UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

FACULTAD DE MEDICINA

TRABAJO FIN DE GRADO

GRADO EN FISIOTERAPIA

EFECTOS DE LA FATIGA FÍSICA EN LA BIOMECÁNICA DEL ATERRIZAJE TRAS UN SALTO

REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

AUTOR: Durá Azorín, Mario

TUTOR: Covadonga de Francisco Gómez-Escolar **Departamento:** Patología y cirugía

Curso académico: 2024-2025 **Convocatoria** de junio

Biblioteca
UNIVERSITAS Miguel Hernández

ÍNDICE

RESUMEN…….....3

ABSTRACT…….4

INTRODUCCIÓN……5-6

OBJETIVOS……....7

MATERIAL Y MÉTODOS…….8-10

RESULTADOS…….....11-14

DISCUSIÓN……..15-19

CONCLUSIONES……..20

ANEXOS……...21-39

BIBLIOGRAFÍA……...40-43

Biblioteca
UNIVERSITAS Miguel Hernández

RESUMEN

Introducción: Los saltos son un elemento clave en numerosos deportes y constituyen un gesto que requiere una elevada coordinación biomecánica. En etapas avanzadas de un entrenamiento, partido o temporada, cuando la fatiga puede comprometer el rendimiento, la estrategia del aterrizaje tras el salto puede verse alterada, lo que puede incrementar el riesgo de lesión.

Objetivo: conocer si la fatiga genera alteraciones biomecánicas en la fase del aterrizaje tras un salto y cómo se presenta esta en diferentes variables.

Material y métodos: se realizó una búsqueda en las bases de datos PubMed, Scopus y Embase. Fueron seleccionados estudios experimentales publicados entre 2014 y 2024 que analizaran la biomecánica del aterrizaje tras la inducción de fatiga física. Para valorar la calidad metodológica se utilizó la escala PEDro.

Resultados: se obtuvieron 8 artículos en total. Las variables de resultados que se analizaron fueron los ángulos en el contacto inicial (IC), ángulos y momentos máximos para los diferentes movimientos de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, obteniéndose los principales resultados en los movimientos de flexión de rodilla y dorsiflexión, flexión plantar e inversión de tobillo.

Conclusiones: existe evidencia de que la fatiga altera la biomecánica del aterrizaje, sin embargo, no lo hizo siguiendo el mismo patrón en todos los sujetos. Además, estas alteraciones provocadas fueron más susceptibles de lesionar el ligamento cruzado anterior, principalmente en aterrizajes monopodales. El tipo de fatiga provocada no mostró diferencias.

Palabras clave: “fatiga”, “aterrizaje”, “alteraciones”, “biomecánica”, “factores de riesgo”.

ABSTRACT

Introduction: Jumps are a key element in numerous sports and represent a movement that requires a high level of biomechanical coordination. In advanced stages of training, matches or the season, when fatigue may compromise performance, landing strategy after jumping can be altered, which may increase the risk of injury.

Objective: To determine whether fatigue generates biomechanical alterations in the landing phase after a jump and how these manifest in different variables.

Materials and Methods: A search was conducted in the PubMed, Scopus and Embase databases. Experimental studies pubished between 2014 and 2024 that analyzed the biomechanics of landing after the induction of physical fatigue were selected. The PEDro scale was used to asses methodological quality.

Results: A total of 8 articles were obtained. The outcome variables analyzed were angles at initial contact (IC), as well as peak angles and moments for different join movements of the hip, knee and ankle, with the main findings related to knee flexion and ankle dorsiflexion, plantarflexion and inversion.

Conclusions: There is evidence that fatigue alters landing biomechanics; however, it did not follow the same pattern in all subjects. Additionally, these alterations were more likely to put the anterior cruciate ligament at risk, especially during single-leg landings. The type of fatigue induced did not show significant differences.

Keywords: “fatigue”, “landing”, “alterations”, biomechanics”, “risk factors”.

INTRODUCCIÓN

El salto y la fase de aterrizaje son elementos clave en numerosos deportes, como el baloncesto, el voleibol, la gimnasia y el fútbol, entre muchos otros. Sin embargo, estas acciones generan una alta demanda biomecánica sobre las extremidades inferiores, lo que puede predisponer a los deportistas a diversas lesiones. Por otro lado, la fatiga muscular se considera la disminución de la fuerza o potencia debido al esfuerzo físico, lo que conlleva a una menor absorción de energía previa a alcanzar el grado óptimo de estiramiento (1). Esta puede deberse a fallos en el sistema nervioso central, afectando la activación neuronal, o a problemas en el músculo y el sistema nervioso periférico, como alteraciones en la contracción (1).

Se ha visto que la fatiga se acumula de manera progresiva durante un partido, entrenamiento y temporada (2). De forma similar, los esguinces de tobillo, una de las lesiones más comunes en el baloncesto, ocurren con mayor frecuencia en los últimos cuartos del partido (3), donde los aterrizajes son fundamentales. Además, las lesiones en estados de fatiga ocurren con mayor frecuencia en miembros inferiores (+90%) (4) y en competición más que en entrenamientos, con un 23’7% de las lesiones en competición, en comparación con solo un 6’7% en entrenamientos en el caso del salto del potro en gimnastas (5).

Las lesiones sin contacto en las extremidades inferiores, como la rotura del ligamento cruzado anterior (LCA) o la tendinopatía rotuliana, han sido ampliamente vinculadas con gestos biomecánicos alterados en la fase de aterrizaje. Por ejemplo, en voleibol, el 75% de las lesiones de LCA ocurren durante esta fase, y un 86’5% de ellas se producen sin contacto con otro jugador (6). Es sabido que ciertos patrones biomecánicos, tanto cinéticos como cinemáticos, que involucran principalmente a la cadera, rodilla y pie/tobillo, junto con algunos parámetros del propio aterrizaje como puede ser la fuerza de reacción del suelo (GFR) o altura del salto, entre otras, pueden aumentar el riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior o generar sobrecargas en el tendón rotuliano (7,8). Además, alteraciones en la activación muscular como retrasos o descoordinaciones entre grupos musculares también han sido señalados como factores de riesgo para dicha lesión (2).

Con toda esta información, viendo que tanto el aterrizaje tras un salto como la fatiga parecen jugar un papel importante en la aparición de lesiones por separado, surge la necesidad de realizar una investigación en la que se pueda establecer la relación conjunta que mantienen con el riesgo de lesión.

Biblioteca
UNIVERSITAS Miguel Hernández

OBJETIVOS

Objetivo general

Conocer si la fatiga física genera alteraciones biomecánicas en la fase del aterrizaje tras un salto.

Objetivos específicos

1. Comprobar si la fatiga genera patrones de aterrizaje similares relacionados con factores de riesgos para lesiones de ligamento cruzado anterior y tendinopatías rotulianas.
2. Identificar si la biomecánica del aterrizaje se ve más afectada según si el aterrizaje es bipodal o monopodal.
3. Analizar si la fatiga física global y analítica afectan de forma similar a la biomecánica del aterrizaje.

P (población) → personas con práctica regular de su deporte (≥2 veces/semana durante ≥1 año), tanto profesionales como no profesionales.

I (intervención/exposición) → fatiga física inducida por protocolos.

C (comparación) → estado sin fatiga.

O (resultado) → alteraciones en la biomecánica del aterrizaje tras un salto.

Biblioteca UNIVERSITAS Miguel Hernández

MATERIAL Y MÉTODOS

COIR

Esta revisión bibliográfica ha sido aprobada por la Oficina de Investigación Responsable (OIR) de la Universidad Miguel Hernández de Elche (UMH) generando el código COIR: https://campus.umh.es/badges/badge.php?hash=63cb64a71d1e796960bfe12cfcbb36325ab7cf57.

Estrategia de búsqueda

Se realizaron búsquedas a través de las bases de datos Pubmed, Embase y Scopus mediante la utilización de las palabras clave "Fatigue", "Landing", "Biomechanics", "Risk Factors", "Alterations" y "Lower Extremities".

Dichas palabras se combinaron mediante los operadores booleanos "AND" y "OR".

