

Análisis del comportamiento neuromuscular de la rodilla durante el salto en población no deportista: Estudio comparativo según sexo y actividad física

Alesander Badiola Zabala

<http://hdl.handle.net/10803/669237>

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

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

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

TESIS DOCTORAL

Título Análisis del comportamiento neuromuscular de la rodilla durante el salto en población no deportista: Estudio comparativo según sexo y actividad física

Realizada por Alesander Badiola Zabala

en el Centro Facultat de Psicologia, Ciències de l'Educació i l'Esport

y en el Departamento Ciències de l'Activitat Física i l'Esport

Dirigida por Dra. Núria Massó Ortigosa

BARCELONA 2020

Nire gurasoei,
maitasun, errespetu eta
erantzunkizun adibide izateagatik

A mis padres,
por ser ejemplo de amor,
respeto y responsabilidad

AGRADECIMIENTOS

A la Dra. Núria Massó Ortigosa por aceptar dirigir este trabajo, por introducirme en el apasionante mundo de la electromiografía y por acompañarme en esta aventura.

Al Dr. Josep Cabedo por su tutorización.

Al Dr. Ferrán Rey, por su inestimable ayuda, disponibilidad y buen humor en las interminables horas de laboratorio.

Al Dr. Raimon Milà por la ayuda y claridad con la estadística.

Al Dr. Guillermo R. Oviedo por su ayuda con el procesado.

A Olga y Pedro por los buenos consejos en los momentos difíciles.

A la Facultat de Ciències de la Salut Blanquerna y a la Fundació Blanquerna, por la confianza depositada en mí durante todos estos años y por la ayuda prestada para este proyecto.

A mis compañeras/os y amigas/os de la Facultat.

A mis compañeras/os de Sqena-Barcelona por el apoyo constante.

A todas/os aquellas/os que habéis estado a mi lado y seguís a mi lado.

A todas/os las/os alumnas/os que han participado en el estudio.

A Iñigo, Koruko, Itxaso, Ibai y Maialen; MILESKER!

CONFLICTOS DE INTERÉS

El autor declara no tener conflictos de interés

LISTADO DE ACRÓNIMOS, ABREVIATURAS Y SIGLAS	VII
RESUMEN	IX
ABSTRACT	XI
PREÁMBULO	XV
1. Introducción	1
1.1 El Ligamento Cruzado Anterior: biomecánica, anatomía y fisiología	3
1.2 Lesión del LCA	4
1.2.1 Incidencia	6
1.2.2 Prevalencia.....	7
1.2.3 Patogenia	8
1.2.4 Lesión del LCA según la práctica y tipo de actividad física	22
1.2.5 Lesión del LCA según sexo	27
1.3 Sistema de análisis del salto: Electromiografía, video y otros sistemas .	30
2. Justificación	35
3. Hipótesis y objetivos:	39
3.1 Hipótesis:	39
3.2 Objetivos:	39
4. Metodología	43
4.1 Diseño del estudio	43
4.2 Población de estudio y muestra	43
4.2.1 Participantes:.....	44
4.2.2 Criterios de inclusión y exclusión:	44
4.2.3 Selección de la muestra:.....	45
4.2.4 Reclutamiento de los participantes	45
4.2.5 Análisis estadístico:	46
4.3 Gestión de la documentación:	47
4.4 Variables	47
4.5 Procedimiento para la adquisición de datos y variables:	50
4.6 Recursos humanos y materiales:	54
4.6.1 Recursos Humanos:	54
4.6.2 Equipos y material fungible:.....	54
4.6.3 Las fases del salto	55
4.6.4 Señales registradas	57
4.6.5 Ubicación de los electrodos	58
4.6.6 Consideraciones éticas:	58
4.6.7 Experiencia previa del equipo investigador:.....	59
4.6.8 Datos recogidos:.....	59
4.6.9 Procesado	68

5.	<i>Resultados</i>	73
5.1	Participantes	73
5.2	Descripción de la muestra	73
5.3	Variables	74
5.3.1	Sexo	74
5.3.2	Lateralidad.....	105
5.3.3	Capacidad visual	105
5.3.4	Actividad física.....	106
5.3.5	Índice de masa corporal (IMC).....	110
5.3.6	Tipo de deporte practicado	115
5.3.7	Correlaciones	119
6.	<i>Discusión</i>	133
6.1	Interpretación de los resultados	134
6.1.1	Características basales de los sujetos de nuestro estudio en relación a estudios previos.....	134
6.1.2	Interpretación de los resultados en relación a la variable “Sexo”	134
6.1.3	Interpretación de los resultados en relación a la variable “lateralidad”	140
6.1.4	Interpretación de los resultados en relación a la variable “agudeza visual”	141
6.1.5	Interpretación de los resultados en relación a la variable “actividad física”	142
6.1.6	Interpretación de los resultados en relación a la variable “deporte”	142
6.1.7	Interpretación de los resultados en relación a la variable “IMC”	143
6.1.8	Correlaciones entre variables	144
7.	<i>Conclusiones</i>	149
7.1	En relación a las diferencias respecto al sexo y la activación muscular en instantes:	149
7.2	En relación a las diferencias respecto al sexo y la activación muscular máxima en intervalos:	150
7.3	En relación a las diferencias respecto al sexo y el promedio de activación muscular en intervalos:	150
7.4	En relación a las diferencias respecto al sexo y la co-contracción muscular	151
7.5	En relación a la lateralidad y los grados de angulación de la rodilla	151
7.6	En relación a la agudeza visual y los grados de angulación de la rodilla	151
7.7	En relación a la práctica de actividad física y la activación muscular ...	152
7.8	En relación al deporte practicado y la activación muscular máxima	152
7.9	En relación al IMC y la activación muscular	152
7.10	En relación a la correlación de la FZ máxima y la activación muscular	153

8.	<i>Limitaciones</i>	157
9.	<i>Aplicabilidad</i>	161
10.	<i>Líneas de investigación futuras</i>	165
11.	<i>Referencias bibliográficas</i>	169
12.	<i>Anexos</i>	215
	12.1 Anexo 1: Permiso institucional para el uso de recursos de la Facultad	215
	12.2 Anexo 2: Hoja informativa	217
	12.3 Anexo 3: Consentimiento informado	219
	12.4 Anexo 4: Hoja de registro historia clínica y datos personales	221
	12.5 Anexo 5: Hoja de registro	223
	12.6 Anexo 6: Aceptación de la Comisión de Ética e Investigación	229

LISTADO DE ACRÓNIMOS, ABREVIATURAS Y SIGLAS

BF: Valor electromiográfico del bíceps femoral

CVM: valor de la contracción voluntaria máxima

EEII: Extremidades Inferiores

EMG: Electromiografía

FlxExt: Ángulo de flexo extensión de rodilla de la pierna dominante

Fv: Componente vertical de la fuerza de reacción del suelo

Fz: Componente vertical de la fuerza de reacción del suelo

Gem: Valor electromiográfico de los gastrocnemios

GMa: Valor electromiográfico del glúteo mayor

GMe: Valor electromiográfico del glúteo medio

GRF: Ground Reaction Forces

IMC: Índice de masa corporal

IP: Investigador principal

LCA: Ligamento Cruzado Anterior

Md: Mediana

OA: Osteoartritis

P0: instante de inicio de vuelo ($F_z=0$)

P1: Punto medio de vuelo = $((P_4-P_0)/2)+P_0$

P10: punto medio entre P9 i P11 = $P_9 + (P_{11}-P_9)/2$

P11: Instante para Gonio x (FE) max

P2: $1/3$ tiempo entre P1 i P4 = $P_1+1/3*(P_4-P_1)$

P3: $2/3$ tiempo entre P1 i P4 = $P_1+2/3*(P_4-P_1)$

P4: Instante final de vuelo ($F_z \neq 0$)

P5: P4+30 ms

P6: P4+40 ms

P7: P4+70 ms

P8: P4+100 ms

P9: Instante para Fz max

RIQ: Rango Intercuartílico

RMS: Root mean square

Sem: Valor electromiográfico de semitendinoso y semimembranoso

SNC: Sistema Nervioso Central

TA: Valor electromiográfico del tibial anterior

tVuelo: Tiempo de vuelo

VL: Valor electromiográfico del vasto lateral femoral

VM: Valor electromiográfico del vasto medio femoral

RESUMEN

Introducción: Las lesiones de rodilla y en especial la del ligamento cruzado anterior (LCA), es motivo de estudio por parte de muchos autores, ya que se considera, una de las lesiones musculo esqueléticas más graves. Normalmente suele afectar a sujetos que practican deporte (de forma habitual o no), siendo mayor el riesgo de lesión en mujeres, en deportes que implican saltos, aterrizajes, cambios de dirección y pivotajes. No es objetivo de este estudio tratar la lesión del LCA, sino estudiar uno de los mecanismos de lesión del LCA más habituales, como es el aterrizaje tras un salto para identificar patrones neuromusculares en población no deportista.

Hipótesis y objetivos: El objetivo principal de este estudio es valorar si el sexo y la actividad física determinan diferencias en el patrón de activación neuromuscular durante el salto en individuos sano

Metodología: Se diseñó un estudio transversal observacional. Se calculó el tamaño de la muestra, teniendo en cuenta que una muestra aleatoria de 73 individuos es suficiente para estimar, con una confianza del 95% y una precisión de +/- 6 unidades porcentuales, un porcentaje poblacional que previsiblemente será de alrededor del 7%. Los sujetos evaluados fueron estudiantes de fisioterapia de la FCS Blanquerna, sujetos sanos, de ambos sexos, con edades comprendidas entre os 18 y 30 años, sin lesión del LCA ni patología que pudiera influir en la recepción tras un salto. A los sujetos de estudio se les hizo saltar desde un cajón de 45 cm. y se les pidió que, tras tocar el suelo, realizaran un salto vertical máximo y aterrizaran sobre su pierna dominante y estabilizaran la posición.

Todos los sujetos de estudio fueron valorados mediante EMG, electrogoniómetro y plataforma de fuerza para evaluar los grados de flexión de rodilla durante el vuelo y fases del aterrizaje, así como los parámetros electromiográficos de los músculos evaluados y la fuerza de reacción vertical (Fz).

Resultados: Se incluyeron 74 sujetos (35 hombres y 39 mujeres).

Se pudo observar que el sexo es una variable que influye en los diferentes grados de activación muscular, pudiéndose observar una mayor activación de ciertos grupos musculares en el caso de las mujeres en ciertas fases del vuelo y el aterrizaje.

Respecto a la variable de lateralidad, se han observado diferencias significativas en la angulación de la rodilla en algunos instantes del aterrizaje, tendiendo los de lateralidad derecha una mayor angulación.

La variable de agudeza visual, nos ha mostrado diferencias de activación muscular al inicio de la fase de vuelo mientras que, con la variable de actividad física, hemos podido observar diferencias significativas de activación muscular de ciertos grupos musculares.

La variable deporte nos ha demostrado diferencias en la activación del músculo vasto medial al inicio del salto mientras que la variable IMC, ha demostrado diferencias en el reclutamiento muscular, siendo los del grupo con mayor IMC, los que han demostrado una mayor activación del glúteo mayor.

Conclusiones: Los estudios que evalúan el aterrizaje tras un salto y son habituales en el ámbito deportivo, sobre todo en aquellos deportes en los que la lesión del LCA es habitual. Pero no son tan habituales estudios que evalúen este aterrizaje en población no deportista o que practica deporte de forma no habitual, a pesar de que los índices de lesión en este grupo también son altos.

En este estudio, hemos podido observar que los patrones de activación muscular durante el aterrizaje tras un salto, difieren de forma importante entre hombres y mujeres y que las variables estudiadas nos permiten obtener resultados diferentes a los que se han observado en otros estudios en los que la población estudiada, tenía una relación mayor con el ámbito deportivo.

Es por ello que consideramos importante el evaluar a esta población que practica deporte de forma no habitual o “no reglada” pero que también tiene riesgo de sufrir una lesión.

ABSTRACT

Introduction: Knee injuries and especially, anterior cruciate ligament (ACL) injury, is the subject of study by many authors, as it is considered one of the most serious musculoskeletal injuries. Usually affects subjects who practice sports (regularly or not), being greater the risk of injury in women, in sports that involve jumps, landings, changes of direction and pivots. It is not the objective of this study to treat ACL injury, but to study one of the most common ACL injury mechanisms, such as landing after a jump to identify neuromuscular patterns in the non-athlete population.

Hypothesis and objectives: The main objective of this study is to assess whether sex and physical activity determine differences in the pattern of neuromuscular activation during the jump in healthy individuals.

Methods: An observational cross-sectional study was designed. The sample size was calculated, considering that a random sample of 73 individuals is sufficient to estimate, with a 95% confidence and accuracy of +/- 6 percentage units, a population percentage that is expected to be around 7 %. The subjects evaluated were physiotherapy students of FCS Blanquerna, healthy subjects, of both sexes, aged between 18 and 30 years, without ACL injury or pathology that could influence reception after a jump. The study subjects were made to jump from a 45 cm drawer. and they were asked to, after touching the ground, perform a maximum vertical jump and land on their dominant leg and stabilize the position.

All study subjects were assessed using EMG, electrogoniometer and force platform to assess the degrees of knee flexion during flight and landing phases as well as the electromyographic parameters of the evaluated muscles and the vertical reaction force (Fz).

Results: 74 subjects (35 men and 39 women) were included.

It was observed that sex is a variable that influences the different degrees of muscle activation, being able to observe a greater activation of certain muscle groups in the case of women in certain phases of flight and landing.

Regarding the laterality variable, significant differences in knee angulation was observed in some moments of the landing, with those of the right laterality having greater angulation.

The visual acuity variable has shown us differences in muscle activation at the beginning of the flight phase, while, with the variable of physical activity, we have been able to observe significant differences in muscle activation of certain muscle groups.

The sport variable has shown us differences in the activation of the vast medial muscle at the beginning of the jump while the BMI variable has shown differences in muscle recruitment, being those of the group with the highest BMI, those that have shown greater activation of the gluteus maximus.

Conclusions: Studies that evaluate the landing after a jump are common in the sports field, especially in those sports in which ACL injury is common. But studies that evaluate this landing in a non-athlete population or that practice sport in an unusual way, are not very usual, although the injury rates in this group are also high.

In this study, we have been able to observe that the patterns of muscle activation during landing after a jump, differ significantly between men and women and that the variables studied allow us to obtain different results than those observed in other studies in which the population studied had a greater relationship with the sports field.

That is why we consider it important to evaluate this population that practices sport in an unusual way or "unregulated" but also has a risk of suffering an injury.

PREÁMBULO

PREÁMBULO

Durante los años que he ejercido como fisioterapeuta del deporte, y en concreto en el fútbol, he podido observar la gran cantidad de lesiones que se producen a lo largo de un año. La mayoría de esas lesiones, son de rápida resolución y no suelen dejar secuelas. El individuo suele reincorporarse con cierta celeridad a su actividad y dentro de lo que comporta una lesión, suelen llevarse bastante bien. Pero entre las lesiones que he observado, hay una que, bien por el eco mediático que suele tener cuando alguien conocido la sufre, además de por el tiempo que supone de inactividad y los problemas que muchas veces lleva asociado, siempre me ha llamado la atención. Efectivamente, me refiero a la lesión del Ligamento Cruzado Anterior (LCA) de rodilla.

Hace unos años, coincidiendo con mi actividad como fisioterapeuta en un equipo de fútbol con estructura profesional, en la liga española, hubo un número muy elevado de jugadores profesionales que sufrieron la lesión del LCA; nuestro equipo no fue una excepción y pude vivir desde dentro la “psicosis” que se produjo. Dentro de las opciones que los medios de comunicación barajaron como causa de dichas lesiones, se habló del estado del césped, el tipo de botas de fútbol, el entrenamiento ... cualquier cosa podía ser la causa. Tras analizar muchos de estos parámetros, llegamos a la conclusión que las lesiones eran “parte del juego”. Y no solamente afecta a deportistas profesionales.

Esto me hizo centrarme en las causas directas e indirectas hasta llegar a uno de los factores de riesgo más nombrados por los autores: la recepción tras un salto. Esta inquietud y curiosidad unida a mi experiencia docente, me hizo seguir y aventurarme en la necesidad y la importancia del campo de la investigación, lo que se ha traducido en esta tesis doctoral.

INTRODUCCIÓN

1. Introducción

La lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) ha sido y es motivo de estudio por gran parte de profesionales sanitarios. Por un lado, por el largo periodo de convalecencia que le supone al sujeto que lo padece, y por otro lado por las posibles secuelas que puede llegar a provocar, es una de las lesiones neuromusculoesqueléticas más graves (1,2).

Normalmente suele afectar a sujetos que practican deporte (de forma habitual o no) siendo mayor el riesgo de lesión en mujeres, en deportes que implican saltos, aterrizajes, cambios de dirección y pivotajes.

Se ha estudiado mucho acerca de cuál puede ser el mejor protocolo de tratamiento (1–4), generándose controversia en si la intervención quirúrgica es la mejor opción terapéutica o no; en caso de serlo, que técnica quirúrgica es la más adecuada para cada sujeto, y sobre los diferentes pasos a dar durante la fase de rehabilitación.

Pero como es sabido, la prevención juega y debe jugar un papel primordial en el ámbito de las lesiones y por ello, muchos estudios (5–9), enfocan sus esfuerzos en intentar evitar que la lesión se produzca, a través de la identificación de los factores de riesgo. Mucho se ha estudiado sobre este tema, pero a pesar de ello, hoy en día, el número de lesiones de LCA sigue siendo alto. Y por ello, en este trabajo, se ha intentado aportar un “grano de arena” más en el conocimiento de estos factores de riesgo y como pueden afectar en función de las características del sujeto.

Esta tesis tiene como objetivo, el estudio del patrón neuromuscular como factor relacionado con la lesión del LCA. A continuación, hablaremos sobre la lesión del LCA, no porque sea el objetivo principal del estudio sino porque es una de las razones que justifican el interés del estudio. Para ello, en los siguientes apartados, se explicará la anatomía, biomecánica y fisiología del LCA, así como la lesión del LCA desde el punto de vista de incidencia y la patogenia. Se explicarán los sistemas de análisis utilizados en otros estudios para valorar las acciones potencialmente lesivas y también como variables como el sexo y la actividad física pueden influir en las respuestas neuromusculares y, por tanto, en una posible lesión. A continuación, se detallarán la hipótesis y los objetivos de

estudio y la metodología utilizada durante el estudio. El siguiente apartado será el de los resultados obtenidos y la discusión de los mismos. El trabajo terminará con la conclusión, la aplicabilidad y las posibles líneas de futuro.

1.1 El Ligamento Cruzado Anterior: biomecánica, anatomía y fisiología

El ligamento cruzado anterior (LCA), extendiéndose desde el cóndilo femoral lateral hasta la cresta anterior medial de la tibia, contribuye en la estabilidad de la rodilla. La orientación y dirección de sus bandas actúan como contención pasiva y limitación de la rotación y de la traslación anterior de la tibia respecto al fémur (10,11). La combinación de las contracciones musculares activas con acciones neuromusculares precisas, ayudan en la estabilización de la rodilla durante acciones como correr, saltar o pivotaje (12). Cualquier alteración en la biomecánica o control neuromuscular de la rodilla, incrementará el riesgo de lesión del LCA (10). Aspectos biomecánicos dinámicos y modificables de la rodilla, como, por ejemplo, un valgo excesivo o momentos de abducción, pueden aumentar el estrés sobre el LCA. Asimismo, acciones musculares como la dominancia cuadrípital, durante situaciones en las que hay flexión mantenida de rodilla, pueden generar una traslación anterior de tibia respecto al fémur, y pueden predisponer a un estrés mayor del LCA (10,11). Una co-contracción efectiva de la musculatura isquiosural y cuadrípital, se ha propuesto como posible mecanismo en la ayuda para prevenir un desplazamiento excesivo anterior de la tibia respecto al fémur, en situaciones de pivotaje o aterrizaje tras un salto (10,11,13–17). Una alteración en la actividad en uno de estos grupos musculares, podría generar asimetrías de movimiento y por tanto, alteraciones en la función (18). Adicionalmente, un déficit en el control neuromuscular podría incidir en un mal alineamiento y un mayor desplazamiento anterior o rotacional de la tibia, aumentando así, el riesgo de lesión. El control neuromuscular adecuado, permite generar patrones musculares óptimos, incrementar la estabilidad articular dinámica y generar patrones correctos de movimiento (10,19,20).

Este control neuromuscular varía en función del perfil de cada individuo y el análisis de los patrones de movimiento permitirá ver aquellos aspectos en los que se detecta una posible “alteración, y así, implementar un trabajo adecuado en función a las necesidades específicas de cada individuo (5,20).

1.2 Lesión del LCA

Las lesiones de rodilla son prevalentes en una gran variedad de actividades (competitivas o no) y especialmente en aquellas que incluyan movimientos de aceleración-desaceleración, cambios de dirección, salto y aterrizaje, ... (21).

En el ámbito del deporte, la lesión del LCA, es una de las lesiones más comunes y más graves de rodilla, junto a la lesión meniscal (22–27).

Aunque la incidencia real de las lesiones de LCA no es del todo conocida, se puede estimar a través de las reconstrucciones de LCA que se realizan al año, que nos encontramos ante una lesión, según diferentes autores, estas se sitúan en una horquilla entre 200.000 y 350.000 al año, solo en EEUU (10,28–33) y en 38 de cada 100.000 habitantes en Dinamarca (34), siendo un tercio de ellos de sexo femenino (35).

El número de lesiones, tanto en atletas como en población en general, van en incremento (10,31,36). Y Además se conoce que el hecho de haber sufrido la lesión del LCA, predispone al individuo a sufrir una segunda lesión (10,37–39) sobre todo cuando la primera intervención se ha realizado cuando el paciente era menor de 18 años y era hombre (38,39). Por esta razón, la investigación centra su atención en intentar reducir este elevado número de lesiones, pero hasta el momento, no se obtienen resultados satisfactorios (10).

El descubrimiento de terminaciones nerviosas en el LCA sugiere que el LCA tiene un rol neurofisiológico aparte del mecánico y una reducción de propiocepción ha sido constatado en estudios con sujetos con deficiencia del LCA. Y se ha sugerido que los procedimientos de rehabilitación que estimulan la propiocepción en las estructuras circundantes a la rodilla pueden ser efectivas compensando la pérdida del LCA (40).

Los individuos que han sido intervenidos quirúrgicamente deberán afrontar un proceso de rehabilitación que puede durar desde los 6 meses hasta los 36. Desafortunadamente, la intervención no asegura la vuelta a los niveles de actividad previos a la lesión, y así, únicamente el 75% de los individuos consigue llegar a los niveles previos a la lesión aunque estudios recientes demuestran que el 35 % de los lesionados de LCA no vuelven al nivel previo de la lesión en 2 años

(41–44). Además, en lesionados de LCA, la fuerza de cuádriceps e isquiosurales en la extremidad no lesionada es menor en un 21% y un 14% respectivamente después de 3 años desde la operación (45,46).

Los programas de rehabilitación están diseñados para recuperar la fuerza muscular, restablecer la movilidad articular y el control neuromuscular (47) y permitir a los pacientes volver a niveles de actividad previos a la lesión, tanto para los pacientes después de la cirugía reconstructiva, como para los que presentan una deficiencia del LCA (48). Aunque hay datos que señalan que después de este periodo hay presencia de discapacidad leve a severa durante la marcha (31%), en actividades de la vida diaria (44%) y en actividades deportivas (77%)(49).

Esta información acerca de la afectación real de estos pacientes, puede dar una idea de la repercusión de esta lesión en la población general

Los datos pueden ser peores en aquellos pacientes que tras sufrir la lesión del LCA no son intervenidos quirúrgicamente, ya que pueden desencadenar una ineficacia en la estabilidad de la rodilla pudiendo provocar lesiones en otras estructuras como meniscos, superficie condral y osteoartritis (49,50). Asimismo, existe 7,4 veces más riesgo de sufrir osteoartritis en aquellos pacientes que han sufrido una lesión del LCA (49,51).

La reconstrucción del LCA tiene como misión la mejora de la estabilidad articular de la rodilla así como la prevención de posibles lesiones asociadas como las lesiones meniscales (52).

En los últimos años, la reconstrucción del LCA ha estado focalizada en cómo reconstruirlo para que mecánicamente sea fuerte. Sin embargo, el éxito no solo depende la fuerza de la plastia, el rango de movimiento o la integridad de la plastia, sino también en la recuperación de la propiocepción tras la reconstrucción (53).

Para la reconstrucción se suelen utilizar diferentes técnicas quirúrgicas. Según Rudroff, la mayoría de cirujanos hoy en día hacen uso de plastias de tendón rotuliano o tendón del semitendinoso para la reconstrucción del LCA y argumenta que la capacidad funcional de la rodilla, se ve más alterada en aquellos pacientes

con plastia de rotuliano, muy posiblemente, debido a una alteración de la activación de los músculos cuádriceps e isquiosurales (50). Asimismo, un estudio reciente señala que aquellos individuos operados con una plastia de rotuliano en vez de una de isquiosurales o aloplastia, pueden necesitar más tiempo para completar la rehabilitación postoperatoria, recuperar la fuerza del cuádriceps y conseguir los criterios para la vuelta a la actividad deportiva (54).

La lesión de no contacto del LCA es muy común entre la población activa joven (55) y el riesgo en el sexo femenino es el doble o incluso 7 veces más que en el sexo masculino según diferentes autores(56–64). La población atleta que sufren lesiones de no contacto del LCA , suelen tener perfiles biomecánicos comunes, con aterrizajes con grandes valores en GRF (Ground Reaction Forces, fuerzas de reacción del suelo en inglés) y por tanto, poca amortiguación en el aterrizaje (21,65,66).

1.2.1 Incidencia

Se estima que cada año hay más de 120.000 nuevos casos de lesión del LCA en el mundo (67). Y aunque los datos estadísticos que corroboren estos números están en entredicho, la industria que surte de material médico a los quirófanos sugiere unos números mayores. Mc Lean et al. señala que sólo en lo EEUU cada año hay unos 100.000 nuevas lesiones del LCA (68); Taylor et al. indica que son 200.000 los nuevos casos (69). Y, aun así, y a pesar de los años de investigación en esta área, el tratamiento más adecuado para la lesión del LCA sigue siendo motivo de controversia.

La incidencia se estima en un rango de 30 a 78 per 100.000 persona/año (70–77).

Debemos tener en cuenta que las lesiones de rodilla representan el 19-23% de todas las lesiones musculoesqueléticas (78,79). Y cada año, un 3% de los deportistas amateurs, se lesiona el LCA; en deportistas de elite el porcentaje sube hasta el 15% (1,80).

Por esta razón, es necesario tener más conocimientos sobre la lesión y como prevenirla a pesar de los datos existentes., porque a pesar de ello, sigue habiendo un gran número de lesiones de LCA. Dado que el número de lesiones no parece descender, podemos intuir que no se acaba de entender bien todo el problema o bien que hay aspectos que no se están enfocando de la mejor forma posible o bien que se deben de re-enfocar (69,81,82).

1.2.2 Prevalencia

La prevalencia de lesión de LCA aumenta entre los atletas de entre 15 y los 40 años que participan en deportes de pivotaje como futbol, balonmano, voleibol y esquí (1,80,83) siendo el aterrizaje monopodal, el mecanismo lesivo de no contacto más habitual entre deportistas. (84–89).

Existen factores emocionales secundarios asociados tras la lesión del LCA, como la depresión y el miedo a las recaídas en población joven (79-81) así como una disminución en la calidad de vida percibida (79,82,83). Estos factores podrían explicar cómo el 60% de atletas no vuelvan a niveles de rendimiento deportivo previos a la lesión (79,84-88).

La investigación incide en los mecanismos lesivos de no contacto, que son el 70% de todas las lesiones de LCA y por ello se han implementado muchos programas de prevención (72,90–93).

Esta lesión, además de dolorosa e incapacitante, genera una pérdida de actividad; normalmente requiere de cirugía y está asociado con una aparición precoz de osteoartritis (OA) de la rodilla, independientemente del tratamiento aplicado (49,94–100). Y muchos estudios señalan que las lesiones asociadas con deportistas son en la mayoría de casos, por mecanismos de no contacto (94,101–105), constatándose que más del 70% de las lesiones están relacionadas con actividades deportivas (106,107). Además, el retorno a actividades deportivas después de una lesión de LCA, puede llevar a tener entre 15-25 veces más riesgo de re-lesión o lesión del lado contralateral (100,108–111).

Tal y como hemos señalado, la lesión del LCA genera una discapacidad a corto tiempo y unas posibles secuelas a largo plazo. Debido al riesgo de OA como secuela en todos los pacientes, la prevención es la única estrategia para evitar esta disrupción funcional que generan estas discapacidades. Y por ello, los factores modificables (biomecánicos y neuromusculares) relacionados con el mecanismo de lesión son los que se deben tener en cuenta para intentar reducir el riesgo de lesión, especialmente en el sexo femenino (100,108,112,113), ya que los autores señalan que son el grupo de población que han demostrado tener entre 2 y 10 veces más riesgo de sufrir esta lesión. (101,108,114,115). Y en este mismo sentido, se estima que entre el 50% y el 100% tendrán dolor, limitaciones funcionales, y signos radiográficos de OA entre los 12 a los 20 años posteriores a la lesión, independientemente del tratamiento recibido (108,116,117).

Más recientemente, Beynnon et al. y Joseph et al. han señalado que el ratio de lesión para el sexo femenino es de 3.4 veces más alto en deportes como fútbol, baloncesto, béisbol y softbol (94,118).

Dentro de los motivos posibles, concurren varias diferencias como por ejemplo que las mujeres tienen mayor laxitud articular por razones hormonales, o posibles diferencias genéticas y anatómicas (118,124-128).

Un índice de masa corporal (IMC) mayor puede estar también relacionado con mayor riesgo de lesión en el sexo femenino y no– no parece ser una causa en sexo masculino (119,120). Este IMC, puede significar una mayor proporción de grasa respecto a masa muscular (119,121–123). Y menos masa muscular puede estar relacionado con mayor laxitud articular (119,124).

1.2.3 Patogenia

La lesión del LCA, es una lesión de causa multifactorial (neuromuscular, biomecánica, anatómica, genética, hormonal, etc.) (125). Aunque se ha estudiado, poco se sabe del porqué de la debilidad estructural del ligamento. Y esto es importante porque las fuerzas externas que actúan sobre los tejidos, dependen también, de las propiedades intrínsecas de cada uno. Un ejemplo es

cómo el aspecto hormonal puede modificar esas propiedades estructurales haciéndolo vulnerable a las cargas externas en el sexo femenino (126).

1.2.3.1 Factores biomecánicos

Estudios prospectivos que utilizan datos biomecánicos y epidemiológicos, han demostrado que los movimientos en el plano frontal y las fuerzas resultantes, son buenos predictores de lesión de no contacto de LCA en el sexo femenino, lo que refuerza que el mecanismo de lesión puede ser diferente en función del género (103,127,128).

En el análisis de un salto, la fase de aterrizaje, tiene una vital importancia. claro ejemplo de ello, es que el 31% de la lesiones ocurren en esta fase (102,129,130). Lo cual, refuerza la hipótesis de que el cuádriceps se contrae en el punto de impacto llevando en un vector de anteriorización a la tibia poniendo en compromiso al LCA (134-136), y en este caso, asociado más a género masculino (134).

Estudios descriptivos de lesión de LCA de no contacto indican que la lesión ocurre poco después del contacto inicial del aterrizaje o en momento posterior a la deceleración, con mínimo o sin contacto en el 70% de los casos (129,131,132).

En este sentido, estudios realizados en relación al aterrizaje, entre lesionados y no lesionados, destacan una diferencia en la posición inicial del tobillo, los no lesionados aterrizan con mayor flexión dorsal de tobillo. Esta diferencia en un individuo con deficiencia del LCA, , puede llevar a que haya una absorción anormal de las fuerzas de reacción del suelo o GRF por parte del gastrocnemio, dado que en un patrón de aterrizaje normal, estos músculos se contraen para absorber dicha fuerza (21,129,133,134). La rodilla estaba más flexionada en el grupo de no lesionado en las primeras instancias donde el pie estaba 100% plano en el suelo, posiblemente indicando que durante la acción lesiva del LCA, la cadena cinética de la EEII no funciona correctamente llevando a fuerzas anormales a la rodilla (129,134–136). En un estudio de Colby et al. citado por Urabe et al. se pudo evidenciar que la actividad muscular de los isquiosurales,

durante el aterrizaje, variaba entre el 20% y el 60% del valor de la contracción voluntaria máxima (137).

Durante las acciones de aterrizaje, la cadera, la rodilla y el tobillo ayudan a absorber las GRF. Cuando estos segmentos no son efectivos en el trabajo sinérgico de absorción de las GRF, la pierna actúa como una columna de dos segmentos, lo que hace que en ocasiones, no sea capaz de absorber el GRF (137). En esta misma actividad de aterrizaje tras un salto, la fuerza de tracción y torsión aumenta en el LCA con el aumento de la GRF y la disminución de los ángulos de cadera (119,138).

Los movimientos en el plano coronal y, los momentos y desplazamientos del tronco, pueden predecir el riesgo de lesión del LCA en atletas de sexo femenino y diversos autores señalan, que las cargas en abducción de la rodilla y el control neuromuscular del tronco predicen el riesgo de lesión con mayor especificidad y sensibilidad. (11,108). En este mismo sentido, se debe destacar que, que el desplazamiento lateral de tronco predice el riesgo de lesión de LCA con alta sensibilidad y especificidad en sexo femenino, pero no tan sensible ni específico que en sexo masculino (11,139).

El LCA asiste en el mantenimiento de la estabilidad articular de la rodilla resistiendo el movimiento anterior de la tibia respecto al fémur y es prioritario en el mecanismo que controla la articulación tibio-femoral. Una manifestación común de deficiencia o ineficacia del LCA, es la traslación anterior de la tibia (40). Los datos confirman que las fuerzas de cuádriceps e isquiosurales pueden generar fuerzas de tracción anterior y posterior en la tibia, con la consiguiente fuerza de tracción sobre el LCA (140–142). Pero si los isquiosurales se reclutan poco o están débiles, la activación del cuádriceps también se puede llevar a una falta de protección articular o a la que denominan patrón de “dominancia ligamentosa” o “dominancia de cuádriceps (11,143).

En análisis cuantitativos del movimiento demuestran que la lesión ocurre durante la fase de carga, un movimiento de abducción de rodilla y rotación interna (119,144,145). Además también se observa que normalmente ocurre en rodillas bastante extendidas (102,119,146) y con un aumento del momento de abducción

(103,119,132,147), un aumento del movimiento lateral de tronco (119,148) y un posicionamiento más posterior del centro de masas (119,146,149). En este sentido cabe destacar que una posición más recta o estirada, se asocia a un aumento del GRF (119,150,151). Un aterrizaje con un tronco más flexionado y un aumento de la flexión de cadera y rodilla, puede reducir la GRF y los niveles de activación del cuádriceps (119,150,152).

Esta posición erecta en el momento del contacto con el suelo en las primeras fases de la deceleración de la acción, ha sido mencionada como mecanismo asociado a la lesión (119,153–158) y el sexo femenino tiene más riesgo de lesión de LCA (81,118) y por ello se han realizado muchos estudios enfocados a la diferencia de patrones lesivos entre sexos.

En relación a la evaluación de estas acciones potencialmente lesivas, todavía se discute la mejor forma de valorar en laboratorio y si lo más adecuado es utilizar cargas bipodales o monopodales (119,159), aunque algunos autores señalan que los test bipodales no parecen ser lo suficientemente sensitivos para identificar asimetrías entre extremidades y por ello se deben incluir test unipodales.(108,160). La fuerza máxima que pueden generar los diferentes músculos de cada uno de los lados tiene una relación directa con las GRF. En muchos casos, la cantidad de fuerza máxima está relacionada con los movimientos mecánicos, pero no está claro, cómo esto se relaciona con el riesgo de lesión (60,119,161–165).

1.2.3.2 Factores histológicos

Dentro de las causas que pueden influir en la lesión del LCA, pueden incluirse también razones genéticas. Esto incluye variantes en diferentes genes que codifican colágenos (119,166–172) y proteoglicanos (119,173) que forman las fibras de colágeno, la base principal del ligamento. Estas razones han sido argumentadas para justificar la correlación entre tejido y lesión, y la diferencia entre sexos (119,168,170,171,174).

Las fibras de colágeno del LCA y el resto de su matriz extracelular está en continua remodelación tras las cargas mecánicas que sufre para mantener la

homeostasis del tejido. En este sentido, variantes en los genes que codifican las proteínas y que están relacionadas con las sendas de los marcadores celulares, tales como el señalado de la angiogénesis (119,175), de la apoptosis (proceso de muerte celular programada con el fin de controlar su desarrollo y crecimiento) (119), así como, el remodelado (119,176,177) podrían considerarse como posibles causas.

Estos cambios biológicos también pueden tener consecuencias secundarias neuromecánicas (119,178–183) que pueden influir en el comportamiento de los tejidos, llevándolos o no a una situación potencialmente lesiva.

Por todo ello, aunque se sabe que el LCA puede fallar por fatiga de tejido, no sabemos si ese fallo, es un episodio aislado o la suma de muchos (119,184).

1.2.3.3 Factores hormonales

Las fluctuaciones en los niveles hormonales intrasujeto pueden tener mayor sensibilidad (76%) y especificidad (83%) en sexo femenino que en masculino (108,139) debido a las diferencias importantes anatómicas, hormonales y neuromusculares durante la pubertad, lo que potencialmente puede tener efecto sobre la incidencia de las lesiones (41,108,191–198,126,135,185–190). Como ejemplo de esto, podemos señalar que el sexo femenino tras la pubertad, demuestran mayores fuerzas de aterrizaje, mayores ratios de carga, y menor ratio isquiosural-cuádriceps a velocidades angulares altas. Al mismo tiempo presentan unas estrategias de activación muscular de cuádriceps-isquiosurales “alteradas” con predominancia de cuádriceps (93,108,199–201).

También han sido asociados los receptores hormonales (estrógeno, testosterona y relaxina) localizados a las lesiones del LCA, sugiriendo que son capaces de regular la expresión genética y el metabolismo del colágeno, lo que puede hacer que influya en la biología del LCA y otras estructuras (119,202–206).

Esto ha sido demostrado por estudios que han señalado cambios fisiológicos normales en las concentraciones de hormonas sexuales a lo largo del ciclo menstrual con cambios significativos en los marcadores de metabolismo y producción de colágeno (119,126,207). La fase ovulatoria del ciclo menstrual ha

sido asociada con un incremento de la laxitud articular, mientras que la fase pre-ovulatoria, se asocia a un mayor riesgo de lesión (108,208). Hay evidencia que el sexo femenino sufre cambios cíclicos substanciales en su laxitud y biomecánica de la rodilla durante el ciclo menstrual (119,126,178,181,183). Y en relación al ciclo menstrual, aunque no se ha demostrado el efecto protector de los anticonceptivos orales en el riesgo de lesión del LCA, se sabe que estos, modifican la capacidad androgénica sustancialmente (60,119,163) aunque hay evidencias que los anticonceptivos al reducir la fluctuación hormonal podrían reducir hasta un 20% el riesgo de lesión (212).

Este cambio en las propiedades del tejido influyen en la funcionalidad de la rodilla afectando a nivel de la laxitud articular (119,209–214), a la rigidez muscular (119,210) y reflejo de estiramiento muscular (119,215).

En los últimos años, la importancia de la hormona relaxina ha ganado fuerza como posible factor de riesgo de lesión del LCA (119,216) aunque queda mucho por estudiar en este campo.

