Kinematics in Healthy Subjects: A Systematic Review. *J Sport Rehabil.* 2012;21(3):273–84.
58. Hollman JH, Galardi CM, Lin IH, Voth BC, Whitmarsh CL. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clin Biomech.* 2014;29(4):468–74.
59. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between Knee Valgus, Hip-Muscle Strength, and Hip-Muscle Recruitment during a Single-Limb Step-

- Down. *J Sport Rehabil.* 2009 Feb;18(1):104–17.
60. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. Relationship between Hip and Knee Strength and Knee Valgus during a Single Leg Squat. *J Appl Biomech.* 2006 Feb;22(1):41–50.
61. Pérez–Bellmunt A, Llurda–Almuzara L, Simon M, Navarro R, Casasayas O, López–de–celis C. Neuromuscular Response What is it and How to Measure it? *Phys Med Rehabil J.* 2019;2(1):118.
62. Ortiz A, Rosario–Canales M, Rodríguez A, Seda A, Figueroa C, Venegas–Ríos H. Reliability and concurrent validity between two–dimensional and three–dimensional evaluations of knee valgus during drop jumps. *Open Access J Sport Med.* 2016 May;7:65.
63. Schurr SA, Marshall AN, Resch JE, Saliba SA. Two–Dimensional Video Analysis Is Comparable To 3D Motion Capture in Lower Extremity Movement Assessment. *Int J Sports Phys Ther.* 2017;12(2):163–72.
64. McLean SG, Walker K, Ford KR, Myer GD, Hewett TE, Van Den Bogert AJ. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med.* 2005;39(6):355–62.
65. Ditroilo M, Hunter AM, Haslam S, De Vito G. The effectiveness of two novel techniques in establishing the mechanical and contractile responses of biceps femoris. *Physiol Meas.* 2011 Aug;32(8):1315–26.
66. Rey E, Lago–Peñas C, Lago–Ballesteros J. Tensiomyography of selected lower–limb muscles in professional soccer players. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(6):866–72.
67. Tous–Fajardo J, Moras G, Rodríguez–Jiménez S, Usach R, Doutres DM, Maffiuletti NA. Inter–rater reliability of muscle contractile property measurements using non–invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010 Aug;20(4):761–6.

68. Valenčič V, Knez N. Measuring of skeletal muscles' dynamic properties. *Artif Organs*. 1997;21(3):240–2.
69. Ditroilo M, Hunter AM, Haslam S, De Vito G. The effectiveness of two novel techniques in establishing the mechanical and contractile responses of biceps femoris. *Physiol Meas*. 2011 Aug 1;32(8):1315–26.
70. Bizzini M, Mannion AF. Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003 Jun;18(5):459–61.
71. Giorgos P, Elias Z. Effects of Whole-body Vibration Training on Sprint Running Kinematics and Explosive Strength Performance. *J Sports Sci Med*. 2007;6(1):44–9.
72. Karim AY, Ashmore C, Burris S, Roddey T, Ortiz A, Olson S. Assessment of Countermovement Jump Performance in First Position (Sauté) in Healthy Adults. *Sport Heal A Multidiscip Approach*. 2019 Mar 24;11(2):186–91.
73. Markovic G, Dizdar D, Jukic I, Cardinale M. Reliability and Factorial Validity of Squat and Countermovement Jump Tests. *J Strength Cond Res*. 2004;18(3):551.
74. Balsalobre-Fernández C, Glaister M, Lockey RA. The validity and reliability of an iPhone app for measuring vertical jump performance. *J Sports Sci*. 2015 Sep 14;33(15):1574–9.
75. Haynes T, Bishop C, Antrobus M, Brazier J. The validity and reliability of the My Jump 2 app for measuring the reactive strength index and drop jump performance. *J Sports Med Phys Fitness*. 2019 Jan;59(2).
76. Krause DA, Neuger MD, Lambert KA, Johnson AE, DeVinny HA, Hollman JH. Effects of examiner strength on reliability of hip-strength testing using a handheld dynamometer. *J Sport Rehabil*. 2014 Feb;23(1):56–64.
77. Florencio LL, Martins J, da Silva MRB, da Silva JR, Bellizzi GL,