BASE DE DATOS	ECUACIÓN DE BÚSQUEDA
Pubmed	(("Fatigue"[MeSH Terms] OR "Fatigue"[Title/Abstract]) AND ("Landing"[MeSH Terms] OR "Landing"[Title/Abstract]) AND ("Biomechanics"[MeSH Terms] OR "Biomechanics"[Title/Abstract]) AND ("Risk Factors"[MeSH Terms] OR "Risk"[Title/Abstract] OR "Alterations"[Title/Abstract]) AND ("Lower Extremity"[MeSH Terms] OR "Lower Limb"[Title/Abstract] OR "Lower Extremities"[Title/Abstract]))

Embase	('fatigue'/exp OR fatigue:ti,ab) AND ('landing'/exp OR landing:ti,ab) AND ('biomechanics'/exp OR biomechanics:ti,ab) AND ('risk factor'/exp OR risk:ti,ab OR alterations:ti,ab) AND ('lower extremity'/exp OR 'lower limb':ti,ab) AND ([english]/lim OR [spanish]/lim) AND ([adult]/lim OR [young adult]/lim OR [middle aged]/lim) AND [2014-2024]/py AND [embase]/lim AND 'article'/it
Scopus	(TITLE-ABS-KEY ("Fatigue") AND TITLE-ABS-KEY ("Landing") AND TITLE-ABS-KEY ("Biomechanics") AND TITLE-ABS-KEY ("Risk Factors" OR "Risk" OR "Alterations") AND TITLE-ABS-KEY ("Lower Extremity" OR "Lower Limb" OR "Lower Extremities")) AND PUBYEAR > 2014 AND PUBYEAR < 2024 AND (LIMIT-TO (DOCTYPE , "ar")) AND (LIMIT-TO (LANGUAGE , "English")) AND (LIMIT-TO (PUBSTAGE , "final"))

Biblioteca UNIVERSITAS Miguel Hernández

Criterios de inclusión y exclusión

CRITERIOS DE INCLUSIÓN	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN
- Año: 2014-2024. - Idioma: inglés o español. - Población: 18-64 años. - Ensayos clínicos. - Estudios donde el tema principal fuera acerca de efectos de la fatiga sobre la biomecánica del aterrizaje tras salto. - Estudios que compararan sexos y estudios en los que no lo hicieran. - Sujetos que practicaran su deporte mínimo 2 veces por semana durante, al menos, el último año.	- Deportistas con cualquier tipo de patología o afectación en el momento del estudio o apartados de los terrenos de juego durante los 3 meses anteriores a la realización de este. - Población con intervenciones quirúrgicas en miembros inferiores. - Estudios donde las variables del aterrizaje se midieran en un periodo de tiempo y no en un momento exacto. - Estudios que no especificaran la dirección del movimiento en los resultados.

Biblioteca UNIVERSITAS Miguel Hernández

RESULTADOS

Tras aplicar las búsquedas anteriormente mencionadas, se obtuvieron un total de 153 registros, de los cuales 27 provenían de PubMed, 63 de Embase y 63 de Scopus.

Con el objetivo de especificar la búsqueda, se aplicaron los criterios de inclusión previamente descritos, de manera que se redujo el número de resultados obtenidos de 153 a 90. Posteriormente, se revisaron estos artículos en 3 etapas: primero; el título y resumen (abstract), segundo; artículos duplicados y, finalmente; el texto completo, aplicando los criterios de exclusión ya descritos. Tras esta revisión, se descartaron 39 artículos por título y resumen (abstract), 32 por estar duplicados y 11 tras leer el texto completo y cumplir los criterios de exclusión, lo que dejó un total de 8 artículos. Esta información aparece en el apartado de anexos *(Figura 1. Diagrama de flujo).*

Características de los estudios.

En cuanto al diseño de los estudios seleccionados, 7 estudios incluidos en la revisión fueron de tipo ensayo clínico pre-post, sin grupo control (7,10,11,12,14,15,16) y solo 1 de tipo ensayo clínico pre-post, con grupo control (13). Respecto a la baja puntuación de los estudios pertenecientes a esta revisión bibliográfica en la escala PEDro, en 7 de estos (7,10,11,12,14,15,16) no hubo asignación de grupos ya que todos los sujetos de dichos estudios realizaban una prueba de salto sin fatiga, se les sometía a un protocolo de fatiga y posteriormente realizaban la misma prueba de salto con fatiga. Este formato de estudio impedía el cegamiento de los sujetos, así como el de los evaluadores, los cuales revisaban de forma objetiva los valores numéricos de la biomecánica del salto en un software. Todo ello favorece la baja puntuación en la escala PEDro. Esta información aparece en el apartado de anexos *(Tabla 1. Escala PEDro. Evaluación de calidad metodológica)*.

Población de estudio.

Un total de 227 sujetos fueron evaluados en los 8 artículos seleccionados. En cuanto al tipo de deporte practicado, el 26% practicaba baloncesto (7,11,15,16), el 18% practicaba algún tipo de danza como

ballet y danza moderna (16), un 13% correspondía a jugadores de bádminton (12,13), un 4% a fútbol (7,16) y otro 4% a crossfit (7) y un 3% eran corredores (7). Además, un 32% de los sujetos eran atletas cuyo deporte no se especificaba (N.E.) (14,16). Esta información aparece en el apartado de anexos *(Figura 2. Diagrama de sectores sobre el porcentaje de deportes practicados)*. Por otro lado, la edad, altura y peso de la población de estudio osciló entre 18.5-28.8 años, 163-190.8cm y 52.2-95.7kg, respectivamente. Esta información aparece en el apartado de anexos *(Tabla 2. Resumen de los artículos revisados).*

Variables medidas. Herramientas.

Las variables analizadas en esta revisión bibliográficas fueron 'Ángulo IC'; que fue evaluada en 7 artículos (87'5%) (7,10,11,12,13,15,16), el 'Ángulo máximo'; que fue evaluado en 6 artículos (75%) y el 'Momento máximo'; fue evaluado en 6 artículos (75%) (7,10,12,13,14,15). Por otro lado, la articulación de la cadera fue evaluada en 3 artículos (37'5%) (14,15,16), la rodilla en 6 (75%) (7,10,13,14,15,16) y el tobillo fue evaluado en 4 (50%) (11,12,14,15). Los movimientos en el plano sagital fueron evaluados en 8 artículos (100%) (7,10,11,12,13,14,15,16), aquellos realizados en el plano frontal fueron evaluados en 6 artículos (75%) (7,10,11,12,15,16) y los realizados en el plano transversal fueron evaluados en 5 artículos (62'55%) (7,10,11,15,16). Toda la información sobre los resultados obtenidos puede ser consultada en los anexos *(Tabla 3. Fatiga x Movimientos), (Tabla 4. Fatiga x Salto) y (Tabla 5. Fatiga analítica x Fatiga global).*

Para llevar a cabo todas las pruebas y mediciones, se utilizaron principalmente cámaras y sistemas de captura de movimiento, plataformas de fuerza y softwares 3D, de simulación biomecánica y estadísticos. Esta información aparece en el apartado de anexos *(Tabla 2. Información de los artículos revisados).*

Intervención

En todos los estudios seleccionados, los sujetos realizaron una tarea de salto y aterrizaje específica de cada estudio, la cual se clasificó como monopodal o bipodal en esta revisión según si la tarea de aterrizaje

consistía en aterrizar con una o con dos piernas, previo a la inducción de fatiga mediante diversos protocolos. Tras inducir la fatiga, la cual se clasificó como global; si el protocolo se centraba en el sistema cardiovascular o analítica: si el protocolo se centraba en la fatiga muscular, los sujetos repitieron la tarea de aterrizaje previamente realizada. Toda la información sobre los protocolos de fatiga de cada estudio, así como las tareas de salto y aterrizaje puede ser consultada en los anexos *(Tabla 2. Información de los artículos revisados) (Tabla 6. Protocolos de fatiga. Saltos y aterrizajes).*

Resultados de las intervenciones.

Tras analizar los 8 estudios incluidos en esta revisión bibliográfica, los cambios más destacados en la articulación de la rodilla los podemos observar en la disminución de la flexión en el ángulo IC (7,15,16) y en el aumento en el ángulo máximo (10,13,14,16). Otro movimiento que muestra un cambio cuando es sometida a fatiga, es la abducción de rodilla en su momento máximo con una ligera tendencia al aumento (10,16).

En cuanto a la cadera, el momento máximo en los movimientos de flexión, abducción y rotación interna (14,16) también mostró una ligera inclinación a aumentar mientras que la aducción lo hizo hacia la disminución (16). Además, la abducción y flexión de cadera también mostró resultados orientados a la disminución en el ángulo IC (15).