En resumen, estos cambios biológicos y genéticos podrían generar a una estructura de colágeno menos organizada (119,217) y menos densa en diámetro de fibras y densidad (119,217,218) lo que podría hacer un ligamento más débil y laxo (119,202) y por consiguiente, con mayor riesgo de lesión.

1.2.3.4 Factores neuromusculares/neurofisiológicos

El control de neuromuscular de cadera y tronco juegan un papel decisivo en la estabilidad de la rodilla, y por tanto, el aumento del movimiento en el plano frontal y las cargas durante las actividades deportivas debido al déficit neuromuscular, podría contribuir al aumento de patrones motores potencialmente lesivos para el LCA (11,89,219–222). Y con más incidencia en sexo femenino. (41,108,226–228,189,192,194,197,198,223–225).

En el salto, la alteración de las estrategias de reclutamiento de la musculatura de cadera para controlar el aterrizaje se basa en, mayores momentos de fuerza a nivel de la cadera,, de rodilla a cadera, menor activación de glúteo mayor,

aumento de activación del recto femoral y una mayor aducción de cadera (108,135,188,225,229,230).

Después de una lesión del LCA, el control sensorio-motor estará afectado, alterando el input aferente propioceptivo, afectando el procesado de información y mal-adaptando los comandos eferentes motores resultantes en una activación muscular alterada. (231–234). Pero esta alteración sensorio-motora, también, puede estar presente antes de que se produzca la lesión, provocando esa alteración en el procesado de información y activación muscular, lo que provocará la ineficacia motora y aumentará el riesgo de lesión (47,156,232,233). En conclusión, las diferentes estrategias biomecánicas, pueden también considerarse como más “peligrosas” (119,152,235).

Hay diferentes teorías para justificar este mayor riesgo de lesión. Las diferencias en la ejecución de las tareas atléticas comunes como saltar, aterrizar, parar... y las variaciones específicas en patrones de movimiento durante la fase de aterrizaje tras un salto sin diferencia entre sexo masculino y femenino (55). Existen otros factores como la fuerza muscular y especificidades antropométricas. Así, estudios previos demuestran que las mujeres atletas tienen un ángulo “Q” más pronunciado, unos isquiosurales más débiles y un ratio cuádriceps-isquiosural de fuerza diferente al de los hombres tal y como señalan Beutler et al., y Shultz et al. (55,58). Una ratio cuádriceps-isquiosural baja, puede indicar un nivel bajo de actividad de isquiosurales o una hiperactividad del cuádriceps (93,137).

La magnitud y la dirección de las fuerzas musculares del cuádriceps y los isquiosurales están directamente relacionadas con el equilibrio en la rodilla. Durante la extensión activa de rodilla, la co-contracción de los isquiosurales llega al 20% del valor máximo según Draganich et al. y Beynnon et al. (236,237). Sin embargo, la contracción isométrica de los cuádriceps con la rodilla entre 10° y 20 ° de flexión produce solamente un incremento de un 3% en la actividad de los isquiosurales con un aumento del 90% en la fuerza de torsión en extensión (236,238,239).

Otros aspectos valorados son el de la maduración del individuo y parece que la este afecta a factores biomecánicos y neuromusculares que implican al LCA

(41,119,247,248,223,240–246). Pero no está del todo definido el grado de implicación (119,249). No hay que olvidar que lesiones previas (musculares y articulares), en la misma extremidad o en la contralateral, también pueden influir a nivel neuromuscular y por tanto ser posibles causas de la lesión del LCA (250).

En relación a la fuerza muscular, una reducción de esta en las EEII, así como una reducción de la pre actividad muscular previo al contacto con el suelo durante acciones deportivas, son factores relacionados con un aumento de riesgo de lesión de LCA en deportistas de sexo femenino. La fuerza voluntaria máxima y la pre activación, no tienen una relación directa y por tanto una persona con poca fuerza muscular no necesariamente tiene que tener una mala pre activación. Para que esta pre-activación sea efectiva, estos músculos tienen que activarse rápidamente y adecuadamente ya que la latencia del reflejo mecano sensor de “feedback” es mayor a 75-100ms (89,251,252).

Una pre actividad alta del cuádriceps combinada con una actividad media-baja del isquiosural durante el salto, puede considerarse un factor de riesgo en mujeres deportistas (130,239,251,253). En este sentido hay que tener en cuenta que una fuerza muscular reducida y una pre activación reducida son un binomio factor de riesgo modificable con el entrenamiento (251,254–261). Y por ello, una fuerza muscular mayor permite que con menos pre-activación, se pueda conseguir la fuerza mínima necesaria (251,254).

En este mismo sentido podemos señalar que una fuerza muscular alta aumenta la coordinación neuromuscular regulando la pre actividad y por tanto incrementando de forma positiva la reacción de fuerza (251).

Siguiendo la misma idea, la causa de la lesión de no contacto del LCA se considera multifactorial, siendo la fuerza muscular de la EEII y la pre activación muscular como factores contribuyentes (251,253,262–264). Sin embargo, hay que recordar que la fuerza muscular y la pre-activación muscular no tienen relación directa entre sí.

¿Por qué se considera importante la pre activación como dato importante a tener en cuenta en la lesión? Porque la lesión del LCA ocurre 40ms posterior al contacto del pie con el suelo en la recepción tras un salto (El pico del GRF se produce 40ms posterior al contacto con el suelo) (145,265,266) siendo la fuerza

axial de compresión de la rodilla durante el aterrizaje, 6 veces el peso corporal (78,267).

La razón de ello puede estar en que un desequilibrio de potencia entre las fuerzas externas y las contracciones musculares puede explicar en parte por qué las lesión de LCA no suele ocurrir en la ventana de tiempo menor a 40ms. desde que el pie contacta con el suelo (103,145,251,268).

Algunos autores amplían ese periodo de tiempo , señalando el abanico entre los 30ms y los 100ms del contacto inicial del pie en el suelo (35,103,108,145).

En relación a la lesión, debemos tener en cuenta que para que el LCA se rompa debe ser sometido a fuerzas que “alarguen” el ligamento. En general, la longitud del LCA durante los aterrizajes, se reduce con un aumento de flexión. El pico de longitud máxima del LCA ha sido observado 55ms (+/-14 ms) antes del contacto con la plataforma, cuando los ángulos de flexión estaban en los mínimos valores (269).

Después del contacto, inicialmente, la longitud aumenta hasta el máximo, pero rápidamente decrece a medida que la rodilla se flexiona. La longitud máxima post impacto del LCA demostró un 5% menos de tracción que el absoluto máximo antes del impacto. Patrones anticipatorios motores que provocan una activación del cuádriceps, 50ms previo al contacto con el suelo, podría explicar esta situación (59,140,264-266).

En este mismo sentido, pruebas de electromiografía (EMG), demuestran que el cuádriceps, se activa antes del contacto con el suelo y sigue activado en las primeras fases del apoyo. (270–273). Muchos estudios han demostrado que lesiones de no contacto del LCA están asociadas con perturbación previas al contacto con el suelo (69,103,128,132,274) y la mayoría de las lesiones ocurren en ángulos de rodilla inferiores a 30° (69,158,275–279) no habiendo gran diferencia en la angulación de flexo-extensión sexo masculino y femenino en el momento de la lesión (280).

Un aspecto a tener en cuenta es la fatiga. Esta reduce significativamente, la capacidad de generar fuerza, la velocidad de contracción aumentando las fuerzas que soportan las estructuras pasivas (84,281–284) y altera

negativamente la cinemática, el “feedback” neural (84,284–289) y la estabilidad articular (14,84,284,290–293). Se ha demostrado que la fatiga disminuye el control dinámico de equilibrio de la rodilla (84,284,294), lo que está fuertemente asociado a un aumento del riesgo de lesión. (11,84,87,295–298) y hace que el movimiento, en el aterrizaje, “imite” la posición y dinámica de riesgo de lesión (84,87,198,299–302).

De modo que los desequilibrios o dominancias neuromusculares podrían estar relacionadas con los mecanismos de lesión del LCA, con diferencias entre sexo masculino y femenino (102,107,133).

A modo de resumen comentar que la evidencia de las posibles causas mecánicas se sitúa en los siguientes desequilibrios o dominancias neuromusculares: dominancia ligamentosa, dominancia de cuádriceps, dominancia de pierna, dominancia de tronco. Pueden estar relacionados con mecanismos de lesión del LCA aunque hay que señalar que el mecanismo de lesión puede ser diferente entre hombres y mujeres, sobre todo en lo que se refiere a la posición dinámica de la rodilla (103,108) y se teoriza incluso que los mecanismos de lesión entre géneros son diferentes (103,108,127).

Desequilibrio o Dominancia neuromuscular ligamentosa: Los músculos pueden no absorber suficientemente la GRF y otras estructuras, como la articulación y los ligamentos, deben asumir esta competencia. en un periodo corto de tiempo (16).

Para evitar la dominancia ligamentosa, son especialmente importantes los músculos que componen la cadena cinética posterior: glúteo mayor y medio, isquiosurales, gastrocnemios y soleos. Deben ser reclutados de forma correcta para poder absorber las GRF; de otra forma serán los ligamentos y la articulación quien deberá hacerlo (es la tercera ley de Newton: “para cada acción existe una reacción igual y opuesta”). Y en este caso, la inercia de la acción y la velocidad hacen que la carga del peso del individuo sea multiplicada varias veces. Para entenderlo, cuando una persona camina en el terreno de juego y va impactando

el suelo, la GRF es 2 a 3 veces mayor a su masa. Y en acciones de salto, correr etc. aumenta exponencialmente(16).

Esta GRF se dirige al centro de masas (CM). Y, por tanto, la posición de las extremidades inferiores (EEII) respecto al CM es primordial para que la absorción se haga de forma correcta. El tronco juega un papel crucial dado que, en el contexto de la dominancia ligamentosa, si el tronco se mueve, la GRF sigue su movimiento. Y si el desplazamiento es grande, la EEII deberán soportar esas fuerzas llevando a posiciones de riesgo de lesión (135).

En este sentido, cabe destacar, que el sexo femenino suele mostrar valores superiores máximas en la tensión del LCA, en el contacto inicial y después del impacto a los 33, 66 y 100ms respectivamente (19).

Desequilibrio o dominancia de cuádriceps: En el aterrizaje, tras el salto, que implique menor flexión de rodilla, se traduce en una dominancia de cuádriceps. Lo que indica, que el cuádriceps estabiliza la rodilla generando sobre la tibia más tensión en su parte proximal y traslación anterior respecto al fémur. Este hecho parece que se repite más en el sexo femenino. Por tanto, un aumento en la actividad muscular del cuádriceps y un momento flexor menor en la rodilla, podría implicar menor estabilidad en el plano sagital.

El registro de los patrones de actividad muscular a través de la EMG, muestran que las personas de sexo femenino tienen mayor actividad del cuádriceps y menor de los isquiosurales en la fase previa al aterrizaje (92,302) y durante el aterrizaje (300,301).

La dominancia de cuádriceps está relacionada con la dominancia ligamentosa. Si una persona atleta activa el cuádriceps, en vez de la cadena posterior está solicitando una sola inserción tendinosa para la estabilidad y control de la rodilla. En contra, la cadena posterior, dispone de múltiples tendones, con múltiples inserciones, que pueden ser utilizadas de forma selectiva con el objetivo de estabilizar la extremidad en actividades funcionales, con mayor flexión y soportando las rotaciones.

Déficits en el reclutamiento de los isquiosurales y los gastrocnemios durante el aterrizaje, pueden permitir unas mayores fuerzas de extensión que provocan el

estrés en los estabilizadores pasivos de la rodilla generando suficiente fuerza de lesión. (261,267,303). Una ratio de fuerza isquiosural-cuádriceps menor del 60%, se considera como factor de riesgo de lesión de LCA y puede tener implicaciones en la estrategia de aterrizaje. (264,304). Estudios de EMG en sexo femenino muestran desequilibrios de reclutamiento neuromusculares entre cuádriceps e isquiosurales, lo que pueden crear dificultades de deceleración para el aterrizaje y control de la traslación anterior de tibia (127,305,306).

En una deficiencia de LCA, la estabilidad de la rodilla se produce por la acción de compresión de la concavidad de la articulación tibio-femoral en la zona medial, donde las fuerzas compresivas empujan conjuntamente la superficie cóncava. Sin embargo, este mecanismo de estabilidad no está presente en el compartimento lateral de la rodilla, donde el platillo tibial lateral es convexo, compartimento más móvil e inestable. Como resultado de esto, durante una carga normal de la rodilla con fuerza de rotación tibial, el eje de rotación de la rodilla se mueve hacia medial, creando una traslación excesiva del compartimento lateral (307–310).

Los músculos principales involucrados en el movimiento de la rodilla son cuádriceps, isquiosurales y gastrocnemio. El isquiosural es el que tiene mayor capacidad de reducir la fuerza de traslación anterior de la tibia. (280,307,311–313) dada su disposición anatómica (307,314).

En este sentido cabe señalar, que la activación del brazo largo del bíceps femoral reduce la fuerza de rotación interna y traslación anterior de la tibia. El movimiento de la rodilla se consigue a través de la conjunción de fuerzas externas y fuerzas musculares de la rodilla (307,311) por tanto, se podría decir que el brazo largo de bíceps femoral es el mejor candidato para una activación muscular selectiva (307,311).

La activación del bíceps femoral es capaz de reducir la fuerza de traslación anterior de la tibia cuando la rodilla está a menos de 40° de flexión (307,315). Y entre los 20-30° es el LCA el que proporciona aproximadamente el 85% esta capacidad retener la traslación (127,316–319).

Desequilibrio o Dominancia de pierna: En acciones en las que se requiere simetría de las dos extremidades, las mujeres tienden a mostrar mayor dominancia de un lado respecto a los hombres (128,303).

Las personas tienen un lado dominante para acciones que requieren una acción concreta pero la diferencia en los patrones de reclutamiento, fuerza muscular y flexibilidad muscular suele ser mayor en mujeres (11,185,198,303,320,321). Apuntar que la dominancia de extremidad no influye en el umbral de fallo mecánico del LCA (322). Las mecánicas funcionales del LCA son comparables en ambas extremidades de sujetos sanos, tal y como se ha podido observar en estudios in vitro (322–324).

Desequilibrio o Dominancia de tronco (“*Disfunción del Core*”): Las personas atletas que no tienen una sensación de posición del cuerpo/tronco en el espacio, o permiten mayores desplazamientos seguidos de perturbaciones o disturbancias del tronco, tienen mayor riesgo de lesión del LCA (148,303,325,326).

Una propiocepción o sensibilidad cinestésica disminuida del tronco es una de las diferencias que existe entre sexos. Donde se ha demostrado que existe una menor actividad de reclutamiento muscular de isquiosurales y glúteos en sexo femenino (140,303).

El glúteo mayor, el segundo músculo más fuerte del cuerpo humano, es el único tri-axial controlador de plano de la posición femoral. Cuando una persona atleta contrae su cuádriceps y ve reducida la contracción de glúteos e isquiosurales, el resultado es el colapso de la rodilla en valgo. Acción que sería problemática porque esto permite que la GRF actúe en el mismo sentido (327).

En un estudio de Paterno et al., sujetos con una fuerza muscular de rotación externa de cadera menor a los valores de referencia, después de una lesión de LCA, tenían 8 veces más riesgo de volver a sufrir una nueva lesión de LCA (221,303) y una segunda lesión de LCA es un problema mayor. El riesgo de sufrir una lesión de LCA, entre la población joven de sexo femenino, está entre 1/50 y 1/100 (185,303). Pero una vez se ha tenido la lesión, ese riesgo aumenta hasta 1/4 (11,303). El sexo femenino tiene 4 veces más riesgo de re-lesión de la misma

rodilla y 6 veces más de lesión de la otra rodilla, respecto al sexo masculino (70,111).

Esta “regla” o datos no se cumplen en un grupo poblacional concreto. En un estudio realizado por Hewett, se pudo constatar que las personas que hacen danza, de sexo femenino aterrizaron con un valgo de rodilla, aducción de cadera y una lateralización de tronco menor que otra persona de diferente disciplina deportiva. Por tanto, este grupo a estudio, no demostró deficiencias neuromusculares de “dominancia” citados anteriormente (328), hecho que avala la baja tasa de esta lesión en personas que hacen danza clásica (13,84,87) siendo la incidencia de 0.07 a 0.31 lesiones de LCA por 1000 exposiciones en deportes de equipo respecto al 0.009 personas que realizan danza (85,329).

En relación a las estrategias de reclutamiento nombradas, estudios realizados en laboratorio demuestran el sexo masculino y femenino exhiben diferentes estrategias de activación musculares de cadera y rodilla. El sexo femenino con una reducción de la activación de isquiosurales y aumento de la de cuádriceps, tiene mayor riesgo de lesión (108,264). A esto debemos añadir que un momento de abducción de rodilla grande, un gran ángulo de abducción de rodilla y el GRF, son predictores importantes de riesgo de lesión de LCA con un 78% de sensibilidad y 73% de especificidad (11,108).

El Sistema neuromecánico controla el aterrizaje después de un salto, regulando la rigidez de las articulaciones de la extremidad inferior (330,331) y con los aprendizajes reflejos (330,332–334). Se ha sugerido que estos mecanismos están *pre programados* centralmente (SNC) (330–333) y no está claro si estos patrones de activación pueden ser voluntariamente cambiados (330,335). Sin embargo, hay estudios que tratan sobre la focalización externa o interna de la atención, que han encontrado cambios en los mecanismos de aterrizaje, lo que sugiere que una adaptación consciente de control de patrones de aterrizaje *pre programados*, podría ser posible (330,336,337). Desde el punto de vista neuromecánico, la estabilización articular se consigue durante movimientos voluntarios con ajustes compensatorios y anticipatorios para minimizar perturbaciones impredecibles y predecibles (338–341). Y por esta razón, podemos observar respuestas anormales a perturbaciones predecibles e

impredecibles en pacientes de LCA, años más tarde de la lesión; esto podría significar inestabilidad funcional durante las actividades de la vida diaria (338,342–344) y por tanto, un riesgo nuevo de lesión (221,338).

Dos mecanismos pueden explicar el retardo en la respuesta ante perturbaciones impredecibles:

El primero, una detección alterada en el cambio repentino de la longitud del cuádriceps, y el segundo, un fallo al generar una activación rápida en respuesta a la perturbación. Se ha demostrado que las aferencias que llegan del LCA tienen un efecto directo sobre la motoneurona “ γ ” que actúan sobre las terminaciones nerviosas del cuádriceps (338,345,346), fenómeno que aparece tanto en personas con o sin lesión del LCA (338,347–349) .

El retraso en la generación de una respuesta muscular rápida a una perturbación, también puede ser el resultado de una inhibición artrogénica muscular, que se refiere a inhibición neural y que, sobre todo, afecta a las unidades motoras de umbral alto, que previene al sistema nervioso central de una activación completa del cuádriceps (232,338,345).

1.2.4 Lesión del LCA según la práctica y tipo de actividad física

Existe una gran variabilidad de estudios y autores respecto a variables, situaciones y poblaciones estudiadas en la lesión del LCA según la actividad realizada.

Así Boling et al. utilizaron como población a un grupo de militares de la academia naval de los EEUU. El experimento, consistió en hacer saltar a los sujetos sobre una plataforma de presión desde una altura de 30cm. y valorar la fuerza de activación de los diferentes grupos musculares flexores y extensores y observar si las activaciones musculares seguían unos patrones que pudieran señalar mayor riesgo lesivo (350). Webster utilizó dos grupos poblacionales diferentes; personas de sexo femenino de diferentes disciplinas deportivas fútbol, baloncesto y vóleybol; un grupo sin lesión del LCA y un grupo con el LCA reconstruido. Se compararon ambos grupos después de realizar un salto

unipodal y que intentasen estabilizar la rodilla a la mayor brevedad posible y mantenerla estabilizada por al menos 10 sg. (56)

Mencionar que Taylor et al. estudiaron a personas de sexo masculino sin lesión del LCA, físicamente activos con una media de 26 años a los que hizo saltar desde una plataforma de 47cm. y tan pronto tocaban suelo se les pedía que hiciesen un salto vertical máximo para volver a aterrizar sobre la plataforma. Mediante captura de imagen 3D, se pretendió observar las dinámicas de salto de estos participantes y el registro de fuerzas mediante las plataformas de presión (90).

Por otra parte Nagano utilizó una altura para el salto de 30cm. para el estudio de la cinemática (incluyendo la rotación tibial) de la rodilla además de la activación muscular de cuádriceps e isquiosurales mediante electromiografía en un grupo de personas de sexo femenino que practicaban baloncesto (351).

En otro estudio Myer et al. con 18 estudiantes de instituto de sexo femenino y atletas, valoró, mediante un salto vertical desde una plataforma de 31cm. de altura, si un entrenamiento dirigido podría reducir uno de los factores de riesgo de la lesión del LCA (la abducción de rodilla) (55).

Además, Lindenberg et al. añadieron al salto la utilización de unas “taloneras” para observar si estas podían modificar la cinemática de la rodilla en la recepción tras un salto. Los sujetos de su estudio fueron 50 estudiantes de sexo femenino a las que se hizo saltar desde una plataforma de 40cm. y se valoró la posible modificación de la flexión de rodilla en el momento de contacto, la flexión máxima y el “rate excursión” o el cambio de angulación en grados de la rodilla desde el contacto inicial y la angulación máxima obtenida dividido por el tiempo transcurrido entre ambos momentos. Para ello se utilizaron un electrogoniómetro y una plataforma de fuerza interconectados (57).

Por otro lado, Beutler et al. investigaron a 2753 cadetes de las academias de las fuerzas aéreas, navales y militares de los EEUU en los que mediante el LESS (Landing Error Scoring System) se evaluó la forma en la que aterrizaban tras un salto y se observaron las diferencias entre personas de sexo masculino y femenino. Para ello se les hizo saltar desde una plataforma de 30 cm. de altura con las dos piernas e inmediatamente realizar un salto vertical máximo (55).

Swanik et al. utilizaron a un grupo de personas de sexo femenino , algunas con el LCA reconstruido y otras con deficiencia del LCA, y mediante electromiografía (EMG) de superficie se estudió la activación de los cuádriceps e isquiosurales tanto en momentos de carrera como de aterrizaje tras un salto (352). Ortiz et al. estudiaron el efecto de la fatiga en un estudio de la estabilidad de la articulación de rodilla en el momento del aterrizaje tras un ejercicio de dos saltos, desde una plataforma de 40 cm. en condiciones de descanso y fatiga en personas de sexo femenino sin lesión del LCA. Obteniendo resultados en registros de electromiografía, flexión máxima de rodilla, y los ángulos de valgo de rodilla (353).

En otro trabajo de Shultz et al. con 39 personas de sexo femenino y 39 personas de sexo masculino se valoró la fuerza isométrica y las amplitudes de activación muscular de cuádriceps e isquiosurales mediante EMG y dinamómetro. Los saltos se realizaron desde una plataforma de 45 cm. de altura (58).

Rudroff utilizó una plataforma de 26cm. de altura para realizar los saltos unipodales y bipodales en los que se valoró la flexión de la rodilla en el momento del contacto del pie con el suelo y en el momento de estabilización de rodilla. Para ello se utilizó la EMG, una plataforma de fuerza y un goniómetro, y los sujetos estudiados fueron personas jugadoras de futbol de sexo masculino divididos en tres grupos homogéneos; un tercio de jugadores sanos, otro tercio operados con plastia de tendón de semitendinoso y el otro tercio con plastia de rotuliano (52).

Asimismo, Gribble y Robinson valoraron la implicación que podría tener una inestabilidad de tobillo en la alteración de la cinemática de la rodilla. Para ello, los participantes en el estudio realizaron un salto bipodal con una recepción unipodal y se valoraron las flexiones de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera (354). Hay literatura publicada que señala la presencia de alteraciones periféricas neuromusculares que afectan a la rodilla debido a lesiones de tobillo previas; y estas alteraciones pueden afectar a nivel propioceptivo, neuromuscular o fuerza (355).

Por otro lado, Schmitz y Shultz mediante sensores colocados en pie, muslo, pelvis y tronco, y una plataforma de fuerza, estudiaron la diferencia de absorción

entre personas estudiantes de universidad de ambos sexos tras la recepción de un salto. Para ello, las personas que participaban saltaban desde una plataforma de 45cm. de altura y tras la recepción, debían hacer un salto máximo vertical (60).

En la misma línea, Dyhre-Poulsen et al. utilizaron la EMG para evaluar a 3 personas jugadores de voleibol de sexo masculino sin lesión del LCA, considerados de buenos a excelentes. Hicieron que personas participantes saltaran de una plataforma de 60 cm. de altura a una plataforma de fuerza, y midieron el reflejo de Hoffmann. Se hicieron 3 modalidades de salto diferentes para valorar diferentes reacciones de los grupos musculares (356).

En este otro estudio de Schmitz et al., los participantes (personas atletas con edades comprendidas entre 9 y 18 años) realizaron unos ejercicios de triple salto para valorar el alineamiento dinámico del valgo y la fuerza funcional con el objetivo de valorar si la maduración implicaba cambios (357). En cambio, para Shultz y Schmitz los sujetos a estudio fueron personas de sexo masculino y femenino con un nivel de actividad recreacional a los que se valoró las rotaciones internas y externas, así como los varos-valgos de rodilla tras un salto desde una plataforma de 45cm. sobre una plataforma de fuerza habiendo colocado sensores de EMG y sensores de posición (61).

La laxitud articular relacionada con las fuerzas de reacción durante la recepción de un salto fueron estudiadas por Shultz et al. El salto se realizó desde una plataforma de 45cm. de altura y se utilizó un artrómetro para medir la laxitud articular, así como la EMG para la actividad muscular (62). Louw analizó los patrones de aterrizaje tras un salto (64), en 22 jóvenes jugadores de baloncesto mediante la utilización de 6 cámaras de alta velocidad y una plataforma de fuerza, se analizó los patrones de aterrizaje tras un salto (64).

En la comparación entre mujeres sanas y con reconstrucción del LCA, Ortiz empleo en el salto una plataforma de 40cm. de alto y se estudiaron la cinemática de la rodilla, así como las fuerzas de reacción del suelo y la actividad electromiográfica de la musculatura (358). Estas actividades musculares, es importante medirlas durante la fase de aterrizaje, pero no solamente una vez haya habido contacto; también es importante previo a ese primer contacto: la pre

activación. Para ello se han estudiado los tiempos y el grado de pre activación (231,359,360). Se han constatado estos datos de magnitud de actividad variaban entre lesionados y no lesionados, concluyendo que la magnitud de la actividad muscular al inicio del movimiento durante la transición del apoyo bipodal al unipodal era más importante para controlar la estabilidad de la rodilla y la pelvis, que el inicio de la actividad en pacientes no lesionados (231,359) habiendo un movimiento alterado desfavorable durante una flexión máxima de rodilla en un “single leg squat” en individuos con lesión del LCA (231,268,361).

Se ha podido observar que la estabilidad funcional de la rodilla no está primariamente determinada por el “feedback” sino por mecanismos de “feedforward” incluyendo mecanismos de actividad muscular anticipatoria (231,233,362,363). Esto enfatiza la importancia de la actividad muscular al inicio de la actividad del movimiento, y estudios previos han demostrado el “timing” y la magnitud de la actividad muscular es importante a la iniciación del movimiento (231,359,364,365).

Asimismo, se ha podido constatar una hiperactividad del vasto medial en personas de sexo femenino respecto al sexo masculino en la fase de aterrizaje, entre 15° y 45° de flexión, mientras que el vasto lateral, ha dado valores similares en ambos grupos (137).

En relación al nivel de actividad física de la persona, estudios previos han demostrado que las personas de sexo femenino que realizan actividades atléticas, presentan una reducción de flexión de rodilla y cadera, un aumento de activación de cuádriceps y una reducción de activación de isquiosurales (11,106,305,366,367). Estos factores implicarán un aumento de la fuerza de tracción anterior de la tibia durante el aterrizaje. La combinación de todos estos factores puede significar un aumento de la ratio de fuerza de cuádriceps-isquiosural con el consiguiente riesgo de lesión (106,158,366).

Pero además de estos músculos principales, también hay otros que actúan, como es el caso de los gastrocnemios; algún estudio señala que la activación del gastrocnemio afecta a la carga del LCA pero no se ha podido expresar cuantitativamente (368–370). En este mismo sentido, sí que se ha podido

constatar que hay mayor actividad EMG del gastrocnemio en rodillas con deficiencia del LCA (368,371) y que el gastrocnemio es menos activo en rodillas con deficiencia del LCA (369,371). Por tanto, podríamos considerar al gastrocnemio como un sinergista del cuádriceps y un antagonista del LCA (329,372).

1.2.5 Lesión del LCA según sexo

Es dato a destacar que según diferentes autores, las personas de sexo femenino aterrizan tras un salto con la rodilla en menor flexión y mayor valgo de rodilla (55–58,60–63,353). Estos mecanismos y patrones de aterrizaje y activación muscular podrían aumentar el riesgo de sufrir la lesión del LCA. Patrones alterados de movimiento son observados en personas en ausencia de lesión de LCA con menos extensión, cuya posible explicación radique en una alteración del control sensorio motor. (373). Pero también se ha constatado que las personas con reconstrucción del LCA, aterrizan tras un salto con una mayor extensión de rodilla comparado con el lado sano y con personas en ausencias de lesión (374).

Se han establecido diferencias de patrones de movimiento al inicio de la fase de aterrizaje entre hombres y mujeres, y esto puede significar que la diferencia entre sexos, en los patrones de aterrizaje puede estar condicionado por esa diferencia en la preparación para el aterrizaje durante la fase de vuelo previa al contacto con el suelo (305). Y estas diferencias pueden afectar a la carga que soporta el LCA durante el aterrizaje. En este mismo sentido, Chapell señala que, en un estudio realizado en 2007, observaron que las mujeres aterrizaban con un ángulo de 17° de flexión en el momento de contacto mientras que los hombres lo hacían con 24° de flexión. Todo esto nos hace pensar que las diferencias de EMG observadas en diferentes estudios, podrían confirmar los diferentes patrones de actividad de cuádriceps e isquiosurales durante la preparación del aterrizaje. Y es curioso observar como Chapell señala que la actividad del cuádriceps era baja hasta 50ms previos al contacto con el suelo a partir el cual se activa de forma notable, sobre todo en el caso de las mujeres. Y ese aumento de contracción del cuádriceps, nos hace pensar en un aumento de la tensión

anterior que sufrirá el LCA, por la tracción anterior que sufre la tibia en la inserción del tendón rotuliano y un aumento en los GRF (305).

En relación a la variable sexo, los patrones de movimiento de cadera y rodilla, y los patrones de activación de cuádriceps e isquiosurales exhiben diferencias significativas. Las personas de sexo femenino generalmente presentan una reducción de la flexión de rodilla y un aumento de la activación de cuádriceps. Además de un aumento de la activación de isquiosurales justo antes del aterrizaje, pero una tendencia a la reducción, después del aterrizaje, comparado personas de sexo masculino (297).

Los patrones de movimiento durante el aterrizaje están pre programados antes del aterrizaje. Las personas de sexo femenino, se preparan para el aterrizaje con una reducción de la flexión de cadera y rodilla al aterrizar, aumento de activación de cuádriceps y reducción de activación de isquiosurales, lo que puede resultar en un aumento de carga del LCA en el aterrizaje y el consiguiente riesgo de lesión. La “forma” en la fase de aterrizaje muestra características biomecánicas asociadas con riesgo de lesión de no contacto del LCA. Así esta cinemática y cinética puede predisponer a un mayor riesgo de lesión. Los resultados de estudios previos también muestran diferencias significativas según sexo, en patrones de movimiento al inicio del aterrizaje (106,305,366,375). Asimismo, estudios demuestran que personas de sexo femenino tienen una reducción significativa de flexión de rodilla y un aumento de activación de cuádriceps en la preparación para el aterrizaje (93,280,305).

Algunos estudios señalan diferencias significativas en la flexión de rodilla durante la fase de vuelo antes del aterrizaje entre personas de sexo femenino y masculino. Los dos tienen grados de flexión similares al inicio de la fase de vuelo, pero en el aterrizaje, personas de sexo femenino muestran una menor flexión de rodilla. En relación a la EMG, los valores normalizados de EMG de cuádriceps de las personas de sexo femenino en la fase de vuelo era un 12% mayor. Y los valores normalizados de EMG de isquiosurales en la fase inicial del vuelo era un 20% mayor también. Los patrones normalizados de EMG de isquiosurales en la fase de aterrizaje indica que las personas de sexo masculino tienden a normalizar más la EMG de isquiosurales, respecto a personas de sexo femenino tras el aterrizaje. Esto podría demostrar que los personas de sexo masculino

durante el salto vertical, preparan el aterrizaje con mayor flexión de cadera y rodilla, y con mayor rotación externa de cadera mientras que estudios señalan respecto a personas de sexo femenino que muestran mayor abducción de rodilla durante el aterrizaje (119,376,377). También podría demostrar que hay grandes diferencias de patrones de actividad de EMG de cuádriceps en isquiosurales durante la preparación del aterrizaje. En este punto, es interesante también señalar que, la activación de isquiosurales en el aterrizaje es similar en los dos sexos y que las personas de sexo femenino muestran menor activación después del aterrizaje. Prepararse para el aterrizaje con mayor flexión de rodilla puede ayudar a reducir la carga en el LCA durante el aterrizaje (222,305,378).

Es razonable por tanto pensar que el cuádriceps, puede generar suficiente fuerza para lesionar el LCA si hay poca flexión de rodilla (305,366) y una co-contracción del isquiosural puede proteger el LCA cuando la flexión de rodilla es mayor a 30° (305,379). En cambio, cuando la flexión de la rodilla está disminuida, una co-contracción del isquiosural puede aumentar la carga sobre el LCA (305,379). Por tanto, podríamos afirmar que aterrizar con una mayor extensión de rodilla, aumenta el riesgo de lesión (236,280,380,381).

1.3 Sistema de análisis del salto: Electromiografía, video y otros sistemas

Numerosos estudios han investigado los mecanismos lesivos utilizando análisis de movimiento y video; ofrecen información sobre cinemática pero no sobre la carga y tensión que sufre el LCA (69,103,106,128,274,305,382,383).

Observando la carga del LCA en cadáveres (69,129,384) no ofrecen la misma respuesta que aunque un tejido vivo, además de imposibilitar la cuantificación de otros parámetros, puede no tener las mismas reacciones que podemos observar en cadáveres y hay otros parámetros que no serán cuantificables.

El salto desde una altura al suelo (aterrizaje inicial) seguido inmediatamente de un salto vertical máximo y volver a aterrizar en el suelo, es en ocasiones, el modelo de investigación usado para valorar la neuromecánica de aterrizaje, (329,385–387) ya que muchas de las lesiones del LCA ocurren en situaciones de aterrizaje tras un salto, y es esta acción, una acción típica en el día a día de muchas actividades deportivas.

Ante esta evidencia, se han realizado diferentes estudios en los que se ha estudiado la forma en la que diferentes grupos poblacionales y de diferente sexo, aterrizaban tras un salto, desde diferentes alturas y de qué forma se activaban y co-activaban los grupos musculares encargados de proteger la articulación de rodilla, así como, cual, era la forma en la que se absorbía la fuerza o energía vertical resultante del salto (GRF). Esto tiene una vital importancia para entender la cinética y cinemática del posible mecanismo lesivo del LCA.

Los medios utilizados han sido variados coincidiendo en la mayoría de ellos la electromiografía (EMG), las plataformas de fuerza, así como la medición de los ángulos de diferentes segmentos corporales. Asimismo, el tipo de salto que se ha requerido en los estudios, también ha sido variado, pero en lo que se refiere a saltos verticales, la altura desde la que se ha realizado el salto ha oscilado de los 30 a los 20 cm.

Una altura de 40 cm. (57,353,358), es la mínima necesaria para poder obtener diferencias en la mecánica de aterrizaje entre personas de ambos sexos, ya que

a menor altura, no se apreciaban diferencias en la angulación de rodilla. Otros autores señalaban la altura de salto en 45 cm. (58,60–62) o 47 cm. (90). Alguno aumentaba la altura hasta los 60 cm. (356) y otros la disminuían hasta las 30 cm. (55,351,357).

Para la elección del lado dominante o de estudio, los diferentes autores también han señalado diferentes procedimientos como la nombrada por el sujeto (60,64,357), la elegida para un salto unipodal (57,353,358,388), para golpear un balón (56,58,63,352,389), o la que no golpea el balón y mantiene el peso durante el golpeo (62), o el lado lesionado en aquellos estudios en el que se hace un estudio de la rodilla operada de LCA (52,390,391).

En cuanto a los músculos que se han valorado en los artículos que han estudiado la recepción tras un salto, podemos ver que en la mayoría de ellos, se recoge la actividad de los músculos cuádriceps e isquiosurales (52,58,61,183,351–353,358) y también el glúteo mayor tal y como recomienda en el libro “Cram’s introduction to Surface electromyography” (392) y otros autores (353,358). Algunos autores valoraron también la actividad de los gastrocnemios (61) y soleo, y tibial anterior (356).

Referente a los medios utilizados para obtener estos datos, además de las mediciones habituales como peso, altura, etc., el electro goniómetro (57,358,390), EMG de superficie (52,58,390,61,63,351–353,356,358,389) y la plataforma de fuerza (52,56–58,90,353,354,356,357) han sido los más utilizados. Además de estos, otros como el isocinético Biodex® (dinamómetro) (55,58,350,388,391), un sistema de captura de imagen de alta velocidad en 3D o un sistema de análisis de movimiento (60,63,393,64,68,90,350,351,357,358,389), goniómetro manual (52,62), o un artrómetro (61,62,353).

Son numerosos los estudios en los que se ha tratado el tema de los factores de riesgo de la lesión del LCA de “no contacto”. Además de los mecanismos de rotación interna- externa de tibia, reducción de la fuerza de reacción vertical del suelo, debilidad muscular y fuerzas de valgo-varo de la rodilla en acciones de aterrizaje o recepción tras un salto, en muchas ocasiones, diferentes autores (52,55,90,350,357,388,389,393,56–58,60–63,68) señalan que la lesión del LCA

se produce en un momento en el que la rodilla se encuentra en una flexión próxima a la extensión y que este riesgo es mayor en personas de sexo femenino. Se considera por tanto como factor de riesgo de lesión de LCA de no contacto, la disminución del ángulo de flexión en el momento de contacto con el suelo.

JUSTIFICACIÓN

2. Justificación

Después de todo lo expuesto parece evidente que el estudio de la actividad electromiográfica y la activación y co-activación de los músculos flexores y extensores de rodilla, y otros músculos, que guardan una relación directa, con estos, así como el registro de las fuerzas de reacción del suelo y el ángulo de la rodilla, son parámetros importantes a investigar con la finalidad de poder entender y cuantificar los factores de riesgo comentados en este capítulo/ o en esta fundamentación. En especial, el que hace mención al ángulo de la rodilla en el momento de contacto del pie con el suelo y las co-contracciones de los diferentes grupos musculares implicados en el aterrizaje tras un salto.

A pesar de la existencia de numerosos estudios, aún quedan dudas a resolver y temáticas en las que profundizar

En este sentido, hemos intentando cubrir un tema en el que actualmente, y a pesar de la gran cantidad de estudios que se realizan, existen grandes dudas, y por tanto, hay mucho campo en el que seguir investigando. Uno de esos apartados es el que se refiere a personas en ausencia de lesión del LCA; la mayoría de estudios están enfocados a personas que practican un deporte, relacionados con la propia práctica del deporte y las especificidades del mismo y la relación que este deporte tiene con el riesgo de lesión como la propia lesión. Nosotros hemos querido valorar a población en ausencia de lesión del LCA, sin tener en cuenta ningún deporte en concreto y poder observar a la persona más allá de la práctica o no de actividad deportiva como variable independiente, También hemos querido ver la relación que hay entre la fuerza de reacción del suelo y las acciones que se producen durante el aterrizaje; actividad muscular, angulación de la rodilla.