- Bevilaqua–Grossi D. 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 Jul;38:115–22.
78. Rusu LD, Cosma GG, Cernaianu SM, Marin MN, Rusu PFA, Ciocănescu DP, et al. Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *J Neuroeng Rehabil*. 2013;10(1).
79. Neamatallah Z, Herrington L, Jones R. An investigation into the role of gluteal muscle strength and EMG activity in controlling HIP and knee motion during landing tasks. *Phys Ther Sport*. 2020 Jan;
80. Iossifidou A, Baltzopoulos V, Giakas G. Isokinetic knee extension and vertical jumping: Are they related? *J Sports Sci*. 2005 Oct;23(10):1121–7.
81. Dos'santos T, Id CT, Comfort P, McMahon JJ, Jones PA, Jones@salford PAA, et al. Relationships between Isometric Force–Time Characteristics and Dynamic Performance. *Sports*. 2017 Sep 13;5(3):68.
82. González–Ravé JM, Juárez D, Rubio–Arias JA, Clemente–Suarez VJ, Martínez–Valencia MA, Abian–Vicen J. Isokinetic Leg Strength and Power in Elite Handball Players. *J Hum Kinet*. 2014 Jul 8;41(1):227–33.
83. Rouis M, Coudrat L, Jaafar H, Filliard J–R, Vandewalle H, Barthelemy Y, et al. Assessment of isokinetic knee strength in elite young female basketball players: correlation with vertical jump. *J Sports Med Phys Fitness*. 2015 Dec;55(12):1502–8.
84. Yamauchi J, Ishii N. Relations Between Force–Velocity Characteristics of the Knee–Hip Extension Movement and Vertical Jump Performance. *J Strength Cond Res*. 2007 Aug;21(3):703.
85. McKinlay BJ, Wallace PJ, Dotan R, Long D, Tokuno C, Gabriel DA, et

- al. Isometric and dynamic strength and neuromuscular attributes as predictors of vertical jump performance in 11- to 13-year-old male athletes. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2017 Sep;42(9):924–30.
86. Herrington L, Munro A. Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population. *Phys Ther Sport*. 2010 May;11(2):56–9.
87. Herrington L. Knee valgus angle during landing tasks in female volleyball and basketball players. *J strength Cond Res*. 2011 Jan;25(1):262–6.
88. Paterno M V, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, et al. Biomechanical Measures during Landing and Postural Stability Predict Second Anterior Cruciate Ligament Injury after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Return to Sport. *Am J Sports Med*. 2010 Oct 11;38(10):1968–78.
89. Ford K, Nguyen A–D, Dischiavi S, Hegedus E, Zuk E, Taylor J. An evidence-based review of hip-focused neuromuscular exercise interventions to address dynamic lower extremity valgus. *Open Access J Sport Med*. 2015 Aug;291.
90. Winslow JJ, Jackson M, Getzin A, Costello M. Rehabilitation of a Young Athlete With Extension-Based Low Back Pain Addressing Motor-Control Impairments and Central Sensitization. *J Athl Train*. 2018 Feb;53(2):168–73.
91. de Paula Simola RÁ, Harms N, Raeder C, Kellmann M, Meyer T, Pfeiffer M, et al. Assessment of Neuromuscular Function After Different Strength Training Protocols Using Tensiomyography. *J Strength Cond Res*. 2015 May;29(5):1339–48.
92. Hunter AM, Galloway SDR, Smith IJ, Tallent J, Ditroilo M, Fairweather MM, et al. Assessment of eccentric exercise-induced muscle damage of the elbow flexors by tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012 Jun;22(3):334–41.

93. Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, et al. Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2015 Sep 8;23(9):2508-13.
94. Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, et al. Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2015;23(11):3407-13.
95. Seijas R, Alentorn-Geli E, Álvarez-Díaz P, Marín M, Ares O, Sallent A, et al. Gluteus maximus impairment in femoroacetabular impingement: a tensiomyographic evaluation of a clinical fact. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2016 Jun 25;136(6):785-9.
96. Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, et al. Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2015;23(9):2508-13.
97. Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, et al. Comparison of tensiomyographic neuromuscular characteristics between muscles of the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2016 Jul 19;24(7):2259-63.
98. Pruyne EC, Watsford ML, Murphy AJ. Validity and reliability of three methods of stiffness assessment. *J Sport Heal Sci.* 2016 Dec;5(4):476-83.
99. Jiménez-Sánchez C, Ortiz-Lucas M, Bravo-Esteban E, Mayoral-del Moral O, Herrero-Gállego P, Gómez-Soriano J. Myotonometry as a measure to detect myofascial trigger points: an inter-rater reliability

- study. *Physiol Meas*. 2018 Nov 26;39(11):115004.
100. Pruyne EC, Watsford ML, Murphy AJ, Pine MJ, Spurrs RW, Cameron ML, et al. Relationship between leg stiffness and lower body injuries in professional Australian football. *J Sports Sci*. 2012 Jan;30(1):71–8.
  101. Watsford ML, Murphy AJ, McLachlan KA, Bryant AL, Cameron ML, Crossley KM, et al. A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. *Am J Sports Med*. 2010;38(10):2058–64.
  102. Albin SR, Koppenhaver SL, Bailey B, Blommel H, Fenter B, Lowrimore C, et al. The effect of manual therapy on gastrocnemius muscle stiffness in healthy individuals. *Foot*. 2019 Mar;38:70–5.
  103. Mullix J, Warner M, Stokes M. Testing muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps femoris using a novel hand held MyotonPRO device: relative ratios and reliability. *Work Pap Heal Sci*. 2013;1(1):1–8.

## 16. ANEXOS

### ANEXO I – CONSENTIMIENTO INFORMADO

#### DOCUMENTO DE INFORMACIÓN AL SUJETO PARTICIPANTE DEL ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN

Código del protocolo de investigación: 1

Versión del protocolo: 1

Fecha de la versión del protocolo: Septiembre 2018

Título del proyecto: **Relación de la función neuromuscular con la biomecánica del movimiento del salto en sujetos físicamente activos. Implicaciones para la lesión de ligamento cruzado anterior.**

Director/a del Proyecto: Dr. Albert Pérez-Bellmunt i Dr. Pedro Alvarez

Investigador/a: Luis Llurda Almuzara

Departamento: Departamento de Ciencias Básicas. Anatomy-Labs.

Yo, el Sr./la Sra.:.....

- He recibido información verbal sobre el estudio y he leído la información escrita que se adjunta, de la cual me han proporcionado una copia.
- He comprendido lo que se me ha explicado, y los posibles riesgos o beneficios por el hecho de participar en el estudio.
- He podido comentar el estudio y hacer preguntas al profesional responsable.
- Doy mi consentimiento para formar parte del estudio y asumo que mi participación es totalmente voluntaria.
- Entiendo que me podré retirar en cualquier momento.

Mediante la firma de este formulario de consentimiento informado, doy mi consentimiento para que mis datos personales se puedan utilizar como se ha descrito en este formulario de consentimiento, que se ajusta a lo que dispone la Ley orgánica 15/1999, del 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal.

Entiendo que recibiré una copia de este formulario de consentimiento informado.

\_\_\_\_\_  
Firma del participante  
Núm. de DNI

\_\_\_\_\_  
Fecha de la firma

\_\_\_\_\_  
Firma del investigador  
Nombre:

\_\_\_\_\_  
Fecha de la firma

## **DOCUMENTO DE INFORMACIÓN AL SUJETO PARTICIPANTE DEL ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN**

Código del protocolo de investigación: 1

Versión del protocolo: 1

Fecha de la versión del protocolo: Septiembre 2018

Título del proyecto: **Relación de la función neuromuscular con la biomecánica del movimiento del salto en sujetos físicamente activos. Implicaciones para la lesión de ligamento cruzado anterior.**

Director/a del Proyecto: Dr. Albert Pérez-Bellmunt i Dr. Pedro Alvarez

Investigador/a: Luis Llurda Almuzara

Departamento: Departamento de Ciencias Básicas. Anatomy-Labs.