Para la articulación del tobillo, los resultados muestran cómo la fatiga genera un claro patrón de dorsiflexión aumentada tanto para el contacto inicial como para el ángulo máximo (11,15) junto con una flexión plantar disminuida tanto en el contacto inicial (12) como el momento máximo (12,14) y una inversión aumentada en las 3 variables (11,12). Además, a los resultados obtenidos en la inversión se acompañan de una tendencia hacia la disminución del momento máximo de eversión (12).

Otras variables de movimientos no mencionadas como el ángulo IC y máximo para la rotación interna y abducción de rodilla (7,10) o ángulo IC para la flexión y rotación interna de cadera (15,16), aunque principalmente no mostraron cambios significativos, sí que muestran una dirección específica en los estudios en los que sí los hubo. Esta información aparece en el apartado de anexos *(Tabla 4. Fatiga x Movimientos).*

Cuando se comparan los resultados de la fatiga con el tipo de aterrizaje, los resultados muestran que los aterrizajes monopodales generaban mayores tendencias a apoyar con una flexión de rodilla disminuida para el ángulo IC (7,15), una abducción de rodilla aumentada en IC y ángulo máximo (7), y una rotación interna de cadera aumentada en el ángulo IC (16) y máximo (7). Por otro lado, para la articulación del tobillo, la principal diferencia observada fue que los aterrizajes monopodales mostraron mayor predisposición a aterrizar con un ángulo IC de inversión aumentado (11,12). *(Tabla 5. Fatiga x Saltos)*.

La comparación entre los tipos de fatiga física; analítica o global, no muestra diferencias claras más allá de ligeras tendencias por parte de la fatiga global a aumentar los ángulos de inversión de tobillo (16) y rotación interna de cadera en IC (11,12). *(Tabla 6. Fatiga analítica x Fatiga global)*.

Biblioteca
UNIVERSITAS Miguel Hernández

DISCUSIÓN

El objetivo principal de esta revisión bibliográfica fue conocer si, en deportistas, la biomecánica del aterrizaje se veía alterada cuando estos estaban fatigados. Tal y como se ha expuesto en el anterior apartado, la fatiga sí altera la biomecánica del aterrizaje, aunque no en todas las articulaciones y movimientos. Además, en aquellos casos donde sí se observan efectos, la fatiga no parece seguir un patrón específico en todos los sujetos. Los movimientos más afectados fueron la flexión y abducción de rodilla y la dorsiflexión, flexión plantar e inversión de tobillo. Los resultados de algunos de los movimientos mencionados, como tendencias a generar menor flexión de rodilla (7,15,16), mayor dorsiflexión (11,15) y menor flexión plantar de tobillo (12) en los ángulos IC, reflejan un perfil que podría interpretarse como indicativo de un aterrizaje rígido en términos de la escala LESS (17). Sin embargo, otro resultado obtenido en esta revisión como las tendencias a aumentar el ángulo máximo de flexión de rodilla (10,13,14,16), no acompañan al perfil de aterrizaje mencionado anteriormente en esta misma escala. Por su parte, los estudios de Arslan et al. de 2019 (18) y Liveris et al. de 2021 (19), comprobaron que la puntuación en la escala LESS de los sujetos analizados en sus respectivos estudios, aumentaba significativamente cuando estos eran sometidos a la fatiga, destacando principalmente las reducciones en los ángulos IC y máximos de flexión de rodilla y cadera, y el aumento en la abducción inicial de rodilla. Además, otro estudio (20) comprobó que el aumento en la puntuación LESS después de la fatiga era superior en mujeres que en hombres. Por otro lado, la velocidad angular a la que se alcanzan estas variaciones en los movimientos tras la fatiga puede verse aumentada (21) o disminuida (14), lo que indica diferentes estrategias de aterrizaje para el mismo resultado, diferencias que probablemente estén condicionadas por el tipo de salto, el tipo de fatiga inducida a los sujetos, así como el deporte practicado y la experiencia en el mismo y la condición física. Qu et al. en 2018 (13) observó que los sujetos de su estudio aterrizaban con mayor flexión de rodilla en el contacto inicial tras la inducción de fatiga, lo que atribuyó a una respuesta postural adaptativa que permitía compensar la menor capacidad de absorción de energía ocasionada por la fatiga muscular. De hecho, la menor flexión de rodilla en el contacto inicial observada en gran parte de los estudios analizados probablemente no sea ni siquiera una limitación física sino más bien una estrategia de protección para evitar una mayor fatiga

nociva del músculo cuádriceps al reducir su trabajo excéntrico (22), ya que este sería incapaz de generar un momento neto de extensión de rodilla adecuado al aterrizar y se produciría el colapso de la articulación (15). Por otro lado, en esta revisión no se encontraron resultados contundentes sobre el efecto de la fatiga en la articulación de la cadera, pero sí de la articulación del tobillo. La teoría de la cadena cinemática sostiene que los movimientos en un conjunto conectado de articulaciones están relacionados entre sí, de manera que los cambios en una articulación pueden afectar al movimiento y la posición de las articulaciones adyacentes (23). De hecho, el estudio de Zaheri et al. de 2024 (23), quien buscaba comprobar la interacción entre la articulación del tobillo con la rodilla y cadera, reportó que la fatiga puede provocar alteraciones del sistema neuromuscular y debilitar las articulaciones proximales, aumentando la dependencia de la articulación del tobillo para mantener la estabilidad. Sin embargo, los resultados en esta revisión informan de que la articulación del tobillo no está exenta de los efectos de la fatiga y es que un aterrizaje con menor flexión plantar en el contacto inicial y un aumento de la velocidad angular de la dorsiflexión de tobillo puede comprometer la capacidad de esta articulación para controlar el movimiento y generar fuerza, afectando a la gestión y transmisión de esta (14).

Biblioteca
UNIVERSITAS Miguel Hernández

Respecto a las lesiones de ligamento cruzado anterior, patrones de flexión reducida de cadera y rodilla junto con mayor abducción de rodilla en el contacto inicial, un incremento de la rotación interna de cadera y de tibia (6) y del momento rotador externo de rodilla (24) y una elevada fuerza de GRF al aterrizar aumenta las fuerzas de corte en la tibia proximal, lo que aumenta la tensión en el ligamento cruzado anterior (7). Por el contrario, aterrizar con mayor flexión de rodilla puede contribuir a reducir las cargas sobre dicho ligamento (13). La cadera también juega un papel importante en la distribución de cargas en la rodilla y es que una mayor flexión de esta articulación va a generar mayor activación excéntrica de glúteo e isquiotibiales, lo que va a permitir estabilizar la traslación anterior de la rodilla y así como el valgo de la misma (15). La tendencia a disminuir el ángulo IC de flexión de rodilla y cadera fueron las únicas modificaciones observadas por la fatiga en esta revisión que podrían indicar que los sujetos presentaron riesgo de lesionarse el ligamento cruzado anterior. Estos resultados concuerdan con los que se obtuvieron en 2 revisiones sistemáticas (25,26) que analizaron los efectos de la fatiga y los