En definitiva, hemos querido aportar en un campo de la investigación y en un tema concreto en el que la mayoría de los estudios, están enfocados a un grupo poblacional diferente y con variables poco estudiadas hasta el momento.

Con este estudio aportamos en el campo de la investigación un hecho diferencial hasta ahora, al obtener resultados sobre un grupo poblacional en ausencia de lesión de LCA y con variables de estudio poco desarrolladas hasta el momento.

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3. Hipótesis y objetivos:

3.1 Hipótesis:

“El sexo y la actividad física determinan diferencias en el patrón de activación neuromuscular durante el salto en individuos sanos.”

3.2 Objetivos:

Los objetivos principales del presente estudio son los siguientes:

- Analizar las diferencias entre sexo en las respuestas neuromusculares a nivel de la articulación de la rodilla.
- Analizar las diferencias en las respuestas neuromusculares dependiendo del nivel de actividad física.

Los objetivos secundarios del presente estudio son los siguientes:

- Analizar las diferencias en las respuestas neuromusculares dependiendo del tipo de deporte practicado por los sujetos
- Analizar las diferencias en las respuestas neuromusculares dependiendo del índice de masa corporal (IMC) de los sujetos.
- Analizar las diferencias en las respuestas neuromusculares dependiendo de la agudeza visual de los sujetos.
- Analizar las diferencias en las respuestas neuromusculares dependiendo de la lateralidad de los sujetos.
- Analizar las diferencias en los grados de flexión de rodilla durante la recepción tras un salto dependiendo de la lateralidad de los sujetos.
- Analizar la correlación de activación de los diferentes músculos y la fuerza de reacción del suelo (GRF) detectada.
- Analizar los índices de co-activación de los diferentes grupos musculares.

METODOLOGÍA

4. Metodología

A continuación, se describe la metodología siguiendo los criterios STROBE para la comunicación de estudios observacionales (394).

4.1 Diseño del estudio

El tipo de diseño elegido para este estudio es el transversal observacional. Se ha optado por este diseño porque la intención del equipo investigador es la de recolectar y describir unas variables y analizar su incidencia en un momento concreto sin manipular las variables independientes de estudio. Para ello, las inferencias sobre las relaciones entre variables se han realizado sin influencia directa y se han observado tal y como se han obtenido (395).

4.2 Población de estudio y muestra

Los sujetos que participaron en el estudio son sujetos sanos, de ambos sexos, con edades comprendidas entre los 18 y los 30 años (ambos incluidos) y sin ninguna patología o enfermedad que pudiera influir en el equilibrio. Se descartó también para el estudio a los sujetos que refirieran alguna lesión del LCA, aunque si el sujeto quería, se le sometió a las pruebas para ver de qué forma y con qué patrón de activación estabilizaba tras la recepción de un salto, tras la reconstrucción del LCA, pero los datos no fueron incluidos en el estudio. La razón por la que se eligió a estos participantes fue porque en la facultad tenemos acceso a un número aproximado de unos 600 sujetos (alumnos de fisioterapia), con una variabilidad en cuanto a la participación en actividades físicas, aspecto que nos interesaba estudiar.

También fueron excluidos del estudio todos aquellos sujetos que manifestaron tener algún tipo de lesión o secuela que no les permitiera realizar con normalidad un salto o que el salto pudiera estar contraindicado con su lesión o patología.

Todos los participantes fueron entrevistados y se obtuvieron los datos para poder determinar las diferentes variables.

Para el cálculo del tamaño muestral, se calculó la “n” necesaria teniendo en cuenta que una muestra aleatoria de 73 individuos es suficiente para estimar, con una confianza del 95% y una precisión de +/- 6 unidades porcentuales, un porcentaje poblacional que previsiblemente será de alrededor del 7%. En porcentaje de reposiciones necesaria se preveyó que sería del 10%.

4.2.1 Participantes:

La población objeto de estudio quedó formada por todos aquellos alumnos que aceptaron participar en el estudio. Los participantes fueron reclutados a través de un email que se envió a todos los alumnos de la facultad.

4.2.2 Criterios de inclusión y exclusión:

Los criterios de selección para incorporar a los pacientes al estudio fueron los siguientes:

Criterios de inclusión:

- Tener una edad comprendida entre 18 y 30 años (ambos incluidos).
- Ambos sexos.
- Estar sano (no tener ninguna enfermedad infecto-contagiosa en curso).
- Aceptar la participación en el estudio mediante firma del consentimiento informado.

Criterio de exclusión:

- Estar embarazada.
- Patología o enfermedad que pueda influir en el equilibrio.
- Lesión previa o actual del LCA.
- Tener algún tipo de lesión o secuela que no permita realizar con normalidad un salto.
- Que el salto pueda estar contraindicado con su lesión o patología.

4.2.3 Selección de la muestra:

La selección de la muestra se realizó convocando a una reunión a todo alumno/a que se interesó en participar en el estudio; el alumno/a se puso en contacto vía email con el IP y este le adjudicó día y hora para la prueba de salto y adquisición de datos. A cada uno de los participantes se les explicó con detalle en qué consistía la prueba, y se solicitó en ese mismo momento (si así lo quería el sujeto), la firma del consentimiento informado en caso de aceptación y cumplimiento de todos los criterios de elegibilidad.

Se realizó una inclusión consecutiva hasta alcanzar el tamaño muestral deseado.

4.2.4 Reclutamiento de los participantes

La procedencia de los sujetos de estudio que cumplieron los criterios de elegibilidad y firmaron el consentimiento informado fue la Facultat de Ciències de la Salut Blanquerna Universitat Ramon Llull; alumnos y alumnas de alguna de las titulaciones que se imparten en dicho centro.

Dicha facultad pertenece a la Fundación Blanquerna, es una institución privada y conforma la Universitat Ramon Llull.

El reclutamiento de los sujetos de estudio se hizo a través de emails y paneles informativos donde se informaba del estudio y se solicitaba la colaboración.

La implicación por parte del sujeto suponía una hora de toma de datos en el laboratorio de análisis de movimiento situado en la 4ª planta de dicha facultad.

4.2.5 Análisis estadístico:

Consideraciones generales

Se realizaron los análisis en base a los datos disponibles, sin utilizar técnicas de sustitución de valores ausentes, y describiendo el número de datos faltantes para cada análisis. En todas las pruebas estadísticas realizadas se utilizó un nivel de significación del 5% (p valor=0.05). Todos los análisis se llevaron a cabo con el programa SPSS v.25.

Análisis descriptivo

Se llevó a cabo un análisis descriptivo para todas las variables recogidas en el CRD (Cuaderno de recogida de datos). Previo al análisis, se realizaron las pruebas de Shapiro Wilks y Kolmogorov Smirnov junto con los gráficos QQplot para determinar la normalidad de las variables estudiadas. Para la mayoría de los datos se observaron claras vulneraciones de la normalidad en la distribución de los datos, por lo que se optó por trabajar según una distribución no normal y utilizar los estadísticos descriptivos no paramétricos de la mediana, percentil 25, percentil 75 y rango intercuartílico (RIQ). Las variables de tipo cualitativo se describieron según la frecuencia y el porcentaje.

Para estudiar la relación entre dos variables, se utilizó la correlación lineal no paramétrica entre variables mediante el estadístico del coeficiente de correlación de Spearman. Para estudiar si existían diferencias significativas entre grupos de población, se utilizó los test no paramétricos de la U de Mann Whitney y el test de Kruskal Wallis según hubiese sido necesario.

Esto se realizó mediante las siguientes comparaciones

- Comparación entre grupos según sexo
- Comparación entre grupos según lateralidad
- Comparación entre grupos según IMC
- Comparación entre grupos según agudeza visual
- Comparación entre grupos según si practica actividad física

- Comparación entre grupos según deporte practicado
- Correlación entre Fz y activación muscular
- Correlación entre músculos (coactivación)

4.3 Gestión de la documentación:

La documentación generada durante el proceso de selección y durante las valoraciones fue custodiada por el investigador principal en todo momento y se codificaron los datos personales para mantener el anonimato de los participantes.

No se registró ninguna incidencia reseñable durante el proceso de recogida de datos, más allá de las pequeñas dificultades técnicas habituales en estos casos.

4.4 Variables

A continuación, se describen todas las variables, así como los instrumentos de medida utilizados para su obtención.

Variables de estudio: (Variables obtenidas a través de las mediciones realizadas)

Para facilitar la comprensión de las variables dependientes respecto a los datos recogidos, introducimos una parte del procesado.

La señal electromiográfica registrada se sometió a un filtrado que describiremos más adelante en el apartado “Procesado” y aun “suavizado” mediante el Root Mean Square (RMS). Esta función es la que se utilizó para obtener los valores de las variables dependientes procedentes del registro electromiográfico. (Ver Figura 1 y Figura 2)

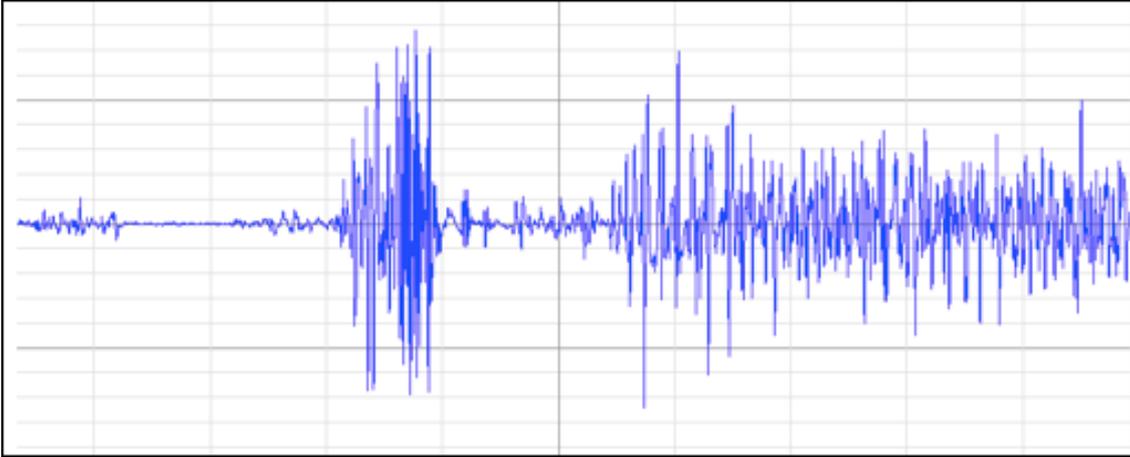


Figura 1: Datos electromiográficos recogidos

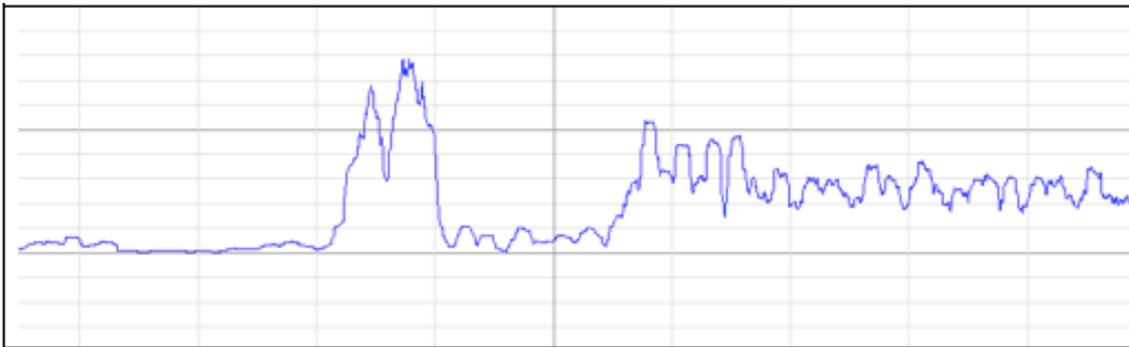


Figura 2: Función electromiográfica obtenida con el procesado (filtrado y suavizado con RMS) de los datos recogidos.

Variables dependientes:

- Los grados de flexión de rodilla durante el vuelo, en el momento de recepción tras un salto y en momento de estabilización de la rodilla.
- Parámetros electromiográficos correspondientes a la musculatura analizada: el área bajo curva, pico máximo de la función, amplitudes y valores promedio de la misma. (Ver Figura 3) En el ámbito temporal, los índices de coactivación (Ver Figura 4 y Figura 5)
- La fuerza de reacción vertical (F_z).



Figura 3: Descripción de amplitud y pico máximo de la curva o función electromiográfica (RMS)

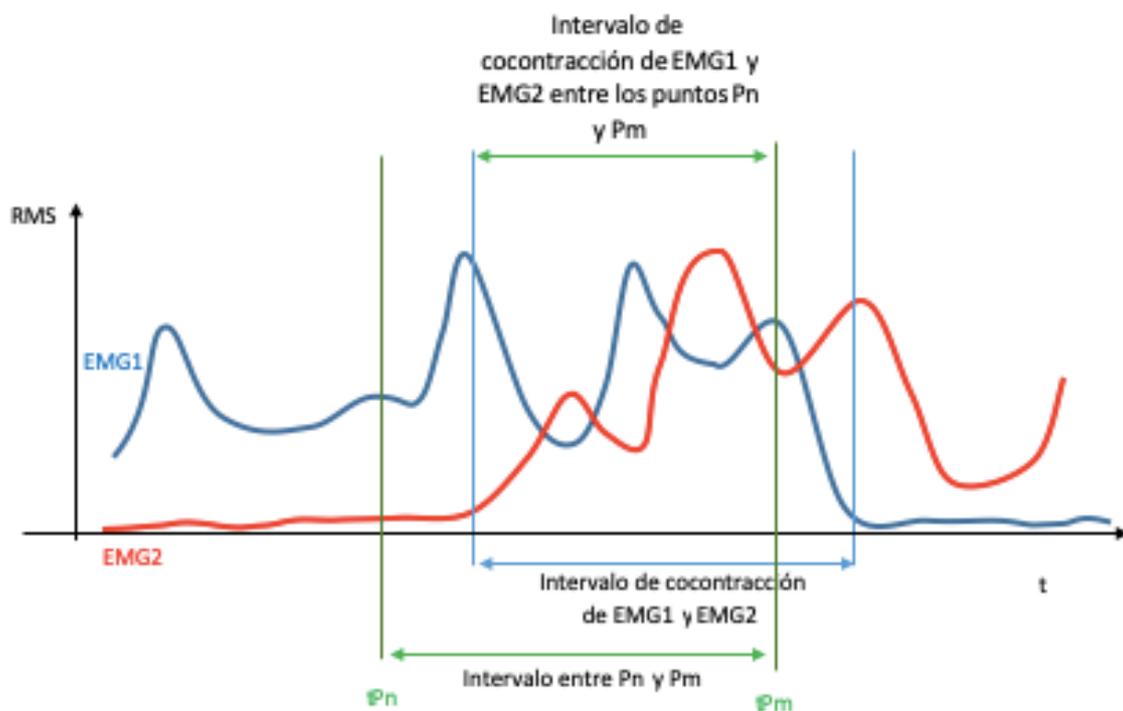


Figura 4: Descripción gráfica del intervalo de co-contracción.

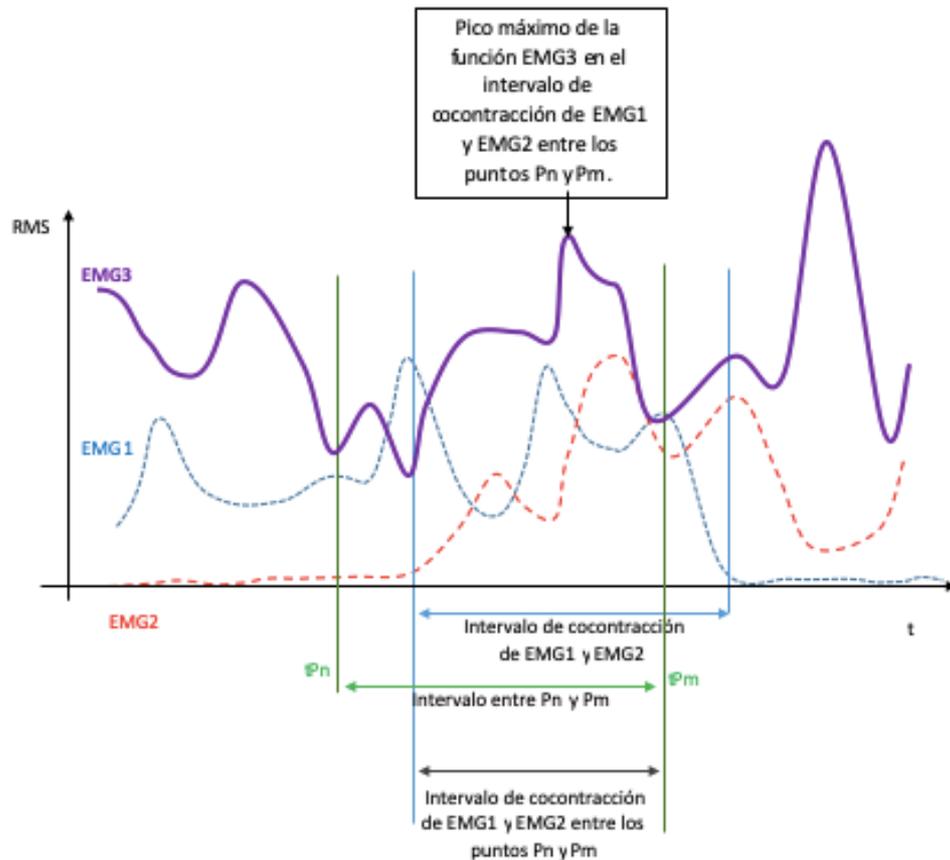


Figura 5: Descripción gráfica del pico máximo en el intervalo de co-contracción.

Variables independientes:

- Sexo
- IMC
- Lateralidad
- Nivel de actividad física
- Tipo de deporte practicado
- Corrección visual

4.5 Procedimiento para la adquisición de datos y variables:

La toma de datos se llevó a cabo en el Laboratorio de Análisis de Movimiento que hay en la 4ª planta de la Facultat de Ciències de la Salut Blanquerna de la

URL en la calle Padilla 326-332 en Barcelona. Para ello, se obtuvo el permiso institucional para el uso de los recursos necesarios (Ver anexo 1).

A los sujetos, una vez aceptada su participación, entregada la hoja informativa (Ver anexo 2) y firmado el consentimiento informado (Ver anexo 3), se les abrió una pequeña ficha en la que se anotaron los datos personales, así como datos relevantes para el estudio (anamnesis e historia clínica) ((Ver anexo 4) . Una vez recogidos estos datos, se preparó la piel donde se iban a colocar los electrodos (limpieza y afeitado en caso de ser necesario). Al sujeto se le colocaron los electrodos en los siguientes grupos musculares y en la localización según describe en el libro “Cram’s introduction to Surface electromyography” (392): Cuádriceps (vasto medio y vasto lateral); isquiosurales (semimembranoso/semitendinoso y bíceps femoral); tibial anterior; gastrocnemio; glúteo mayor; glúteo medio.

Así mismo, se colocó el goniómetro electrónico en la extremidad dominante, siguiendo la alineación de la extremidad y adhiriéndolo a la piel mediante un esparadrapo hipo alergénico. Una vez colocados los electrodos y el electro goniómetro, se realizaba una comprobación para asegurar que los receptores emitían información y a partir de ese momento se procedía a una nueva calibración del electro goniómetro, en decúbito supino y sedestación; vale decir que el goniómetro había sido calibrado previamente a la utilización. Una vez se habían hecho las comprobaciones iniciales, se procedía a la adquisición de los datos basales (en decúbito supino y bipedestación) y valores de contracción máxima de los grupos implicados.

Para la elección del lado dominante, a los sujetos se les colocó un balón delante y se les pidió que lo chutaran como lo harían normalmente (no se les dio mayor información) y lo “colaran” entre dos conos separados entre si por 1.5 metros y situados a 4 metros. La pierna elegida para el chute, sería la considerada como dominante.

Una vez decidido el lado dominante, se pasó a la adquisición de los valores y el proceso fue anotado en una hoja de registro (Ver anexo 5).

La adquisición de los valores de contracción máxima de los músculos se realizó de la siguiente manera y en la extremidad dominante:

Para la valoración del gastrocnemio, se pidió a los sujetos que, en bipedestación, se colocaran de “puntillas” y mantuvieran esa posición, mientras el IP generaba una fuerza hacia el suelo y contra la que ejercía el sujeto.

La valoración del tibial anterior se hizo con los sujetos en sedestación, y se les solicitaba que manteniendo la rodilla a 90° de flexión, hicieran un movimiento de flexión dorsal de tobillo, mientras el IP ejercía una fuerza de resistencia contraria al movimiento (es decir, en dirección a flexión plantar).

El cuádriceps (vasto medial y lateral) eran valorados con el sujeto en sedestación y solicitándole que hiciera una extensión de rodilla partiendo de una flexión de 90° y el IP ejercía una resistencia a nivel de la parte distal de la tibia en sentido opuesto al que se solicitaba.

Para la adquisición de valores máximos de los isquiosurales, se colocó a los sujetos en decúbito prono, con la rodilla en extensión y se solicitó que hicieran una flexión de rodilla; en este caso se hicieron 3 valoraciones; una primera en posición neutra de rotación, una segunda con rotación externa de rodilla y otra con rotación interna para poder diferenciar más los diferentes grupos musculares isquiosurales.

Manteniendo al sujeto en decúbito prono, se procedió a la valoración de contracción máxima de glúteo mayor y medio.

Para el glúteo mayor, se pidió al sujeto que hiciera una extensión de cadera, evitando compensaciones musculares, a la vez que el IP controlaba el movimiento y resistía la extensión aplicando una fuerza a nivel distal del fémur.

Para el glúteo medio, manteniendo la postura de decúbito prono, se pedía al sujeto que hiciera un movimiento de abducción, siguiendo el plano de la camilla, a la vez que el IP ejercía una fuerza de resistencia a nivel de tercio medio de tibia, y en dirección a la aducción.

Para cada acción se registraron 5 segundos de contracción máxima del músculo del que se pretendía obtener su contracción voluntaria máxima (CVM). Se midió el valor medio de la función electromiográfica (RMS) de los 3 segundos consecutivos de la parte con mayor contracción de todos los músculos, fueran o no específicos de la contracción solicitada. Consideramos como CVM de cada

músculo aquella media más alta obtenida del músculo en cualquier gesto de CVM, fuera o no específico del propio músculo.

Una vez se hizo la adquisición de los valores de contracción máxima se pasó a colocar a los sujetos sobre la plataforma de fuerza y a valorar su posición estática en los 3 ejes.

Una vez recogidos estos datos, se empezó con la parte de los saltos. El salto desde una altura al suelo (aterrizaje inicial) seguido inmediatamente de un salto vertical máximo y volver a aterrizar en el suelo, es el modelo de investigación usado para valorar la neuromecánica de aterrizaje (329,385–387). Para ello, se pidió a los sujetos que se subieran a un taburete de 45cm. de alto y situado a 35cm. de distancia del borde la plataforma. La elección de esta altura se decidió tras haber evaluado lo que los autores citados previamente habían señalado en sus estudios en las que señalaban que 40 cm. era la altura mínima necesaria para poder obtener diferencias en la mecánica de aterrizaje en las personas de ambos sexos (57,58,60–62,353,358). Desde esta posición inicial y siguiendo las indicaciones del equipo investigador, se pidió a los sujetos que saltaran con las dos piernas sobre la plataforma y tan pronto tocaran la plataforma, hicieran un salto vertical (el más grande posible que después les permitiera estabilizar) y aterrizaran sobre su pierna dominante y estabilizaran la posición, manteniéndola hasta que se les dijera que era necesario. Para ellos se hicieron el número necesario de saltos hasta poder obtener 3 saltos buenos. Se consideraron buenos, todos aquellos que los sujetos pudieron estabilizar, aterrizaron dentro de la plataforma y fueron unipodales.

La elección de este tipo de evaluación de salto, así como los músculos evaluados y los parámetros utilizados, han sido elegidos siguiendo las indicaciones que los autores anteriormente citados han utilizado en sus estudios y han demostrado que son válidos para la evaluación de los parámetros que en nuestro estudio se evalúan.

Descripción de la información dada al sujeto:

“Cuando el sujeto esté preparado, se le pedirá que se suba al cajón de 45cm. de alto y que se “deje caer” sobre la plataforma de fuerza y que tan pronto toque el suelo, que realice un salto máximo para volver a aterrizar de forma unipodal. Se

le pedirá que estabilice la rodilla y que mantenga la posición hasta que se le indique (3 segundos) y que la recepción la realice con la pierna dominante. En el caso de que, en alguno de los saltos, alguno de los participantes no consiga estabilizar la rodilla y por tanto apoye la otra pierna o se salga de la plataforma, daremos dicho salto como “no valido” y repetiremos el salto.” Se dejará un minuto entre los saltos.

Las instrucciones que se dieron a los participantes fueron las relativas a lo que se quería que hicieran, pero sin dar mayor explicación, ni explicar lo que esperábamos que hicieran. De esta forma pretendíamos evitar que el equipo investigador pudiera influir en el patrón de actuación.

4.6 Recursos humanos y materiales:

4.6.1 Recursos Humanos:

Se contó con la colaboración y asesoramiento del personal del Laboratorio de Análisis de Movimiento de la FCS Blanquerna, así como la colaboración y el asesoramiento de un bioestadístico.

4.6.2 Equipos y material fungible:

- Para la captación de las señales biomédicas se utilizó el equipo Biopac modelo MPC 150.
- Para el registro de la actividad electromiográfica, se utilizaron 4 módulos EMG2-R wireless de Biopac que recogían la señal de los módulos de transmisión Bionomadix modelo BN-TX de Biopac.
- Para el registro de la goniometría se utilizó el electrogoniómetro RX130B de Biopac.
- Para el registro de la fuerza de reacción del suelo, se utilizó la plataforma piezoeléctrica de fuerzas marca AMTI, USA modelo SGA6-4.
- Los electrodos de superficie utilizados fueron los de tipo bipolar (Ag/Ag Cl Blue Sensor N-00-S Medicotest).

- Gel abrasivo
- Gel conductor
- Alcohol y algodón
- Adhesivo hipoalergénico (Hypafix 10 cm. x 10m.) para fijación del electrogoniómetro

La validez y fiabilidad de los instrumentos utilizados se le supone contrastada y demostrada por el propio fabricante y su departamento técnico.

4.6.3 Las fases del salto

Del salto se distinguieron tres fases:

- 1.- Caída: desde la superficie de salida hasta la recepción en la plataforma
- 2.- Vuelo: desde que el sujeto se separa de la plataforma por efecto del impulso en el rebote de la caída, hasta que vuelve a contactar con la plataforma en la recepción del salto con la pierna dominante. Este intervalo se determinó con la plataforma de fuerzas observando el tiempo que no registra señal.
- 3.- Recepción y estabilización: desde que el voluntario contacta con la plataforma en la recepción del salto (instante final de la fase anterior) hasta que consigue mantener el equilibrio. (Ver figura 6 y Figura 7)

De cada voluntario se recogieron 3 saltos válidos. De los tres saltos se analizó el que consiguió un tiempo de vuelo superior.

De las tres fases se analizaron la fase de vuelo y la de equilibrio. Para el estudio se consideraron 11 instantes que se describen en la tabla siguiente, donde Fv indica el valor registrado en la plataforma de la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo.

Acrónimo	Descripción
P0	instante de inicio de vuelo ($Fv=0$)
P4	Instante final de vuelo ($Fv \neq 0$)
P1	Punto medio de vuelo = $((P4-P0)/2)+P0$
P2	1/3 tiempo entre P1 i P4 = $P1+1/3*(P4-P1)$
P3	2/3 tiempo entre P1 i P4 = $P1+2/3*(P4-P1)$
P5	$P4+30$ ms
P6	$P4+40$ ms
P7	$P4+70$ ms
P8	$P4+100$ ms
P9	Instante en que Fv es máxima en la recepción del salto en la fase de equilibrio
P10	punto medio entre P9 i P11 = $P9 + (P11-P9)/2$
P11	Instante en que el ángulo de flexo-extensión de la rodilla de la pierna dominante (Gonio X) es máxima

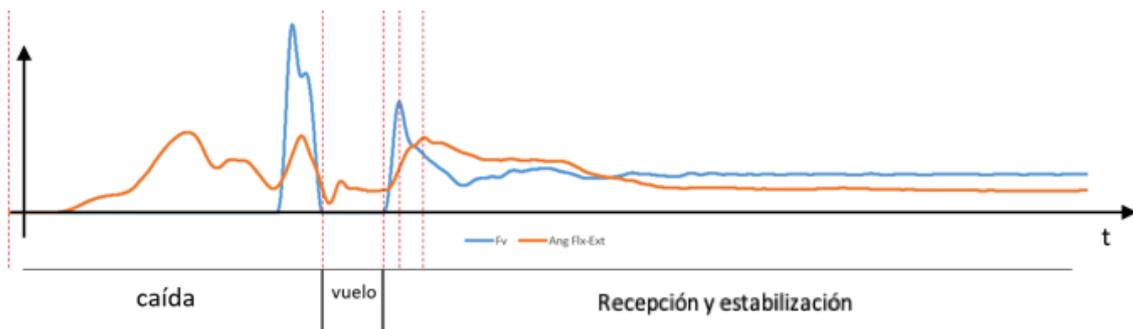


Figura 6: Descripción del salto

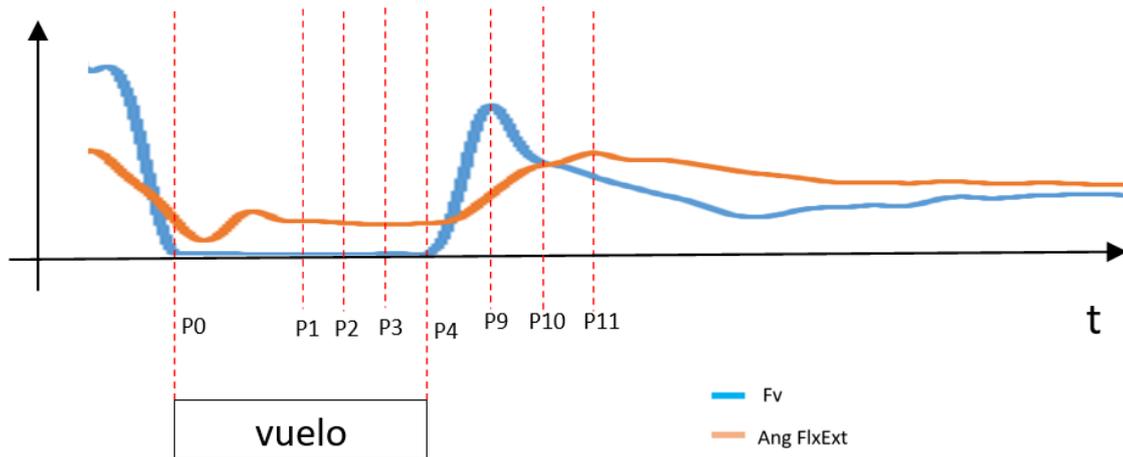


Figura 7: Descripción de la fase del vuelo

4.6.4 Señales registradas

Las señales que se registraron en cada salto son:

Con el electromiógrafo

- Actividad electromiográfica del glúteo mayor (GMa)
- Actividad electromiográfica del glúteo medio (GMe)
- Actividad electromiográfica del bíceps femoral (BF)
- Actividad electromiográfica de semitendinoso y semimembranoso (Sem)
- Actividad electromiográfica del vasto medio femoral (VM)
- Actividad electromiográfica del vasto lateral femoral (VL)
- Actividad electromiográfica de los gastrocnemios (Gem)
- Actividad electromiográfica del tibial anterior (TA)

Con la plataforma de fuerzas

- Componente vertical de la fuerza de reacción del suelo (Fv)

Con el goniómetro

- Ángulo de flexo extensión (FlxExt) de rodilla de la pierna dominante

4.6.5 Ubicación de los electrodos

Los electrodos de EMG se colocaron siguiendo las indicaciones del libro “Cram’s introduction to Surface electromiography” (392).

- Glúteo mayor: A la mitad de la distancia entre el trocánter mayor y el centro del sacro, en medio de la masa muscular del glúteo.
- Glúteo medio: Paralelo a las fibras musculares, sobre el tercio proximal de la distancia entre la cresta ilíaca y el trocánter mayor.
- Vasto lateral: De 3 a 5 cm. por encima de la rótula, en un ángulo oblicuo, justo lateral a la línea media.
- Vasto medial: En un ángulo oblicuo, 2cm. medialmente, desde el borde superior de la rótula.
- Semimembranoso y semitendinoso: Paralelo al músculo, en el centro de la parte posterior del muslo, aproximadamente a una distancia media entre el pliegue glúteo y la parte posterior de la rodilla.
- Bíceps femoral: Paralelo a las fibras musculares, en el lado lateral del muslo, a 2/3 partes distales de la distancia entre el trocánter y la parte posterior de la rodilla.
- Tibial anterior: Lateral a la cresta tibial, aproximadamente de ¼ a 1/3 de la distancia entre la rodilla y el tobillo.
- Gastrocnemio: En medio de la masa muscular de los gastrocnemios.

4.6.6 Consideraciones éticas:

La aprobación para la realización de este estudio fue solicitada a la Comisión de Ética e Investigación de la Facultat de Psicologia, Ciències de l’Educació i de l’Esport Blanquerna de la Universitat Ramon Llull. La resolución favorable se obtuvo el 17 de enero del 2018 (Ver anexo 6).

Se informó a todos los participantes de la finalidad y naturaleza del estudio. Los pacientes fueron informados de las posibles molestias, tales como pequeñas molestias o picor debido al uso de los electrodos, así como de la inexistencia de riesgos potenciales. Todas estas informaciones fueron suministradas tanto

verbalmente durante el reclutamiento como mediante la entrega de la hoja informativa redactada a efectos del ensayo clínico.

A todos los participantes se les hizo firmar la hoja de consentimiento informado(Ver anexo 3).

4.6.7 Experiencia previa del equipo investigador:

Todos los miembros del equipo investigador cuentan con demostrada experiencia clínica, docente o investigadora en el ámbito de estudio.

4.6.8 Datos recogidos:

Los datos que se recogieron son:

	Descripción
Voluntario	Número de voluntario
salto n°	Número ordinal de salto válido realizado
intento	Numero ordinal de intento realizado
tVuelo	Tiempo de vuelo
Peso	Peso del individuo
tP0	Tiempo en segundos correspondiente al instante P0
tP1	Tiempo en segundos correspondiente al instante P1
tP2	Tiempo en segundos correspondiente al instante P2
tP3	Tiempo en segundos correspondiente al instante P3
tP4	Tiempo en segundos correspondiente al instante P4
tP5	Tiempo en segundos correspondiente al instante P5
tP6	Tiempo en segundos correspondiente al instante P6

tP7	Tiempo en segundos correspondiente al instante P7
tP8	Tiempo en segundos correspondiente al instante P8
tP9	Tiempo en segundos correspondiente al instante P9
tP10	Tiempo en segundos correspondiente al instante P10
tP11	Tiempo en segundos correspondiente al instante P11

Se definieron también los siguientes intervalos:

- Intervalo de tiempo entre P0 y P1
- Intervalo de tiempo entre P1 y P2
- Intervalo de tiempo entre P2 y P3
- Intervalo de tiempo entre P3 y P4
- Intervalo de tiempo entre P4 y P5
- Intervalo de tiempo entre P5 y P6
- Intervalo de tiempo entre P6 y P7
- Intervalo de tiempo entre P7 y P8
- Intervalo de tiempo entre P4 y P9
- Intervalo de tiempo entre P4 y P10
- Intervalo de tiempo entre P4 y P11
- Intervalo de tiempo entre P9 y P10
- Intervalo de tiempo entre P9 y P11
- Intervalo de tiempo entre P10 y P11

Estos intervalos generaron los siguientes ítems correspondientes a la temporización del registro.

DTP0P1	Intervalo de tiempo entre P0 y P1
DTP1P2	Intervalo de tiempo entre P1 y P2
DTP2P3	Intervalo de tiempo entre P2 y P3
DTP3P4	Intervalo de tiempo entre P3 y P4
DTP4P5	Intervalo de tiempo entre P4 y P5
DTP5P6	Intervalo de tiempo entre P5 y P6
DTP6P7	Intervalo de tiempo entre P6 y P7
DTP7P8	Intervalo de tiempo entre P7 y P8
DTP4P9	Intervalo de tiempo entre P4 y P9
DTP4P10	Intervalo de tiempo entre P4 y P10
DTP4P11	Intervalo de tiempo entre P4 y P11
DTP9P10	Intervalo de tiempo entre P9 y P10
DTP9P11	Intervalo de tiempo entre P9 y P11
DTP10P11	Intervalo de tiempo entre P10 y P11

También se computaron los siguientes valores electromiográficos correspondientes a la “root mean square” (RMS) o media cuadrática del músculo y los valores de flexo-extensión de rodilla y componente de la fuerza de reacción del suelo en los instantes indicados.

	Instantes de tiempo										
	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	P11
Valor de BF	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI
Valor de Sem	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI
Valor de VM	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI

Valor de VL	SI										
Valor de TA	SI										
Valor de Gem	SI										
Valor de GMa	SI										
Valor de GMe	SI										
Valor de Flx-Ext rodilla	SI										
Valor de Fv de (GRF)				SI							

Igualmente se calcularon las variables correspondientes al valor promedio y máximo de RMS de cada músculo en los siguientes intervalos: P1-P2, P2-P3, P3-P4, P4-P5, P5-P6, P6-P7, P7-P8, P9-P10, P10-P11 y P9-P11. El valor promedio también se mide en el intervalo P0-P1.

En relación a las co-contracciones se miden las siguientes variables en los siguientes intervalos P0-P1, P1-P2, P2-P3, P3-P4, P4-P5, P5-P6, P6-P7, P7-P8, P9-P10, P10-P11 y P9-P11.