Hemos solicitado su participación para un estudio de investigación. Antes de decidir si acepta colaborar, es importante que comprenda el motivo de esta investigación: cómo se utilizará la información, en qué consistirá el estudio y los posibles beneficios, riesgos o molestias que puede conllevar.

En caso que este participando en otro estudio, usted debe comunicarlo al responsable para valorar su posible participación.

### **¿CUÁLES SON LOS ANTECEDENTES Y EL OBJETIVO DEL ESTUDIO?**

Conocer si existe una relación entre la biomecánica del salto y diferentes parámetros neuromusculares medidos con tensomiografía y dinamometría.

### **¿TIENE OBLIGACIÓN DE PARTICIPAR?**

No tiene ninguna obligación en participar. La decisión es totalmente libre. En el caso que usted decida participar, le leeremos el formulario de consentimiento informado para que lo firme.

### **¿CUALES SON MIS OBLIGACIONES?**

Completar el protocolo que consiste en una sola sesión de 20/30 minutos.

La intervención consiste en:

- 5 minutos de calentamiento basado en movilidad activa del miembro inferior.
- 2 saltos, uno con cada pierna, desde un cajón de unos 50 cm.  
10-15 minutos de estudio tensomiográfico. Se le realizará una tensomiografía en distintos grupos musculares. La tensomiografía es una prueba que nos permite conocer parámetros como el desplazamiento muscular o el tiempo de contracción de un músculo.
- 5-10 minutos de estudio de la fuerza con el dinamómetro. El dinamómetro es un aparato que nos permite medir la fuerza en una contracción isométrica máxima.

### **¿CUÁLES SON LOS POSIBLES EFECTOS SECUNDARIOS, RIESGOS O MOLESTIAS QUE PODRIAN SER ASOCIADOS A LA PARTICIPACIÓN?**

Ninguno de los procedimientos que se le aplicaran representa ningún riesgo para su salud. No tiene efectos secundarios, ni adversos.

### **¿CUÁLES SON LOS POSIBLES BENEFICIOS DE PARTICIPAR A ESTE ESTUDIO?**

Con su participación, usted ayudará a hacer ciencia y a generar conocimientos. Su ayuda permitirá conocer mejor la relación entre diferentes parámetros biomecánicos y neuromusculares, lo que permitiría mejorar la prevención y el tratamiento de lesiones graves como una ruptura de ligamento cruzado anterior, por ejemplo.

### **¿CÓMO SE UTILIZARÁN SUS DATOS DEL ESTUDIO?**

La exploración, la comunicación y la cesión de los datos de carácter personal de los sujetos participando al estudio se ajustan a lo que dispone de la Ley orgánica 15/1999, del 13 de diciembre, de protección de datos personales.

Estos datos no incluyen ni su nombre, ni su dirección sino que le asignaremos un número código. Únicamente el equipo de investigadores tendrá acceso a la clave de código que permite asociar los datos del estudio con los suyos. Aun así, las autoridades reguladoras, el comité independiente de ética u otras entidades de supervisión podrán revisar sus datos personales. El objetivo de las revisiones mencionadas es de garantizar la dirección adecuada del estudio y la calidad de los datos de estudio.

Si nos retira el consentimiento de utilizar sus datos del estudio, usted no podrá continuar participando en esta investigación. Usted ha de tener en cuenta que los resultados del estudio pueden aparecer publicados en la bibliografía, aunque su identidad no será revelada.

### **¿CÓMO PUEDO PONERME EN CONTACTO SI NECESITO OBTENER MÁS INFORMACIONES O AYUDA?**

Mediante la firma de este formulario, asiente que ha sido informado de las características del estudio, y que con esta información usted ha aclarado cualquier duda.