riesgos de sufrir lesiones de este ligamento. El nivel de activación muscular es una variable realmente importante cuando hablamos de la estabilidad articular de la rodilla y pese a que esta no fue analizada en esta revisión, es interesante mencionar que el estudio de Edwards et al. de 2014 (15) observó que el inicio de la activación muscular de los músculos bíceps femoral y semitendinoso se retrasaba debido a que el aterrizaje más rígido no necesitaba tanta estabilización activa, lo que pudo suponer menor control para decelerar la traslación anterior y rotación tibial. Esta biomecánica afecta de diferente manera al tendón rotuliano, mientras que aterrizar con mayor flexión de rodilla crea más tensión en este tendón, realizar un aterrizaje más rígido la reduce (15) debido a una disminución de los momentos de fuerza externa en relación con la articulación, que disminuye las demandas máximas del momento interno extensor (27). Además, también reduce la GRF, por lo que este último valor no es indicativo de mayor carga en el tendón rotuliano (15). Este patrón biomecánico más rígido consigue disminuir la cantidad de microtraumatismos acumulativos (28), lo que sustenta el argumento de que el principal factor de riesgo para la tendinopatía rotuliana es el aterrizaje repetitivo y no la biomecánica provocada por la fatiga (15). Sin embargo, la clara tendencia hacia un aumento del ángulo máximo de flexión de rodilla obtenida en esta revisión puedo indicar que, en una segunda instancia, los sujetos analizados podrían haber sido susceptibles de someter al tendón rotuliano a elevadas cargas. Esta información podría ayudar a comprender cómo relacionar la estrategia del aterrizaje con las causas de dolor en la rodilla y a planificar la introducción del salto en un programa de rehabilitación según la estructura a trabajar y los objetivos de esta. Esta revisión encontró una tendencia a generar una disminución de la flexión plantar en el ángulo inicial junto con un aumento del ángulo máximo de la dorsiflexión tras la fatiga (11,12,15), lo que coincide con estudios que reportaron que corredores que pisan con el antepié no podían mantener este patrón de pisada después de una carrera exhaustiva, aumentando así la fuerza de impacto vertical (29). Esta tendencia biomecánica del tobillo en estado de fatiga adquiere importancia cuando observamos que una mala movilidad de dorsiflexión de tobillo podría compensarse con una rotación interna tibial que aumentaría la carga en el tendón rotuliano (7). Esta revisión no encontró diferencias tras la fatiga en las variables de la abducción de rodilla, quizá porque la tarea de aterrizaje carecía de otros factores como distracciones u otras tareas simultáneas, pues el estudio de Mejane et al. de 2019 (7) observó que la fatiga no provocaba alteraciones en la biomecánica de la abducción de la rodilla salvo para un subgrupo

de sujetos que estuvieron sometidos a una tarea perceptual-cognitiva, lo que sugiere que la fatiga por sí sola puede no ser determinante para provocar lesiones, explicando así el por qué la incidencia lesional en el fútbol de adultos es 15 veces mayor en partidos que en entrenamientos (3).

La menor flexión y mayor abducción de rodilla en ángulo IC, y mayor ángulo máximo de abducción y rotación interna de cadera observada en los aterrizajes monopodales respecto a los bipodales después de la fatiga, pueden sugerir que los aterrizajes a una pierna someten al ligamento cruzado anterior a mayor tensión, quizá, por la obligación de contrarrestar el peso del cuerpo entero con una sola pierna. Estos cambios pueden verse aumentados según la pierna sobre la cual se aterrice, pues aterrizar con la pierna no dominante genera mayor GRF, momento de inversión y de rotación interna que con la pierna dominante (11). La posición del tronco, una variable que no se analizó en esta revisión, adquiere un relevante protagonismo en los aterrizajes monopodales debido a su control en el centro de masas, y es que una inclinación hacia el lado de apoyo puede elevar la pelvis contralateral y reducir así la aducción de la cadera apoyada, posición que podría favorecer la aparición del valgo de rodilla (4,16). Debido a que la pierna no dominante tiene principalmente un papel de estabilización como extremidad de apoyo en tareas unilaterales, esta podría estar menos preparada para acciones cotidianas que requieren la generación de fuerza coordinada, lo que las hace más susceptibles de sufrir alteraciones en condiciones de fatiga (22). Sin embargo, en aterrizajes bipodales, la pierna dominante puede verse más comprometida (23) debido a que suele presentar mayores momentos rotadores y flexores de cadera y extensores de rodilla, junto con momentos rotadores externos de rodilla producidos por una rotación pélvica hacia el lado dominante y una flexión torácica que se aleja de este (24).

A pesar de no haberse encontrado diferencias importantes entre los tipos de fatiga en esta revisión, un estudio (22) observó que la fatiga cardiovascular / disnea ejercía mayor influencia en la modificación de los ángulos de flexión de rodilla y en los valores de GRF que la fatiga muscular (22) mientras que otro estudio (24) no encontró diferencias en una tarea de VDJ empleando un protocolo de carrera donde

otros autores sí habían encontrado modificaciones biomecánicas en esta misma tarea de aterrizaje aplicando protocolos que consistían en sentadillas con salto. La variabilidad en los efectos de la fatiga no solo está afectada por el tipo de protocolo aplicado, pues los efectos de la fatiga son multifactoriales (16), pudiendo influir factores como el bienestar psicosocial y el estado de recuperación (22), estando este último condicionado por la experiencia del sujeto en la tarea de aterrizaje y el protocolo realizado (10). Además, otro factor que pudo haber influido es una duración insuficiente del protocolo de fatiga ya que esta suele aparecer una vez ha transcurrido gran parte del protocolo (27). Por último, un período de recuperación inferior a 72h entre partidos se ha asociado con un aumento en la incidencia lesional (30), factor a tener en cuenta en eventos deportivos donde se disputan varios partidos en el mismo día o fin de semana (27).

Limitaciones

Este estudio presentó limitaciones relacionadas con la diversidad de variables biomecánicas analizadas en los estudios incluidos, ya que muchas investigaciones abordaban distintas variables o las mismas en momentos temporales diferentes, lo que dificulta la comparación directa. Además, la falta de control sobre variables como el sexo o el deporte practicado provocó la generalización de resultados. Por último, la ecuación de búsqueda pudo haber excluido estudios relevantes al no incorporar sinónimos o términos técnicos específicos utilizadas en otras bases de datos. De cara a futuras investigaciones sería interesante contar con estudios con mayor calidad metodológica, con intervenciones aisladas y comparadas con un grupo control, que cuenten con una muestra de sujetos heterogénea, con similar número de hombres y mujeres incluidos en la investigación y amplios rangos de edad.

Biblioteca
UNIVERSITAS Miguel Hernández

CONCLUSIONES

Tras la revisión de los estudios incluidos, se evidenció que la biomecánica del aterrizaje sí se vía alterada cuando este se realizaba en un estado de fatiga, sin embargo, no lo hizo siguiendo el mismo patrón en todos los sujetos. Esta revisión encontró que la afectación del ligamento cruzado anterior y la tendinopatía rotuliana mostraban estrategias de aterrizaje muy diferentes, siendo más común aquella susceptible de lesionar al ligamento en cuestión tras la inducción de fatiga. Además, encontró que los aterrizajes monopodales eran más propensos a generar alteraciones biomecánicas asociadas al riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior que los aterrizajes bipodales y que el tipo de fatiga no mostraba diferencias en cuanto a las alteraciones provocadas.

Biblioteca
UNIVERSITAS Miguel Hernández

ANEXO

Figura 1. Diagrama de flujo.