- Para co-contracción de cuádriceps (VM-VL)

Acrónimo	Descripción
CCQua_t	Intervalo de tiempo que dura la co-contracción en segundos
CCQuaArVM	Área bajo la curva del VM durante la co-contracción
CCQuaArVL	Área bajo la curva del VL durante la co-contracción
CCQuaPicVM	Valor máximo del VM durante la co-contracción
CCQuaPicVL	Valor máximo del VL durante la co-contracción

CCQuad_Pr-BF	Valor promedio del BF durante la co-contracción
CCQuad_Pr-Sem	Valor promedio de Sem durante la co-contracción
CCQuad_Pr-VM	Valor promedio del VM durante la co-contracción
CCQuad_Pr-VL	Valor promedio del VL durante la co-contracción
CCQuad_Pr-TA	Valor promedio del TA durante la co-contracción
CCQuad_Pr-Gem	Valor promedio de Gem durante la co-contracción
CCQuad_Pr-GMa	Valor promedio del GMa durante la co-contracción
CCQuad_Pr-GMe	Valor promedio del GMe durante la co-contracción

➤ Para co-contracción de isquiosural (BF-Sem)

CCIsq_t	Intervalo de tiempo que dura la co-contracción en segundos
CCIsq_ArBF	Area bajo la curva del BF durante la co-contracción
CCIsq_ArSem	Area bajo la curva del Sem durante la co-contracción
CCIsq_PicBF	Valor máximo del BF durante la co-contracción
CCIsq_PicSem	Valor máximo del Sem durante la co-contracción
CCIsq_Pr-BF	Valor promedio del BF durante la co-contracción
CCIsq_Pr-Sem	Valor promedio de Sem durante la co-contracción
CCIsq_Pr-VM	Valor promedio del VM durante la co-contracción
CCIsq_Pr-VL	Valor promedio del VL durante la coc-ontracción
CCIsq_Pr-TA	Valor promedio del TA durante la co-contracción
CCIsq_Pr-Gem	Valor promedio de Gem durante la co-contracción
CCIsq_Pr-GMa	Valor promedio del GMa durante la co-contracción
CCIsq_Pr-GMe	Valor promedio del GMe durante la co-contracción

➤ Para cocontracción de cuádriceps y isquiosural (VM-VL-BF-Sem)

CCQua-Isq_t	Intervalo de tiempo que dura la co-contracción en segundos
CCQua-Isq_ArVM	Area bajo la curva del VM durante la co-contracción
CCQua-Isq_ArVL	Area bajo la curva del VL durante la co-contracción
CCQua-Isq_ArBF	Area bajo la curva del BF durante la co-contracción
CCQua-Isq_ArSem	Area bajo la curva del Sem durante la co-contracción
CCQua-Isq_PicVM	Valor máximo del VM durante la co-contracción
CCQua-Isq_PicVL	Valor máximo del VL durante la co-contracción
CCQua-Isq_PicBF	Valor máximo del BF durante la co-contracción
CCQua-Isq_PicSem	Valor máximo del Sem durante la co-contracción
CCQua-Isq_Pr-BF	Valor promedio del BF durante la co-contracción
CCQua-Isq_Pr-Sem	Valor promedio de Sem durante la co-contracción
CCQua-Isq_Pr-VM	Valor promedio del VM durante la co-contracción
CCQua-Isq_Pr-VL	Valor promedio del VL durante la co-contracción
CCQua-Isq_Pr-TA	Valor promedio del TA durante la co-contracción
CCQua-Isq_Pr-Gem	Valor promedio de Gem durante la co-contracción
CCQua-Isq_Pr-GMa	Valor promedio del GMa durante la co-contracción
CCQua-Isq_Pr-GMe	Valor promedio del GMe durante la co-contracción

➤ Para co-contracción de gastrocnemios y tibial anterior (Gem-TA)

CCTA-Gem_t	Intervalo de tiempo que dura la co-contracción en segundos
CCTA-Gem_ArTA	Area bajo la curva del TA durante la co-contracción

CCTA-Gem_ArGem	Area bajo la curva de Gem durante la co-contracción
CCTA-Gem_PicBF	Valor máximo del TA durante la co-contracción
CCTA-Gem_PicGem	Valor máximo de Gem durante la co-contracción
CCTA-Gem_Pr-BF	Valor promedio del BF durante la co-contracción
CCTA-Gem_Pr-Sem	Valor promedio de Sem durante la co-contracción
CCTA-Gem_Pr-VM	Valor promedio del VM durante la co-contracción
CCTA-Gem_Pr-VL	Valor promedio del VL durante la co-contracción
CCTA-Gem_Pr-TA	Valor promedio del TA durante la co-contracción
CCTA-Gem_Pr-Gem	Valor promedio de Gem durante la co-contracción
CCTA-Gem_Pr-GMa	Valor promedio del GMa durante la co-contracción
CCTA-Gem_Pr-GMe	Valor promedio del GMe durante la co-contracción

- Para cocontracción de cuádriceps, isquiosural y glúteo medio (VM-VL-BF-Sem-GMe)

CCQua-Isq-GMe_t	Intervalo de tiempo que dura la co-contracción en segundos
CCQua-Isq-GMe_ArVM	Area bajo la curva del VM durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_ArVL	Area bajo la curva del VL durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_ArBF	Area bajo la curva del BF durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_ArSem	Area bajo la curva del Sem durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_ArGMe	Area bajo la curva del GMe durante la co-contracción

CCQua-Isq-GMe_PicVM	Valor máximo del VM durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_PicVL	Valor máximo del VL durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_PicBF	Valor máximo del BF durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_PicSem	Valor máximo del Sem durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_PicGMe	Valor máximo del GMe durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_Pr-BF	Valor promedio del BF durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_Pr-Sem	Valor promedio de Sem durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_Pr-VM	Valor promedio del VM durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_Pr-VL	Valor promedio del VL durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_Pr-TA	Valor promedio del TA durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_Pr-Gem	Valor promedio de Gem durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_Pr-GMa	Valor promedio del GMa durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMe_Pr-GMe	Valor promedio del GMe durante la co-contracción

- Para co-contracción de cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor (VM-VL-BF-Sem-GMa)

CCQua-Isq-GMa_t	Intervalo de tiempo que dura la co-contracción en segundos
CCQua-Isq-GMa_ArVM	Area bajo la curva del VM durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_ArVL	Area bajo la curva del VL durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_ArBF	Area bajo la curva del BF durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_ArSem	Area bajo la curva del Sem durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_ArGMa	Area bajo la curva del GMa durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_PicVM	Valor máximo del VM durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_PicVL	Valor máximo del VL durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_PicBF	Valor máximo del BF durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_PicSem	Valor máximo del Sem durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_PicGMa	Valor máximo del GMa durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_Pr-BF	Valor promedio del BF durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_Pr-Sem	Valor promedio de Sem durante la co-contracción

CCQua-Isq-GMa_Pr-VM	Valor promedio del VM durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_Pr-VL	Valor promedio del VL durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_Pr-TA	Valor promedio del TA durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_Pr-Gem	Valor promedio de Gem durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_Pr-GMa	Valor promedio del GMa durante la co-contracción
CCQua-Isq-GMa_Pr-GMe	Valor promedio del GMe durante la co-contracción

4.6.9 Procesado

De las señales registradas se realizó un procesado previo

- A todos los registros electromiográficos (EMG) se les aplica un filtrado paso banda de 20 Hz a 500Hz y un rectificado-suavizado en base al algoritmo de “root mean square” (RMS) con una ventana de 50 ms.
- A todos los registros goniométricos se les aplica un filtrado paso bajo de 12 Hz.
- A todas las componentes de la fuerza de reacción del suelo obtenidas con la plataforma de fuerzas se les aplica un filtrado paso bajo de 12 Hz.

Todos los valores EMG se normalizan respecto a la CVM correspondiente a cada músculo.

Específico de EMG

Para el análisis EMG se utilizan cuatro valores para cada músculo:

- Valor RMS instantáneo de cada músculo
- Valor RMS máximo en un intervalo de tiempo
- Valor RMS promedio en un intervalo de tiempo
- Área bajo la curva RMS en un intervalo de tiempo (Ver Figura 8).

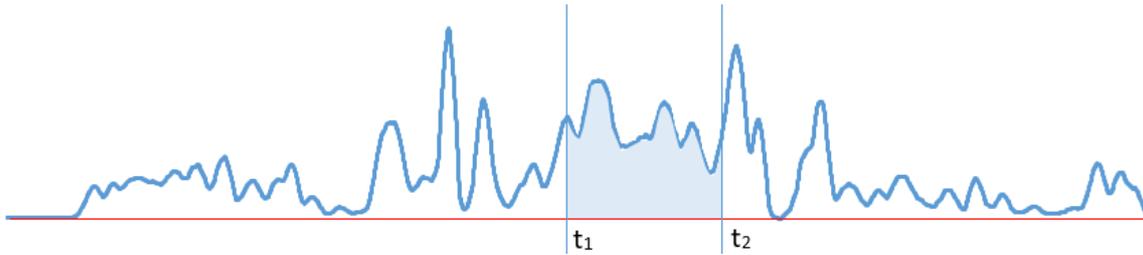


Figura 8: Descripción gráfica del área bajo curva

Específico de la co-contracción

Se considera que un músculo está en contracción cuando supera el 5% de su CVM. El intervalo de co-contracción de dos músculos es aquel período de tiempo en que los dos músculos están en contracción (superan el 5% de sus CVM respectivas). Análogamente para las co-contracciones de más de dos músculos (Ver Figura 9).

En los intervalos de co-contracción se obtienen valores RMS de pico máximo y promedio de cada uno de los músculos registrados.

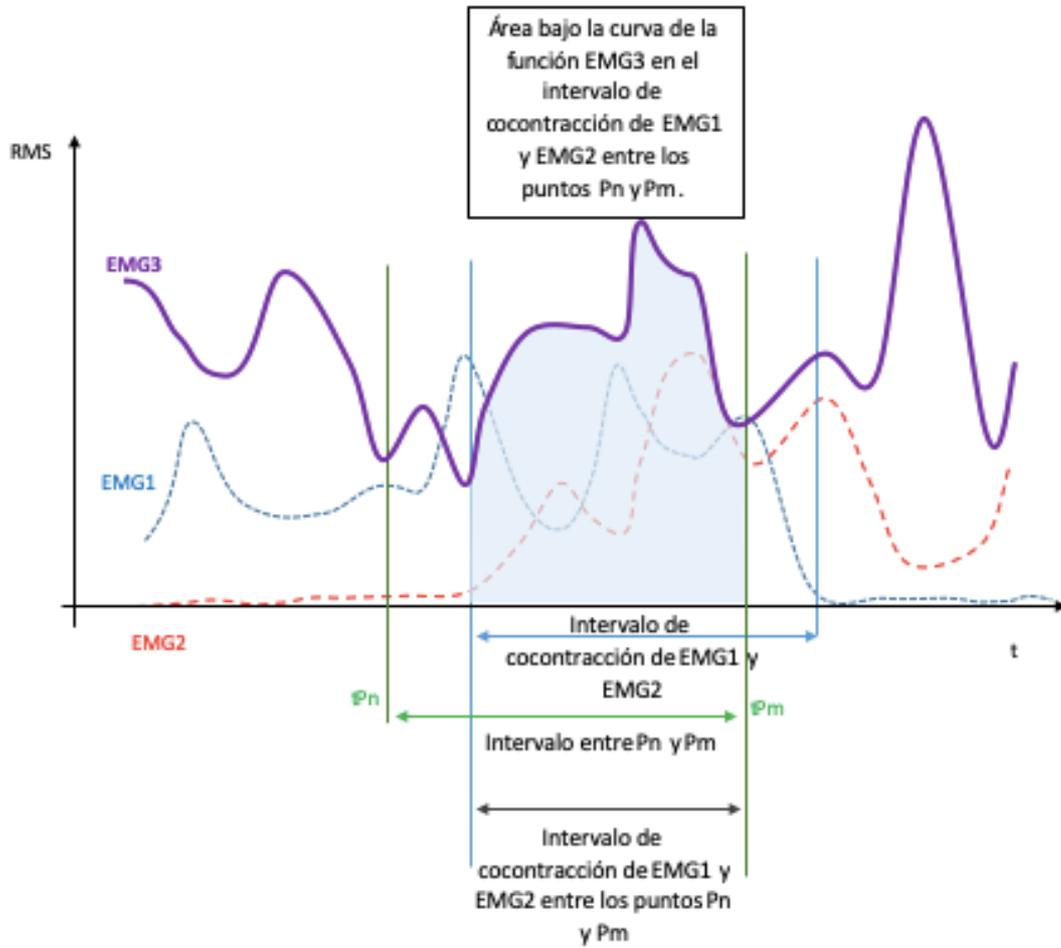


Figura 9: Descripción gráfica de la co-contracción y área bajo curva.

RESULTADOS

5. Resultados

5.1 Participantes

El número total de participantes en el estudio fue de 76. De estos, todos ellos cumplieron los criterios de selección y aceptaron participar. Para ello firmaron el consentimiento informado. A la hora de analizar los datos obtenidos, los datos de 2 sujetos, contenían errores de procesado por lo que fueron descartados y por tanto el número de participantes de los que se han utilizado los datos para el análisis es de 74.

5.2 Descripción de la muestra

En la tabla 1 se pueden observar los datos descriptivos de la población de estudio.

El estudio incluyó a 74 sujetos de los cuales 35 (47.3%) eran hombres y 39 (52.7%) mujeres.

De los 74 sujetos, 66 (89,2%) tenían una lateralidad derecha mientras que 8 (10,8%) eran de lateralidad izquierda.

En referencia a si había alguna alteración visual (corregida o no con lentes), 38 (51,4%) de ellos no tenían ningún problema de vista mientras que 36 (48.6%) sí.

15 (20.3%) de los sujetos señalaron considerarse no suficientemente activos físicamente mientras que 59 (79.7%) consideraron serlo.

Respecto al índice de masa corporal, 2 (2.7%) estaban considerados de bajo peso, 58 (78.4%) de ellos de peso normal, 11 (14.9%) con sobrepeso y 3 (4%) con obesidad.

Respecto a los deportes que practicaban, 14 (18.9%) de ellos no practicaban ningún deporte, 2 (2.7%) practicaban ballet, 16 (21.6%) deportes que incluyen habitualmente saltos y 42 (56.8%) en deportes que no se consideran de saltos.

Género	Hombres 35 (47.3%)	Mujeres 39 (52.7%)
Lateralidad	Derecha 66 (89.2%)	Izquierda 8 (10.8%)
Agudeza visual	No alterada 38 (51.4%)	Alterada 36 (48.6%)
Físicamente activos	Activos 59 (79.7%)	No activos 15 (20.3%)
IMC	Bajo peso 2 (2.7%)	Peso normal 58 (78.4%)
	Sobrepeso 11 (14.9%)	Obesidad 3 (4%)
Deportes practicados	Ninguno 14 (2.7%)	Ballet 2 (2.7%)
	Deportes con saltos 16 (21.6%)	Deportes sin saltos 42 (56.8%)

Tabla 1: datos descriptivos de la población de estudio

5.3 Variables

Por la gran extensión de variables y resultados en este apartado, solo relatamos aquellos resultados que se han mostrado estadísticamente significativos con una $p < 0.005$

En las tablas se muestran las medianas en cada grupo en cuanto a los valores promedio de actividad muscular expresados en porcentaje respecto a la contracción voluntaria máxima (CVM) de cada individuo.

5.3.1 Sexo

A continuación, se exponen los resultados obtenidos relacionados con la variable “sexo”.

Comparación entre el sexo y la activación muscular en los diferentes instantes

Tal como se puede observar en la tabla 2 adjunta, en el instante **P1**, se han observado diferencias significativas en la cantidad de activación muscular en los músculos semimembranoso y semitendinoso, vasto medial y vasto lateral, siendo mayor la activación en el caso de las mujeres.

Tabla 2: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el instante P1

	Sexo						p-valor
	Mujer			Hombre			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_P1	35	16,27%	24,66%	39	7,59%	11,57%	0,025
VM_P1	35	22,19%	55,92%	39	13,97%	16,26%	0,046
VL_P1	35	11,82%	10,79%	39	7,41%	6,58%	0,013

Tal como se puede observar en la tabla 3 adjunta, en el instante **P2**, se ha observado una diferencia significativa en la cantidad de activación muscular en los músculos semimembranoso y semitendinoso, siendo mayor la activación en el caso de las mujeres.

Tabla 3: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el instante P2

	Sexo						p-valor
	Mujer			Hombre			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_P2	35	20,47%	31,08%	39	7,48%	10,23%	0,001

Tal como se puede observar en la tabla 4 adjunta, en el instante **P3** se han observado diferencias significativas en la cantidad de activación muscular en los músculos semimembranoso y semitendinoso, vasto medial y gastrocnemios, siendo mayor la activación en el caso de las mujeres.

Tabla 4: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el instante P3

	Sexo						p-valor
	Mujer			Hombre			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_P3	35	28,31%	48,39%	39	12,43%	17,08%	0,009
VM_P3	35	22,12%	30,59%	39	14,30%	14,35%	0,008
Gem_P3	35	49,41%	37,33%	39	36,80%	27,72%	0,02

Tal como se puede observar en la tabla 5 adjunta, en el instante **P5**, se han observado diferencias significativas en la cantidad de activación muscular en los músculos semimembranoso y semitendinoso, y tibial anterior, siendo mayor la activación en las mujeres en el caso de semimembranoso y semitendinoso, pero no en el tibial anterior, donde ha sido mayor en hombres.

Tabla 5: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el instante P5

	Sexo						p-valor
	Mujer			Hombre			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_P5	35	53,04%	33,52%	39	28,23%	14,12%	0,003
TA_P5	35	43,32%	40,48%	39	63,86%	74,34%	0,035

Tal como se puede observar en la tabla 6 adjunta, en el instante **P6**, se han observado diferencias significativas en la cantidad de activación muscular en los músculos semimembranoso y semitendinoso, y gastrocnemios, siendo mayor la activación en el caso de las mujeres.

Resultados

Tabla 6: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el instante P6

	Sexo						p-valor
	Mujer			Hombre			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_P6	35	43,43%	32,09%	39	30,75%	19,53%	0,035
Gem_P6	35	104,49%	57,88%	39	79,14%	66,95%	0,032

Tal como se puede observar en la tabla 7 adjunta, en el instante **P7**, se han observado diferencias significativas en la cantidad de activación muscular en los músculos semimembranoso y semitendinoso siendo mayor la activación en el caso de las mujeres.

Tabla 7: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el instante P7

	Sexo						p-valor
	Mujer			Hombre			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_P7	35	46,75%	38,22%	39	27,58%	28,97%	0,031

Tal como se puede observar en la tabla 8 adjunta, en los instantes **P8 y P10**, se han observado diferencias significativas en la cantidad de activación muscular en el músculo glúteo medio, siendo mayor la activación en el caso de las mujeres.

Tabla 8: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el instante P8 y P10

	Sexo						p-valor
	Mujer			Hombre			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMe_P8	35	129,83%	113,39%	39	96,41%	74,17%	0,031
GMe_P10	35	133,16%	157,76%	39	84,89%	66,30%	0,003

Tal como se puede observar en la tabla 9 adjunta, en el instante **P11**, se han observado diferencias significativas en la cantidad de activación muscular en los músculos glúteo mayor y glúteo medio, siendo mayor la activación en el caso de las mujeres.

Tabla 9: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el instante P11

	Sexo						p-valor
	Mujer			Hombre			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMa_P11	35	76,42%	99,36%	39	45,33%	60,42%	0,036
GMe_P11	35	134,92%	133,71%	39	64,12%	59,55%	0,004

Relación entre el sexo y la activación muscular máxima en los diferentes intervalos

Tal como se puede observar en la tabla 10 adjunta, en el intervalo de instantes **P0-1**, se han observado diferencias significativas en la activación muscular máxima en el músculo vasto medial siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 10: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el intervalo P0-1

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
VM_Mx_P0_1	35	90,33%	103,86%	39	69,88%	79,03%	0,038

Tal como se puede observar en la tabla 11 adjunta, en el intervalo de instantes **P1-2**, se han observado diferencias significativas en la activación muscular máxima en los músculos semimembranoso, semitendinoso y vasto medial siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Resultados

Tabla 11: Comparación de las medianas de los valores expresada en % de la CVM según el sexo en el intervalo P1-2

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_Mx_P1_2	35	31,10%	27,69%	39	10,62%	14,05%	0,002
VM_Mx_P1_2	35	33,14%	51,09%	39	17,55%	21,69%	0,046

Tal como se puede observar en la tabla 12 adjunta, en el intervalo de instantes **P2-3**, se han observado diferencias significativas en la activación muscular máxima en los músculos vasto medial y gastrocnemios, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 12: Comparación de las medianas de los valores expresada en % de la CVM según el sexo en el intervalo P2-3

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
VM_Mx_P2_3	35	34,08%	33,35%	39	16,52%	17,41%	0,018
Gem_Mx_P2_3	35	52,48%	35,83%	39	36,21%	34,14%	0,017

Tal como se puede observar en la tabla 13 adjunta, en el intervalo de instantes **P4-5**, se han observado diferencias significativas en la activación muscular máxima en los músculos semimembranoso y semitendinoso, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 13: Comparación de las medianas de los valores expresada en % de la CVM según el sexo en el intervalo P4-5

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_Mx_P4_5	35	57,32%	48,27%	39	34,57%	20,89%	0,011

Tal como se puede observar en la tabla 14 adjunta, en el intervalo de instantes **P5-6**, se han observado diferencias significativas en la activación muscular máxima en los músculos semimembranoso, semitendinoso y gastrocnemios, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 14: Comparación de las medianas de los valores expresada en % de la CVM según el sexo en el intervalo P5-6

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_Mx_P5_6	35	55,41%	35,25%	39	30,26%	19,22%	0,014
Gem_Mx_P5_6	35	117,48%	71,31%	39	86,37%	73,61%	0,048

Tal como se puede observar en la tabla 15 adjunta, en el intervalo de instantes **P6-7**, también se han observado diferencias significativas en la activación muscular máxima en los músculos semimembranoso, semitendinoso y gastrocnemios, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 15: Comparación de las medianas de los valores expresada en % de la CVM según el sexo en el intervalo P6-7

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_Mx_P6_7	35	54,29%	46,63%	39	35,50%	32,25%	0,043
Gem_Mx_P6_7	35	131,15%	79,57%	39	103,06%	97,53%	0,048

Tal como se puede observar en las tablas 16 y 17 adjuntas, en los intervalos de instantes **P9-10** y **P9-11**, se han observado diferencias significativas en la activación muscular máxima en los músculos glúteo mayor y glúteo medio, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 16: Comparación de las medianas de los valores expresada en % de la CVM según el sexo en el intervalo P9-10

Resultados

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMa_Mx_P9_10	35	148,93%	263,02%	39	108,96%	98,08%	0,034
GMe_Mx_P9_10	35	173,24%	125,30%	39	114,62%	72,87%	0,005

Tabla 17: Comparación de las medianas de los valores expresada en % de la CVM según el sexo en el intervalo P9-11

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMa_Mx_P9_11	35	165,76%	250,56%	39	114,39%	92,66%	0,032
GMe_Mx_P9_11	35	202,12%	151,20%	39	125,42%	74,47%	0,003

Tal como se puede observar en la tabla 18 adjunta, en el intervalo de instantes **P10-11**, se han observado diferencias significativas en la activación muscular máxima en el glúteo medio, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 18: Comparación de las medianas de los valores expresada en % de la CVM según el sexo en el intervalo P10-11

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMe_Mx_P10_11	35	156,50%	194,52%	39	109,94%	69,53%	0,004

Relación entre el sexo y el promedio de la activación muscular en los diferentes intervalos

Tal como se puede observar en la tabla 19 adjunta, en el intervalo de instantes **P0-1**, se han observado diferencias significativas en el promedio de la activación muscular en los músculos semimembranoso, semitendinoso, vasto medial y vasto lateral, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 19: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el intervalo de instantes P0-1

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_Pr_P0P1	35	30,27%	29,85%	39	17,03%	15,91%	0,003
VM_Pr_P0P1	35	48,52%	69,17%	39	28,97%	29,36%	0,002
VL_Pr_P0P1	35	20,35%	15,09%	39	14,90%	11,28%	0,037

Tal como se puede observar en la tabla 20 adjunta, en el intervalo de instantes **P1-2**, se han observado diferencias significativas en el promedio de la activación muscular en los músculos semimembranoso, semitendinoso y vasto medial, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 20: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el intervalo de instantes P1-2

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_Pr_P1P2	35	18,93%	18,03%	39	8,46%	12,15%	0,004
VM_Pr_P1P2	35	27,79%	40,93%	39	14,61%	10,34%	0,025

Tal como se puede observar en la tabla 21 adjunta, en el intervalo de instantes **P2-3**, se han observado diferencias significativas en el promedio de la activación muscular en los músculos bíceps femoral, semimembranoso, semitendinoso,

vasto medial y gastrocnemios, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 21: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el intervalo de instantes P2-3

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
BF_Pr_P2P3	35	17,81%	24,59%	39	8,50%	13,57%	0,032
Sem_Pr_P2P3	35	25,72%	36,21%	39	9,09%	8,95%	<0.001
VM_Pr_P2P3	35	24,31%	31,11%	39	12,00%	13,59%	0,027
Gem_Pr_P2P3	35	35,43%	34,61%	39	21,21%	19,71%	0,005

Tal como se puede observar en la tabla 22 adjunta, en el intervalo de instantes **P4-5**, se han observado diferencias significativas en el promedio de la activación muscular en los músculos semimembranoso y semitendinoso, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 22: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el intervalo de instantes P4-5

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_Pr_P4P5	35	50,80%	45,47%	39	29,45%	18,57%	0,007

Tal como se puede observar en la tabla 23 adjunta, en el intervalo de instantes **P5-6**, se han observado diferencias significativas en el promedio de la activación muscular en los músculos semimembranoso, semitendinoso, tibial anterior y

gastrocnemios, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres a excepción del tibial anterior, donde en hombres ha sido mayor.

Tabla 23: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el intervalo de instantes P5-6

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_Pr_P5P6	35	50,07%	32,61%	39	29,25%	18,54%	0,009
TA_Pr_P5P6	35	44,69%	51,46%	39	68,32%	73,32%	0,049
Gem_Pr_P5P6	35	105,40%	60,51%	39	81,32%	77,09%	0,038

Tal como se puede observar en la tabla 24 adjunta, en el intervalo de instantes **P6-7**, se han observado diferencias significativas en el promedio de la activación muscular en los músculos semimembranoso, semitendinoso y gastrocnemios. siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 24: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el intervalo de instantes P6-7

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
Sem_Pr_P6P7	35	46,84%	35,75%	39	31,75%	27,23%	0,035
Gem_Pr_P6P7	35	116,12%	63,31%	39	85,51%	71,16%	0,014

Tal como se puede observar en la tabla 25 adjunta, en el intervalo de instantes **P9-10**, se han observado diferencias significativas en el promedio de la activación muscular en el músculo glúteo medio, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Resultados

Tabla 25: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el intervalo de instantes P9-10

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMe_Pr_P9P10	35	139,14%	119,18%	39	94,78%	78,69%	0,004

Tal como se puede observar en las tablas 26 y 27 adjuntas, en el intervalo de instantes **P10-11** y **P9-11**, se han observado diferencias significativas en el promedio de la activación muscular en los músculos glúteo mayor y glúteo medio, siendo mayor la activación en el grupo de las mujeres.

Tabla 26: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el intervalo de instantes P10-11

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMa_Pr_P10P11	35	86,32%	107,91%	39	60,35%	68,22%	0,047
GMe_Pr_P10P11	35	127,09%	155,03%	39	85,25%	58,44%	0,004

Tabla 27: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) según el sexo en el intervalo de instantes P9-11

	Sexo						p-valor
	Mujeres			Hombres			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMa_Pr_P9P11	35	2,57%	4,21%	39	1,45%	2,05%	0,03
GMe_Pr_P9P11	35	3,06%	5,91%	39	1,73%	2,04%	0,016

Comparación entre el sexo y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P0P1

Tal como se puede observar en la tabla 28 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de cuádriceps con semimembranoso y semitendinoso, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 28: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares de cuádriceps con semimembranoso y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_Sem_CCP0P1	30,27%	33%	13,90%	4,07%	0,001

Tal como se puede observar en la tabla 29 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura isquiosural con vasto medial y vasto lateral, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 29: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares de isquiosural con vasto medial y vasto lateral según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCIsq_Pr_VM_CCP0P1	48,52%	74,82%	29,91%	26,56%	0,011
CCIsq_Pr_VL_CCP0P1	42,89%	52,55%	21,89%	46,47%	0,026

Resultados

Tal como se puede observar en la tabla 30 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura isquiosural con vasto medial, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 30: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares de isquiosural con vasto medial según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_Pr_VM_CCP0P1	48,52%	68,76%	32,24%	35,09%	0,022

Tal como se puede observar en la tabla 31 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura gastrocnemio con semimembranoso y semitendinoso, vasto medial y vasto lateral, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 31: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares de gastrocnemio con semimembranos y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCTA_Gem_Pr_Sem_CCP0P1	29,39%	35,31%	16,89%	2,44%	0,002
CCTA_Gem_Pr_VM_CCP0P1	52,64%	61,01%	27,10%	31,20%	0,001
CCTA_Gem_Pr_VL_CCP0P1	42,19%	45,63%	25,69%	43,18%	0,014

Tal como se puede observar en la tabla 32 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura isquiosural y glúteo medio con semimembranoso y semitendinoso, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 32: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares de isquiosural y glúteo medio con semimembranoso y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMe_Pr_Sem_CCP0P1	33,22%	33,03%	17,20%	7,20%	0,018
CCQua_Isq_GMe_Pr_VM_CCP0P1	48,52%	68,21%	32,24%	17,16%	0,022

Comparación entre el sexo y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P1P2

Tal como se puede observar en la tabla 33 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura del cuádriceps con semimembranoso y semitendinoso, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 33: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares de cuádriceps con semimembranos y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_Sem_CCP1P2	19,02%	18,03%	6,99%	36,73%	<0.001

Tal como se puede observar en la tabla 34 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura del cuádriceps con tibial anterior y gastrocnemio, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Resultados

Tabla 34: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares de cuádriceps con tibial anterior y gastrocnemio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_TA_CCP1P2	17,43%	26,38%	6,70%	14,69%	0,041
CCQuad_Pr_Gem_CCP1P2	29,55%	36,41%	12,81%	26,10%	0,01

Tal como se puede observar en la tabla 35 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura isquiosural con vasto medial, vasto lateral, tibial anterior y gastrocnemio, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 35: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares de isquiosural con vasto medial, vasto lateral, tibial anterior y gastrocnemio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCIsq_Pr_VM_CCP1P2	25,00%	38,80%	11,07%	15,47%	0,005
CCIsq_Pr_VL_CCP1P2	22,74%	45,60%	13,57%	25,13%	0,048
CCIsq_Pr_TA_CCP1P2	16,66%	26,52%	5,62%	16,08%	0,015
CCIsq_Pr_Gem_CCP1P2	30,00%	39,60%	2,40%	24,88%	0,001

Tal como se puede observar en la tabla 36 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura del cuádriceps e isquiosural con, tibial anterior, gastrocnemio y glúteo medio, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 36: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares de cuádriceps e isquiosural con tibial anterior, gastrocnemio y glúteo medio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_Pr_TA_CCP1P2	16,66%	27,22%	5,62%	16,08%	0,024
CCQua_Isq_Pr_Gem_CCP1P2	29,55%	40,20%	6,32%	24,88%	0,002
CCQua_Isq_Pr_GMe_CCP1P2	35,86%	61,06%	18,30%	58,16%	0,05

Tal como se puede observar en la tabla 37 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura del gastrocnemio con semimembranoso y semitendinoso, vasto medial, vasto lateral y tibial anterior, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres

Tabla 37: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares de gastrocnemio con semimembranoso y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCTA_Gem_Pr_Sem_CCP1P2	19,02%	24,61%	10,20%	12,58%	<0,001
CCTA_Gem_Pr_VM_CCP1P2	27,79%	43,58%	12,53%	12,26%	0,004
CCTA_Gem_Pr_VL_CCP1P2	25,72%	48,04%	13,95%	20,47%	0,035
CCTA_Gem_Pr_TA_CCP1P2	21,39%	24,24%	9,86%	16,95%	0,042

Tal como se puede observar en la tabla 38 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura del cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con tibial anterior, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Resultados

Tabla 38: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con tibial anterior según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMe_Pr_TA_CCP1P2	16,66%	27,17%	5,62%	16,00%	0,023

Tal como se puede observar en la tabla 39 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con tibial anterior, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres

Tabla 39: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con tibial anterior según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMa_Pr_TA_CCP1P2	16,66%	27,22%	5,62%	16,63%	0,023

Relación entre el sexo y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P2P3

Tal como se puede observar en la tabla 40 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura cuádriceps con bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, y gastrocnemio, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 40: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps con bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, y gastrocnemio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_BF_CCP2P3	16,96%	25,99%	5,71%	46,99%	0,016
CCQuad_Pr_Sem_CCP2P3	24,49%	36,55%	5,40%	55,37%	<0,001
CCQuad_Pr_Gem_CCP2P3	38,90%	35,29%	20,49%	21,13%	0,003

Tal como se puede observar en la tabla 41 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura isquiosural con vasto medial y gastrocnemio, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 41: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del isquiosural con vasto medial y gastrocnemio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCIsq_Pr_VM_CCP2P3	19,57%	34,57%	9,96%	8,55%	0,008
CCIsq_Pr_Gem_CCP2P3	35,64%	34,61%	20,51%	21,58%	0,008

Tal como se puede observar en la tabla 42 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura del cuádriceps e isquiosural con gastrocnemio, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Resultados

Tabla 42: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps e isquiosural con gastrocnemio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_Pr_Gem_CCP2P3	38,90%	36,14%	19,23%	30,55%	0,005

Tal como se puede observar en la tabla 43 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del gastrocnemio con bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto medial y glúteo mayor siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 43: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del gastrocnemio con bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto medial y glúteo mayor según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCTA_Gem_Pr_BF_CCP2P3	16,96%	25,99%	7,59%	28,22%	0,02
CCTA_Gem_Pr_Sem_CCP2P3	25,72%	36,76%	6,29%	74,71%	<0,001
CCTA_Gem_Pr_VM_CCP2P3	24,31%	33,96%	11,29%	3,09%	0,011
CCTA_Gem_Pr_GMa_CCP2P3	24,70%	29,50%	17,45%	20,54%	0,039

Tal como se puede observar en la tabla 44 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con gastrocnemio siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 44: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con gastrocnemio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMa_Pr_Gem_CCP2P3	38,90%	36,14%	19,23%	30,55%	0,005

Relación entre el sexo y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P3P4

Tal como se puede observar en la tabla 45 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares entre los músculos cuádriceps, isquiosural y glúteo medio, y cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor, siendo mayores los valores en el caso de los hombres.

Tabla 45: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps, isquiosural y glúteo medio, y cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMe_tP3P4	53,00%	22,00%	64,00%	31,00%	0,008
CCQua_Isq_GMa_tP3P4	53,00%	22,00%	64,00%	31,00%	0,009

Relación entre el sexo y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P4P5

Tal como se puede observar en la tabla 46 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps con semimembranoso y semitendinoso, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Resultados

Tabla 46: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps con semimembranoso y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_Sem_CCP4P5	50,80%	45,47%	29,45%	18,57%	0,007

Tal como se puede observar en la tabla 47 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del tibial anterior y el gastrocnemio con semimembranoso y semitendinoso, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 47: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del tibial anterior y el gastrocnemio con semimembranoso y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCTA_Gem_Pr_Sem_CCP4P5	50,80%	45,40%	29,45%	18,50%	0,007

Relación entre el sexo y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P5P6

Tal como se puede observar en la tabla 48 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps con semimembranoso y semitendinoso, tibial anterior y gastrocnemio, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 48: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps con semimembranoso y semitendinoso, tibial anterior y gastrocnemio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_Sem_CCP5P6	50,07%	32,61%	29,25%	18,54%	0,009
CCQuad_Pr_TA_CCP5P6	44,69%	51,46%	68,32%	89,87%	0,049
CCQuad_Pr_Gem_CCP5P6	105,40%	60,51%	81,32%	77,09%	0,038

Tal como se puede observar en la tabla 49 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del isquiosural con tibial anterior y gastrocnemio, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 49: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del isquiosural con tibial anterior y gastrocnemio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCIsq_Pr_TA_CCP5P6	44,69%	51,46%	68,32%	73,32%	0,049
CCIsq_Pr_Gem_CCP5P6	105,40%	60,51%	81,32%	77,09%	0,038

Tal como se puede observar en la tabla 50 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps e isquiosural con tibial anterior y gastrocnemio, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Resultados

Tabla 50: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps e isquiosural con tibial anterior y gastrocnemio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_Pr_TA_CCP5P6	44,69%	51,46%	68,32%	73,32%	0,049
CCQua_Isq_Pr_Gem_CCP5P6	105,40%	60,51%	81,32%	77,09%	0,038

Tal como se puede observar en la tabla 51 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores pico y promedio del tibial anterior y gastrocnemio con semimembranoso y semitendinoso, siendo mayores los valores en el caso de las mujeres.

Tabla 51: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del tibial anterior y gastrocnemio con semimembranoso y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCTA_Gem_PicSem_P5P6	117,48%	71,31%	86,37%	73,61%	0,048
CCTA_Gem_Pr_Sem_CCP5P6	50,07%	32,61%	29,25%	18,54%	0,009

Tal como se puede observar en la tabla 52 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con tibial anterior y gastrocnemio, siendo mayores los valores en los hombres en el caso del tibial anterior y las mujeres en el gastrocnemio.

Tabla 52: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con tibial anterior y gastrocnemio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMe_Pr_TA_CCP5P6	44,69%	51,46%	68,32%	73,32%	0,049
CCQua_Isq_GMe_Pr_Gem_CCP5P6	105,40%	60,51%	81,32%	77,09%	0,038

Tal como se puede observar en la tabla 53 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con tibial anterior y gastrocnemio, siendo mayores los valores en los hombres en el caso del tibial anterior y las mujeres en el gastrocnemio.

Tabla 53: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con tibial anterior y gastrocnemio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMa_Pr_TA_CCP5P6	44,69%	51,46%	68,32%	73,32%	0,049
CCQua_Isq_GMa_Pr_Gem_CCP5P6	105,40%	60,51%	81,32%	77,09%	0,038

Relación entre el sexo y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P6P7

Tal como se puede observar en la tabla 54 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps con semimembranoso y semitendinoso, siendo mayores los valores en las mujeres.

Resultados

Tabla 54: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps con semimembranoso y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_Sem_CCP6P7	46,84%	35,75%	31,75%	27,23%	0,035
CCQuad_Pr_Gem_CCP6P7	116,12%	63,31%	85,51%	71,16%	0,014

Tal como se puede observar en la tabla 55 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores pico y promedio del tibial anterior y gastrocnemio con semimembranoso y semitendinoso, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 55: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del tibial anterior y gastrocnemio con semimembranoso y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCTA_Gem_PicSem_P6P7	131,15%	79,57%	103,06%	97,53%	0,048
CCTA_Gem_Pr_Sem_CCP6P7	46,84%	35,75%	31,75%	27,23%	0,035

Tal como se puede observar en la tabla 56 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con semimembranoso y semitendinoso, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 56: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con semimembranoso y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMe_Pr_Gem_CCP6P7	116,12%	63,31%	85,51%	71,16%	0,014

Tal como se puede observar en la tabla 57 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con semimembranoso y semitendinoso, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 57: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con semimembranoso y semitendinoso según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMa_Pr_Gem_CCP6P7	116,12%	63,31%	85,51%	71,16%	0,014

Relación entre el sexo y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P9P10

Tal como se puede observar en la tabla 58 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps con glúteo medio, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 58: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps con glúteo medio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_GMe_CCP9P10	139,14%	119,18%	94,78%	78,42%	0,004

Resultados

Tal como se puede observar en la tabla 59 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del isquiosural con glúteo medio, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 59: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del isquiosural con glúteo medio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCIsq_Pr_GMe_CCP9P10	139,14%	119,18%	94,78%	78,42%	0,006

Tal como se puede observar en la tabla 60 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del tibial anterior y gastrocnemio con glúteo medio, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 60: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del tibial anterior y gastrocnemio con glúteo medio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCTA_Gem_Pr_GMe_CCP9P10	139,14%	119,18%	94,78%	78,42%	0,004

Tal como se puede observar en la tabla 61 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con glúteo medio, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 61: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con glúteo medio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMa_Pr_GMe_CCP9P10	139,14%	119,18%	94,78%	78,42%	0,006

Relación entre el sexo y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P9P11

Tal como se puede observar en la tabla 62 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps con glúteo mayor y glúteo medio, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 62: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps con glúteo mayor y glúteo medio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_GMa_CCP9P11	108,02%	146,67%	77,45%	84,26%	0,022
CCQuad_Pr_GMe_CCP9P11	147,43%	100,62%	91,50%	56,69%	0,004

Tal como se puede observar en la tabla 63 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del isquiosural con glúteo mayor y glúteo medio, siendo mayores los valores en las mujeres.