**Para más información puede ponerse en contacto con:**

Luis Llurda  
[llurda@uic.es](mailto:llurda@uic.es)

## ANEXO II – CORRELACIONES ENTRE RESPUESTA NEUROMUSCULAR Y VALGO DINÁMICO DE RODILLA

CORRELACIONES				Valgo dinámico rodilla izquierda	Valgo dinámico rodilla derecha
<b>Glúteo mayor</b>	Derecha	Tensiomiografía	Tc	Coefficiente de correlación	0.219 <sup>a</sup>
				Sig.	0.127 <sup>a</sup>
			Dm	Coefficiente de correlación	0.161 <sup>a</sup>
		Miotonometría	Tono	Coefficiente de correlación	0.263 <sup>a</sup>
				Sig.	0.181 <sup>a</sup>
			Rigidez	Coefficiente de correlación	0.212 <sup>a</sup>
	Izquierda	Tensiomiografía	Tc	Coefficiente de correlación	0.121 <sup>a</sup>
				Sig.	0.414 <sup>a</sup>
			Dm	Coefficiente de correlación	-0.062 <sup>a</sup>
		Miotonometría	Tono	Coefficiente de correlación	0.674 <sup>a</sup>
				Sig.	0.031 <sup>a</sup>
			Rigidez	Coefficiente de correlación	0.836 <sup>a</sup>
		Sig.	-0.118 <sup>a</sup>		
		Sig.	0.431 <sup>a</sup>		
<b>Bíceps femoral</b>	Derecha	Tensiomiografía	Tc	Coefficiente de correlación	0.218 <sup>a</sup>
				Sig.	0.128 <sup>a</sup>
			Dm	Coefficiente de correlación	-0.016 <sup>b</sup>
		Miotonometría	Tono	Coefficiente de correlación	0.912 <sup>b</sup>
				Sig.	-0.081 <sup>a</sup>
			Rigidez	Coefficiente de correlación	0.581 <sup>a</sup>
			Sig.	-0.102 <sup>a</sup>	
			Sig.	0.487 <sup>a</sup>	
	Izquierda	Tensiomiografía	Tc	Coefficiente de correlación	-0.058 <sup>a</sup>
				Sig.	0.697 <sup>a</sup>
			Dm	Coefficiente de correlación	-0.233 <sup>a</sup>
		Miotonometría	Tono	Coefficiente de correlación	0.112 <sup>a</sup>
			Sig.	-0.201 <sup>a</sup>	
Rigidez			Coefficiente de correlación	0.176 <sup>a</sup>	
		Sig.	-0.173 <sup>a</sup>		
		Sig.	0.244 <sup>a</sup>		
<b>Semitendinoso</b>	Derecha	Tensiomiografía	Tc	Coefficiente de correlación	-0.178 <sup>b</sup>
				Sig.	0.494 <sup>b</sup>
			Dm	Coefficiente de correlación	-0.051 <sup>a</sup>
		Miotonometría	Tono	Coefficiente de correlación	0.728 <sup>a</sup>
				Sig.	-0.096 <sup>a</sup>
			Rigidez	Coefficiente de correlación	0.510 <sup>a</sup>
			Sig.	-0.127 <sup>a</sup>	
			Sig.	0.385 <sup>a</sup>	
	Izquierda	Tensiomiografía	Tc	Coefficiente de correlación	0.218 <sup>a</sup>
				Sig.	0.137 <sup>a</sup>
			Dm	Coefficiente de correlación	-0.037 <sup>a</sup>
		Miotonometría	Tono	Coefficiente de correlación	0.804 <sup>a</sup>
			Sig.	-0.136 <sup>a</sup>	
Rigidez			Coefficiente de correlación	0.363 <sup>a</sup>	
		Sig.	-0.169 <sup>a</sup>		
		Sig.	0.257 <sup>a</sup>		
<b>Gastrocnemio lateral</b>	Derecha	Tensiomiografía	Tc	Coefficiente de correlación	-0.203 <sup>b</sup>
				Sig.	0.157 <sup>b</sup>
			Dm	Coefficiente de correlación	-0.180 <sup>a</sup>
		Miotonometría	Tono	Coefficiente de correlación	0.212 <sup>a</sup>
				Sig.	-0.075 <sup>a</sup>
			Rigidez	Coefficiente de correlación	0.606 <sup>a</sup>
			Sig.	0.007 <sup>a</sup>	
			Sig.	0.964 <sup>a</sup>	
	Izquierda	Tensiomiografía	Tc	Coefficiente de correlación	0.130 <sup>a</sup>
				Sig.	0.378 <sup>a</sup>
			Dm	Coefficiente de correlación	0.081 <sup>a</sup>
		Miotonometría	Tono	Coefficiente de correlación	0.586 <sup>a</sup>
			Sig.	-0.127 <sup>a</sup>	
Rigidez			Coefficiente de correlación	0.393 <sup>a</sup>	
		Sig.	-0.084 <sup>a</sup>		
		Sig.	0.573 <sup>a</sup>		
<b>Gastrocnemio medial</b>	Derecha	Tensiomiografía	Tc	Coefficiente de correlación	0.089 <sup>b</sup>
				Sig.	0.537 <sup>b</sup>
			Dm	Coefficiente de correlación	0.015 <sup>a</sup>
		Miotonometría	Tono	Coefficiente de correlación	0.918 <sup>a</sup>
				Sig.	-0.103 <sup>a</sup>
			Rigidez	Coefficiente de correlación	0.483 <sup>a</sup>
			Sig.	0.022 <sup>a</sup>	
			Sig.	0.881 <sup>a</sup>	
	Izquierda	Tensiomiografía	Tc	Coefficiente de correlación	0.207 <sup>a</sup>
				Sig.	0.158 <sup>a</sup>
			Dm	Coefficiente de correlación	-0.057 <sup>a</sup>
		Miotonometría	Tono	Coefficiente de correlación	0.701 <sup>a</sup>
			Sig.	-0.044 <sup>a</sup>	
Rigidez			Coefficiente de correlación	0.768 <sup>a</sup>	
		Sig.	-0.046 <sup>a</sup>		
		Sig.	0.757 <sup>a</sup>		