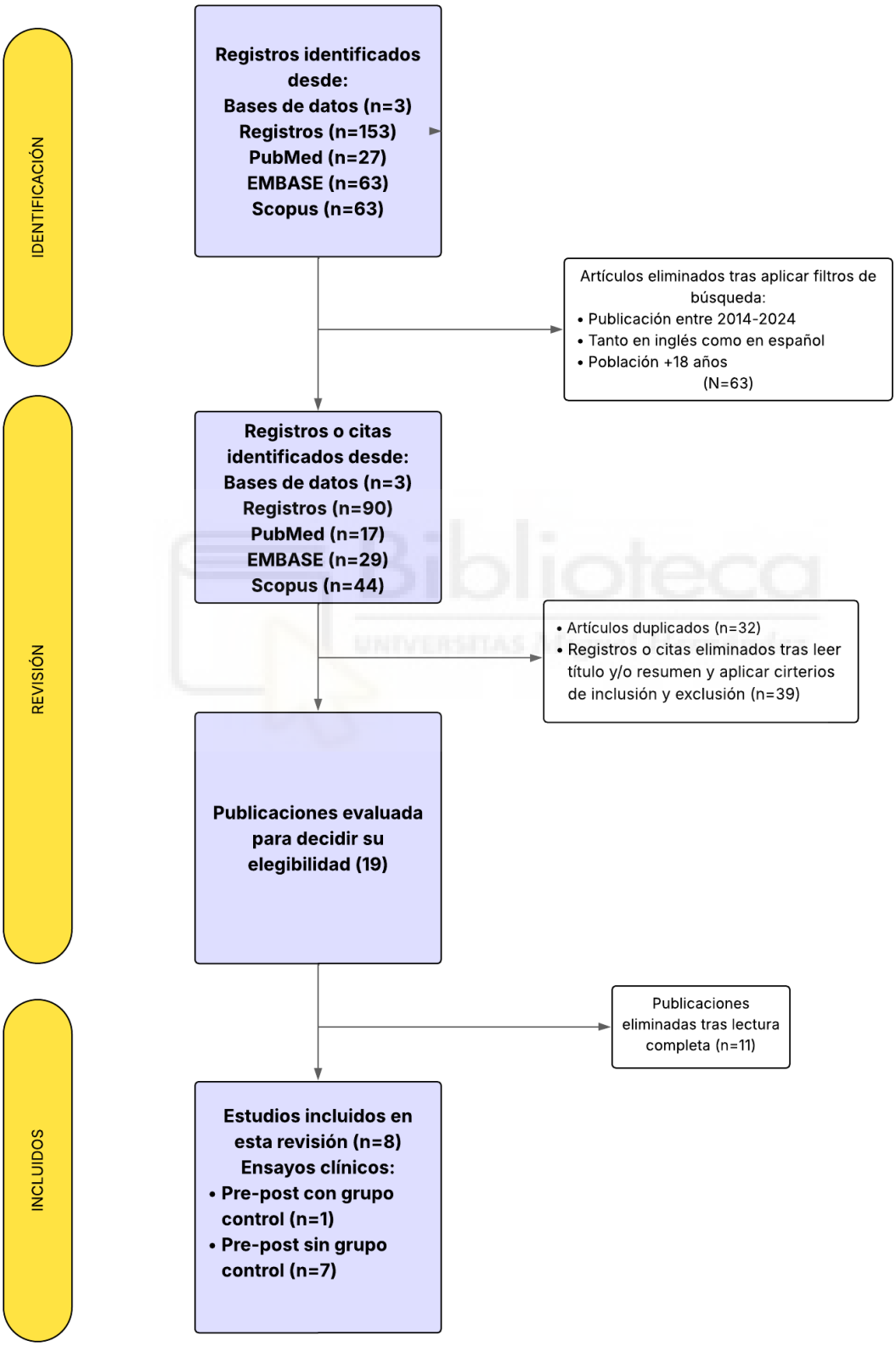
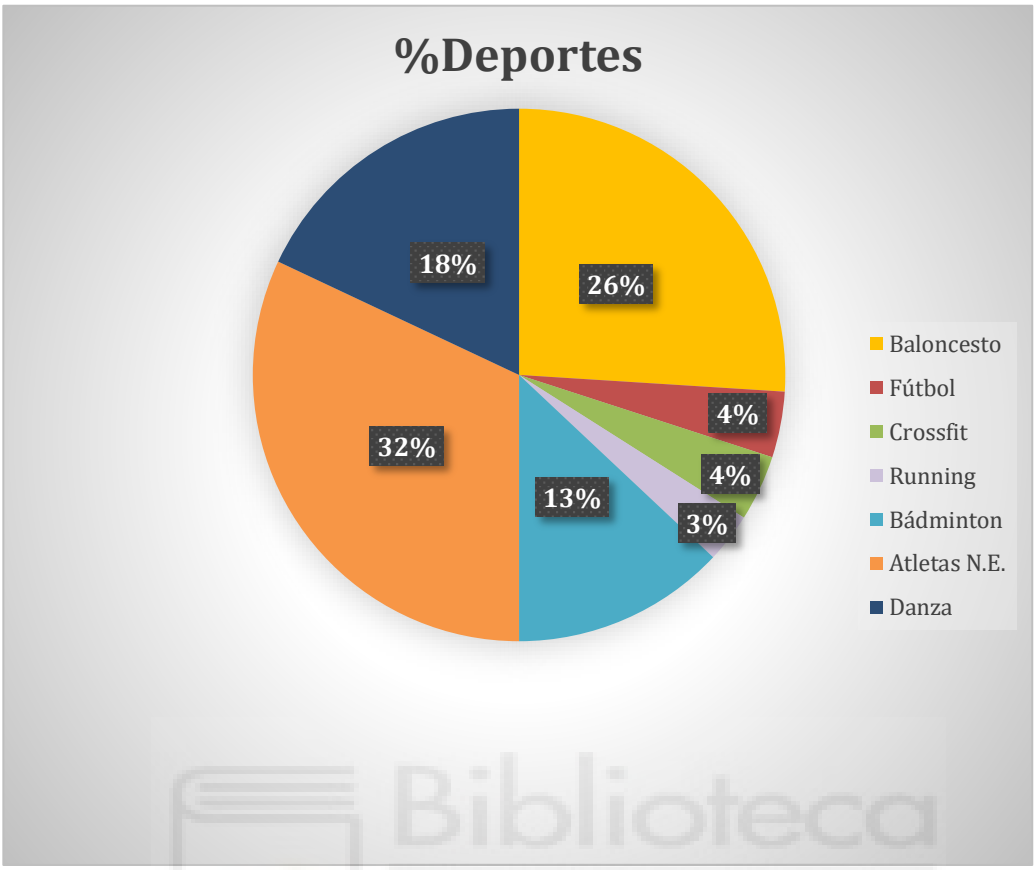


Figura 2. Diagrama de sectores sobre el porcentaje de deportes practicados.



Biblioteca
UNIVERSITAS Miguel Hernández

Tabla 1. Escala PEDro. Evaluación de calidad metodológica.

Autor y año	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	TOTAL
Mejane J, et al. 2019	+	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	2
Harato K, et al. 2021	+	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	2
He Z, et al. 2024	+	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	2
Herbaut & Delannoy, 2020	+	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	2
Qu X, et al. 2018	+	-	-	+	-	-	-	+	+	+	+	5
Chen C, et al. 2024	+	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	2
Edwards S, et al. 2014	+	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	2
Liederbach M, et al. 2014	+	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	2
MEDIA **2'38**												

Criterio 1. Los criterios de elección fueron especificados.

Criterio 2. Los sujetos fueron asignados al azar a los grupos.

Criterio 3. La asignación fue oculta.

Criterio 4. Los grupos fueron similares al inicio en relación a los indicadores de pronóstico más importantes. Criterio 5. Todos los sujetos fueron cegados.

Criterio 6. Todos los terapeutas que administraron la terapia fueron cegados.

Criterio 7. Todos los evaluadores que midieron al menos un resultado clave fueron cegados.

Criterio 8. Las medidas de al menos uno de los resultados clave fueron obtenidas de más del 85% de los sujetos inicialmente asignados a los grupos.

Criterio 9. Se presentaron resultados de todos los sujetos que recibieron tratamiento o fueron asignados al grupo control, o cuando esto no pudo ser, los datos para al menos un resultado clave fueron analizados por "intención de tratar". Criterio 10. Los resultados de comparaciones estadísticas entre grupos fueron informados para al menos un resultado clave. Criterio 11. El estudio proporciona medidas puntuales y de variabilidad para al menos un resultado clave.

(-) = Ausente; (+) = Presente

Se incluye un criterio adicional (Criterio 1) que se relaciona con la validez externa ("Aplicabilidad del ensayo"). Siguiendo las recomendaciones de la escala PEDro (18), no se tendrá en cuenta este criterio en el cálculo de la puntuación final.

Se considera que los estudios con una puntuación entre 9 y 10 en la escala PEDro tienen una calidad metodológica. excelente, los estudios con una puntuación entre 6 y 8 tienen una buena calidad metodológica, entre 4 y 5 una calidad regular y por debajo de 4 puntos tienen una baja calidad metodológica.