Resultados

Tabla 63: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del isquiosural con glúteo mayor y glúteo medio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCIsq_Pr_GMa_CCP9P11	108,02%	146,67%	77,45%	84,26%	0,021
CCIsq_Pr_GMe_CCP9P11	147,43%	100,62%	91,50%	56,69%	0,004

Tal como se puede observar en la tabla 64 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps e isquiosural con glúteo mayor y glúteo medio, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 64: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps isquiosural con glúteo mayor y glúteo medio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_Pr_GMa_CCP9P11	108,02%	146,67%	77,45%	84,26%	0,021
CCQua_Isq_Pr_GMe_CCP9P11	147,43%	100,62%	91,50%	56,69%	0,004

Tal como se puede observar en la tabla 65 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del tibial anterior y gastrocnemio con glúteo mayor y glúteo medio, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 65: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del tibial anterior y gastrocnemio con glúteo mayor y glúteo medio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCTA_Gem_Pr_GMa_CCP9P11	108,02%	146,67%	77,45%	84,26%	0,022
CCTA_Gem_Pr_GMe_CCP9P11	147,43%	100,62%	91,50%	56,69%	0,004

Tal como se puede observar en la tabla 66 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con glúteo mayor, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 66: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con glúteo mayor según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMe_Pr_GMa_CCP9P11	108,02%	146,67%	77,45%	84,26%	0,021

Tal como se puede observar en la tabla 67 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con glúteo medio, siendo mayores los valores en las mujeres.

Tabla 67: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en las co-contracciones musculares del cuádriceps, isquiosural y glúteo mayor con glúteo medio según el sexo

	Sexo				
	Mujeres		Hombres		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMa_Pr_GMe_CCP9P11	147,43%	100,62%	91,50%	56,69%	0,004

5.3.2 Lateralidad

A continuación, se exponen los resultados obtenidos relacionados con la variable “lateralidad”.

Relación entre la lateralidad y los grados de angulación de rodilla en diferentes instantes del salto y posterior aterrizaje.

Tal como se puede observar en la tabla 68 adjunta, se han observado diferencias significativas en los grados de angulación de la rodilla dominante en los instantes P7 y P8, siendo mayor la angulación en los del grupo de lateralidad derecha.

Tabla 68: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en los grados de angulación de la rodilla dominante según lateralidad

	Lateralidad						p-valor
	Derecha			Izquierda			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GX_P7	66	25,65%	11,68%	8	18,36%	7,85%	0,019
GX_P8	66	33,70%	13,48%	8	23,90%	9,91%	0,009

5.3.3 Capacidad visual

A continuación, se exponen los resultados obtenidos relacionados con la variable “capacidad visual”.

Relación entre la capacidad visual y los grados de angulación de rodilla en diferentes instantes del salto y posterior aterrizaje

Tal como se puede observar en la tabla 69 adjunta, se han observado diferencias significativas en los grados de angulación de la rodilla dominante en el instante P0, siendo mayor la angulación entre los sujetos que tenían una mayor agudeza visual.

Tabla 69: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en los grados de angulación de la rodilla dominante según capacidad visual

	Vista						p-valor
	No			Si			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GX_P0	38	10,44%	16,65%	36	2,14%	7,47%	0,039

5.3.4 Actividad física

A continuación, se exponen los resultados obtenidos relacionados con la variable “actividad física”.

Relación entre los que realizan actividad física y los que no, y la activación muscular en los diferentes puntos

Tal como se puede observar en la tabla 70 adjunta, en el instante **P0**, se han observado diferencias significativas en la cantidad de activación muscular en el músculo glúteo mayor, siendo mayor la activación en el caso de los que no realizan actividad física de forma regular.

Tabla 70: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según actividad física en el instante P0

	AF: S/N						p-valor
	No			Si			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMa_P0	15	43,61%	172,61%	59	17,45%	31,44%	0,035

Relación entre la actividad física y la activación muscular máxima entre los diferentes instantes

Tal como se puede observar en la tabla 71 adjunta, en el intervalo de instantes **P0-1**, se han observado diferencias significativas en la activación muscular máxima en el músculo glúteo mayor siendo mayor la activación en el grupo de los que no realizan actividad física de forma regular.

Tabla 71: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según actividad física en el intervalo P0-1

	AF: S/N						p-valor
	No			Si			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMa_Mx_P0_1	15	71,40%	181,50%	59	42,48%	43,41%	0,024

Relación entre la actividad física y el promedio de la activación muscular entre los diferentes instantes

Tal como se puede observar en la tabla 72 adjunta, en el intervalo **P0-1**, se han observado diferencias significativas en la activación muscular máxima en el músculo glúteo mayor siendo mayor la activación en el grupo de los que no realizan actividad física de forma regular.

Tabla 72: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según actividad física en el intervalo P0-1

	AF: S/N						p-valor
	No			Si			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMa_Pr_P0P1	15	44,46%	109,62%	59	21,05%	32,69%	0,038

Tal como se puede observar en la tabla 73 adjunta, en el intervalo **P9-11**, se han observado diferencias significativas en la activación muscular máxima en el músculo glúteo mayor siendo mayor la activación en el grupo de los que no realizan actividad física de forma regular

Tabla 73: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según actividad física en el intervalo de instantes P9-11

	AF: S/N						p-valor
	No			Si			
	N	Md	RIQ	N	Md	RIQ	
GMa_Pr_P9P11	15	2,61%	3,51%	59	1,51%	3,17%	0,03

Relación entre la actividad física y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P0P1

Tal como se puede observar en la tabla 74 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura de cuadriceps con glúteo mayor siendo mayores los valores en el caso de los sujetos que no eran activos físicamente.

Tabla 74: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según actividad física en el intervalo P0P1

	AF: S/N				
	No		Si		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_GMa_CCP0P1	42,00%	109,45%	21,67%	35,75%	0,038

Tal como se puede observar en la tabla 75 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura isquiosural con glúteo mayor siendo mayores los valores en el caso de los sujetos que no eran activos físicamente.

Resultados

Tabla 75: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según actividad física en el intervalo P0P1

	AF: S/N				
	No		Si		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCIsq_Pr_GMa_CCP0P1	48,70%	109,00%	19,76%	39,68%	0,023

Tal como se puede observar en la tabla 76 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura de cuádriceps e isquiosural con glúteo mayor siendo mayores los valores en el caso de los sujetos que no eran activos físicamente.

Tabla 76: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según actividad física en el intervalo P0P1

	AF: S/N				
	No		Si		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_Pr_GMa_CCP0P1	42,00%	109,40%	19,76%	39,68%	0,032

Tal como se puede observar en la tabla 77 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura tibial anterior y gastrocnemios con glúteo mayor siendo mayores los valores en el caso de los sujetos que no eran activos físicamente.

Tabla 77: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según actividad física en el intervalo P0P1

	AF: S/N				
	No		Si		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCTA_Gem_Pr_GMa_CCP0P1	43,39%	109,40%	20,18%	39,68%	0,022

Tal como se puede observar en la tabla 78 adjunta, se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura de cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con glúteo mayor siendo mayores los valores en el caso de los sujetos que no eran activos físicamente.

Tabla 78: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según actividad física en el intervalo P0P1

	AF: S/N				
	No		Si		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMe_Pr_GMa_CCP0P1	42,00%	109,40%	20,18%	19,76%	0,032

5.3.5 Índice de masa corporal (IMC)

A continuación, se exponen los resultados obtenidos relacionados con la variable “IMC”.

Relación entre el índice de masa corporal (IMC), y la activación muscular en los diferentes instantes

Tal como se puede observar en la tabla 79 adjunta, en el instante **P4**, se han observado diferencias significativas entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso en la cantidad de activación muscular en el músculo vasto lateral, siendo mayor la activación en el grupo con sobrepeso.

Tabla 79: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el instante P4

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
VL_P4	16,82%	6,49%	21,88%	24,97%	21,23%	20,22%	5,66%	4,14%	0,05

Tal como se puede observar en la tabla 80 adjunta, en el instante **P8**, se han observado diferencias significativas entre bajo peso vs peso normal sobrepeso y obesidad y entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso la cantidad de activación muscular en el músculo glúteo mayor, siendo mayor la activación en el grupo con obesidad.

Tabla 80: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el instante P8

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
GMa_P8	27,48%	4,46%	83,89%	70,59%	79,20%	136,32%	215,42%	91,70%	0,035

Relación entre el índice de masa corporal (IMC), y el promedio de la activación muscular en los diferentes intervalos

Tal como se puede observar en la tabla 81 adjunta, en el intervalo **P1-2**, se han observado diferencias significativas entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso y entre bajo peso y sobrepeso el promedio de la activación muscular en el músculo vasto lateral siendo mayor la activación en el grupo de los de bajo peso.

Tabla 81: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el intervalo P1-2

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
VL_Pr_P1P2	24,04%	36,96%	12,01%	9,15%	6,33%	7,04%	3,39%	0,82%	0,025

Tal como se puede observar en la tabla 82 adjunta, en el intervalo **P3-4**, se han observado diferencias significativas entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso en el promedio de la activación muscular en el músculo vasto lateral siendo mayor la activación en el grupo de los de bajo peso.

Tabla 82: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el intervalo P3-4

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
VL_Pr_P3P4	19,49%	18,61%	13,33%	12,18%	9,52%	8,64%	3,25%	2,73%	0,046

Tal como se puede observar en la tabla 83 adjunta, en el intervalo **P9-10**, se han observado diferencias significativas entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso y entre bajo peso vs peso normal sobrepeso y obesidad en el promedio de la activación muscular en el músculo vasto lateral siendo mayor la activación en el grupo de los sujetos con obesidad.

Tabla 83: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el intervalo P9-10

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
GMa_Pr_P9P10	37,29%	24,79%	92,52%	121,90%	97,05%	115,94%	382,71%	282,67%	0,032

Relación entre el índice de masa corporal (IMC), y la activación muscular máxima en los diferentes intervalos

Tal como se puede observar en la tabla 84 adjunta, en los intervalos **P9-10** y **P9-11**, se han observado diferencias significativas entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso en P9-10 y entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso P9-11 en la activación muscular máxima en el músculo glúteo mayor siendo mayor la activación en el grupo de los sujetos con obesidad.

Resultados

Tabla 84: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el intervalo P9-10 y P9-11

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
GMa_Mx_P9_10	51,76%	46,60%	120,08%	124,27%	115,62%	173,64%	651,40%	409,00%	0,031
GMa_Mx_P9_11	63,30%	69,68%	124,62%	124,27%	115,62%	167,14%	651,40%	393,79%	0,046

Relación entre el índice de masa corporal (IMC) y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P1P2

Tal como se puede observar en la tabla 85 adjunta, se han encontrado diferencias significativas entre bajo peso vs peso normal, sobrepeso y obesidad en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura isquiosural con gastrocnemios, siendo mayores los valores en el caso de los sujetos de bajo peso.

Tabla 85: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el intervalo P1P2

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCIsq_Pr_Gem_CCP1P2	267,40%	452,75%	11,91%	33,14%	16,88%	40,56%	38,58%	24,13%	0,046

Relación entre índice de masa corporal (IMC) y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P9P10

Tal como se puede observar en la tabla 86 adjunta, se han encontrado diferencias significativas entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps con glúteo mayor, siendo mayores los valores en los sujetos con obesidad.

Tabla 86: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el intervalo P9P10

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_GMa_CCP9P10	37,29 %	24,79 %	92,52 %	121,90 %	97,05 %	115,94 %	382,71 %	282,67 %	0,032

Tal como se puede observar en la tabla 87 adjunta, se han encontrado diferencias significativas entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso en las co-contracciones musculares en valores promedio del isquiosural con glúteo mayor, siendo mayores los valores en los sujetos con obesidad.

Tabla 87: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el intervalo P9P10

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCIsq_Pr_GMa_CCP9P10	37,29%	24,79%	92,52%	114,78%	97,05%	115,94%	382,71%	282,67%	0,033

Tal como se puede observar en la tabla 88 adjunta, se han encontrado diferencias significativas entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps e isquiosural con glúteo mayor, siendo mayores los valores en los sujetos con obesidad.

Tabla 88: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el intervalo P9P10

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_Pr_GMa_CCP9P10	37,29%	24,79%	92,52%	114,78%	97,05%	115,94%	382,71%	282,67%	0,033

Resultados

Tal como se puede observar en la tabla 89 adjunta, se han encontrado diferencias significativas entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso en las co-contracciones musculares en valores promedio del tibial anterior y gastrocnemio con glúteo mayor, siendo mayores los valores en los sujetos con obesidad.

Tabla 89: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el intervalo P9P10

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCTA_Gem_Pr_GMa_CCP9P10	37,29%	24,79%	92,52%	121,90%	97,05%	115,94%	382,71%	282,67%	0,033

Tal como se puede observar en la tabla 90 adjunta, se han encontrado diferencias significativas entre obesidad vs bajo peso, peso normal y sobrepeso en las co-contracciones musculares en valores promedio del cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con glúteo mayor, siendo mayores los valores en los sujetos con obesidad.

Tabla 90: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el IMC en el intervalo P9P10

	IMC_CAT								
	Bajo peso		Peso normal		Sobrepeso		Obesidad		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMe_Pr_GMa_CCP9P10	37,29%	24,79%	92,52%	114,78%	97,05%	115,94%	382,71%	282,67%	0,033

5.3.6 Tipo de deporte practicado

A continuación, se exponen los resultados obtenidos relacionados con la variable “tipo de deporte practicado”.

Relación entre el tipo de deporte que practican y la activación muscular en los diferentes intervalos

Tal como se puede observar en la tabla 91 adjunta, en los instantes **P0 y P1**, se han observado diferencias entre deportes de salto vs ballet y deportes no salto en P0 y entre deportes de salto vs ballet en P1 en la cantidad de activación muscular en el músculo vasto medial siendo mayor la activación en el grupo que practica ballet.

Tabla 91: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el deporte practicado en los instantes P0 y P1

	Deporte_CAT								
	Nada		Ballet		Deportes salto		Deportes no salto		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
VM_P0	72,64%	82,29%	137,23%	134,27%	13,77%	42,47%	66,81%	75,73%	0,004
VM_P1	21,51%	56,29%	71,35%	78,64%	9,93%	6,04%	16,85%	26,46%	0,035

Relación entre el deporte practicado y la activación muscular máxima en los diferentes intervalos

Tal como se puede observar en la tabla 92 adjunta, en el intervalo **P0-1**, se han observado diferencias significativas entre deportes de salto vs ballet, nada y deportes no salto en el promedio de la activación muscular en el músculo vasto medial siendo mayor la activación en el grupo de los sujetos que practican ballet.

Tabla 92: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el deporte practicado en el intervalo P0-1

	Deporte_CAT								
	Nada		Ballet		Deportes salto		Deportes no salto		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
VM_Mx_P0_1	104,46%	112,62%	154,40%	102,18%	26,86%	64,86%	78,82%	71,26%	0,018

Relación entre el deporte practicado y la co-contracción pico y promedio muscular en el intervalo P0P1

Tal como se puede observar en la tabla 93 adjunta, se han encontrado diferencias significativas entre deportes de no salto vs ballet y nada para cuádriceps y entre deportes de salto vs ballet y nada para isquiosural, en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura de cuádriceps e isquiosural con glúteo mayor, siendo mayores los valores en el caso de los sujetos que practicaban ballet.

Tabla 93: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular según el deporte practicado en el intervalo P0P1

	Deporte_CAT								
	Nada		Ballet		Deportes salto		Deportes no salto		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQuad_Pr_GMa_CCP0P1	38,47%	105,66%	39,18%	67,19%	27,97%	41,16%	22,86%	36,63%	0,045
CCIsq_Pr_GMa_CCP0P1	45,35%	107,800	39,18%	67,190	26,46%	40,870	20,41%	39,910	0,027

Tal como se puede observar en la tabla 94 adjunta, se han encontrado diferencias significativas entre deportes de salto vs ballet, deportes de no salto y nada en las co-contracciones musculares en valores pico de musculatura isquiosural con vasto medial, siendo mayores los valores en el caso de los sujetos que practicaban ballet.

Tabla 94: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular de isquiosural con vasto medial según el deporte practicado

	Deporte_CAT								
	Nada		Ballet		Deportes salto		Deportes no salto		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_PicVM_P0P1	104,40%	116,63%	154,40%	102,18%	26,86%	64,86%	76,14%	72,07%	0,035

Tal como se puede observar en la tabla 95 adjunta, se han encontrado diferencias significativas entre deportes de no salto vs nada y ballet en cuádriceps e isquiosural y entre deportes de no salto vs ballet y nada y gastrocnemio, en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura cuádriceps e isquiosural y gastrocnemio con glúteo mayor, siendo mayores los valores en el caso de los sujetos que practicaban ballet.

Tabla 95: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular de isquiosural y gastrocnemio con glúteo mayor según el deporte practicado

	Deporte_CAT								
	Nada		Ballet		Deportes salto		Deportes no salto		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_Pr_GMa_CCP0P1	40,39%	63,17%	39,18%	67,29%	26,63%	40,98%	20,41%	39,91%	0,034
CCTA_Gem_Pr_GMa_CCP0P1	42,69%	109,250	37,11%	71,400	27,22%	41,860	19,75%	39,910	0,027

Tal como se puede observar en la tabla 96 adjunta, se han encontrado diferencias significativas entre deportes de no salto vs nada, en las co-contracciones musculares en valores promedio de musculatura del cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con glúteo mayor, siendo mayores los valores en el caso de los sujetos que practicaban ballet.

Tabla 96: Comparación de las medianas de la RMS (expresada en %) en la activación muscular de cuádriceps, isquiosural y glúteo medio con glúteo mayor según el deporte practicado

	Deporte_CAT								
	Nada		Ballet		Deportes salto		Deportes no salto		p-valor
	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	Md	RIQ	
CCQua_Isq_GMe_Pr_GMa_CCP0P1	40,39 %	105,65 %	29,12 %	47,17 %	26,63 %	40,92 %	20,41 %	39,91%	0,038

5.3.7 Correlaciones

En el caso de la actividad muscular, como correlación entendemos la existencia de activación muscular simultánea en el tiempo entre dos o más músculos.

A continuación, se exponen las correlaciones

Correlación entre los instantes P9-P11 y la fuerza de reacción del suelo

Tal como se puede observar en la tabla 97 adjunta, en el instante P11, hay una correlación moderada entre la fuerza de reacción del suelo (Fz) con promedio de activación entre los instantes P9-11 de los músculos vasto lateral y tibial anterior.

Tabla 97: Correlación entre Fz y activación muscular en el intervalo P9P11

		VL_Pr_P9P11	TA_Pr_P9P11
FzP11	R	,511**	,539**
	P-valor	<0.001	<0.001
	N	74	74

Tal como se puede observar en la tabla 98 adjunta, en relación al bíceps femoral, hay una correlación moderada en la activación del bíceps femoral entre los instantes P9-11 con los promedios de activación de los músculos semimembranoso, semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemios, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 98: Coactivación muscular en el intervalo P9-11

		Sem_Pr_P 9P11	VM_Pr_P 9P11	VL_Pr_P 9P11	TA_Pr_P 9P11	Gem_Pr_P 9P11	GMa_Pr_P 9P11	GMe_Pr_P 9P11
BF_ Pr_ P9 P11	R	,640**	,646**	,553**	,614**	,668**	,572**	,696**
	Sig. (2- taile d)	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	74	74	74	74	74	74	74

Tal como se puede observar en la tabla 99 adjunta, en relación al semimembranoso y el semitendinoso, hay una correlación moderada en la activación de estos dos músculos entre los instantes P9-11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemios, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 99: Coactivación muscular en el intervalo P9-11

		BF_Pr_P 9P11	VM_Pr_ P9P11	VL_Pr_P 9P11	TA_Pr_P 9P11	Gem_Pr_ P9P11	GMa_Pr_ P9P11	GMe_Pr_ P9P11
Sem_Pr_ P9P11	R	,640**	,659**	,581**	,644**	,681**	,617**	,691**
	P- val or	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	74	74	74	74	74	74	74

Tal como se puede observar en la tabla 100 adjunta, en relación al vasto medial, hay una correlación moderada a fuerte en la activación de este músculo entre los instantes P9-11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso, semitendinoso, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemios, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 100: Coactivación muscular en el intervalo P9-11

		BF_Pr_P 9P11	Sem_Pr_ P9P11	VL_Pr_P 9P11	TA_Pr_P 9P11	Gem_Pr_ P9P11	GMa_Pr_ P9P11	GMe_Pr_ P9P11
VM_Pr_ P9P11	R	,646**	,659**	,634**	,659**	,734**	,759**	,781**
	P- val or	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	74	74	74	74	74	74	74

Tal como se puede observar en las tablas 101 y 102 adjuntas, en relación al vasto lateral, hay una correlación moderada en la activación de este músculo entre los instantes P9-11 con la fuerza de reacción del suelo en P11 y también con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral,

Resultados

semimembranoso, semitendinoso, vasto medial, tibial anterior, gastrocnemios, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 101: Correlación entre en activación muscular con el Fz, en el intervalo P9-11

		FzP11
VL_Pr_P9P11	R	,511**
	P-valor	<0.001
	N	74

Tabla 102: Coactivación muscular en el intervalo P9-11

		BF_Pr_P9P11	Sem_Pr_P9P11	VM_Pr_P9P11	TA_Pr_P9P11	Gem_Pr_P9P11	GMa_Pr_P9P11	GMe_Pr_P9P11
VL_Pr_P9P11	R	,553**	,581**	,634**	,685**	,650**	,655**	,663**
	P-valor	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	74	74	74	74	74	74	74

Tal como se puede observar en las tablas 103 y 104 adjuntas, en relación al tibial anterior, hay una correlación moderada en la activación de este músculo entre los instantes P9-11 con la fuerza de reacción del suelo en P11 y también con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso, semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, gastrocnemios, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 103: Correlación entre en activación muscular con el Fz, en el intervalo P9-11

		FzP11
TA_Pr_P9P11	R	,539**
	P-valor	<0.001
	N	74

Tabla 104: Coactivación muscular en el intervalo P9-11

		BF_Pr_P9P11	Sem_Pr_P9P11	VM_Pr_P9P11	VL_Pr_P9P11	Gem_Pr_P9P11	GMa_Pr_P9P11	GMe_Pr_P9P11
TA_Pr_P9P11	R	,614**	,644**	,659**	,685**	,730**	,614**	,608**
	P-valor	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	74	74	74	74	74	74	74

Tal como se puede observar en la tabla 105 adjunta, en relación a los gastrocnemios, hay una correlación moderada a fuerte en la activación de este músculo entre los instantes P9-11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso, semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 105: Coactivación muscular en el intervalo P9-11

		BF_Pr_P9P11	Sem_Pr_P9P11	VM_Pr_P9P11	VL_Pr_P9P11	TA_Pr_P9P11	GMa_Pr_P9P11	GMe_Pr_P9P11
Gem_Pr_P9P11	R	,668**	,681**	,734**	,650**	,730**	,726**	,772**
	P-valor	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	74	74	74	74	74	74	74

Tal como se puede observar en la tabla 106 adjunta, en relación al glúteo mayor, hay una correlación moderada a fuerte en la activación de este músculo entre los instantes P9-11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso, semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemios y glúteo medio.

Resultados

Tabla 106: Coactivación muscular en el intervalo P9-11

		BF_Pr_P 9P11	Sem_Pr_ P9P11	VM_Pr_ P9P11	VL_Pr_P 9P11	TA_Pr_P 9P11	Gem_Pr_ P9P11	GMe_Pr_ P9P11
GMa_Pr_ P9P11	R	,572**	,617**	,759**	,655**	,614**	,726**	,881**
	P- val or	<0.001	<0.001	<0.001	0	<0.001	<0.001	<0.001
	N	74	74	74	74	74	74	74

Tal como se puede observar en la tabla 107 adjunta, en relación al glúteo medio, hay una correlación moderada a fuerte en la activación de este músculo entre los instantes P9-11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso, semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemios y glúteo mayor.

Tabla 107: Correlación entre en activación muscular con el Fz, en el intervalo P9-11

		BF_Pr_P 9P11	Sem_Pr_ P9P11	VM_Pr_ P9P11	VL_Pr_P 9P11	TA_Pr_P 9P11	Gem_Pr_ P9P11	GMa_Pr_ P9P11
GMe_Pr_ P9P11	R	,696**	,691**	,781**	,663**	,608**	,772**	,881**
	P- val or	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	74	74	74	74	74	74	74

Correlación entre los instantes P9-P11 y la fuerza de reacción del suelo en el caso de las mujeres

Tal como se puede observar en la tabla 108 adjunta, en el instante P11, hay una correlación moderada entre la fuerza de reacción del suelo (Fz) con promedio de activación entre los instantes P9-P11 de los músculos bíceps femoral, vasto lateral, tibial anterior y glúteo mayor.

Tabla 108: Correlación entre los instantes P9-P11 en activación muscular con el Fz en el caso de las mujeres

		BF_Pr_P9P11	VL_Pr_P9P11	TA_Pr_P9P11	GMa_Pr_P9P11
FzP11	R	,545**	,583**	,522**	,529**
	P-valor	0,001	<0.001	0,001	0,001
	N	35	35	35	35

Tal como se puede observar en la tabla 109 adjunta, en relación al bíceps femoral, hay una correlación moderada en la activación del bíceps femoral entre los instantes P9-11 con los promedios de activación de los músculos semimembranoso, semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemios, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 109: Coactivación muscular en el intervalo P9-P11

		Sem_Pr_P9P11	VM_Pr_P9P11	VL_Pr_P9P11	TA_Pr_P9P11	Gem_Pr_P9P11	GMa_Pr_P9P11	GMe_Pr_P9P11
BF_Pr_P9P11	R	,530**	,627**	,551**	,594**	,744**	,621**	,719**
	P-valor	0,001	<0.001	0,001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	35	35	35	35	35	35	35

Tal como se puede observar en la tabla 110 adjunta En relación al semimembranoso y semitendinoso, hay una correlación moderada en la activación del semimembranoso y semitendinoso entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos semimembranoso, semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemios, glúteo mayor y glúteo medio.

Resultados

Tabla 110: Coactivación muscular en el intervalo P9-11

		BF_Pr_ P9P11	VM_Pr_ P9P11	VL_Pr_ P9P11	TA_Pr_ P9P11	GMa_Pr_ P9P11	GMe_Pr_ P9P11
Sem_Pr_ P9P11	R	,530**	,626**	,503**	,580**	,573**	,595**
	P- val or	0,001	<0.001	0,002	<0.001	<0.001	<0.001
	N	35	35	35	35	35	35

Tal como se puede observar en la tabla 111 adjunta, en relación al vasto medial, hay una correlación moderada en la activación del vasto medial entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemios, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 111: Coactivación muscular en el intervalo P9-11

		BF_Pr_ P9P1 1	Sem_Pr_ P9P11	VL_Pr_ P9P11	TA_Pr_ P9P1 1	Gem_Pr_ P9P11	GMa_Pr_ P9P11	GMe_Pr_ P9P11
VM_Pr_ P9P1 1	R	,627**	,626**	,534**	,632**	,680**	,699**	,761**
	P- val or	<0.001	<0.001	0,001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	35	35	35	35	35	35	35

Tal como se puede observar en la tabla 112 adjunta, en relación al vasto lateral, hay una correlación moderada con la fuerza de reacción en el instante P11 y en la activación del vasto lateral entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto medial, tibial anterior, gastrocnemios, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 112: Coactivación muscular en el intervalo P9-P11 en el caso de las mujeres

		Fz P1 1	BF_Pr_ P9P11	Sem_Pr_ _P9P11	VM_Pr_ _P9P1 1	TA_Pr_ P9P11	Gem_Pr_ _P9P11	GMa_Pr_ _P9P11	GMe_Pr_ _P9P11
VL_Pr_ P9P11	R	,58 3**	,551**	,503**	,534**	,703**	,624**	,710**	,638**
	P- va lor	<0. 00 1	0,001	0,002	0,001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	35	35	35	35	35	35	35	35

Tal como se puede observar en la tabla 113 adjunta, en relación al tibial anterior, hay una correlación moderada con la fuerza de reacción del suelo en el instante P11 y en la activación del tibial anterior entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, gastrocnemios, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 113: Correlación entre activación muscular y Fz en el caso de las mujeres en el intervalo P9-P11

		Fz P1 1	BF_Pr_ P9P11	Sem_Pr_ _P9P11	VM_Pr_ _P9P11	VL_Pr_ P9P11	Gem_Pr_ _P9P11	GMa_Pr_ _P9P11	GMe_Pr_ _P9P11
TA_Pr_ P9P11	R	,52 2**	,594**	,580**	,632**	,703**	,768**	,600**	,605**
	P- va lor	0,0 01	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	35	35	35	35	35	35	35	35

Tal como se puede observar en la tabla 114 adjunta, en relación al gastrocnemio, hay una fuerte correlación en la activación del gastrocnemio entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, glúteo mayor y glúteo medio.

Resultados

Tabla 114: Coactivación muscular en el intervalo P9-P11

		BF_Pr_P 9P11	VM_Pr_P 9P11	VL_Pr_P 9P11	TA_Pr_P 9P11	GMa_Pr_ P9P11	GMe_Pr_ P9P11
Gem_Pr_ P9P11	R	,744**	,680**	,624**	,768**	,644**	,768**
	P- val or	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	35	35	35	35	35	35

Tal como se puede observar en la tabla 115 adjunta, en relación al glúteo mayor, hay una correlación moderada a muy fuerte con la fuerza de reacción en el instante P11 y en la activación del glúteo mayor entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemio y glúteo medio.

Tabla 115: Correlación entre activación muscular y Fz en el caso de las mujeres en el intervalo P9-P11

		Fz P1 1	BF_Pr_ P9P11	Sem_Pr_ _P9P11	VM_Pr_ _P9P11	VL_Pr_ P9P11	TA_Pr_ P9P11	Gem_Pr_ _P9P11	GMe_Pr_ _P9P11
GMa_Pr_ _P9P11	R	,52 9**	,621**	,573**	,699**	,710**	,600**	,644**	,903**
	P- va lor	0,0 01	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	35	35	35	35	35	35	35	35

Tal como se puede observar en la tabla 116 adjunta, en relación al glúteo medio, hay una correlación moderada a muy fuerte en la activación del glúteo medio entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemio y glúteo mayor.

Tabla 116: Coactivación muscular en el intervalo P9-P11 en el caso de las mujeres

		BF_Pr_P9P11	Sem_Pr_P9P11	VM_Pr_P9P11	VL_Pr_P9P11	TA_Pr_P9P11	Gem_Pr_P9P11	GMa_Pr_P9P11
GMe_Pr_P9P11	R	,719**	,595**	,761**	,638**	,605**	,768**	,903**
	P-valor	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	35	35	35	35	35	35	35

Correlación entre los instantes P9-P11 y la fuerza de reacción del suelo en el caso de los hombres

Tal como se puede observar en la tabla 117 adjunta, en relación a la fuerza de reacción de suelo en el instante P11, hay una fuerte correlación con los promedios de activación de los músculos vasto medial, tibial anterior, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 117: Correlación entre activación muscular y Fz en el caso de las mujeres en el intervalo P9-P11 en el caso de los hombres

		VM_Pr_P9P11 1	TA_Pr_P9P11 1	GMa_Pr_P9P11 1	GMe_Pr_P9P11 1
FzP11	R	,670**	,569**	,649**	,571**
	P-valor	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	39	39	39	39

Tal como se puede observar en la tabla 118 adjunta, en relación al bíceps femoral, hay una fuerte correlación en la activación del bíceps femoral entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos semimembranoso y semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemio, glúteo mayor y glúteo medio.

Resultados

Tabla 118: Coactivación muscular en el intervalo P9-P11 en el caso de los hombres

		Sem_Pr_P9P11	VM_Pr_P9P11	VL_Pr_P9P11	TA_Pr_P9P11	Gem_Pr_P9P11	GMa_Pr_P9P11	GMe_Pr_P9P11
BF_Pr_P9P11	R	,710**	,692**	,542**	,666**	,626**	,557**	,727**
	P-valor	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	39	39	39	39	39	39	39

Tal como se puede observar en la tabla 119 adjunta, en relación al semimembranoso y semitendinoso, hay una fuerte correlación en la activación del semimembranoso y semitendinoso entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemio, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 119: Coactivación muscular en intervalo P9-P11 en el caso de los hombres

		BF_Pr_P9P11	VM_Pr_P9P11	VL_Pr_P9P11	TA_Pr_P9P11	Gem_Pr_P9P11	GMa_Pr_P9P11	GMe_Pr_P9P11
Sem_Pr_P9P11	R	,710**	,672**	,665**	,684**	,827**	,638**	,809**
	P-valor	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	39	39	39	39	39	39	39

Tal como se puede observar en la tabla 120 adjunta, en relación al vasto medial, hay una fuerte correlación en la fuerza de reacción de suelo en el instante P11 y en la activación del vasto medial entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemio, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 120: Correlación entre activación muscular y el Fz en el caso de los hombres en el intervalo P9-P11

		Fz_P11	BF_Pr_P9P11	Sem_Pr_P9P11	VL_Pr_P9P11	TA_Pr_P9P11	Gem_Pr_P9P11	GMa_Pr_P9P11	GMe_Pr_P9P11
VM_Pr_P9P11	R	,670**	,692**	,672**	,689**	,675**	,756**	,808**	,796**
	P-valor	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	39	39	39	39	39	39	39	39

Tal como se puede observar en la tabla 121 adjunta, en relación al vasto lateral, hay una fuerte correlación en la activación del vasto lateral entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto medial, tibial anterior, gastrocnemio, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 121: Coactivación muscular en el intervalo P9-P11 en el caso de los hombres

		BF_Pr_P9P11	Sem_Pr_P9P11	VM_Pr_P9P11	TA_Pr_P9P11	Gem_Pr_P9P11	GMa_Pr_P9P11	GMe_Pr_P9P11
VL_Pr_P9P11	R	,542**	,665**	,689**	,658**	,675**	,617**	,714**
	P-valor	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	39	39	39	39	39	39	39

Tal como se puede observar en la tabla 122 adjunta, en relación al tibial anterior, hay una fuerte correlación en la fuerza de reacción de suelo en el instante P11 y en la activación del tibial anterior entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, gastrocnemio, glúteo mayor y glúteo medio.

Resultados

Tabla 122: Correlación entre activación muscular y el Fz en el caso de los hombres en el intervalo P9-P11

		Fz P1 1	BF_Pr_ P9P11	Sem_Pr_ _P9P11	VM_Pr_ _P9P1 1	VL_Pr_ P9P11	Gem_Pr_ _P9P11	GMa_Pr_ _P9P11	GMe_Pr_ _P9P11
TA_Pr_ P9P11	R	,56 9**	,666**	,684**	,675**	,658**	,673**	,610**	,613**
	P- va lor	<0. 00 1	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	39	39	39	39	39	39	39	39

Tal como se puede observar en la tabla 123 adjunta, en relación al gastrocnemio, hay una fuerte correlación en la activación del gastrocnemio entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, glúteo mayor y glúteo medio.

Tabla 123: Coactivación muscular en el intervalo P9-P11 en el caso de los hombres

		BF_Pr_ _P9P1 1	Sem_Pr_ _P9P11	VM_Pr_ _P9P1 1	VL_Pr_ P9P11	TA_Pr_ _P9P1 1	GMa_Pr_ _P9P11	GMe_Pr_ _P9P11
Gem_Pr_ _P9P11	R	,626**	,827**	,756**	,675**	,673**	,781**	,814**
	P- va lor	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	39	39	39	39	39	39	39

Tal como se puede observar en la tabla 124 adjunta, en relación al glúteo mayor, hay una fuerte correlación en la fuerza de reacción de suelo en el instante P11 y en la activación del glúteo mayor entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemio y glúteo medio.

Tabla 124: Correlación entre activación muscular y el Fz en el caso de los hombres en el intervalo P9-P11

		Fz P1 1	BF_Pr_ P9P11	Sem_Pr_ _P9P11	VM_Pr_ _P9P1 1	VL_Pr_ P9P11	TA_Pr_ P9P11	Gem_Pr_ _P9P11	GMe_Pr_ _P9P11
GMa_Pr_ _P9P11	R	,64 9**	,557**	,638**	,808**	,617**	,610**	,781**	,826**
	P- va lor 1	<0. 00 1	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	39	39	39	39	39	39	39	39

Tal como se puede observar en la tabla 125 adjunta, en relación al glúteo medio, hay una fuerte correlación en la fuerza de reacción de suelo en el instante P11 y en la activación del glúteo medio entre los instantes P9-P11 con los promedios de activación de los músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemio y glúteo mayor.

Tabla 125: Correlación entre activación muscular y el Fz en el caso de los hombres en el intervalo P9-P11

		Fz P1 1	BF_Pr_ _P9P1 1	Sem_P r_P9P1 1	VM_Pr_ _P9P1 1	VL_Pr_ _P9P1 1	TA_Pr_ _P9P1 1	Gem_P r_P9P1 1	GMa_P r_P9P1 1
GMe_P r_P9P1 1	R	,57 1**	,727**	,809**	,796**	,714**	,613**	,814**	,826**
	P- va lor 1	<0. 00 1	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	N	39	39	39	39	39	39	39	39

DISCUSIÓN

6. Discusión

En los últimos años, se han realizado muchos estudios sobre la lesión del LCA; algunos de ellos se han centrado en el tratamiento de la lesión y otros muchos en los factores que pueden influir en la lesión. Dentro de esos estudios que hablan sobre los factores que pueden influir o condicionar en la lesión, la mayoría de ellos se han hecho con grupos poblacionales en los que los sujetos de estudio eran deportistas, militares... es decir, gente de grupos con actividades bastante homogéneas y además habían sufrido la lesión del LCA; incluso se habían comparado lesionados con no lesionados.

En nuestro estudio, la población estudiada, son sujetos que no han sufrido la lesión. Por esta razón, en el estudio que se ha llevado a cabo, se ha querido saber que patrones de activación muscular en base a su sexo, nivel de actividad física, lateralidad, además de otros factores, muestran estos grupos de población sana, pero no únicamente en el momento del contacto con el suelo, sino durante todo el proceso del salto y aterrizaje, es decir, desde el momento en el que se inicia el vuelo (P0) hasta que el individuo estabiliza el salto pasando por los instante de final de vuelo (P4), instante de Fz máxima (P9) etc.

Los sujetos de este estudio, son un grupo de universitarios, estudiantes de ciencias de la salud, que no han sufrido la lesión del LCA ni tampoco otras lesiones musculo esqueléticas en EEII.

A continuación, se interpretan y contrastan los resultados de nuestro estudio en el contexto de la evidencia actual.

Primero, en la discusión, se comentarán los resultados obtenidos en relación a las variables estudiadas y en relación a la significancia estadística en relación a los diferentes grupos.

En este punto se debe señalar que las diferentes variables estudiadas, han demostrado diferencias significativas en relación al comportamiento de carácter neuromuscular y las estrategias utilizadas. Principalmente, en este sentido podemos destacar la variable "sexo". También, y de manera más concreta y no

tan generalizada, han influido sobre el comportamiento neuromuscular las variables “práctica o no de AF”, “tipo de deporte practicado” y la “IMC”.