Tc Tiempo de contracción, Dm Desplazamiento máximo, Sig. Significación at  $\alpha=95\%$ , <sup>a</sup> Pearson, <sup>b</sup> Rho Spearman



ANEXO III – ARTÍCULO PUBLICADO EN MEDICINA DELLO SPORT (Q4)  
SOBRE LA CORRELACIÓN ENTRE DOS INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN DE  
LA FUERZA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR.

Medicina dello Sport 2020 mese;73(0):000-000  
DOI: 10.23736/S0025-7826.20.03605-4

---

PHYSIOLOGICAL AREA / AREA FISIOLÓGICA

---

***Correlation analysis between jump  
performance and dynamometer measures***

Analisi della correlazione tra prestazione di salto  
e misurazioni con dinamometro

Albert PÉREZ-BELLMUNT <sup>1</sup>, Luis LLURDA-ALMUZARA <sup>1</sup>, Carles LOPEZ-DE-CELIS <sup>2, 3</sup>,  
Rosa CABANAS-VALDÉS <sup>2</sup>, Sara ORTIZ <sup>1</sup>, Ramón AIGUADÉ <sup>3 \*</sup>

<sup>1</sup>Unit of Anatomy, Department of Basic Sciences, International University of Catalunya, Barcelona, Spain; <sup>2</sup>Department of Physical Therapy, International University of Catalunya, Barcelona, Spain; <sup>3</sup>Department of Nursing and Physiotherapy, University of Lleida, Lleida, Spain

\*Corresponding author: Albert Pérez-Bellmunt, Unit of Anatomy, Department of Basic Sciences, International University of Catalunya, Barcelona, Spain. E-mail: aperez@uic.es