Tabla 2. Resumen de los artículos revisados

Autor y año	Población / Deporte	Tipo de fatiga	Aterrizaje	Variables biomecánicas	Instrumentos y sistemas de evaluación de la técnica	Resultados (Prefatiga vs Postfatiga)
Mejane J, et al. 2019	19 atletas recreativas femeninas (10 crossfit, 6 running, 2 baloncesto y 1 fútbol). 3 diestros y 16 zurdos Edad: 25 ± 2.4 Altura: 177.1 ± 5.8 Peso: 82.2 ± 13.5	ANALÍTICA	MONOPODAL	Cinemática: Ángulos de flexión, abducción y rotación interna de la rodilla.	Instrumentos: Plataforma de fuerza 12 cámaras Marcadores reflectantes individuales Proyector 3D Gafas esteoscópicas Pantalla de 280cm Sistemas de evaluación: Sistema de captura de movimiento óptico VICON Software Neurotracker	Ángulos IC de rodilla Flexión disminuyó significativamente Abducción aumentó significativamente Rotación interna aumentó significativamente Ángulos máximos de rodilla: Flexión disminuyó significativamente Abducción aumentó significativamente Rotación interna aumentó significativamente
Harato K, et al, 2017	25 jugadoras de baloncesto (15 atletas universitarias y 10 atletas recreativas) Edad: 20 ± 1.5 / 20.9 ± 1.2 Altura: Peso:	ANALÍTICA	BIPODAL	Cinemática Ángulos en IC y máximos de flexión, abducción y rotación interna en IC de la rodilla. Cinética: Momentos máximos de flexión, abducción y rotación interna en los primeros 40ms de la rodilla.	Instrumentos: 8 cámaras (Oqus, Qualisys) 2 plataformas de fuerza (AM6110, Bertec) 46 marcadores retrorreflectivos Sistemas de evaluación: Software Track Manager Version 2.7 (Qualisys) Software Visual 3D (C-motion Company) LESS	Atletas recreativas: Ángulos IC de rodilla No hubo cambios significativos en el ángulo de flexión de rodilla ni en el de RI tibial. Ángulo de abducción aumentó significativamente Ángulos máximos de rodilla Ángulo de flexión aumentó significativamente No hubo cambios significativos en los ángulos de abducción de rodilla ni en el de RI tibial. Momentos máximos a los 40ms de rodilla Flexión disminuyó significativamente Abducción aumentó significativamente

						No hubo cambios significativos en la RI tibial Atletas universitarias: Ángulos IC de rodilla No hubo diferencias significativas los ángulos de flexión y abducción de rodilla y RI tibial Ángulos máximos de rodilla Flexión aumentó significativamente No hubo diferencias significativas en abducción de rodilla y RI tibial Momentos máximos a los 40ms de rodilla No hubo diferencias significativas en la flexión, abducción y RI tibial
He Z, et al. 2024	13 jugadoras de bádminton Edad: 21.2 ± 1.9 Altura: 167.1 ± 4.1 Peso: 57.3 ± 5.1	GLOBAL	MONOPODAL	Cinemática de tobillo: Ángulo de dorsiflexión e inversión en IC. Cinética de tobillo: Momento de dorsiflexión, inversión y rotación interna.	Instrumentos: 8 cámaras Vicon 3 plataformas de fuerza Kistler Sistemas de evaluación: Software SPSS 17.0 Software de simulación biomecánica AnyBody versión 7.4 MATLAB R2019a G*Power 3.1 Software Vicon Nexus Metrónomo Monitor de frecuencia cardiaca	Ángulos IC de tobillo: Dorsiflexión (aumenta en fatiga, p<0’001) Inversión (aumenta en fatiga, p=0’002) Momento máximo de tobillo: Dorsiflexión (aumenta en fatiga, p<0’001) Inversión (aumenta en fatiga, p<0’001))
Hearbaut & Delannoy, 2020	17 jugadores de bádminton	GLOBAL	MONOPODAL	Cinemática: Ángulo sagital del pie en IC, ángulo de flexión plantar en IC,	Instrumentación: 8 cámaras infrarrojas (®Qualisys Oqus 7+ Series, Gotemburgo,	Ángulos IC del pie/tobillo: Ángulo flexión plantar en IC disminuyó significativamente

	Edad: 23.2 ± 5.6 Altura: 176 ± 6 Peso: 69.4 ± 7.2			ángulo de inversión del tobillo en IC y ángulo de inversión máxima durante la postura. Cinética: Momentos máximos del flexor plantar, del eversor de tobillo.	Suecia) Plataforma de fuerza (®Kistler 9287CA) Sistemas de electromiografía DelSys (®DelSys Inc, Boston, Massachusetts) Sistemas de evaluación: Software Visual 3D (®C-Motion, Rockville, MD)	Ángulo inversión tobillo en IC aumentó significativamente Ángulos máximos del pie/tobillo: Ángulo inversión máxima aumentó significativamente Momento máximo de pie/tobillo: Flexor plantar disminuyó significativamente Eversor del tobillo disminuyó significativamente
Qu X, et al. 2018	32 atletas de universidad varones Edad: 22.6 ± 2.2 Altura: 177.3 ± 4.9 Peso: 64.9 ± 9.4	ANALÍTICA	BIPODAL	Cinemática: Ángulo de flexión de rodilla en IC y ángulo máximo de flexión de rodilla. Cinética: Momento máximo de flexión de rodilla.	Instrumentación: Plataforma de madera de 40cm 8 cámaras (V5, Vicon) Vibradores miniatura lineales 2 plataformas de fuerza (FP4060-08; Bertec Corp) Luces de señalización Marcadores reflectantes Sistemas de evaluación: Sistema de captura de movimiento (V5; Vicon)	Ángulo IC de rodilla: Flexión de rodilla en IC aumentó significativamente Ángulo máximo de rodilla: Flexión de rodilla aumentó significativamente Momento máximo de rodilla: Flexión de rodilla no mostró cambios significativos
Chen C, et al. 2024	25 jugadores de baloncesto de universidad Edad: 23.42 ± 1.14 Altura: 176.11 ±	ANALÍTICA	MONOPODAL	Cinemática: Ángulos máximos de flexo/extensión de tobillo, rodilla y cadera. Cinética:	Instrumentación: 8 cámaras Vicon 38 marcadores estándar Plataforma de fuerza AMTI Sensores de electromiografía de	Ángulos máximos Flexión plantar de tobillo no mostró cambios significativos Flexión dorsal de tobillo no mostró cambios significativos Flexión de rodilla aumentó significativamente Extensión de rodilla no mostró cambios significativos Flexión de cadera no mostró cambios significativos

	4.95 Peso: 71.78 ± 7.17			Momentos máximos de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera para los movimientos de flexo/extensión.	superficie (EMG) (Delsys) Sistemas de evaluación: Software Vicon Nexus (v1.8.5) MATLAB (R2022a) OpenSim (v4.4) Análisis de Mapeo Paramétrico Estadístico (SPM)	Extensión de cadera aumentó significativamente Momentos máximos Flexión plantar de tobillo disminuyó significativamente Flexión dorsal de tobillo no mostró cambios significativos Flexión de rodilla aumentó significativamente Extensión de rodilla no mostró cambios significativos Flexión de cadera aumentó significativamente Extensión de cadera aumentó significativamente
Edwards S, et al. 2014	16 deportistas masculinos (7 de baloncesto y 9 de fútbol) Edad: 22.4 ± 2.9 Altura: 182.1 ± 8.7 Peso: 75.7 ± 10.1	ANALÍTICA	BIPODAL	Cinemática: Ángulos en IC (30N) de flexo/extensión de cadera, rodilla y tobillo; Ángulos en IC de abducción/aducción de cadera, rodilla y tobillo (inversión y eversión). Ángulos de rotación en IC de cadera y rodilla.	Instrumentación: 2 plataformas de fuerza multicanal (Tipo 9281B y Tipo 9253B; Kistler) Sistema de análisis de movimiento Optotrak 3020 (Northern Digital) Sistemas de evaluación: Software First Principles (versión 1.00.2; Northern Digital) Software Visual 3D (versión 3; C-Motion) Paquete Estadístico para las Ciencias Sociales (versión 15; SPSS Inc) Hoja de cálculo de Excel personalizada.	Ángulos IC Cadera: Flexión no mostró cambios significativos Abducción disminuyó significativamente RI no mostró cambios significativos Rodilla: Flexión no mostró cambios significativos Aducción no mostró cambios significativos RE no mostró cambios significativos Tobillo Dorsiflexión aumentó significativamente Aducción del antepié no mostró cambios significativos Inversión no mostró cambios significativos
Liederbach M, et al. 2014	40 bailarines de danza moderna y ballet (20 hombres y 20 mujeres) y 40 atletas de deportes	GLOBAL	MONOPODAL	Cinemática: Ángulos en IC de aducción y RI de cadera y de abducción y flexión de rodilla.	Instrumentación: 8 cámaras Eagle 20 marcadores reflectantes Plataforma de fuerza	Ángulos IC La abducción de rodilla y aducción de cadera no mostraron diferencias significativas. La RI de cadera mostró un aumento significativo. La flexión de rodilla no mostró cambios significativos.

	de equipo de la División I-III de la Asociación Nacional de Atletismo Universitario (NCAA) Edad: 23.5 ± 3.75 Altura: 1.78 ± 0.7 Peso: 69.2 ± 9.12			Ángulos máximos de aducción y RI de cadera y de abducción y flexión de rodilla. Cinética: Momento máximo de aducción de cadera, RI de cadera, abducción de rodilla y flexión de rodilla.	multicomponente (AMTI) Electrodos de EMG, Vertec Jump Measure Performance (Gill Athletics) Caja de 30cm Sistemas de evaluación: Filtro pasa-bajo Butterworth de cuarto orden Visual 3D (C-Motion Inc)	Ángulos máximos La aducción de cadera y abducción de rodilla no mostraron cambios significativos. La RI de cadera aumentó significativamente. La flexión de rodilla aumentó significativamente. Momentos máximos La abducción de rodilla aumentó significativamente. La aducción de cadera disminuyó significativamente. La RI de cadera aumentó significativamente. La flexión de rodilla disminuyó significativamente.
Ángulo IC: ángulo en el contacto inicial (por sus siglas en inglés).						