En cambio, las otras variables como “lateralidad” y “agudeza visual” han influido sobre aspectos cinemáticos.

6.1 Interpretación de los resultados

6.1.1 Características basales de los sujetos de nuestro estudio en relación a estudios previos

Tal y como se ha señalado previamente, la mayoría de los estudios anteriores se han centrado en sujetos o pacientes que habían sufrido la lesión y que en la mayoría de los casos habían sido intervenidos quirúrgicamente. Además, la mayoría de los grupos de estudio eran sujetos que participaban dentro de un grupo/equipo homogéneo que practicaban un deporte o actividad.

Por esta razón, en esta discusión, habrá parámetros que no podremos comparar con estudios previos ya que no se han encontrado estudios previos en los que los sujetos de estudio sean similares al nuestro.

Por otro lado, algunas de las variables estudiadas, tampoco han sido nombradas en los estudios previos por lo que la comparación no da a lugar.

6.1.2 Interpretación de los resultados en relación a la variable “Sexo”

Los resultados de nuestro estudio confirman nuestra hipótesis de que el sexo es una variable que influye en los distintos grados de la activación muscular.

De hecho, en nuestro estudio se ha podido comprobar (y en el apartado “Resultados” están detallados) que la activación muscular en los diferentes instantes en los que se han tomado muestras, ha encontrado diferencias significativas en lo que se refiere a la activación muscular de diferentes músculos, siendo mayor esta activación en el caso de las mujeres (Esta

diferencia a favor de la mayor activación de algunos grupos musculares como por ejemplo el semimembranoso y semitendinoso en el caso de los sujetos de sexo femenino, no coincide con la conclusión de otros estudios aunque, tal y como hemos señalado, el perfil de nuestros individuos de estudio, era sensiblemente diferente al que se ha estudiado en la mayoría de los demás estudios, tal y como se ha expuesto y referenciado en la introducción).

No solamente se han encontrado diferencias significativas en la activación muscular en los diferentes instantes sino también en los intervalos entre puntos, donde las diferencias significativas se mantienen en lo que se refiere a la activación muscular máxima, el promedio de activación, así como la intensidad de las co-contracciones detectadas. Cabe señalar que los valores máximos obtenidos corresponden en la mayoría de casos a las mujeres, siendo este punto el que podría explicar, lo que Schilaty en el artículo del 2018 (19) señala en relación a que las mujeres suelen exhibir valores superiores máximos en la tensión del LCA en el contacto inicial (P4) y 30, 40 y 70ms después del instante del impacto con el suelo (P5, P6 y P7) .Por ello, esto puede tener relación con que haya unos valores más altos, aunque también sabemos que una mayor tensión a nivel del LCA, no tiene por qué significar que haya mayor tensión muscular o viceversa. Pero sí que la activación de ciertos grupos musculares, puede llevar a una mayor tensión mecánica del ligamento con el consiguiente riesgo de mayor desplazamiento. El mismo autor señala que para controlar esta situación, son especialmente importante los músculos de la cadena cinética posterior entre los que destaca la musculatura isquiosural. En nuestro estudio, en el caso de las mujeres, en los puntos P5, P6 y P7 se han encontrado diferencias significativas en la activación del semimembranoso y el semitendinoso, además del gastrocnemio en el punto P6. Y lo mismo ocurre si miramos a los resultados de la activación máxima y promedio de activación, en los intervalos P5-6 y P6-7 donde hay diferencias significativas en las activaciones de semimembranoso, semitendinoso y gastrocnemio pero no a nivel del bíceps femoral, como señalan otros autores (333,335), que es el músculo que reduce la fuerza de rotación interna y con ello la translación anterior de la tibia aunque está insertado a nivel del peroné y no la tibia, tal y como están el semimembranoso y semitendinoso. Esto tal vez podría deberse a una debilidad de esos grupos

musculares y la necesidad de una mayor activación para compensar la activación de cuádriceps, músculo este último, en el que no se han encontrado diferencias significativas.

A pesar de que no se hayan encontrado estas diferencias significativas a nivel del bíceps femoral, se debe señalar que tanto el semimembranoso como el semitendinoso, con sus inserciones a nivel de la tibia, juegan un papel muy importante en retención del desplazamiento anterior de la tibia respecto al fémur y, por tanto, juegan una labor muy importante en la protección dinámica de la rodilla.

También hemos podido observar una diferencia significativa en la activación muscular del semimembranoso y semitendinoso (tanto en activación muscular máxima como, promedio en los periodos valorados) en el aterrizaje, en la fase previa al contacto con el suelo tras el salto, en el caso de las mujeres confirmando lo que muchos autores señalan y confirman en sus estudios (108,328,378,396) y es que la activación de estos músculos, permite frenar el desplazamiento anterior de la tibia y por consiguiente reducir la tensión a la que se somete al LCA. En este caso, la diferencia respecto a otros estudios publicados, radica en que el grupo que ha destacado en la activación de estos músculos, ha sido el del sexo femenino, cuestión que parece no concordar con los resultados de otras publicaciones pero que puede estar debido al perfil diferente de los sujetos estudiados y previamente explicado.

En cuanto a lo que muchos autores señalan que, las mujeres tienen un patrón de dominancia de cuádriceps, con una mayor actividad del cuádriceps y una menor de isquiosurales en la acción de aterrizaje y en la fase previa al aterrizaje (95,325,328,329) en nuestro estudio no hemos encontrado esa diferencia significativa que señala una mayor activación del cuádriceps respecto a los hombres, ni una menor de isquiosurales. Esta dominancia está relacionada con una menor flexión de rodilla en el aterrizaje tras un salto y al inicio del vuelo, y en nuestro estudio, tampoco hemos encontrado diferencias significativas en los resultados de flexión de rodilla entre hombres y mujeres, tal y como señalan muchos autores (58–60,62–64,296,357) en los estudios realizados

principalmente en sujetos deportistas sano donde se aprecia una mayor flexión en el caso de los hombres . También debemos señalar que esta fuerza de anteriorización de la tibia que puede ejercer el cuádriceps sobre la tibia, y que potencialmente puede ser lesiva para el LCA, se asocia más en las lesiones de los hombres y no tanto en las mujeres (132,185). Otros autores (129,332,396) señalan que las mujeres pueden tener desequilibrios de reclutamiento neuromuscular entre cuádriceps e isquiosural, lo que podría crear dificultades en la desaceleración para el aterrizaje, aumentando las GRF pero en nuestro estudio no hemos encontrado diferencias significativas a ese nivel tampoco. Esta diferencia puede radicar en que muchos de los estudios citados, hacen referencia a individuos que han sufrido la lesión y por tanto, puede haber patrones de activación diferentes respecto a los no lesionados como en nuestro estudio, bien porque hay una alteración del patrón después de la lesión o porque la lesión ocurre por esa alteración de patrón.

También han señalado algunos autores (19,95,110,202,203) sobre la diferencia de reclutamiento y ratio cuádriceps isquiosural en el caso de las mujeres durante la pubertad y justo después; en nuestro caso, los sujetos de estudio no comprenden esas edades por lo que no podemos comparar esos datos.

Respecto a una posible “hiperactividad” del vasto medial en mujeres en fases iniciales del aterrizaje tal y como señala (139), nuestro estudio no ha podido confirmar esos datos pero sí que ha habido diferencias significativas en el vasto medial durante la fase de vuelo hasta justo antes del contacto con el suelo, lo que puede confirmar las teorías de pre-contracción mecanismos de actividad muscular anticipatoria comentada por los autores (233,235,363,365,368–370).

Por el contrario, si se han encontrado diferencias significativas en las co-contracciones de diferentes grupos musculares, destacando de nuevo el periodo P4P5, P5P6 y P6P7 (por ser estos los momentos posteriores al contacto con el suelo y los de mayor riesgo de lesión). Estas diferencias significativas, tienen relación con los que estos autores previamente señalados hacían referencia; una co-contracción de la musculatura cuádriceps-isquiosural permite un control de la articulación de la rodilla (factor importante en este instante del aterrizaje, ya que

es el instante en el que se suele producir la lesión) y en el caso de las mujeres, se han encontrado diferencias significativas en la co-contracción de estos grupos musculares (cuádriceps-isquiosural) en los periodos señalados siendo mayor el valor en el caso de las mujeres. Y también se han encontrado diferencias significativas en la co-contracciones de cuádriceps-gastrocnemio en los periodos P5P6 y P6P7 reforzando la idea de la importancia de la cadena posterior. En este punto el gastrocnemio puede considerarse sinergista del cuádriceps y por tanto un “antagonista” del LCA (375,387) por lo que una co-contracción brusca podría generar problemas ya que algunos estudios han señalado que la activación del gastrocnemio puede afectar a la carga del LCA (371–373) aunque no se ha podido expresar cuantitativamente.

Por otra parte solamente se ha encontrado una correlación entre gastrocnemio y tibial anterior en P1P2, siendo esto interesante a destacar ya que hay estudios que señalan que la flexión dorsal del tobillo es importante en la absorción del GRF y por consiguiente en el riesgo de lesión (131,137).

Algunos autores (253,254) señalan que las mujeres muestran una reducción de la actividad muscular previa al contacto con el suelo en la recepción del salto, previo al contacto con el suelo y no hemos encontrado diferencias significativas en ese sentido tampoco aunque cabe destacar que los autores hacen referencia a que esto ocurre en acciones deportivas y en nuestro caso, el grupo poblacional no era deportistas y por otro lado, el estudio se llevó a cabo en situación de laboratorio.

También se han encontrado diferencias significativas en la activación de aquellos grupos musculares reconocidos como “core” y que tienen una importancia vital en la prevención de las lesiones de LCA. En nuestro caso, se han encontrado diferencias significativas en la activación de Glúteo medio (en los instantes P8, P9, P10 y P11) y glúteo mayor (en P11) así como activación máxima de estos músculos en los intervalos P9-10, P10-11 y P9-11 y activación promedio en P10-11 y P9-11, siendo mayor en el caso de las mujeres pudiendo no concordar con lo que Zazulak señalaba citado por otros autores (138,330) que señalaban en que las mujeres tenían una menor activación de glúteo mayor. No podemos confirmar si estas diferencias generan alteraciones en la estrategia de

reclutamiento de la musculatura de la cadera y por tanto en la dinámica de la misma, tal y como señalan otros autores (110,138,193,225,231,232)

Por otro lado, no hemos podido constatar lo que algunos autores señalan (141,143,166,167,210) sobre la activación de los músculos encargados de la flexión de cadera durante la fase de recepción del salto en los que destacan que un trabajo efectivo de estos músculos ayudan a absorber las fuerzas de reacción del suelo, evitando que la pierna actúe como una columna de dos segmentos, lo que hace que en ocasiones no sea capaz de absorber la fuerza de las GRF; los resultados obtenidos no nos señalan diferencias significativas.

En lo que se refiere a la co-contracción en los que están incluidos estos grupos musculares, cabe señalar que también aparecen diferencias significativas en fases más avanzadas del salto como son los periodos P9P10 y P9P11, (siendo el punto P9 el punto donde la Fz tiene un valor máximo), donde podemos encontrar co-contracciones de glúteo mayor y glúteo medio con cuádriceps, isquiosurales, gastrocnemios, incluso combinaciones de cuádriceps, isquiosurales, glúteo mayor y medio.

Todo esto concuerda con lo que muchos autores (150,330,384) señalan sobre la importancia de la activación de estos grupos musculares, pero difiere en lo que respecta a que las mujeres activan menos estos grupos musculares ya que en nuestro estudio, las diferencias han sido significativas en la activación en algunos puntos, siendo mayores en el caso de las mujeres (138,330).

Por tanto, podemos señalar que tal y como señalan los autores que han estudiado las posibles diferencias de sexo como posible causa en la diferente activación muscular y por ende, en el riesgo de sufrir una lesión, en nuestro estudio también se han encontrado diferencias significativas en lo que se refiere a la activación muscular, tanto en lo que es la activación misma como en lo que se refiere a la activación máxima y el promedio de activación, en un periodo concreto de la actividad. La diferencia se basa en que, en nuestro estudio, en el caso de las mujeres, las diferencias significativas marcan una mayor activación de ciertos grupos musculares, cosa que no concuerda con los estudios citados. Tal vez, esto se debe al hecho que hemos comentado a inicio de este apartado, en el que señalábamos que los estudios previos trabajaban con sujetos

lesionados e intervenidos quirúrgicamente en muchos casos y con grupos de deportistas mientras que nuestros sujetos, aun participando en deportes, no podemos considerarlos como deportistas ya que el nexo de unión de ellos es que son estudiantes universitarios.

6.1.3 Interpretación de los resultados en relación a la variable “lateralidad”

La dominancia de extremidad no influye en el umbral mecánico del LCA (349) y por tanto no debería ser achacable como posible causa de lesión, pero en los resultados de nuestro estudio hemos encontrado diferencias significativas en la angulación de la rodilla en los instantes P7 y P8, instantes que han sido señalados como en los que se suele producir la lesión, señalando que hay una diferencia significativa en el ROM de la rodilla derecha en esos puntos, siendo mayor la angulación en el grupo de lateralidad derecha. Se debe señalar que, en nuestro estudio, siempre se ha valorado la extremidad dominante del sujeto de estudio y que los resultados obtenidos pertenecen a esa extremidad dominante que ha sido seleccionada a través de una prueba de dominancia que hemos señalado anteriormente. No se han encontrado estudios que expliquen el porqué de esta posible diferencia y por tanto puede ser un tema a estudiar por si pudiera haber alguna razón no estudiada. Asimismo, tampoco se han encontrado conclusiones demasiado claras que relacionen la dominancia de extremidad con la casuística lesiva, por lo que no se tiene claro si es un dato que pueda tener algo que ver con los resultados que hemos obtenido.

Por otro lado, nos ha llamado la atención que exista esta diferencia en los grados de flexión, pero no haya diferencias significativas en el aspecto muscular. Una opción que explique esta situación puede deberse a que puede que no haya en el grado de actividad, pero sí en la precisión de esa actividad, variable que no hemos analizado.

6.1.4 Interpretación de los resultados en relación a la variable “agudeza visual”

No se han encontrado estudios que relacionen la agudeza visual con el riesgo de lesión del LCA. Aun así, hemos considerado importante valorar esta variable ya que lo que sí sabemos es que la agudeza visual si puede interferir en el posicionamiento global, y el tiempo de reacción y por tanto, en el control neuromuscular.

En nuestro caso, hemos podido observar diferencias significativas en el instante P0 (instante inicio del vuelo) donde se ha podido ver que aquellos individuos que no tienen ningún déficit visual, tienen una mayor flexión de rodilla, lo que nos puede hacer entender que el impulso para el salto lo hacen con mayor flexión. En el resto de instantes del estudio, no hemos encontrado diferencias significativas en la angulación de la rodilla por lo que entendemos que se han compensado durante la acción dinámica. Se debe destacar que todos los participantes realizaron la actividad de salto de la forma en la que habitualmente ellos la realizan, es decir, aquellos que tienen necesidad de corrección visual, la utilizaron, si habitualmente usan gafas.

Esta disposición diferente (posición de flexión de rodillas) al inicio del vuelo, entre aquellas personas que no tienen necesidad de una corrección visual por déficit de agudeza visual respecto a aquellas que sí lo necesitan, puede señalar la importancia de la visión en el posicionamiento global del cuerpo. Esta alteración de flexión de rodilla detectada en nuestro estudio, puede llevar asociadas otras diferencias también a nivel de otras articulaciones como puede ser cadera y tobillo, aspectos que anteriormente ya se han comentado y que tienen una relación directa con la capacidad que tiene el cuerpo humano para absorber las GRF. Y este posicionamiento del cuerpo en el espacio, puede implicar una serie de reacciones neuromusculares diferentes o alteradas durante la acción dinámica que se vaya a producir a posteriori, con el consiguiente riesgo potencial que puede implicar. No obstante, tampoco se han observado diferencias de activación muscular.

6.1.5 Interpretación de los resultados en relación a la variable “actividad física”

Tal y como se ha señalado previamente, los estudios previos han estudiado a diferentes grupos que practicaban diferentes deportes, pero no el que los individuos fueran o no activos y por tanto no podremos comparar los resultados.

En nuestro caso, se han encontrado diferencias significativas en la activación del músculo glúteo mayor en el instante P0, así como en el periodo P0-1 donde además también hay diferencias significativas en los que se refiere a la activación máxima y promedio del glúteo mayor, y en el intervalo P9-11 donde hay diferencias significativas en la activación máxima, siendo mayor en el grupo de los que no eran activos físicamente.

Esto nos lleva a la reflexión que tal vez, en el inicio del salto, como al final del mismo, los sujetos no habituados a la actividad física, utilizan este musculo, considerado el segundo musculo más fuerte del cuerpo humano para controlar la posición del cuerpo ya que es un músculo estabilizador de pelvis, y que posibilita la posición erguida, evitando que el tronco se vaya hacia delante. El intervalo P9-11 en el que la activación es mayor en el grupo de gente no activa, es el intervalo en el que la GRF es mayor y se produce la mayor flexión de rodilla, por lo que podría ser que, el grupo menos activo, necesitara de una mayor actividad del músculo glúteo mayor para poder estabilizar el tronco y cadera y de esa forma hacer frente a la fuerza de reacción del suelo.

6.1.6 Interpretación de los resultados en relación a la variable “deporte”

Diferentes autores han señalado que la mayoría de las lesiones están asociadas a actividades deportivas (108,109) siendo mayor la ratio de lesión en el caso de las mujeres (96,209)

En nuestro caso, hemos encontrado diferencias significativas en la activación del músculo vasto medial al inicio del salto en los instantes P0 y P1, así como en el periodo P0-1 siendo el grupo de las que practican ballet el que destaca en la activación de este músculo.

Cabe destacar que diferentes estudios (13,90,92,185,353,386,397) señalan que este grupo poblacional (el de los bailarines) no demuestran las deficiencias neuromusculares que demuestran otras disciplinas deportivas y tal vez por ello la baja tasa de lesión del LCA en este grupo. Esto puede deberse al tipo de entrenamiento al que son sometidos los practicantes de ballet, en el que hay una gran actividad de saltos y recepciones donde se controla mucho la forma en la que se aterriza y absorbe el impacto, así como un gran trabajo de posicionamiento del cuerpo en el espacio, necesario en las coreografías. Este trabajo de entrenamiento específico que llevan a cabo los bailarines de ballet, que incluye un trabajo muy importante de orientación espacial, un entrenamiento propioceptivo y de integración de la información visual, puede ser una razón para que el índice de lesiones de LCA sea tan bajo, aunque sea una disciplina en la que se producen muchas acciones de salto y aterrizaje.

6.1.7 Interpretación de los resultados en relación a la variable “IMC”

Se han encontrado diferencias significativas en el reclutamiento muscular en diferentes puntos y fases del salto. Y cabe destacar que, en el caso de los sujetos con obesidad, el músculo que ha destacado ha sido el glúteo mayor, pudiendo deberse por ser un músculo que juega un papel crucial en la estabilización del tronco y la pelvis.

Tal y como han señalado diferentes autores (127,128,210), un índice de masa corporal elevado, puede significar una mayor proporción de grasa respecto a masa muscular y, por tanto, una menor capacidad de reclutar otros grupos musculares o de al menos, que el reclutamiento de estos grupos musculares sea efectivo. Por el contrario, en los intervalos P1-2 y P3-4 han destacado significativamente el grupo de bajo peso en la activación del vasto medial. En este sentido es importante señalar que con el valor de IMC, solamente tenemos una parte de la información completa, ya que la masa corporal y su distribución, así como la posición del centro de masas (en definitiva, factores antropomórficos) también pueden tener importancia.

6.1.8 Correlaciones entre variables

La actividad muscular y la correlación en la activación de los diferentes músculos, es un aspecto que ha sido comentado por muchos autores (11,110) ya que se considera importante a la hora de prevenir las lesiones del LCA. En nuestro caso hemos estudiado mediante el análisis de correlación este fenómeno de co-activación muscular. Esto se ha hecho calculando la correlación existente entre los valores de la RMS entre los distintos músculos. Estas correlaciones musculares nos hablan de la capacidad de trabajar en conjunto para conseguir una buena estabilización corporal tras una actividad como en este caso puede ser el aterrizaje tras un salto y poder contrarrestar las fuerzas de reacción del suelo (GRF) y así evitar o disminuir un riesgo potencial de lesión (141,210) ya que hay diferentes autores que señalan que hay perfiles biomecánicos que relacionan altos valores de GRF con poca amortiguación y por consiguiente con mayor riesgo de lesión (68,90).

En este sentido, hemos podido constatar que, durante toda la fase de salto y aterrizaje, solamente hemos encontrado diferencias significativas en el periodo P9-11 siendo P9 el punto donde la fuerza de reacción del suelo es mayor y P11 el instante donde la rodilla alcanza la flexión máxima tras el aterrizaje. El que las diferencias se hayan dado en esos instantes e intervalos, apoya nuestra idea de que, más allá de los instantes en los que los diferentes autores señalan como en los que normalmente se producen las lesiones (intervalo entre P6 y P8), la actividad neuromuscular y las co-contracciones continúan para estabilizar la articulación y permitir que el individuo pueda seguir con la actividad o con los consiguientes movimientos que se vayan producir. Y esos dos instantes (P9 y P11), son dos puntos de inflexión, ya que en uno de ellos (P9) el cuerpo es sometido a la mayor GRF y en el P11, la rodilla llega a su máximo de flexión.

Durante el resto de la actividad, no hemos encontrado correlaciones en este sentido, lo que nos lleva a pensar que, a pesar de que los autores señalan que las lesiones del LCA ocurren entre los instantes P4 y P8, los instantes P9 y P11 tienen una vital importancia en la estabilización después del salto, cosa importante si tenemos en cuenta que ese instante P9 es el punto donde el GRF tiene un valor máximo y el P11 donde se consigue la flexión de rodilla máxima,

ya que normalmente las actividades se van encadenando, no siendo acciones aisladas, por lo que es importante que haya una buena estabilización tras cada acción.

En este sentido podemos señalar que hay una alta correlación de la activación de ciertos grupos musculares con la GRF en P11; en el caso de las mujeres, hay una fuerte correlación con ese punto con la actividad de los músculos bíceps femoral, vasto lateral, tibial anterior y glúteo mayor en ese punto P11, mientras que en el caso de los hombres los músculos son vasto lateral, tibial anterior y glúteo medio. Esto puede tener relación con las diferencias que previamente hemos comentado en las que destacábamos la mayor activación por parte de las mujeres en glúteo mayor, siendo el glúteo medio más activo en los hombres.

Además, en el caso de las mujeres, en el periodo P9-11, hay una alta correlación de la actividad muscular de vasto lateral, tibial anterior y glúteo mayor con la GRF de P11 y en el caso de los hombres con la actividad muscular de vasto medial, tibial anterior, glúteo mayor y glúteo medio.

Asimismo, durante el intervalo P9-11 (intervalo entre el instante de mayor fuerza de GRF y el instante de mayor flexión de rodilla), hay una alta correlación en la contracción de diferentes grupos musculares (se puede observar en las tablas de resultado).

Una vez destacados los resultados obtenidos en el estudio, podemos señalar que las variables estudiadas, han permitido observar diferencias significativas entre los diferentes participantes y estas diferencias significativas, pueden tener una relación directa con el riesgo potencial de lesión. Estas diferencias señaladas, no han coincidido plenamente con los resultados obtenidos en otros estudios realizados sobre una temática similar en las que el perfil del sujeto estudiado, en la mayoría de los casos, ha sido sensiblemente diferente al nuestro. Por un lado, esto nos ha permitido poder destacar como, a pesar de ser un estudio con unas variables previamente estudiadas de formas diferentes, la diferenciación en el perfil del sujeto (en nuestro estudio no han sido deportistas), puede modificar los resultados de forma importante e incluso, como se ha podido ver, hacer que el grupo poblacional, en este caso, las participantes de sexo femenino, puedan demostrar resultados diferentes a los aportados hasta ahora

por los estudios publicados. Es por ello importante recordar que lo que hemos comentado a inicio de este apartado, en el que señalábamos que en la mayoría de los estudios previos valorados, se ha trabajado con un perfil de sujeto lesionados en muchos casos y con grupos de deportistas, mientras que nuestros sujetos de estudio, aun siendo activos físicamente y participando de forma habitual en algunos casos en práctica deportiva, no podemos considerarlos como deportistas ya que el nexo de unión de todos ellos es que son estudiantes universitarios y la población estudiada ha sido la de estudiantes universitarios y no deportistas.

CONCLUSIONES

7. Conclusiones

Las conclusiones que podemos extraer de los resultados obtenidos en nuestro estudio son las siguientes:

Respecto a la hipótesis, se confirma que existen diferencias en las respuestas neuromusculares en función del sexo y la actividad física en población no deportista.

7.1 En relación a las diferencias respecto al sexo y la activación muscular en instantes:

- El sexo determina un patrón diferente de comportamiento neuromuscular en las fases del vuelo y en los instantes posteriores al aterrizaje.
- Las mujeres muestran mayor activación de los músculos semimembranoso y semitendinoso en los instantes P1, P2, P3 (instantes pertenecientes al vuelo) y P5, P6 (en este instante también del gastrocnemio) y P7 (instantes posteriores al aterrizaje). Asimismo, también muestran mayor activación del músculo Vasto Medial y del gastrocnemio en los instantes P1 y (instantes pertenecientes al vuelo), y del Vasto Lateral en P1 (punto medio del vuelo).
- Respecto al músculo Glúteo Medio las mujeres muestran mayor activación en los instantes P8 (instante posterior al aterrizaje), P9, P10 y P11 (instantes en los que se consigue la Fz máxima y el grado de angulación mayor del goniómetro) y del Glúteo Mayor en el instante P11 (instante donde es mayor grado de angulación del goniómetro).
- Por otro lado, los hombres muestran mayor activación del músculo Tibial Anterior en el instante P5 (instante posterior al aterrizaje).

7.2 En relación a las diferencias respecto al sexo y la activación muscular máxima en intervalos:

- Las mujeres muestran mayor activación muscular máxima de los músculos Vasto Medial, semimembranoso y semitendinoso y gastrocnemio en los intervalos P0-1, P1-2 y P2-3 (intervalos pertenecientes al vuelo) y también del semimembranoso y semitendinoso y gastrocnemio P4-5, P5-6 y P6-7 (intervalos pertenecientes al aterrizaje)
- Respecto a los músculos Glúteo mayor y Glúteo medio, las mujeres muestran mayor activación muscular máxima en los intervalos P9-10 y P9-11 (intervalos en los que se consigue la Fz máxima y el grado de angulación mayor del goniómetro).

7.3 En relación a las diferencias respecto al sexo y el promedio de activación muscular en intervalos:

- Las mujeres muestran mayor promedio de activación de los músculos semimembranoso y semitendinoso en los intervalos P0-1, P1-2, P2-3 (intervalos pertenecientes al vuelo), y P4-5, P5-6, P6-7 y P7-8 (intervalos pertenecientes al aterrizaje) mientras que los músculos vasto medial y vasto lateral muestran mayor promedio de activación del en los intervalos P0-1, P1-2 y P2-3 (intervalos pertenecientes al vuelo).
- Las mujeres muestran mayor promedio de activación de los músculos Bíceps Femoral y gastrocnemio en el intervalo P2-3 (intervalo perteneciente al vuelo) mientras que también muestran mayor promedio de activación del músculo Gastrocnemio en los intervalos P5-6, P6-7 y P9-10 (intervalos pertenecientes al aterrizaje).
- Respecto al glúteo mayor y glúteo medio, las mujeres muestran mayor promedio de activación en los intervalos P9-11 y P10-11 (intervalos en los que se consigue la Fz máxima y el grado de angulación mayor del goniómetro).

7.4 En relación a las diferencias respecto al sexo y la co-contracción muscular

- Las mujeres muestran mayor promedio de co-contracciones musculares de los músculos Cuádriceps y, Semimembranoso y semitendinoso, y Cuádriceps Y Glúteo Mayor, así como Semimembranoso y Semitendinoso con Tibial Anterior en los intervalos P0P1, P1P2, P2P3 (intervalos pertenecientes al vuelo), P4P5, P5P6 y P6P7 (intervalos pertenecientes al aterrizaje). También han mostrado mayor promedio de co-contracciones musculares de los músculos Cuádriceps y Bíceps Femoral en el intervalo P2P3 (intervalo perteneciente al vuelo) y mayor promedio de co-contracciones musculares de los músculos Cuádriceps y gastrocnemio en los intervalos P1P2, P2P3 (intervalos pertenecientes al vuelo) y, P5P6 y P6P7 (intervalos pertenecientes al aterrizaje).
- Por otro lado, en referencia a los intervalos P9P10 Y P9P11 (intervalos en los que se consigue la Fz máxima y el grado de angulación mayor del goniómetro las mujeres han demostrado mayor promedio de co-contracciones musculares de los músculos Cuádriceps y Glúteo Medio, Cuádriceps Y Glúteo Mayor, y Semimembranoso y Semitendinoso con Glúteo Medio y Glúteo mayor.

7.5 En relación a la lateralidad y los grados de angulación de la rodilla

- La lateralidad dominante derecha se relaciona con una mayor angulación de rodilla en los instantes P7 y P8 (instantes pertenecientes al aterrizaje).

7.6 En relación a la agudeza visual y los grados de angulación de la rodilla

- Los participantes con mayor agudeza visual muestran una mayor angulación de rodilla en el instante P0 (instante inicial del vuelo).

7.7 En relación a la práctica de actividad física y la activación muscular

- Los participantes que no se consideraban físicamente activos, muestran mayor activación máxima y de promedio del músculo Glúteo Mayor en el instante P0 (instante inicial del vuelo) y en los intervalos P0-1 (intervalo perteneciente al vuelo) y P9-11 (intervalo en los que se consigue la Fz máxima y el grado de angulación mayor del goniómetro).

7.8 En relación al deporte practicado y la activación muscular máxima

- Las practicantes de ballet muestran una mayor activación muscular del Vasto Medial en los instantes P0 y P1 (instantes pertenecientes al inicio de vuelo, y punto medio de vuelo).

7.9 En relación al IMC y la activación muscular

- Los participantes con sobrepeso, demuestran una mayor activación del Vasto Lateral en el instante P4 mientras que aquellos con obesidad demuestran una mayor activación del Glúteo Mayor lo han hecho en el instante P8 (instante perteneciente a la fase de aterrizaje)
- Por otro lado, los participantes con bajo peso, demuestran un promedio mayor de activación muscular del Vasto Lateral en los intervalos P1-2 y P3-4 (intervalos pertenecientes al vuelo) mientras que aquellos con obesidad lo demuestran con el Glúteo Mayor en el intervalo P9-10 (intervalo perteneciente al aterrizaje).

7.10 En relación a la correlación de la FZ máxima y la activación muscular

- Las mujeres, muestran mayor activación muscular de Bíceps Femoral, Vasto Lateral y Tibial Anterior en el instante de mayor flexión de rodilla (P11) y mayor Fz (Componente vertical de fuerza de reacción del suelo) mientras que los hombres demuestran mayor activación muscular de Vasto Lateral, Tibial Anterior y Glúteo Medio en ese mismo instante.
- En general, el conjunto de participantes, demuestran mayor activación muscular de Vasto Lateral y Tibial Anterior en el instante de mayor flexión de rodilla (P11) y mayor Fz (Componente vertical de fuerza de reacción del suelo).

LIMITACIONES

8. Limitaciones

Tal y como se ha explicado durante el trabajo, por motivos de acceso a la población de estudio, el perfil del sujeto que ha participado en el estudio, es el del alumno universitario que cursa estudios en el grado de fisioterapia. Este hecho podemos considerarlo como una limitación, ya que nos hubiera gustado poder disponer alumnos que estudiaran otras titulaciones para así poder observar posibles diferencias.

Otra limitación que podemos señalar es que no se tuvo en cuenta la posible fatiga muscular o psicológica que presentara el sujeto por actividades en los días previos o motivos emocionales.

Los sujetos de estudio fueron evaluados en diferentes horas del día.

Por último, se debe señalar que no se controló la ingesta que pudiera haber efectuado el sujeto de estudio, de sustancias excitantes como puede ser la cafeína.

APLICABILIDAD

9. Aplicabilidad

Los resultados obtenidos nos han demostrado la gran variabilidad en las respuestas neuromusculares y en los patrones de activación en función de las diferentes variables que hemos estudiado. Además, hemos podido observar resultados diferentes a los publicados en otros estudios, debido al perfil diferente de los sujetos que hemos estudiado. Esto nos permitirá, por un lado, sensibilizar e informar aún más a los diferentes profesionales (sanitarios o no) que actúan con esta población en el ámbito de la actividad física, remarcando la gran importancia que tiene una evaluación personalizada, para poder detectar aquellos aspectos neuromusculares que, en acciones de aterrizaje tras un salto, como la que hemos estudiado nosotros, y sobre todo teniendo en cuenta, cómo, estas variables, pueden llevar a situaciones de riesgo de lesión.

Por tanto, podemos señalar que la aplicabilidad de estos resultados va dirigida a la detección de aquellos aspectos potencialmente lesivos para intentar reducir la incidencia lesiva de rodilla.

Por otro lado, estos resultados podrán ayudarnos a entender mejor y, planificar y organizar las fases de rehabilitación y readaptación de los pacientes lesionados, ayudando a que se reduzca el índice de re-lesión y por tanto jugando un papel muy importante en la prevención, no solamente en aquellos que no han sufrido la lesión sino también en aquellos que están en fase de recuperación.

LINEAS DE INVESTIGACIÓN FUTURAS

10. Líneas de investigación futuras

Tras observar los resultados que hemos obtenido, una de las líneas de futuro, puede ir encaminada a la evaluación más exhaustiva de otros parámetros como pueden ser la fatiga y el dolor, y de qué forma pueden actuar sobre las respuestas neuromusculares y los patrones de reclutamiento muscular.

Otros autores han demostrado que en las/los bailarinas/es, la lesión del LCA es muy poco habitual. En el presente trabajo, hemos podido observar que hay diferencias en el comportamiento neuromuscular en esta población y por ello, nos gustaría poder explorar esta vía con la finalidad, a ser posible, de adaptar su entrenamiento y por ende, su patrón neuromuscular, a la rehabilitación, readaptación y/o prevención de sujetos que practican otros deportes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

11. Referencias bibliográficas

1. van Melick N, van Cingel REH, Brooijmans F, Neeter C, van Tienen T, Hullegie W, et al. Evidence-based clinical practice update: practice guidelines for anterior cruciate ligament rehabilitation based on a systematic review and multidisciplinary consensus. *Br J Sports Med*. 2016 Dec;50(24):1506–15.
2. Rambaud AJM, Semay B, Samozino P, Morin J-B, Testa R, Philippot R, et al. Criteria for Return to Sport after Anterior Cruciate Ligament reconstruction with lower reinjury risk (CR'STAL study): protocol for a prospective observational study in France. *BMJ Open*. 2017 Jun 30;7(6):e015087.
3. Hunnicutt JL, McLeod MM, Slone HS, Gregory CM. Quadriceps Muscle Strength, Size, and Activation and Physical Function After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Athl Train* . 2020 Jan 29;1062-6050-516–8.
4. Ortmaier R, Fink C, Schobersberger W, Kindermann H, Leister I, Runer A, et al. Return to Sports after Anterior Cruciate Ligament Injury: a Matched-Pair Analysis of Repair with Internal Brace and Reconstruction Using Hamstring or Quadriceps Tendons. *Sport · Sport*. 2020 Jan 23;
5. 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 5;138(1):51–61.
6. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Paterno M V., Quatman CE. Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools. *J Orthop Res*. 2016 Nov;34(11):1843–55. A
7. Ueno R, Navacchia A, Bates NA, Schilaty ND, Krych AJ, Hewett TE. Analysis of Internal Knee Forces Allows for the Prediction of Rupture Events in a Clinically Relevant Model of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Orthop J Sport Med*. 2020 Jan 1;8(1):232596711989375.

8. Hanzlíková I, Hébert-Losier K. Is the Landing Error Scoring System Reliable and Valid? A Systematic Review. *Sport Heal A Multidiscip Approach*. 2020 Jan 21;194173811988659.
9. Davies WT, Myer GD, Read PJ. Is It Time We Better Understood the Tests We are Using for Return to Sport Decision Making Following ACL Reconstruction? A Critical Review of the Hop Tests. *Sport Med*. 2019 Nov 19;
10. Nessler T, Denney L, Sampley J. ACL Injury Prevention: What Does Research Tell Us? *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2017 Sep 27;10(3):281–8.
11. 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;33(4):492–501.
12. Mazumder O, Chakravarty K, Chatterjee D, Sinha A, Poduval M. Musculoskeletal modeling to predict and reduce Anterior Cruciate Ligament injury during single leg drop jump activity: Synergistic muscle co-activation approach. In: 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE; 2019. p. 4108–12.
13. Hewett TE, Ford KR, Myer GD. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sports Med*. 2006 Mar;34(3):490–8.
14. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* . 16(2):113–22.
15. Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med*. 1987;15(3):207–13.
16. 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;44(8):2087–96.
17. Niederer D, Giesche F, Janko M, Niemeyer P, Wilke J, Engeroff T, et al. Unanticipated jump-landing quality in patients with anterior cruciate ligament reconstruction: How long after the surgery and return to sport does the re-injury risk factor persist? *Clin Biomech.* 2020 Feb;72:195–201.
 18. Palmieri-Smith RM, Lepley LK. Quadriceps strength asymmetry after anterior cruciate ligament reconstruction alters knee joint biomechanics and functional performance at time of return to activity. *Am J Sports Med.* 2015;43(7):1662–9.
 19. Schilaty ND, Bates NA, Nagelli C V., Krych AJ, Hewett TE. Sex-Based Differences of Medial Collateral Ligament and Anterior Cruciate Ligament Strains With Cadaveric Impact Simulations. *Orthop J Sport Med.* 2018 Apr 12;6(4):232596711876521.
 20. Hewett TE, Ford KR, Xu YY, Khoury J, Myer GD. Effectiveness of Neuromuscular Training Based on the Neuromuscular Risk Profile. *Am J Sports Med.* 2017 Jul 25;45(9):2142–7.
 21. Burland JP, Lepley AS, Frechette L, Lepley LK. Protracted alterations in muscle activation strategies and knee mechanics in patients after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2020 Jan 2;
 22. Weiss K, Whatman C. Biomechanics Associated with Patellofemoral Pain and ACL Injuries in Sports. *Sport Med [Internet].* 2015 Sep 1;45(9):1325–37. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s40279-015-0353-4>
 23. 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. Zhao C, editor. *PLoS One.* 2015 Dec 4;10(12):e0144063.
 24. Gokeler A, Neuhaus D, Benjaminse A, Grooms DR, Baumeister J. Principles of Motor Learning to Support Neuroplasticity After ACL Injury: Implications for Optimizing Performance and Reducing Risk of Second

- ACL Injury. *Sport Med.* 2019 Jun 5;49(6):853–65.
25. Dai B, Garrett WE, Gross MT, Padua DA, Queen RM, Yu B. The effects of 2 landing techniques on knee kinematics, kinetics, and performance during stop-jump and side-cutting tasks. *Am J Sports Med.* 2015;43(2):466–74.
 26. Gokeler A, Benjaminse A, Welling W, Alferink M, Eppinga P, Otten B. The effects of attentional focus on jump performance and knee joint kinematics in patients after ACL reconstruction. *Phys Ther Sport.* 2015 May;16(2):114–20.
 27. Kotsifaki A, Korakakis V, Whiteley R, Van Rossom S, Jonkers I. Measuring only hop distance during single leg hop testing is insufficient to detect deficits in knee function after ACL reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2019 May 29;bjsports-2018-099918.
 28. Sugimoto D, Myer GD, Barber Foss KD, Pepin MJ, Micheli LJ, Hewett TE. Critical components of neuromuscular training to reduce ACL injury risk in female athletes: meta-regression analysis. *Br J Sports Med.* 2016 Oct;50(20):1259–66.
 29. 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;475(10):2447–55.
 30. Filbay SR, Grindem H. Evidence-based recommendations for the management of anterior cruciate ligament (ACL) rupture. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2019.
 31. Horvath A, Senorski EH, Westin O, Karlsson J, Samuelsson K, Svantesson E. Outcome After Anterior Cruciate Ligament Revision. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2019 Sep 8;12(3):397–405. 5
 32. Nyman E, Armstrong CW. Real-time feedback during drop landing training improves subsequent frontal and sagittal plane knee kinematics. *Clin Biomech.* 2015 Nov;30(9):988–94.
 33. Grindem H, Snyder-Mackler L, Moksnes H, Engebretsen L, Risberg MA.

- Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *Br J Sports Med.* 2016 Jul;50(13):804–8.
34. Larsen JB, Farup J, Lind M, Dalgas U. Muscle strength and functional performance is markedly impaired at the recommended time point for sport return after anterior cruciate ligament reconstruction in recreational athletes. *Hum Mov Sci.* 2015;39:73–87.
 35. Nyman E, Armstrong CW. Real-time feedback during drop landing training improves subsequent frontal and sagittal plane knee kinematics. *Clin Biomech.* 2015;30(9):988–94.
 36. Lee H, Petrofsky JS, Daher N, Berk L, Laymon M, Khowailed IA. Anterior cruciate ligament elasticity and force for flexion during the menstrual cycle. *Med Sci Monit.* 2013 Jan [cited 2013 Dec 3];19:1080–8.
 37. Nyland J, Klein S, Caborn DNM. Lower Extremity Compensatory Neuromuscular and Biomechanical Adaptations 2 to 11 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg.* 2010 Sep;26(9):1212–25.
 38. Webster KE, Feller JA. Exploring the High Reinjury Rate in Younger Patients Undergoing Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2016;44(11):2827–32.
 39. Webster KE, Hewett TE. What is the Evidence for and Validity of Return-to-Sport Testing after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med.* 2019 Jun 23;49(6):917–29.
 40. Beard DJ, Dodd CA, Trundle HR, Simpson AH. Proprioception enhancement for anterior cruciate ligament deficiency. A prospective randomised trial of two physiotherapy regimes. *J bone Jt surgery British Vol.* 1994 Jul;76(4):654–9.
 41. Ford KR, Shapiro R, Myer GD, Van Den Bogert AJ, Hewett TE. Longitudinal sex differences during landing in knee abduction in young athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2010 Oct;42(10):1923–31.

42. Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Webster KE. Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: an updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. *Br J Sports Med*. 2014 Nov;48(21):1543–52.
43. 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 Jun;45(7):596–606.
44. Shah VM, Andrews JR, Fleisig GS, McMichael CS, Lemak LJ. Return to play after anterior cruciate ligament reconstruction in National Football League athletes. *Am J Sports Med*. 2010 Nov;38(11):2233–9.
45. Thomas AC, Villwock M, Wojtys EM, Palmieri-Smith RM. Lower extremity muscle strength after anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *J Athl Train*. 2013;48(5):610–20.
46. Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ. Contralateral limb strength deficits after anterior cruciate ligament reconstruction using a hamstring tendon graft. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007 Jun;22(5):543–50.
47. Neto T, Sayer T, Theisen D, Mierau A. Functional Brain Plasticity Associated with ACL Injury: A Scoping Review of Current Evidence. *Neural Plast*. 2019 Dec 27;2019:1–17.
48. Arna Risberg M, Lewek M, Snyder-Mackler L. A systematic review of evidence for anterior cruciate ligament rehabilitation: how much and what type? *Phys Ther Sport*. 2004 Aug;5(3):125–45.
49. Snoeker B, Turkiewicz A, Magnusson K, Frobell R, Yu D, Peat G, et al. Risk of knee osteoarthritis after different types of knee injuries in young adults: a population-based cohort study. *Br J Sports Med*. 2019 Dec 11;bjsports-2019-100959.
50. Benjaminse A, Lemmink KA, Diercks RL, Otten B. An investigation of motor learning during side-step cutting: design of a randomised controlled trial.

- BMC Musculoskelet Disord. 2010 Oct 13;11:235.
51. Goerger BM, Marshall SW, Beutler AI, Blackburn JT, Wilckens JH, Padua D a. Anterior cruciate ligament injury alters preinjury lower extremity biomechanics in the injured and uninjured leg: the JUMP-ACL study. *Br J Sports Med.* 2014 Feb 21;1–9.
 52. Rudroff T. Functional capability is enhanced with semitendinosus than patellar tendon ACL repair. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(9):1486–92.
 53. Mir SM, Hadian MR, Talebian S, Nasser N. Functional assessment of knee joint position sense following anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med.* 2008;42(4):300–3.
 54. Smith AH, Capin J, Zarzycki R, Snyder-Mackler L. Athletes With Bone-Patellar Tendon Bone Autograft for ACL Reconstruction Were Months Slower to Meet Rehabilitation Milestones and Return to Sport Criteria Than Athletes With Hamstring Tendon Autograft or Soft Tissue Allograft: Secondary Analysis From the. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2019 Nov 27;1–28.
 55. Beutler A, de la Motte S, Marshall S, Padua D, Boden B. Muscle Strength and Qualitative Jump-Landing Differences in Male and Female Military Cadets: the Jump-Acl Study. *J Sports Sci Med.* 2009;8:663–71.
 56. Webster KA, Gribble PA. Time to stabilization of anterior cruciate ligament-reconstructed versus healthy knees in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes. *J Athl Train.* 2010;45(6):580–5.
 57. Lindenberg KM, Carcia CR, Phelps AL, Martin RL, Burrows AM. The influence of heel height on sagittal plane knee kinematics during landing tasks in recreationally active and athletic collegiate females. *Int J Sports Phys Ther.* 2011;6(3):186–98.
 58. Shultz SJ, Nguyen AD, Leonard MD, Schmitz RJ. Thigh strength and activation as predictors of knee biomechanics during a drop jump task. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(4):857–66.
 59. Hanson AM, Padua DA, Troy Blackburn J, Prentice WE, Hirth CJ. Muscle

- activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *J Athl Train.* 2008;43(2):133–43.
60. Schmitz RJ, Shultz SJ. Contribution of knee flexor and extensor strength on sex-specific energy absorption and torsional joint stiffness during drop jumping. *J Athl Train.* 45(5):445–52.
61. Shultz SJ, Schmitz RJ. Effects of transverse and frontal plane knee laxity on hip and knee neuromechanics during drop landings. *Am J Sports Med.* 2009;37(9):1821–30.
62. Shultz SJ, Schmitz RJ, Nguyen AD, Levine BJ. Joint laxity is related to lower extremity energetics during a drop jump landing. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(4):771–80.
63. Lephart SM, Abt JP, Ferris CM, Sell TC, Nagai T, Myers JB, et al. Neuromuscular and biomechanical characteristic changes in high school athletes: a plyometric versus basic resistance program. *Br J Sports Med.* 2005;39(12):932–8.
64. Louw Q, Grimmer K, Vaughan C. Knee movement patterns of injured and uninjured adolescent basketball players when landing from a jump: a case-control study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2006;7:22.
65. Sasaki S, Nagano Y, Ichikawa H. Loading differences in single-leg landing in the forehand- and backhand-side courts after an overhead stroke in badminton: A novel tri-axial accelerometer research. *J Sports Sci.* 2018 May 10;1–8.
66. Leppänen M, Pasanen K, Kujala UM, Vasankari T, Kannus P, Äyrämö S, et al. Stiff Landings Are Associated With Increased ACL Injury Risk in Young Female Basketball and Floorball Players. *Am J Sports Med.* 2017 Feb;45(2):386–93.
67. Kaeding CC, Léger-St-Jean B, Magnussen RA. Epidemiology and Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Clin Sports Med.* 2017 Jan;36(1):1–8.
68. 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.
69. Taylor KA, Terry ME, Utturkar GM, Spritzer CE, Queen RM, Iribarra LA, et al. Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing. *J Biomech.* 2011 Feb 3;44(3):365–71.
70. Gans I, Retzky JS, Jones LC, Tanaka MJ. Epidemiology of Recurrent Anterior Cruciate Ligament Injuries in National Collegiate Athletic Association Sports: The Injury Surveillance Program, 2004-2014. *Orthop J Sport Med.* 2018 Jun;6(6):2325967118777823.
71. Bollen S. Epidemiology of knee injuries: diagnosis and triage. *Br J Sports Med.* 2000 Jun;34(3):227–8.
72. Gianotti SM, Marshall SW, Hume PA, Bunt L. Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. *J Sci Med Sport.* 2009 Nov;12(6):622–7.
73. Røtterud JH, Sivertsen EA, Forssblad M, Engebretsen L, Årøen A. Effect of gender and sports on the risk of full-thickness articular cartilage lesions in anterior cruciate ligament-injured knees: a nationwide cohort study from Sweden and Norway of 15 783 patients. *Am J Sports Med.* 2011 Jul;39(7):1387–94.
74. Janssen KW, Orchard JW, Driscoll TR, van Mechelen W. High incidence and costs for anterior cruciate ligament reconstructions performed in Australia from 2003-2004 to 2007-2008: time for an anterior cruciate ligament register by Scandinavian model? *Scand J Med Sci Sports.* 2012 Aug;22(4):495–501.
75. Nielsen AB, Yde J. Epidemiology of acute knee injuries: a prospective hospital investigation. *J Trauma.* 1991 Dec;31(12):1644–8.
76. Nordenvall R, Bahmanyar S, Adami J, Stenros C, Wredmark T, Felländer-Tsai L. A population-based nationwide study of cruciate ligament injury in Sweden, 2001-2009: incidence, treatment, and sex differences. *Am J Sports Med.* 2012 Aug;40(8):1808–13.

77. Sanders TL, Maradit Kremers H, Bryan AJ, Larson DR, Dahm DL, Levy BA, et al. Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction: A 21-Year Population-Based Study. *Am J Sports Med.* 2016;44(6):1502–7.
78. Meyer EG, Haut RC. Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *J Biomech.* 2008 Dec 5;41(16):3377–83.
79. Hootman JM, Macera CA, Ainsworth BE, Addy CL, Martin M, Blair SN. Epidemiology of musculoskeletal injuries among sedentary and physically active adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2002 May;34(5):838–44.
80. Moses B, Orchard J, Orchard J. Systematic review: Annual incidence of ACL injury and surgery in various populations. *Res Sports Med.* 2012 Jul;20(3–4):157–79.
81. Agel J, Arendt EA, Bershadsky B. Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sports Med.* 2005 Apr;33(4):524–30.
82. Webster KE, Hewett TE. Meta-analysis of meta-analyses of anterior cruciate ligament injury reduction training programs. *J Orthop Res.* 2018 Oct;36(10):2696–708.
83. Prodromos CC, Han Y, Rogowski J, Joyce B, Shi K. A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. *Arthroscopy.* 2007 Dec;23(12):1320-1325.e6.
84. Orishimo KF, Kremenic IJ, Pappas E, Hagins M, Liederbach M. Comparison of landing biomechanics between male and female professional dancers. *Am J Sports Med.* 2009 Nov;37(11):2187–93.
85. Liederbach M, Dilgen FE, Rose DJ. Incidence of anterior cruciate ligament injuries among elite ballet and modern dancers: a 5-year prospective study. *Am J Sports Med.* 2008 Sep;36(9):1779–88.
86. Dragoo JL, Braun HJ, Durham JL, Chen MR, Harris AHS. Incidence and risk factors for injuries to the anterior cruciate ligament in National

- Collegiate Athletic Association football: data from the 2004-2005 through 2008-2009 National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System. *Am J Sports Med.* 2012 May;40(5):990–5.
87. Liederbach M, Kremenec IJ, Orishimo KF, Pappas E, Hagins M. Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2: Influence of fatigue and implications for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2014;42(5):1089–95.
 88. Setuain I, Bikandi E, Amú Ruiz FA, Urtasun F, Izquierdo M. Horizontal jumping biomechanics among elite female handball players with and without anterior cruciate ligament reconstruction: an ISU based study. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2019 Dec 18;11(1):30.
 89. Collings TJ, Gorman AD, Stuelcken MC, Mellifont DB, Sayers MGL. Do the landing mechanics of experienced netball players differ from those of trained athletes competing in sports that do not require frequent landings? *J Sci Med Sport.* 2020 Jan;23(1):48–52.
 90. Taylor KA, Terry ME, Utturkar GM, Spritzer CE, Queen RM, Iribarra LA, et al. Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing. *J Biomech.* 2011 Feb 3;44(3):365–71.
 91. McNair PJ, Marshall RN, Matheson JA. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *N Z Med J.* 1990 Nov 14;103(901):537–9.
 92. Weinhold PS, Stewart J-DN, Liu H-Y, Lin C-F, Garrett WE, Yu B. The influence of gender-specific loading patterns of the stop-jump task on anterior cruciate ligament strain. *Injury.* 2007 Aug;38(8):973–8.
 93. Bencke J, Aagaard P, Zebis MK. Muscle Activation During ACL Injury Risk Movements in Young Female Athletes: A Narrative Review. *Front Physiol.* 2018 May 15;9.
 94. Beynnon BD, Vacek PM, Newell MK, Tourville TW, Smith HC, Shultz SJ, et al. The Effects of Level of Competition, Sport, and Sex on the Incidence of First-Time Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med.* 2014 Aug;42(8):1806–12.

95. Friel NA, Chu CR. The role of ACL injury in the development of posttraumatic knee osteoarthritis. *Clin Sports Med.* 2013 Jan;32(1):1–12.
96. Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM. The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med.* 2007 Oct;35(10):1756–69.
97. Roos EM. Joint injury causes knee osteoarthritis in young adults. *Curr Opin Rheumatol.* 2005 Mar;17(2):195–200.
98. Swenson DM, Collins CL, Best TM, Flanigan DC, Fields SK, Comstock RD. Epidemiology of knee injuries among U.S. high school athletes, 2005/2006-2010/2011. *Med Sci Sports Exerc.* 2013 Mar;45(3):462–9.
99. Nawasreh Z, Failla M, Marmon A, Logerstedt D, Snyder-Mackler L. Comparing the effects of mechanical perturbation training with a compliant surface and manual perturbation training on joints kinematics after ACL-rupture. *Gait Posture.* 2018 Jul;64:43–9.
100. Tan SHS, Lau BPH, Khin LW, Lingaraj K. The Importance of Patient Sex in the Outcomes of Anterior Cruciate Ligament Reconstructions: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2016 Jan;44(1):242–54.
101. Arendt E, Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *Am J Sports Med.* 23(6):694–701.
102. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000 Jun;23(6):573–8.
103. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med.* 2007 Mar;35(3):359–67.
104. Mountcastle SB, Posner M, Kragh JF, Taylor DC. Gender differences in anterior cruciate ligament injury vary with activity: epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in a young, athletic population. *Am J Sports Med.*

- 2007 Oct;35(10):1635–42.
105. Noyes FR, Mooar PA, Matthews DS, Butler DL. The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: the long-term functional disability in athletically active individuals. *J Bone Joint Surg Am* . 1983 Feb;65(2):154–62.
 106. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *Am J Sports Med*. 30(2):261–7.
 107. Smith BA, Livesay GA, Woo SL. Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin Sports Med*. 1993 Oct;12(4):637–70.
 108. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Paterno M V, Quatman CE. Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools. *J Orthop Res*. 2016;34(11):1843–55.
 109. Messina DF, Farney WC, DeLee JC. The incidence of injury in Texas high school basketball. A prospective study among male and female athletes. *Am J Sports Med*. 1999;27(3):294–9.
 110. Gomez E, DeLee JC, Farney WC. Incidence of injury in Texas girls' high school basketball. *Am J Sports Med*. 1996;24(5):684–7.
 111. Paterno M V, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sport. *Clin J Sport Med*. 2012 Mar;22(2):116–21.
 112. Orchard JW, Waldén M, Häggglund M, Orchard JJ, Chivers I, Seward H, et al. Comparison of injury incidences between football teams playing in different climatic regions. *Open access J Sport Med*. 2013 Jan;4:251–60.
 113. Kim S, Bosque J, Meehan JP, Jamali A, Marder R. Increase in outpatient knee arthroscopy in the United States: a comparison of National Surveys of Ambulatory Surgery, 1996 and 2006. *J Bone Joint Surg Am*. 2011 Jun 1;93(11):994–1000.
 114. Zelisko JA, Noble HB, Porter M. A comparison of men's and women's

- professional basketball injuries. *Am J Sports Med.* 10(5):297–9.
115. Deitch JR, Starkey C, Walters SL, Moseley JB. Injury risk in professional basketball players: a comparison of Women's National Basketball Association and National Basketball Association athletes. *Am J Sports Med.* 2006 Jul;34(7):1077–83.
116. Myklebust G, Bahr R. Return to play guidelines after anterior cruciate ligament surgery. *Br J Sports Med.* 2005 Mar;39(3):127–31.
117. Lohmander LS, Ostenberg A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum.* 2004 Oct;50(10):3145–52.
118. Joseph AM, Collins CL, Henke NM, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. A multisport epidemiologic comparison of anterior cruciate ligament injuries in high school athletics. *J Athl Train.* 48(6):810–7.
119. Shultz SJ, Schmitz RJ, Benjaminse A, Collins M, Ford K, Kulas AS. ACL Research Retreat VII: An Update on Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Factor Identification, Screening, and Prevention. *J Athl Train.* 2015 Oct;50(10):1076–93.
120. Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, St Pierre P, Taylor DC. Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *Am J Sports Med.* 2003;31(6):831–42.
121. Loomba-Albrecht LA, Styne DM. Effect of puberty on body composition. *Curr Opin Endocrinol Diabetes Obes [Internet].* 2009 Feb;16(1):10–5.
122. Montgomery MM, Shultz SJ, Schmitz RJ. The effect of equalizing landing task demands on sex differences in lower extremity energy absorption. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2014 Aug;29(7):760–6.
123. de Oliveira FCL, Roy J-S, Pappas E. ACL injury, physical activity, and overweight/obesity: a vicious cycle? *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc [Internet].* 2019 Nov 28;

124. Shultz SJ, Pye ML, Montgomery MM, Schmitz RJ. Associations between lower extremity muscle mass and multiplanar knee laxity and stiffness: a potential explanation for sex differences in frontal and transverse plane knee laxity. *Am J Sports Med.* 2012 Dec;40(12):2836–44.
125. Pfeifer CE, Beattie PF, Sacko RS, Hand A. RISK FACTORS ASSOCIATED WITH NON-CONTACT ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT INJURY: A SYSTEMATIC REVIEW. *Int J Sports Phys Ther.* 2018 Aug;13(4):575–87.
126. Gilmer G, Oliver GD. Preliminary Evaluation of Knee Kinetics in Female Athletes on Hormonal Contraceptives. *Int J Sports Med .* 2019 Dec 16;
127. Quatman CE, Hewett TE. The anterior cruciate ligament injury controversy: is “valgus collapse” a sex-specific mechanism? *Br J Sports Med.* 2009 May;43(5):328–35.
128. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am J Sports Med.* 2009 Feb;37(2):252–9.
129. DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2004 Mar;32(2):477–83.
130. Morishige Y, Harato K, Kobayashi S, Niki Y, Matsumoto M, Nakamura M, et al. Difference in leg asymmetry between female collegiate athletes and recreational athletes during drop vertical jump. *J Orthop Surg Res.* 2019 Dec 10;14(1):424.
131. Boden BP, Griffin LY, Garrett WE. Etiology and Prevention of Noncontact ACL Injury. *Phys Sportsmed.* 2000 Apr;28(4):53–60.
132. Olsen O-E, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med.* 2004 Jun;32(4):1002–12.
133. Pflum MA, Shelburne KB, Torry MR, Decker MJ, Pandy MG. Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2004 Nov;36(11):1949–58.

134. Teng PSP, Leong KF, Kong PW. Influence of Foot-Landing Positions at Initial Contact on Knee Flexion Angles for Single-leg Drop Landings. *Res Q Exerc Sport*. 2019 Nov 27;1–10.
135. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2005 May;35(5):292–9.
136. Lindenberg KM, Lefever CR, Andreyo K, Vaughan R. The influence of heel height on muscleelectromyography of the lower extremity during landing tasks inrecreationally active females: a within subjects randomized trial L. *Int J Sports Phys Ther*. 2019 Dec;14(6):866–76.
137. Urabe Y, Kobayashi R, Sumida S, Tanaka K, Yoshida N, Nishiwaki GA, et al. Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes. *Knee*. 2005 Apr;12(2):129–34.
138. Bakker R, Tomescu S, Brenneman E, Hangalur G, Laing A, Chandrashekar N. Effect of sagittal plane mechanics on ACL strain during jump landing. *J Orthop Res*. 2016;34(9):1636–44.
139. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med*. 2007 Jul;35(7):1123–30.
140. Draganich LF, Vahey JW. An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *J Orthop Res*. 1990 Jan;8(1):57–63.
141. Smidt GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J Biomech*. 1973 Jan;6(1):79–92.
142. Yasuda K, Sasaki T. Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. The force exerted on the tibia by the separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings. *Clin Orthop Relat Res*. 1987 Jul;(220):275–83.
143. Hewett TE, Paterno M V, Myer GD. Strategies for enhancing proprioception

- and neuromuscular control of the knee. *Clin Orthop Relat Res* . 2002 Sep;(402):76–94.
144. Koga H, Bahr R, Myklebust G, Engebretsen L, Grund T, Krosshaug T. Estimating anterior tibial translation from model-based image-matching of a noncontact anterior cruciate ligament injury in professional football: a case report. *Clin J Sport Med* . 2011 May;21(3):271–4.
 145. Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med*. 2010 Nov;38(11):2218–25.
 146. Mendiguchia J, Ford KR, Quatman CE, Alentorn-Geli E, Hewett TE. Sex differences in proximal control of the knee joint. *Sports Med*. 2011 Jul 1;41(7):541–57.
 147. Waldén M, Krosshaug T, Børneboe J, Andersen TE, Faul O, Hägglund M. Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *Br J Sports Med*. 2015 Nov;49(22):1452–60.
 148. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med*. 2009 Jun;43(6):417–22.
 149. Sheehan FT, Sipprell WH, Boden BP. Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*. 2012 May;40(5):1068–74.
 150. Blackburn JT, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J Athl Train*. 44(2):174–9.
 151. Shimokochi Y, Yong Lee S, Shultz SJ, Schmitz RJ. The relationships among sagittal-plane lower extremity moments: implications for landing strategy in anterior cruciate ligament injury prevention. *J Athl Train* . 2009;44(1):33–8.

152. Kulas A, Zalewski P, Hortobagyi T, DeVita P. Effects of added trunk load and corresponding trunk position adaptations on lower extremity biomechanics during drop-landings. *J Biomech.* 2008;41(1):180–5.
153. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003 Aug;18(7):662–9.
154. Houck JR, Duncan A, De Haven KE. Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait Posture.* 2006 Nov;24(3):314–22.
155. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clin J Sport Med .* 2007 Jan;17(1):38–42.
156. Schmitz RJ, Kulas AS, Perrin DH, Riemann BL, Shultz SJ. Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007 Jul;22(6):681–8.
157. Utturkar GM, Irribarra LA, Taylor KA, Spritzer CE, Taylor DC, Garrett WE, et al. The effects of a valgus collapse knee position on in vivo ACL elongation. *Ann Biomed Eng.* 2013 Jan;41(1):123–30.
158. Kim SY, Spritzer CE, Utturkar GM, Toth AP, Garrett WE, DeFrate LE. Knee Kinematics During Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury as Determined From Bone Bruise Location. *Am J Sports Med.* 2015 Oct 11;43(10):2515–21.
159. Kristianslund E, Krosshaug T. Comparison of Drop Jumps and Sport-Specific Sidestep Cutting. *Am J Sports Med .* 2013 Mar 3;41(3):684–8.
160. Myer GD, Schmitt LC, Brent JL, Ford KR, Barber Foss KD, Scherer BJ, et al. Utilization of modified NFL combine testing to identify functional deficits in athletes following ACL reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther .* 2011 Jun;41(6):377–87.
161. Stearns KM, Powers CM. Improvements in Hip Muscle Performance Result

- in Increased Use of the Hip Extensors and Abductors During a Landing Task. *Am J Sports Med* . 2014 Jan 24
162. Stearns KM, Keim RG, Powers CM. Influence of relative hip and knee extensor muscle strength on landing biomechanics. *Med Sci Sports Exerc*. 2013 May;45(5):935–41.
 163. Montgomery MM, Shultz SJ, Schmitz RJ, Wideman L, Henson RA. Influence of lean body mass and strength on landing energetics. *Med Sci Sports Exerc* . 2012 Dec;44(12):2376–83.
 164. Shultz SJ, Nguyen A-D, Leonard MD, Schmitz RJ. Thigh strength and activation as predictors of knee biomechanics during a drop jump task. *Med Sci Sports Exerc*. 2009 Apr;41(4):857–66.
 165. Weinhandl JT, Earl-Boehm JE, Ebersole KT, Huddleston WE, Armstrong BSR, O'Connor KM. Reduced hamstring strength increases anterior cruciate ligament loading during anticipated sidestep cutting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014 Aug;29(7):752–9.
 166. Ficek K, Cieszczyk P, Kaczmarczyk M, Maciejewska-Karłowska A, Sawczuk M, Cholewinski J, et al. Gene variants within the COL1A1 gene are associated with reduced anterior cruciate ligament injury in professional soccer players. *J Sci Med Sport* . 2013 Sep;16(5):396–400.
 167. Khoschnau S, Melhus H, Jacobson A, Rahme H, Bengtsson H, Ribom E, et al. Type I collagen alpha1 Sp1 polymorphism and the risk of cruciate ligament ruptures or shoulder dislocations. *Am J Sports Med*. 2008 Dec;36(12):2432–6.
 168. O'Connell K, Knight H, Ficek K, Leonska-Duniec A, Maciejewska-Karłowska A, Sawczuk M, et al. Interactions between collagen gene variants and risk of anterior cruciate ligament rupture. *Eur J Sport Sci*. 2015;15(4):341–50.
 169. Posthumus M, September A V, Keegan M, O'Cuinneagain D, Van der Merwe W, Schwellnus MP, et al. Genetic risk factors for anterior cruciate ligament ruptures: COL1A1 gene variant. *Br J Sports Med [Internet]*. 2009 May;43(5):352–6.

170. Posthumus M, September A V, O’Cuinneagain D, van der Merwe W, Schwellnus MP, Collins M. The COL5A1 gene is associated with increased risk of anterior cruciate ligament ruptures in female participants. *Am J Sports Med.* 2009 Nov;37(11):2234–40.
171. Posthumus M, September A V, O’Cuinneagain D, van der Merwe W, Schwellnus MP, Collins M. The association between the COL12A1 gene and anterior cruciate ligament ruptures. *Br J Sports Med.* 2010 Dec;44(16):1160–5.
172. Stępien-Słodkowska M, Ficek K, Eider J, Leońska-Duniec A, Maciejewska-Karłowska A, Sawczuk M, et al. The +1245g/t polymorphisms in the collagen type I alpha 1 (col1a1) gene in polish skiers with anterior cruciate ligament injury. *Biol Sport.* 2013 Mar;30(1):57–60.
173. Mannion S, Mtintsilana A, Posthumus M, van der Merwe W, Hobbs H, Collins M, et al. Genes encoding proteoglycans are associated with the risk of anterior cruciate ligament ruptures. *Br J Sports Med.* 2014 Feb 19
174. Ficek K, Stepień-Słodkowska M, Kaczmarczyk M, Maciejewska-Karłowska A, Sawczuk M, Cholewinski J, et al. Does the A9285G Polymorphism in Collagen Type XII α 1 Gene Associate with the Risk of Anterior Cruciate Ligament Ruptures? *Balkan J Med Genet.* 2014 Jun;17(1):41–6.
175. Rahim M, Gibbon A, Hobbs H, van der Merwe W, Posthumus M, Collins M, et al. The association of genes involved in the angiogenesis-associated signaling pathway with risk of anterior cruciate ligament rupture. *J Orthop Res.* 2014 Dec;32(12):1612–8.
176. Malila S, Yuktanandana P, Saowaprut S, Jiamjarasrangsi W, Honsawek S. Association between matrix metalloproteinase-3 polymorphism and anterior cruciate ligament ruptures. *Genet Mol Res.* 2011 Oct 31;10(4):4158–65.
177. Posthumus M, Collins M, van der Merwe L, O’Cuinneagain D, van der Merwe W, Ribbans WJ, et al. Matrix metalloproteinase genes on chromosome 11q22 and the risk of anterior cruciate ligament (ACL) rupture. *Scand J Med Sci Sports.* 2012 Aug;22(4):523–33.

178. Shultz SJ, Schmitz RJ, Kong Y, Dudley WN, Beynnon BD, Nguyen A-D, et al. Cyclic variations in multiplanar knee laxity influence landing biomechanics. *Med Sci Sports Exerc.* 2012 May;44(5):900–9.
179. Shultz SJ, Schmitz RJ, Cone JR, Henson RA, Montgomery MM, Pye ML, et al. Changes in fatigue, multiplanar knee laxity, and landing biomechanics during intermittent exercise. *J Athl Train.* 2015 May;50(5):486–97.
180. Geiser CF, O'Connor KM, Earl JE. Effects of isolated hip abductor fatigue on frontal plane knee mechanics. *Med Sci Sports Exerc.* 2010 Mar;42(3):535–45.
181. Park S-K, Stefanyshyn DJ, Ramage B, Hart DA, Ronsky JL. Relationship between knee joint laxity and knee joint mechanics during the menstrual cycle. *Br J Sports Med.* 2009 Mar;43(3):174–9.
182. Park S-K, Stefanyshyn DJ, Ramage B, Hart DA, Ronsky JL. Alterations in knee joint laxity during the menstrual cycle in healthy women leads to increases in joint loads during selected athletic movements. *Am J Sports Med.* 2009 Jun;37(6):1169–77.
183. Shultz SJ, Schmitz RJ, Nguyen A-D, Levine B, Kim H, Montgomery MM, et al. Knee joint laxity and its cyclic variation influence tibiofemoral motion during weight acceptance. *Med Sci Sports Exerc.* 2011 Feb;43(2):287–95.
184. Lipps DB, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. Anterior cruciate ligament fatigue failures in knees subjected to repeated simulated pivot landings. *Am J Sports Med.* 2013 May;41(5):1058–66.
185. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med.* 2006 Feb;34(2):299–311.
186. Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance: a longitudinal study. *Am J Sports Med.* 2006;34(5):806–13.
187. Quatman-Yates CC, Quatman CE, Meszaros AJ, Paterno M V, Hewett TE. A systematic review of sensorimotor function during adolescence: a

- developmental stage of increased motor awkwardness? *Br J Sports Med.* 2012 Jul;46(9):649–55.
188. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Longitudinal effects of maturation on lower extremity joint stiffness in adolescent athletes. *Am J Sports Med.* 2010 Sep;38(9):1829–37.
189. Harrison AD, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Sex differences in force attenuation: a clinical assessment of single-leg hop performance on a portable force plate. *Br J Sports Med.* 2011 Mar;45(3):198–202.
190. Chaudhari AMW, Lindenfeld TN, Andriacchi TP, Hewett TE, Riccobene J, Myer GD, et al. Knee and hip loading patterns at different phases in the menstrual cycle: implications for the gender difference in anterior cruciate ligament injury rates. *Am J Sports Med.* 2007 May;35(5):793–800.
191. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Slauterbeck JR. Preparticipation physical examination using a box drop vertical jump test in young athletes: the effects of puberty and sex. *Clin J Sport Med.* 2006 Jul;16(4):298–304.
192. Hewett TE, Myer GD, Zazulak BT. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *J Sci Med Sport.* 2008 Sep;11(5):452–9.
193. Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Paterno M V, Hewett TE. The effects of gender and pubertal status on generalized joint laxity in young athletes. *J Sci Med Sport.* 2008 Jun;11(3):257–63.
194. Ford KR, Myer GD, Smith RL, Vianello RM, Seiwert SL, Hewett TE. A comparison of dynamic coronal plane excursion between matched male and female athletes when performing single leg landings. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006 Jan;21(1):33–40.
195. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. *J Electromyogr Kinesiol .* 2005 Apr;15(2):181–9.
196. Hewett TE, Ford KR, Myer GD, Wanstrath K, Scheper M. Gender differences in hip adduction motion and torque during a single-leg agility

- maneuver. *J Orthop Res.* 2006 Mar;24(3):416–21.
197. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *J Bone Joint Surg Am.* 2004 Aug;86-A(8):1601–8.
 198. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc.* 2003 Oct;35(10):1745–50.
 199. Ford KR, Myer GD, Schmitt LC, Uhl TL, Hewett TE. Preferential quadriceps activation in female athletes with incremental increases in landing intensity. *J Appl Biomech.* 2011 Aug;27(3):215–22.
 200. Bates NA, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Timing differences in the generation of ground reaction forces between the initial and secondary landing phases of the drop vertical jump. *Clin Biomech.* 2013 Aug;28(7):796–9.
 201. Schilaty ND, Bates NA, Nagelli C, Krych AJ, Hewett TE. Sex-Based Differences in Knee Kinetics With Anterior Cruciate Ligament Strain on Cadaveric Impact Simulations. *Orthop J Sport Med.* 2018 Mar;6(3):2325967118761037.
 202. Dragoo JL, Lee RS, Benhaim P, Finerman GAM, Hame SL. Relaxin receptors in the human female anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 31(4):577–84.
 203. Faryniarz DA, Bhargava M, Lajam C, Attia ET, Hannafin JA. Quantitation of estrogen receptors and relaxin binding in human anterior cruciate ligament fibroblasts. *In Vitro Cell Dev Biol Anim.* 2006;42(7):176–81.
 204. Hamlet WP, Liu SH, Panossian V, Finerman GA. Primary immunolocalization of androgen target cells in the human anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 1997 Sep;15(5):657–63.
 205. Liu SH, Al-Shaikh R, Panossian V, Yang RS, Nelson SD, Soleiman N, et al. Primary immunolocalization of estrogen and progesterone target cells in the human anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 1996 Jul;14(4):526–

- 33.
206. Lovering RM, Romani WA. Effect of testosterone on the female anterior cruciate ligament. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2005 Jul;289(1):R15-22.
207. Shultz SJ, Wideman L, Montgomery MM, Beasley KN, Nindl BC. Changes in serum collagen markers, IGF-I, and knee joint laxity across the menstrual cycle. *J Orthop Res*. 2012 Sep;30(9):1405–12.
208. Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD. Effects of the menstrual cycle on anterior cruciate ligament injury risk: a systematic review. *Am J Sports Med*. 2007 Apr;35(4):659–68.
209. Deie M, Sakamaki Y, Sumen Y, Urabe Y, Ikuta Y. Anterior knee laxity in young women varies with their menstrual cycle. *Int Orthop*. 2002;26(3):154–6.
210. Eiling E, Bryant AL, Petersen W, Murphy A, Hohmann E. Effects of menstrual-cycle hormone fluctuations on musculotendinous stiffness and knee joint laxity. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007 Feb;15(2):126–32.
211. Heitz NA, Eisenman PA, Beck CL, Walker JA. Hormonal changes throughout the menstrual cycle and increased anterior cruciate ligament laxity in females. *J Athl Train*. 1999 Apr;34(2):144–9.
212. Shultz SJ, Levine BJ, Nguyen A-D, Kim H, Montgomery MM, Perrin DH. A comparison of cyclic variations in anterior knee laxity, genu recurvatum, and general joint laxity across the menstrual cycle. *J Orthop Res*. 2010 Nov;28(11):1411–7.
213. Shultz SJ, Kirk SE, Johnson ML, Sander TC, Perrin DH. Relationship between sex hormones and anterior knee laxity across the menstrual cycle. *Med Sci Sports Exerc*. 2004 Jul;36(7):1165–74.
214. Shultz SJ, Schmitz RJ, Beynnon BD. Variations in varus/valgus and internal/external rotational knee laxity and stiffness across the menstrual cycle. *J Orthop Res [Internet]*. 2011 Mar;29(3):318–25.

215. Casey E, Hameed F, Dhaher YY. The muscle stretch reflex throughout the menstrual cycle. *Med Sci Sports Exerc.* 2014 Mar;46(3):600–9.
216. Dragoo JL, Castillo TN, Braun HJ, Ridley BA, Kennedy AC, Golish SR. Prospective correlation between serum relaxin concentration and anterior cruciate ligament tears among elite collegiate female athletes. *Am J Sports Med.* 2011 Oct;39(10):2175–80.
217. Unemori EN, Beck LS, Lee WP, Xu Y, Siegel M, Keller G, et al. Human relaxin decreases collagen accumulation in vivo in two rodent models of fibrosis. *J Invest Dermatol.* 1993 Sep;101(3):280–5.
218. Naqvi T, Duong TT, Hashem G, Shiga M, Zhang Q, Kapila S. Relaxin's induction of metalloproteinases is associated with the loss of collagen and glycosaminoglycans in synovial joint fibrocartilaginous explants. *Arthritis Res Ther.* 2005;7(1):R1-11.
219. Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ. Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1997 Apr;12(3):139–48.
220. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Reducing knee and anterior cruciate ligament injuries among female athletes: a systematic review of neuromuscular training interventions. *J Knee Surg.* 2005 Jan;18(1):82–8.
221. 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;38(10):1968–78.
222. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res.* 1995 Nov;13(6):930–5.
223. Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance: a longitudinal study. *Am J Sports Med.* 2006 May;34(5):806–13.

224. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005 Apr;15(2):181–9.
225. Ford KR, Myer GD, Toms HE, Hewett TE. Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2005 Jan;37(1):124–9.
226. Shultz SJ, Shimokochi Y, Nguyen A-D, Schmitz RJ, Beynnon BD, Perrin DH. Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo--Part II: relationship with anterior-posterior and general joint laxity in males and females. *J Orthop Res.* 2007 Aug;25(8):989–96.
227. Hsu W-H, Fisk JA, Yamamoto Y, Debski RE, Woo SL-Y. Differences in torsional joint stiffness of the knee between genders: a human cadaveric study. *Am J Sports Med.* 2006 May;34(5):765–70.
228. Ahmad CS, Clark AM, Heilmann N, Schoeb JS, Gardner TR, Levine WN. Effect of Gender and Maturity on Quadriceps-to-Hamstring Strength Ratio and Anterior Cruciate Ligament Laxity. *Am J Sports Med.* 2006 Mar 30;34(3):370–4.
229. Brent JL, Myer GD, Ford KR, Paterno M V, Hewett TE. The effect of sex and age on isokinetic hip-abduction torques. *J Sport Rehabil.* 2013 Feb;22(1):41–6.
230. Bodkin SG, Slater L V., Norte GE, Goetschius J, Hart JM. ACL reconstructed individuals do not demonstrate deficits in postural control as measured by single-leg balance. *Gait Posture.* 2018 Jun;
231. Trulsson A, Miller M, Hansson G-Å, Gummesson C, Garwicz M. Altered movement patterns and muscular activity during single and double leg squats in individuals with anterior cruciate ligament injury. *BMC Musculoskelet Disord.* 2015 Feb 13;16:28.
232. Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM. Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sports Med.* 2008 Jul;27(3):383–404, vii.

233. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train*. 2002 Jan;37(1):71–9.
234. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train*. 2002 Jan;37(1):80–4.
235. Kulas AS, Hortobágyi T, Devita P. The interaction of trunk-load and trunk-position adaptations on knee anterior shear and hamstrings muscle forces during landing. *J Athl Train*. 2010;45(1):5–15.
236. Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC, Stankewich CJ, Renström PA, Nichols CE. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension. A comparison of an open and a closed kinetic chain exercise. *Am J Sports Med*. 25(6):823–9.
237. Draganich LF, Jaeger RJ, Kralj AR. Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. *J Bone Joint Surg Am*. 1989 Aug;71(7):1075–81.
238. Grabiner MD, Campbell KR, Hawthorne DL, Hawkins DA. Electromyographic study of the anterior cruciate ligament-hamstrings synergy during isometric knee extension. *J Orthop Res*. 1989;7(1):152–5.
239. Bai D, Okada Y, Fukumoto T, Ogawa M, Tanaka Y. The muscle pre-activity timing of the hamstrings and quadriceps during 180° and 360° rotational jump landings in healthy female subjects. *Asia-Pacific J Sport Med Arthrosc Rehabil Technol*. 2019 Jul;17:16–20.
240. Barber-Westin SD, Galloway M, Noyes FR, Corbett G, Walsh C. Assessment of lower limb neuromuscular control in prepubescent athletes. *Am J Sports Med*. 2005 Dec;33(12):1853–60.
241. Barber-Westin SD, Noyes FR, Galloway M. Jump-land characteristics and muscle strength development in young athletes: a gender comparison of 1140 athletes 9 to 17 years of age. *Am J Sports Med*. 2006 Mar;34(3):375–84.
242. Hass CJ, Schick EA, Tillman MD, Chow JW, Brunt D, Cauraugh JH. Knee

- biomechanics during landings: comparison of pre- and postpubescent females. *Med Sci Sports Exerc.* 2005 Jan;37(1):100–7.
243. Russell PJ, Croce R V, Swartz EE, Decoster LC. Knee-muscle activation during landings: developmental and gender comparisons. *Med Sci Sports Exerc.* 2007 Jan;39(1):159–70.
244. Swartz EE, Decoster LC, Russell PJ, Croce R V. Effects of Developmental Stage and Sex on Lower Extremity Kinematics and Vertical Ground Reaction Forces During Landing. *J Athl Train.* 2005 Mar;40(1):9–14.
245. Hewett TE, Lynch TR, Myer GD, Ford KR, Gwin RC, Heidt RS. Multiple risk factors related to familial predisposition to anterior cruciate ligament injury: fraternal twin sisters with anterior cruciate ligament ruptures. *Br J Sports Med.* 2010 Sep;44(12):848–55.
246. Sigward SM, Pollard CD, Havens KL, Powers CM. Influence of sex and maturation on knee mechanics during side-step cutting. *Med Sci Sports Exerc.* 2012 Aug;44(8):1497–503.
247. Kim K-W, Lim B-O. Effects of menarcheal age on the anterior cruciate ligament injury risk factors during single-legged drop landing in female artistic elite gymnasts. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014 Nov;134(11):1565–71.
248. Hewett TE, Myer GD, Kiefer AW, Ford KR. Longitudinal Increases in Knee Abduction Moments in Females during Adolescent Growth. *Med Sci Sports Exerc.* 2015 Dec;47(12):2579–85.
249. Holden S, Boreham C, Delahunt E. Sex Differences in Landing Biomechanics and Postural Stability During Adolescence: A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports Med.* 2016 Feb;46(2):241–53.
250. Fulton J, Wright K, Kelly M, Zebrosky B, Zanis M, Drvol C, et al. Injury risk is altered by previous injury: a systematic review of the literature and presentation of causative neuromuscular factors. *Int J Sports Phys Ther.* 2014 Oct;9(5):583–95.
251. Husted RS, Bencke J, Hölmich P, Andersen LL, Thorborg K, Bandholm T,

- et al. MAXIMAL HIP AND KNEE MUSCLE STRENGTH ARE NOT RELATED TO NEUROMUSCULAR PRE-ACTIVITY DURING SIDECUTTING MANEUVER: A CROSS-SECTIONAL STUDY. *Int J Sports Phys Ther.* 2018 Feb;13(1):66–76.
252. Dyhre-Poulsen P, Krogsgaard MR. Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans. *J Appl Physiol.* 2000 Dec;89(6):2191–5.
253. Zebis MK, Andersen LL, Bencke J, Kjaer M, Aagaard P. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *Am J Sports Med.* 2009 Oct;37(10):1967–73.
254. Zebis MK, Andersen LL, Brandt M, Myklebust G, Bencke J, Lauridsen HB, et al. Effects of evidence-based prevention training on neuromuscular and biomechanical risk factors for ACL injury in adolescent female athletes: a randomised controlled trial. *Br J Sports Med.* 2016 May;50(9):552–7.
255. Wilderman DR, Ross SE, Padua DA. Thigh muscle activity, knee motion, and impact force during side-step pivoting in agility-trained female basketball players. *J Athl Train.* 2009;44(1):14–25.
256. Gabriel DA, Kamen G, Frost G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. *Sports Med.* 2006;36(2):133–49.
257. Aagaard P. Training-induced changes in neural function. *Exerc Sport Sci Rev.* 2003 Apr;31(2):61–7.
258. Aagaard P, Andersen JL, Dyhre-Poulsen P, Leffers AM, Wagner A, Magnusson SP, et al. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J Physiol .* 2001 Jul 15;534(Pt. 2):613–23.
259. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol.* 2002 Oct;93(4):1318–26.

260. Zebis MK, Bencke J, Andersen LL, Døssing S, Alkjaer T, Magnusson SP, et al. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidcutting in female elite soccer and handball players. *Clin J Sport Med*. 2008 Jul;18(4):329–37.
261. Nagelli C V., Di Stasi S, Wordeman SC, Chen A, Tatarski R, Hoffman J, et al. Knee Biomechanical Deficits During a Single-Leg Landing Task Are Addressed With Neuromuscular Training in Anterior Cruciate Ligament–Reconstructed Athletes. *Clin J Sport Med*. 2019 Nov;1.
262. Bien DP. Rationale and implementation of anterior cruciate ligament injury prevention warm-up programs in female athletes. *J strength Cond Res*. 2011 Jan;25(1):271–85.
263. Khayambashi K, Ghoddosi N, Straub RK, Powers CM. Hip Muscle Strength Predicts Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes: A Prospective Study. *Am J Sports Med*. 2016 Feb;44(2):355–61.
264. Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, Liu C, Nick TG, Hewett TE. The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clin J Sport Med*. 2009 Jan;19(1):3–8.
265. Draganich LF, Andriacchi TP, Andersson GB. Interaction between intrinsic knee mechanics and the knee extensor mechanism. *J Orthop Res*. 1987;5(4):539–47.
266. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg Am*. 1990 Apr;72(4):557–67.
267. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med*. 24(6):765–73.
268. Nedergaard NJ, Dalbø S, Petersen SV, Zebis MK, Bencke J. Biomechanical and neuromuscular comparison of single- and multi-planar jump tests and a side-cutting maneuver: Implications for ACL injury risk assessment. *Knee [Internet]*. 2019 Dec;

269. Herman DC, Onate JA, Weinhold PS, Guskiewicz KM, Garrett WE, Yu B, et al. The effects of feedback with and without strength training on lower extremity biomechanics. *Am J Sports Med.* 2009 Jul;37(7):1301–8.
270. Taylor KA, Cutcliffe HC, Queen RM, Utturkar GM, Spritzer CE, Garrett WE, et al. In vivo measurement of ACL length and relative strain during walking. *J Biomech.* 2013 Feb 1;46(3):478–83.
271. Knarr BA, Zeni JA, Higginson JS. Comparison of electromyography and joint moment as indicators of co-contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012 Aug;22(4):607–11.
272. Huber C, Nüesch C, Göpfert B, Cattin PC, von Tscharnen V. Muscular timing and inter-muscular coordination in healthy females while walking. *J Neurosci Methods.* 2011 Sep 30;201(1):27–34.
273. Shelburne KB, Pandy MG, Anderson FC, Torry MR. Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *J Biomech.* 2004 Jun;37(6):797–805.
274. Krosshaug T, Slauterbeck JR, Engebretsen L, Bahr R. Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: three-dimensional motion reconstruction from video sequences. *Scand J Med Sci Sports.* 2007 Oct;17(5):508–19.
275. Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *J Biomech.* 2006;39(2):330–8.
276. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, Demaio M, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *Am J Sports Med.* 2006 Sep;34(9):1512–32.
277. 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.
278. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *Br J Sports*

- Med. 2007 Aug;41 Suppl 1:i47-51.
279. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynon B, Fukubayashi T, Garrett W, et al. Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med.* 2008 Jun;42(6):394–412.
280. Owusu-Akyaw KA, Kim SY, Spritzer CE, Collins AT, Englander ZA, Utturkar GM, et al. Determination of the Position of the Knee at the Time of an Anterior Cruciate Ligament Rupture for Male Versus Female Patients by an Analysis of Bone Bruises. *Am J Sports Med.* 2018 Jun;46(7):1559–65.
281. Asmussen E. Muscle fatigue. *Med Sci Sports.* 1979;11(4):313–21.
282. Fitts RH. Muscle fatigue: the cellular aspects. *Am J Sports Med.* 1996;24(6 Suppl):S9-13.
283. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* 2001 Oct;81(4):1725–89.
284. Mejane J, Faubert J, Romeas T, Labbe DR. The combined impact of a perceptual–cognitive task and neuromuscular fatigue on knee biomechanics during landing. *Knee.* 2019 Jan;26(1):52–60.
285. Hiemstra LA, Lo IK, Fowler PJ. Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001 Oct;31(10):598–605.
286. Horita T, Komi P V, Nicol C, Kyröläinen H. Effect of exhausting stretch-shortening cycle exercise on the time course of mechanical behaviour in the drop jump: possible role of muscle damage. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1999 Jan;79(2):160–7.
287. Lattanzio PJ, Petrella RJ. Knee proprioception: a review of mechanisms, measurements, and implications of muscular fatigue. *Orthopedics.* 1998 Apr;21(4):463–70; discussion 470-1; passim.
288. Lattanzio PJ, Petrella RJ, Sproule JR, Fowler PJ. Effects of fatigue on knee proprioception. *Clin J Sport Med [Internet].* 1997 Jan;7(1):22–7.

289. Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Toh S. The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy*. 2004 Apr;20(4):414–8.
290. Davis JM, Bailey SP. Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 1997 Jan;29(1):45–57.
291. Nyland JA, Shapiro R, Caborn DN, Nitz AJ, Malone TR. The effect of quadriceps femoris, hamstring, and placebo eccentric fatigue on knee and ankle dynamics during crossover cutting. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1997 Mar;25(3):171–84.
292. Rozzi SL, Lephart SM, Fu FH. Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. *J Athl Train*. 1999 Apr;34(2):106–14.
293. Wojtys EM, Wylie BB, Huston LJ. The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. *Am J Sports Med*. 1996;24(5):615–21.
294. Johnston RB, Howard ME, Cawley PW, Losse GM. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Med Sci Sports Exerc*. 1998 Dec;30(12):1703–7.
295. Caraffa A, Cerulli G, Progetti M, Aisa G, Rizzo A. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1996;4(1):19–21.
296. Hertel J, Buckley WE, Denegar CR. Serial Testing of Postural Control After Acute Lateral Ankle Sprain. *J Athl Train* [Internet]. 2001 Dec;36(4):363–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937477>
297. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene J V, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *Am J Sports Med*. 27(6):699–706
298. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin J Sport Med*. 2000

- Oct;10(4):239–44.
299. Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008 Jan;23(1):81–92.
 300. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *Am J Sports Med*. 2005 Jul;33(7):1022–9.
 301. McLean SG, Fellin RE, Felin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, et al. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Med Sci Sports Exerc*. 2007 Mar;39(3):502–14.
 302. Meuffels DE, Verhaar JAN. Anterior cruciate ligament injury in professional dancers. *Acta Orthop* . 2008 Aug;79(4):515–8.
 303. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *N Am J Sports Phys Ther*. 2010 Dec;5(4):234–51.
 304. Myer GD, Ford KR, Di Stasi SL, Barber Foss KD, Micheli LJ, Hewett TE. High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: Is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? *Br J Sports Med*. 2014 Mar 31;1–7.
 305. Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*. 2007 Feb;35(2):235–41.
 306. Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai Y-S, Myers JB, Fu FH, et al. The effect of direction and reaction on the neuromuscular and biomechanical characteristics of the knee during tasks that simulate the noncontact anterior cruciate ligament injury mechanism. *Am J Sports Med*. 2006 Jan;34(1):43–54.

307. Azmi NL, Ding Z, Xu R, Bull AMJ. Activation of biceps femoris long head reduces tibiofemoral anterior shear force and tibial internal rotation torque in healthy subjects. *PLoS One*. 2018;13(1):e0190672.
308. Gao B, Zheng NN. Alterations in three-dimensional joint kinematics of anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed knees during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010 Mar;25(3):222–9.
309. Bull AM, Andersen HN, Basso O, Targett J, Amis AA. Incidence and mechanism of the pivot shift. An in vitro study. *Clin Orthop Relat Res*. 1999 Jun;(363):219–31.
310. Shimokochi Y, Shultz SJ. Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train*. 2008;43(4):396–408.
311. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Effect of muscle compensation on knee instability during ACL-deficient gait. *Med Sci Sports Exerc*. 2005 Apr;37(4):642–8.
312. Markolf KL, O'Neill G, Jackson SR, McAllister DR. Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *Am J Sports Med*. 2004;32(5):1144–9.
313. Liu W, Maitland ME. The effect of hamstring muscle compensation for anterior laxity in the ACL-deficient knee during gait. *J Biomech*. 2000 Jul;33(7):871–9.
314. Yanagawa T, Shelburne K, Serpas F, Pandy M. Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;17(9–10):705–12.
315. Biscarini A, Botti FM, Pettorossi VE. Selective contribution of each hamstring muscle to anterior cruciate ligament protection and tibiofemoral joint stability in leg-extension exercise: a simulation study. *Eur J Appl Physiol*. 2013 Sep;113(9):2263–73.
316. Grood ES, Noyes FR, Butler DL, Suntay WJ. Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees. *J Bone Joint Surg Am*. 1981 Oct;63(8):1257–69.

317. Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1980 Mar;62(2):259–70.
318. Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC. Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J Bone Joint Surg Am.* 1976 Jul;58(5):583–94.
319. Markolf KL, Graff-Radford A, Amstutz HC. In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J Bone Joint Surg Am.* 1978 Jul;60(5):664–74.
320. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. New method to identify athletes at high risk of ACL injury using clinic-based measurements and freeware computer analysis. *Br J Sports Med.* 2011 Apr;45(4):238–44.
321. Myer GD, Ford KR, Khoury J, Succop P, Hewett TE. Development and validation of a clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2010 Oct;38(10):2025–33.
322. McPherson AL, Bates NA, Schilaty ND, Nagelli C V, Krych AJ, Hewett TE. Ligament Strain Response Between Lower Extremity Contralateral Pairs During In Vitro Landing Simulation. *Orthop J Sport Med.* 2018 Apr;6(4):2325967118765978.
323. Sanders TL, Maradit Kremers H, Bryan AJ, Larson DR, Dahm DL, Levy BA, et al. Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2016 Jun 26;44(6):1502–7.
324. Bates NA, McPherson AL, Nesbitt RJ, Shearn JT, Myer GD, Hewett TE. Robotic simulation of identical athletic-task kinematics on cadaveric limbs exhibits a lack of differences in knee mechanics between contralateral pairs. *J Biomech.* 2017;53:36–44.
325. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study. *Am J Sports Med.* 2007 Mar;35(3):368–73.

326. Sasaki S, Tsuda E, Yamamoto Y, Maeda S, Kimura Y, Fujita Y, et al. Core-Muscle Training and Neuromuscular Control of the Lower Limb and Trunk. *J Athl Train*. 2019 Sep;54(9):959–69.
327. Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD, Ford KR. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. *Br J Sports Med*. 2005 Jun;39(6):347–50.
328. Hansberger BL, Acocello S, Slater L V, Hart JM, Ambegaonkar JP. Peak Lower Extremity Landing Kinematics in Dancers and Nondancers. *J Athl Train*. 2018 Apr;53(4):379–85.
329. Ambegaonkar JP, Shultz SJ, Perrin DH, Schmitz RJ, Ackerman TA, Schulz MR. Lower body stiffness and muscle activity differences between female dancers and basketball players during drop jumps. *Sports Health*. 2011 Jan;3(1):89–96.
330. Färber S, Heinrich D, Werner I, Federolf P. Is it possible to voluntarily increase hamstring muscle activation during landing from a snow jump in alpine skiing? - a pilot study. *J Sports Sci*. 2018 Jun 18;1–8.
331. Horita T, Komi P V, Nicol C, Kyröläinen H. Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. *Eur J Appl Physiol*. 2002 Nov;88(1–2):76–84.
332. Duncan A, McDonagh MJ. Stretch reflex distinguished from pre-programmed muscle activations following landing impacts in man. *J Physiol*. 2000 Jul 15;526 Pt 2:457–68.
333. McDonagh MJN, Duncan A. Interaction of pre-programmed control and natural stretch reflexes in human landing movements. *J Physiol*. 2002 Nov 1;544(Pt 3):985–94.
334. Giesche F, Wilke J, Engeroff T, Niederer D, Hohmann H, Vogt L, et al. Are biomechanical stability deficits during unplanned single-leg landings related to specific markers of cognitive function? *J Sci Med Sport [Internet]*. 2020 Jan;23(1):82–8.

335. Cowling EJ, Steele JR, McNair PJ. Effect of verbal instructions on muscle activity and risk of injury to the anterior cruciate ligament during landing. *Br J Sports Med.* 2003 Apr;37(2):126–30.
336. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. *Br J Sports Med.* 2000;34(4):293–6.
337. Prapavessis H, McNair PJ. Effects of instruction in jumping technique and experience jumping on ground reaction forces. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999 Jun;29(6):352–6.
338. Labanca L, Laudani L, Mariani P, Macaluso A. Postural Adjustments Following ACL Rupture and Reconstruction: A Longitudinal Study. *Int J Sports Med.* 2018 Jul 28;39(07):549–54.
339. Bennis N, Roby-Brami A, Dufossé M, Bussel B. Anticipatory responses to a self-applied load in normal subjects and hemiparetic patients. *J Physiol Paris.* 1996;90(1):27–42.
340. Kanekar N, Aruin AS. The effect of aging on anticipatory postural control. *Exp brain Res.* 2014 Apr;232(4):1127–36.
341. Labanca L, Laudani L, Casabona A, Menotti F, Mariani PP, Macaluso A. Early compensatory and anticipatory postural adjustments following anterior cruciate ligament reconstruction. *Eur J Appl Physiol.* 2015 Jul;115(7):1441–51.
342. Bulgheroni P, Bulgheroni M V, Andrini L, Guffanti P, Giughello A. Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997;5(1):14–21.
343. Ferber R, Osternig LR, Woollacott MH, Wasielewski NJ, Lee JH. Gait perturbation response in chronic anterior cruciate ligament deficiency and repair. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003 Feb;18(2):132–41.
344. Lustosa LP, Ocarino JM, de Andrade MAP, Pertence AE de M, Bittencourt NFN, Fonseca ST. Muscle co-contraction after anterior cruciate ligament reconstruction: Influence of functional level. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011 Dec;21(6):1050–5.

345. Konishi Y, Fukubayashi T, Takeshita D. Mechanism of quadriceps femoris muscle weakness in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports*. 2002 Dec;12(6):371–5.
346. Solomonow M. Sensory-motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *J Electromyogr Kinesiol* . 2006 Dec;16(6):549–67.
347. Carter ND, Jenkinson TR, Wilson D, Jones DW, Torode AS. Joint position sense and rehabilitation in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Br J Sports Med*. 1997 Sep;31(3):209–12.
348. Skinner HB, Barrack RL. Joint position sense in the normal and pathologic knee joint. *J Electromyogr Kinesiol*. 1991 Sep;1(3):180–90.
349. Suarez T, Laudani L, Giombini A, Saraceni VM, Mariani PP, Pigozzi F, et al. Comparison in Joint-Position Sense and Muscle Coactivation Between Anterior Cruciate Ligament-Deficient and Healthy Individuals. *J Sport Rehabil*. 2016 Feb;25(1):64–9.
350. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med*. 2009 Nov;37(11):2108–16.
351. Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Effects of jump and balance training on knee kinematics and electromyography of female basketball athletes during a single limb drop landing: pre-post intervention study. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol*. 2011 Jul 14;3(1):14.
352. Swanik CB, Lephart SM, Giraldo JL, Demont RG, Fu FH. Reactive muscle firing of anterior cruciate ligament-injured females during functional activities. *J Athl Train*. 1999;34(2):121–9.
353. Ortiz A, Olson SL, Etnyre B, Trudelle-Jackson EE, Bartlett W, Venegas-Rios HL. Fatigue effects on knee joint stability during two jump tasks in women. *J Strength Cond Res*. 2010;24(4):1019–27.
354. Gribble PA, Robinson RH. Alterations in knee kinematics and dynamic

- stability associated with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2009;44(4):350–5.
355. Webster KA, Pietrosimone BG, Gribble PA. Muscle Activation During Landing Before and After Fatigue in Individuals With or Without Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2016 Aug;51(8):629–36.
356. Dyhre-Poulsen P, Simonsen EB, Voigt M. Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *J Physiol.* 1991;437:287–304.
357. Schmitz RJ, Shultz SJ, Nguyen AD. Dynamic valgus alignment and functional strength in males and females during maturation. *J Athl Train.* 2009;44(1):26–32.
358. Ortiz A, Olson S, Libby CL, Trudelle-Jackson E, Kwon YH, Etnyre B, et al. Landing mechanics between noninjured women and women with anterior cruciate ligament reconstruction during 2 jump tasks. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):149–57.
359. Kim D, Unger J, Lanovaz JL, Oates AR. The Relationship of Anticipatory Gluteus Medius Activity to Pelvic and Knee Stability in the Transition to Single-Leg Stance. *PM R.* 2016 Feb;8(2):138–44.
360. Medina JM, Valovich McLeod TC, Howell SK, Kingma JJ. Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008 Aug;18(4):591–7.
361. Hogg JA, Vanrenterghem J, Ackerman T, Nguyen A-D, Ross SE, Schmitz RJ, et al. Temporal kinematic differences throughout single and double-leg forward landings. *J Biomech.* 2020 Jan;99:109559.
362. Ward S, Pearce AJ, Pietrosimone B, Bennell K, Clark R, Bryant AL. Neuromuscular deficits after peripheral joint injury: a neurophysiological hypothesis. *Muscle Nerve.* 2015 Mar;51(3):327–32.
363. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train.*

- 2002;37(1):80–4.
364. Dingenen B, Janssens L, Luyckx T, Claes S, Bellemans J, Staes FF. Lower extremity muscle activation onset times during the transition from double-leg stance to single-leg stance in anterior cruciate ligament injured subjects. *Hum Mov Sci.* 2015 Dec;44:234–45.
 365. Rudolph KS, Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L. 1998 Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998 Dec;8(6):349–62.
 366. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001 Jun;16(5):438–45.
 367. Navacchia A, Ueno R, Ford KR, DiCesare CA, Myer GD, Hewett TE. EMG-Informed Musculoskeletal Modeling to Estimate Realistic Knee Anterior Shear Force During Drop Vertical Jump in Female Athletes. *Ann Biomed Eng.* 2019 Dec 9;47(12):2416–30.
 368. Lass P, Kaalund S, LeFevre S, Arendt-Nielsen L, Sinkjaer T, Simonsen O. Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament. Electromyographic studies of 14 patients. *Acta Orthop Scand.* 1991 Feb;62(1):9–14.
 369. Limbird TJ, Shiavi R, Frazer M, Borra H. EMG profiles of knee joint musculature during walking: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency. *J Orthop Res.* 1988;6(5):630–8.
 370. O'Connor JJ. Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? *J Bone Joint Surg Br.* 1993 Jan;75(1):41–8.
 371. Dürselen L, Claes L, Kiefer H. The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am J Sports Med.* 1995;23(1):129–36.
 372. Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynon BD, et al. The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate

- ligament. *J Orthop Res.* 2001 Nov;19(6):1178–84.
373. Trulsson A, Garwicz M, Ageberg E. Postural orientation in subjects with anterior cruciate ligament injury: development and first evaluation of a new observational test battery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010 Jun;18(6):814–23.
374. Trigsted SM, Post EG, Bell DR. Landing mechanics during single hop for distance in females following anterior cruciate ligament reconstruction compared to healthy controls. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2017 May 5;25(5):1395–402.
375. Yu B, Lin C-F, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006 Mar;21(3):297–305.
376. Carson DW, Ford KR. Sex differences in knee abduction during landing: a systematic review. *Sports Health.* 2011 Jul;3(4):373–82.
377. Beaulieu ML, McLean SG. Sex-dimorphic landing mechanics and their role within the noncontact ACL injury mechanism: evidence, limitations and directions. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2012 Mar 15;4(1):10.
378. Berns GS, Hull ML, Patterson HA. Strain in the anteromedial bundle of the anterior cruciate ligament under combination loading. *J Orthop Res.* 1992 Mar;10(2):167–76.
379. Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech.* 1999 Apr;32(4):395–400.
380. Beynnon B, Howe JG, Pope MH, Johnson RJ, Fleming BC. The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop.* 1992;16(1):1–12.
381. Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003 Sep;11(5):307–

- 11.
382. Carlson VR, Sheehan FT, Boden BP. Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injuries. *JBJS Rev.* 2016 Nov;4(11):1.
383. Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Biomechanical characteristics of the knee joint in female athletes during tasks associated with anterior cruciate ligament injury. *Knee* . 2009 Mar;16(2):153–8.
384. Kanamori A, Woo SL, Ma CB, Zeminski J, Rudy TW, Li G, et al. The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology. *Arthroscopy.* 2000 Sep;16(6):633–9.
385. Barber-Westin SD, Smith ST, Campbell T, Noyes FR. The drop-jump video screening test: retention of improvement in neuromuscular control in female volleyball players. *J Strength Cond Res.* 2010 Nov;24(11):3055–62.
386. Ruan M, Li L. Approach run increases preactivation and eccentric phases muscle activity during drop jumps from different drop heights. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010 Oct;20(5):932–8.
387. Viitasalo JT, Salo A, Lahtinen J. Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1998 Oct;78(5):432–40.
388. Schiltz M, Lehance C, Maquet D, Bury T, Crielaard JM, Croisier JL. Explosive strength imbalances in professional basketball players. *J Athl Train.* 2009;44(1):39–47.
389. Hanson AM, Padua DA, Troy Blackburn J, Prentice WE, Hirth CJ. Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *J Athl Train.* 2008;43(2):133–43.
390. Schulthies SS, Ricard MD, Alexander KJ, Myrer JW. An electromyographic investigation of 4 elastic-tubing closed kinetic chain exercises after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train.* 1998 Oct;33(4):328–35.
391. Li RC, Maffulli N, Hsu YC, Chan KM. Isokinetic strength of the quadriceps and hamstrings and functional ability of anterior cruciate deficient knees in

- recreational athletes. *Br J Sports Med.* 1996;30(2):161–4.
392. Criswell E. *Cram's Introduction to Surface Electromyography.* Jones & Bartlett Learning; 2010.
393. Myer GD, Ford KR, Brent JL, Hewett TE. Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in "high-risk" versus "low-risk" athletes. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007;8:39.
394. Cuschieri S. The STROBE guidelines. *Saudi J Anaesth.* 2019;13(5):31.
395. Hernández, R.; Fernández, C.; Baptista M. *Metodología de la investigación.* Quinta edi. McGraw-Hill/Interamericana, editor. México; 2014.
396. Ebben WP, Fauth ML, Petushek EJ, Garceau LR, Hsu BE, Lutsch BN, et al. Gender-Based Analysis of Hamstring and Quadriceps Muscle Activation During Jump Landings and Cutting. *J Strength Cond Res.* 2010 Feb;24(2):408–15.
397. te Wierike SCM, van der Sluis A, van den Akker-Scheek I, Elferink-Gemser MT, Visscher C. Psychosocial factors influencing the recovery of athletes with anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports.* 2013 Oct;23(5):527–40.

ANEXOS

12. Anexos

12.1 Anexo 1: Permiso institucional para el uso de recursos de la Facultad

 Blanquerna UNIVERSITAT RAMON LLULL	Facultat de Ciències de la Salut	 Facultat de Ciències de la Salut Blanquerna Especialitat: Ciències de la Salut
Dra. Conxita Mestres i Miralles Degana		21 NOV. 2017
		Entrada Núm:
		Sortida Núm: 11701

Barcelona, 21 de novembre de 2017

FCS BLANQUERNA
A l'atenció del Prof. Alesander Badiola

Benvolgut Alesander,

He rebut el teu escrit del passat 19 de novembre de 2017 en relació a la realització del teu projecte de tesi doctoral.

Em plau comunicar-te que se't concedeix el permís institucional per a desenvolupar la recerca necessària per al teu projecte al laboratori de fisiologia de la Facultat, comptant amb la participació dels estudiants de la Facultat matriculats durant el curs acadèmic 2017-2018 i que de manera voluntària i anònima vulguin participar.

Cordialment,



C. Padilla, 326-332, 08025 Barcelona | T. 93 253 30 74 | concepciom@blanquerna.edu

12.2 Anexo 2: Hoja informativa

Hoja informativa

Información para participantes

*Los miembros del equipo de investigación dirigido por ALESANDER BADIOLA ZABALA estamos llevando a cabo el proyecto de investigación: **Análisis de las respuestas neuromusculares del ligamento cruzado anterior de la rodilla durante la recepción del salto: estudio comparativo según género y tipo de actividad física***

Mediante el estudio que llevaremos a cabo pretendemos ver si hay diferencia entre los diferentes grupos poblacionales y entre hombres y mujeres, y si comparten patrones de activación y co-activación de grupos musculares relacionados con la cinética y cinemática de la articulación de la rodilla, además de valorar la fuerza de reacción del suelo en el momento de la recepción tras un salto y en qué angulación de rodilla se produce dicho contacto, ya que tal y como hemos señalado, los estudios hasta ahora trabajados, señalan que esa angulación próxima a la extensión puede considerarse un factor de riesgo. Nuestro objetivo es ver si podemos describir un "mapa" (entendiendo "mapa" como la representación gráfica y numérica de los registros que pretendemos obtener de las diferentes variables, y la correlación entre las mismas, que nos permitan entender y justificar la importancia de algunas reacciones neuromusculares con el objetivo de prevenir la lesión del LCA) en el que tanto por sexo como por grupo poblacional estudiado, seamos capaces de describir unos patrones de actuación ante la recepción de un salto, considerado factor de riesgo en una lesión del LCA. En el contexto de esta investigación le informamos de que pedimos su colaboración para que pueda actuar formando parte de la muestra de estudio y que cumple los siguientes criterios de inclusión:

- *Edad comprendida entre los 18 y los 30 años.*
- *Sin ninguna patología o enfermedad que pueda influir en el equilibrio*
- *Sin lesión alguna del LCA*
- *También estarán excluidos del estudio todos aquellos sujetos que manifiesten tener algún tipo de lesión o secuela que no les permita realizar con normalidad un salto o que el salto pueda estar contraindicado con su lesión o patología*

Esta colaboración implica participar en una evaluación de aproximadamente una hora de duración. Cada evaluación consiste de las siguientes fases:

- *Interrogatorio e historia clínica*
- *Obtención de los datos antropométricos*
- *Se realizará un registro de la actividad muscular y fuerza máxima de los músculos de la EEl mediante receptores fijados sobre la piel. No existe ningún estímulo de ningún tipo.*

Los receptores son electrodos que llevan incorporada una pequeña cantidad de gel conductor

Todos los participantes tendrán asignado un código por lo que es imposible identificar al participante con las respuestas dadas, garantizando totalmente la confidencialidad. Los datos que se obtengan de su participación no se utilizarán con ningún otro fin distinto del explicitado en esta investigación y pasarán a formar parte de un fichero de datos del que será máximo responsable el investigador principal. Dichos datos quedarían protegidos en archivos con un código secreto de acceso, al que únicamente accederá el investigador Alesander Badiola

El fichero de datos del estudio estará bajo la responsabilidad del investigador principal (IP) ante el cual podrá ejercer en todo momento los derechos que establece la Ley 15/1999 de Protección de Datos Personales.

Nos ponemos a su disposición para resolver cualquier duda que la misma haya suscitado. Puede contactar con nosotros a través del teléfono 93 2533068

12.3 Anexo 3: Consentimiento informado

Consentimiento informado del participante

Yo, _____,

mayor de edad, con DNI _____,

DECLARO QUE:

*He recibido información sobre el proyecto **Análisis de las respuestas neuromusculares del ligamento cruzado anterior de la rodilla durante la recepción del salto: estudio comparativo según género y tipo de actividad física** del que se me ha entregado hoja informativa anexa a este consentimiento y para el que se me solicita la participación. He entendido su significado, me han sido aclaradas las dudas y me han sido expuestas las acciones que se derivan del mismo. Se me ha informado de todos los aspectos relacionados con la confidencialidad y protección de datos en cuanto a la gestión de datos personales que comporta el proyecto y las garantías tomadas en cumplimiento de la Ley 15/1999 de Protección de Datos Personales.*

La colaboración en el proyecto es totalmente voluntaria y tengo derecho a retirarme del mismo en cualquier momento. Yo puedo revocar el presente consentimiento, sin que esta retirada pueda influir negativamente en mi en sentido alguno. En caso de retirada, yo tengo derecho a que mis datos sean cancelados del fichero del estudio.

Así mismo, yo renuncio a cualquier beneficio económico o académico que pudiera derivarse del proyecto o de sus resultados.

Por todo ello,

DOY MI CONSENTIMIENTO A:

participar en el proyecto *Análisis de las respuestas neuromusculares del ligamento cruzado anterior de la rodilla durante la recepción del salto: estudio comparativo según género y tipo de actividad física*

1. *Que el equipo de investigación y Alesander Badiola como investigador principal, puedan gestionar sus datos personales y difundir la información que el proyecto genere. Se garantiza que se preservará*

en todo momento su identidad e intimidad, con las garantías establecidas en la ley 15/1999 de protección de datos y normativa complementaria.

2. *Que el equipo de investigación conserve todos los registros efectuados sobre su persona en soporte electrónico, con las garantías y los plazos legalmente previstos, si estuviesen establecidos, y a falta de previsión legal, por el tiempo que fuese necesario para cumplir las funciones del proyecto para las que los datos fueron recabados.*

En _____ a

FIRMA PARTICIPANTE {

FIRMA DEL IP

12.4 Anexo 4: Hoja de registro historia clínica y datos personales

	Fecha prueba	Género	AF: S/N	Deporte1	Deporte 2	Deporte 3	IMC	Edad	Lateralidad
SUJETO Nº									
1									
2									
3									
4									
5									
6									
7									
8									
9									
10									
11									
12									
13									
14									
15									
16									
17									
18									
19									

12.5 Anexo 5: Hoja de registro

PROYECTO: <i>Respuesta Neuromuscular</i>		
COD. VOL: RN- <i>nnn</i>		Fecha:
Sexo:	Edad:	Hora:
Peso:	Altura:	Archivos:
BIOPAC: EMG i PLT Frequency: 1000 Hz		
ACCIÓN	PROCEDIMIENTOS	OBSERVACIONES
Calibración de goniómetro Eje X (ch 13)	Cal 1 (0°): 1.45195 Cal 2 (90°): 0.571196	
Calibración de goniómetro Eje Y (ch 14)	Cal 1 (0°): 1.3787 Cal 2 (90°): 0.516772	

Archivo templateBIOPAC (.qif): RespuestaNeuromusculares.gif

CHANNEL ANALOGIC (BIOPAC)					
Canal BIOPAC	Label EMG	DESCRIPTION	Chk	Chk EMG	UBICACIÓN:
1	EMG 1-XA	Biceps Femoral			
2	EMG 2-XA	Vasto Medial			
3	EMG 3-XA	Gemelos			
4	EMG 4-XA	Glúteo mayor			
5	V(Fx)				
6	V(Fy)				
7	V(Fz)				
8					
9	EMG 1-XB	Semis			
10	EMG 2-XB	Vasto Lateral			
11	EMG 3-XB	Tibial Anterior			
12	EMG 4-XB	Glúteo Medio			
13	Gonio X	Flexión rodilla			
14	Gonio Y	Varo rodilla			
15					
Ref	EMG 1	Cabeza Peroné			
Ref	EMG 2	Rótula			
Ref	EMG 3	Maléolo Peroneal			
Ref	EMG 4	EIAS			

CHANNEL COMPUTE (BIOPAC)		
Canal BIOPAC	Label	DESCRIPTION
C0 – Ch 40	Fx	
C1 – Ch 41	Fy	
C2 – Ch 42	Fz	

COD. VOL: Pxxxx Operador sistema y imagen: _____
 Colocación electrodos: _____

2

REGISTRO DE BASAL y CVM		
Etiqueta BIOPAC	ACCIÓN	OBSERVACIONES
	ORIENTACIÓN del paciente:	
Nombre Archivo Biopac: nnn Basales y CVM.acq		
Basal	Decúbito supino	
Goniómetro	Sedestación. Check 90° de flexión	
Basal bipedestación	Bipedestación, con peso/CG en astrágalo	
CVM-Gemelos		
CVM-Tibial Anterior		
CVM-Vasto lateral CVM-Vasto medial		
CVM – Semis CVM - Isquios		
CVM – Glúteo Mayor		
CVM – Glúteo Medio		



Nom arxiu BIOPAC	PROCEDIMIENTOS	OBSERVACIONES
---------------------	----------------	---------------

Nombre Archivo Biopac: nnn Saltos.acq

Peso en reposo BASAL	- Bipedestación estática en la plataforma	
Salto 1 – 1r int	- De taburete sobre plataforma, rebote y caída en monopodal sobre plataforma de nuevo hasta equilibrio - Distancia taburete a 35 cm	
Salto 2 – 1r int	- De taburete sobre plataforma, rebote y caída en monopodal sobre plataforma de nuevo hasta equilibrio - Distancia taburete a 35 cm	
Salto 3 – 1r int	- De taburete sobre plataforma, rebote y caída en monopodal sobre plataforma de nuevo hasta equilibrio - Distancia taburete a 35 cm	
Peso en reposo BASAL	- Bipedestación estática en la plataforma	

COD. VOL: Pxxxx Operador sistema y imagen: _____
 Colocación electrodos: _____

4

OBSERVACIONES GENERALES

12.6 Anexo 6: Aceptación de la Comisión de Ética e Investigación



El Dr. Xavier Pujadas i Martí, Vicedegà d'Estudis de Postgrau i de Recerca i secretari de la Comissió d'Ètica i Recerca de la Facultat de Psicologia, Ciències de l'Educació i de l'Esport Blanquerna de la Universitat Ramon Llull,

F A C O N S T A R

Que després de valorar la qualitat i aspectes ètics, així com la rellevància científica i tècnica, del projecte de recerca "Análisis de las respuestas neuromusculares del ligamento cruzado anterior de la rodilla durante la recepción del salto: estudio comparativo según sexo y tipo de actividad física" presentat per Alesànder Badiola Zabala, la Comissió que representa emet un informe favorable del mateix.

I perquè consti als efectes oportuns, a petició de l'interessat, ho signa a Barcelona, el dissabte de gener de dos mil divuit.



1718002D

Esta Tesis Doctoral ha sido defendida el día ____ d _____ de 201__

En el Centro _____

de la Universidad Ramon Llull, ante el Tribunal formado por los Doctores y Doctoras

abajo firmantes, habiendo obtenido la calificación:

Presidente/a

Vocal

Vocal *

Vocal *

Secretario/a

Doctorando/a

(): Sólo en el caso de tener un tribunal de 5 miembros*