Biblioteca UNIVERSITAS Miguel Hernández

Tabla 3. Fatiga x Movimientos			
RODILLA – FLEXIÓN	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	(2) (Qu X, et al. 2018 y Liederbach M, et al. 2014)	(4) (Harato K, et al, 2017, Qu X, et al. 2018, Chen C, et al. 2024 y Liederbach M, et al. 2014)	(1) (Chen C, et al. 2024)
-	(3) (Mejane J, et al. 2019, Edwards S, et al. 2014 y Liederbach M, et al. 2014)	(1) (Mejane J, et al. 2019)	(2) (Harato K, et al, 2017 y Liederbach M, et al. 2014)
=	(2) (Harato K, et al. 2017 y Edwards S, et al. 2014)		(2) (Harato K, et al, 2017 y Qu X, et al. 2018)
RODILLA – ROTACIÓN INTERNA	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	(2) (Mejane J, et al. 2019 y Harato K, et al. 2017)	(1) (Mejane J, et al. 2019)	
-			
=	(3) (Harato K, et al. 2017, Edwards S, et al. 2014 y Liederbach M, et al. 2014)	(2) (Harato K, et al. 2017 y Liederbach M, et al. 2014)	(1) (Harato K, et al. 2017)
RODILLA – ABDUCCIÓN	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	(1) (Mejane J, et al. 2019)	(1) (Mejane J, et al. 2019)	(2) (Harato K, et al. 2017 y Liederbach M, et al. 2014)
-			
=	(2) (Harato K, et al. 2017 y Edwards S, et al. 2014)	(2) (Harato K, et al. 2017 y Edwards S, et al. 2014)	(1) (Harato K, et al. 2017)
Nota: la doble muestra de resultado para la misma variable es debido a que ofrecen valores para 2 grupos de sujetos por separado.			

Tabla 3. (continuación)			
CADERA – FLEXIÓN	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXMO
+			(1) (Chen C, et al. 2024)
-	(1) (Edwards S, et al. 2014)		
=	(1) (Edwards S, et al. 2014)	(1) (Chen C, et al. 2024)	
CADERA – ABDUCCIÓN	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			(1) (Chen C, et al. 2024)
-	(1) (Edwards S, et al. 2014)		
=			
CADERA – ADUCCIÓN	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-			(1) (Liederbach M, et al. 2014)
=	(1) (Liederbach M, et al. 2014)	(1) (Liederbach M, et al. 2014)	
CADERA – RI	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	(1) (Liederbach M, et al. 2014)		(1) (Liederbach M, et al. 2014)
-			
=	(1) (Edwards S, et al. 2014)	(1) (Liederbach M, et al. 2014)	
Nota: la doble muestra de resultado para la misma variable es debido a que ofrecen valores para 2 grupos de sujetos por separado.			

Tabla 3. (continuación)			
TOBILLO – DORSIFLEXIÓN	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	(2) (He Z, et al. 2024 y Edwards S, et al. 2014*)*	(2) (He Z, et al. 2024 y Edwards S, et al. 2014*)*	(1) (He Z, et al. 2024)
-			
=		(1) (Chen C, et al. 2024)	(1) (Chen C, et al. 2024)
TOBILLO – PLANTIFLEXIÓN	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-	(1) (Herbaut & Delannoy, 2020)		(2) (Herbaut & Delannoy, 2020 y Chen C, et al. 2024)
=		(1) (Chen C, et al. 2024)	
TOBILLO – INVERSIÓN	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	(2) (He Z, et al. 2024 y Herbaut & Delannoy, 2020)	(1) (Herbaut & Delannoy, 2020)	(1) (He Z, et al. 2024)
-			
=	(1) (Edwards S, et al. 2014)		
TOBILLO – EVERSIÓN	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-			(1) (Herbaut & Delannoy, 2020)
=			
TOBILLO – ADUCCIÓN DEL ANTEPIE	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-			
=	(1) (Edwards S, et al. 2014)		
Nota: la doble muestra de resultado para la misma variable es debido a que ofrecen valores para 2 grupos de sujetos por separado.			

Tabla 4. Fatiga x Salto			
FLEXIÓN – RODILLA (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	Qu X, et al. 2018 (1) / (1) Liederbach M, et al. 2014	Harato K, et al, 2017 y Qu X, et al. 2018 (2) / (2) Chen C, et al. 2024 y Liederbach M, et al. 2014	(0) / (1) Chen C, et al. 2024
-	Edwards S, et al. 2014 (1) / (2) Mejane J, et al. 2019 y Liederbach M, et al. 2014	(0) / (1) Mejane J, et al. 2019	Harato K, et al, 2017 (1) / (1) Liederbach M, et al. 2014
=	Harato K, et al. 2017 y Edwards S, et al. 2014 (2) / (0)		Harato K, et al, 201 7 y Qu X, et al. 2018, (2) / (0)
ROTACIÓN INTERNA – RODILLA (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	Harato K, et al. 2017 (1) / (1) Mejane J, et al. 2019	(0) / (1) Mejane J, et al. 2019	
-			
=	Harato K, et al. 2017 y Edwards S, et al. 2014 (2) / (1) Liederbach M, et al. 2014	Harato K, et al. 2017 (1) / (1) Liederbach M, et al. 2014	Harato K, et al. 2017 (1) / (0)
ABDUCCIÓN – RODILLA (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	(0) / (1) Mejane J, et al. 2019	(0) / (1) Mejane J, et al. 2019	Harato K, et al. 2017 (1) / (1) Liederbach M, et al. 2014
-			
=	Harato K, et al. 2017 y Edwards S, et al. 2014 (2) / (0)	Harato K, et al. 2017 y Edwards S, et al. 2014 (2) / (0)	Harato K, et al. 2017 (1) / (0)
Nota: la doble muestra de resultado para la misma variable es debido a que ofrecen valores para 2 grupos de sujetos por separado.			

Tabla 4. (continuación)			
FLEXIÓN – CADERA (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			(0) / (1) Chen C, et al. 2024
-	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)		
=	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)	(0) / (1) Chen C, et al. 2024	
ABDUCCIÓN – CADERA (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			(0) / (1) Chen C, et al. 2024
-	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)		
=			
ADUCCIÓN – CADERA (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-			(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014
=	(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014	(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014	
RI - CADERA (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014		(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014
-			
=	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)	(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014	
Nota: la doble muestra de resultado para la misma variable es debido a que ofrecen valores para 2 grupos de sujetos por separado.			

Tabla 4. (continuación)			
DORSIFLEXIÓN – TOBILLO (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	Edwards S, et al. 2014 (1) / (1) He Z, et al. 2024	Edwards S, et al. 2014 (1) / (1) He Z, et al. 2024	(0) / (1) He Z, et al. 2024
-			
=		(0) / (1) Chen C, et al. 2024	(0) / (1) Chen C, et al. 2024
PLANTIFLEXIÓN – TOBILLO (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-	(0) / (1) Herbaut & Delannoy, 2020		(0) / (2) Herbaut & Delannoy, 2020 y Chen C, et al. 2024
=		(0) / (1) Chen C, et al. 2024	
INVERSIÓN – TOBILLO (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	(0) / (2) Herbaut & Delannoy, 2020 y He Z, et al. 2024	(0) / (1) Herbaut & Delannoy, 2020	(0) / (1) He Z, et al. 2024
-			
=	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)		
EVERSIÓN – TOBILLO (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-			(0) / (1) Herbaut & Delannoy, 2020
=			
TOBILLO – ADUCCIÓN DEL ANTEPIE (BIPODAL/MONOPODAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-			
=	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)		
Nota: la doble muestra de resultado para la misma variable es debido a que ofrecen valores para 2 grupos de sujetos por separado.			

Tabla 5. Fatiga analítica x Fatiga global			
FLEXIÓN – RODILLA (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	Qu X, et al. 2018 (1) / (1) Liederbach M, et al. 2014	Harato K, et al, 2017, Qu X, et al. 2018 y Chen C, et al. 2024 (3) / (1) Liederbach M, et al. 2014	Chen C, et al. 2024, (1) / (0)
-	Edwards S, et al. 2014 y Mejane J, et al. 2019 (2) / (1) Liederbach M, et al. 2014	Mejane J, et al. 2019 (1) / (0)	Harato K, et al, 2017 (1) / (1) Liederbach M, et al. 2014
=	Harato K, et al. 2017 y Edwards S, et al. 2014 (2) / 0		Harato K, et al, 201 7 y Qu X, et al. 2018 (2) / 0
ROTACIÓN INTERNA – RODILLA (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	Harato K, et al. 2017 y Mejane J, et al. 2019 (2) / (0)	Mejane J, et al. 2019 (1) / (0)	
-			
=	Harato K, et al. 2017 y Edwards S, et al. 2014 (2) / (1) Liederbach M, et al. 2014	Harato K, et al. 2017 (1) / (1) Liederbach M, et al. 2014	Harato K, et al. 2017 (1) / (0)
ABDUCCIÓN – RODILLA (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	Mejane J, et al. 2019 (1) / (0)	Mejane J, et al. 2019 (1) / (0)	Harato K, et al. 2017 (1) / (1) Liederbach M, et al. 2014
-			
=	Harato K, et al. 2017 y Edwards S, et al. 2014 (2) / (0)	Harato K, et al. 2017 y Edwards S, et al. 2014 (2) / (0)	Harato K, et al. 2017 (1) / (0)
Nota: la doble muestra de resultado para la misma variable es debido a que ofrecen valores para 2 grupos de sujetos por separado.			

Tabla 5. (continuación)			
FLEXIÓN – CADERA (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			Chen C, et al. 2024 (1) / (0)
-	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)		
=	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)	Chen C, et al. 2024 (1) / (0)	
ABDUCCIÓN – CADERA (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			Chen C, et al. 2024 (1) / (0)
-	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)		
=			
ADUCCIÓN – CADERA (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-			(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014
=	(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014	(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014	
RI - CADERA (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014		(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014
-			
=	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)	(0) / (1) Liederbach M, et al. 2014	
Nota: la doble muestra de resultado para la misma variable es debido a que ofrecen valores para 2 grupos de sujetos por separado.			

Tabla 5. (continuación)			
DORSIFLEXIÓN – TOBILLO (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	Edwards S, et al. 2014 (1) / (1) He Z, et al. 2024	Edwards S, et al. 2014 (1) / (1) He Z, et al. 2024	(0) / (1) He Z, et al. 2024
-			
=		(0) / (1) Chen C, et al. 2024	(0) / (1) Chen C, et al. 2024
PLANTIFLEXIÓN – TOBILLO (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-	(0) / (1) Herbaut & Delannoy, 2020		Chen C, et al. 2024 (1) / (1) Herbaut & Delannoy, 2020
=		Chen C, et al. 2024 (1) / (0)	
INVERSIÓN – TOBILLO (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+	(0) / (2) Herbaut & Delannoy y 2020, He Z, et al. 2024	(0) / (1) Herbaut & Delannoy, 2020	(0) / (1) He Z, et al. 2024
-			
=	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)		
EVERSIÓN – TOBILLO (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-			(0) / (1) Herbaut & Delannoy, 2020
=			
TOBILLO – ADUCCIÓN DEL ANTEPIE (ANALÍTICA/GLOBAL)	ÁNGULO IC	ÁNGULO MÁXIMO	MOMENTO MÁXIMO
+			
-			
=	Edwards S, et al. 2014 (1) / (0)		
Nota: la doble muestra de resultado para la misma variable es debido a que ofrecen valores para 2 grupos de sujetos por separado.			

Tabla 6. Protocolos de fatiga. Saltos y aterrizajes.		
AUTOR Y AÑO	*PROTOCOLO DE FATIGA*	*SALTO Y ATERRIZAJE*
Mejane J, et al. 2019	*Series de 15 sentadillas unilaterales alternando las piernas entre series + 6 sentadillas unilaterales con cada pierna entre series de saltos experimentales.* *Hasta que el participante no pudiera completar la serie de sentadillas con ninguna pierna*	*Salto hacia delante con ambos pies, aterrizaje unilateral con corte lateral inmediato.*
Harato K, et al, 2017	*Sentadilla hasta los 90º de flexión de rodilla con brazos cruzados.* *Hasta que no pudieran realizar más sentadillas o Escala Borg >= 17/20*	*Drop Vertical Jump (DVJ)*
He Z, et al. 2024	*BST modificado.* *Hasta escala Borg >= 18/20, lactato en sangre igual o superior a 8 mmol/L o que no alcanzara el 70% de su máximo salto vertical al realizar una serie de saltos tras no poder seguir el ritmo del metrónomo.*	*BRJS: impulso con pierna dominante y aterrizaje con pierna no dominante* *BLJS: impulso con ambas piernas y aterrizaje sobre pierna no dominante*
Hearbaut & Delannoy, 2020	5’ de movimientos de sombra de bádminton, 3 repeticiones de BST (Badminton Specific-speed Test), 6 sesiones de 2’ golpeando volantes y partido simulado de bádminton de 10’ contra el entrenador. Hasta RPE >= 7/10. De no alcanzar el 7/10 en la RPE, los sujetos realizaban sombra de bádminton hasta alcanzarla.	Lateral Jump (LJ) con golpeo
Qu X, et al. 2018	Sentadillas con los brazos cruzados en el pecho. Hasta escala Borg >= 17/20	*Drop Jump (DJ) de 40cm + corte cruzado*
Chen C, et al. 2024	Flexiones y extensiones de rodilla de 90º a 180º consecutivas, sentados en una silla, a un ritmo de 60 pulsaciones por minuto y con una banda de resistencia. Hasta el punto en el que los sujetos se retrasaron 4 ciclos de flexión-extensión respecto al ritmo establecido, o no lograron	*Single-Leg Vertical Jump (SLJ)*

	completar 2 ciclos consecutivos	
Edwards S, et al. 2014	Los sujetos se colocaron en un trineo inclinado de 23kg con una inclinación de 40º respecto a la horizontal. 3 repeticiones máximas seguidas de 30 repeticiones submáximas con 30" de descanso entre repeticiones. Hasta que no alcanzaran el 70% de la altura máxima de rebote en 3 de 5 repeticiones	Salto horizontal + aterrizaje + salto vertical + 2º aterrizaje
Liederbach M, et al. 2014	50 subidas a un cajón de 30cm y 15 saltos verticales máximos a una pierna. Hasta que los sujetos redujeran en un 10% la altura del salto vertical respecto a la altura máxima alcanzada (valorada previamente al protocolo de fatiga). Los sujetos repetían el protocolo de fatiga hasta alcanzar dicho estado	Drop Jump (DJ) unipodal desde 30cm.

BIBLIOGRAFÍA

1. Barber-Westin SD, Noyes FR. Effect of Fatigue Protocols on Lower Limb Neuromuscular Function and Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Training: A Systematic Review. The American Journal Of Sports Medicine. 2017;45(14):3388-96.

2. Ekstrand J, Hägglund M, Waldén M. Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. British Journal Of Sports Medicine. 2009;45(7):553-8.

3. Pfirrmann D, Herbst M, Ingelfinger P, Simon P, Tug S. Analysis of Injury Incidences in Male Professional Adult and Elite Youth Soccer Players: A Systematic Review. Journal Of Athletic Training. 2016;51(5):410-24.

4. Wild CY, Grealish A, Hopper D. Lower Limb and Trunk Biomechanics After Fatigue in Competitive Female Irish Dancers. Journal Of Athletic Training. 2017;52(7):643-8.

5. Chandran A, Roby PR, Boltz AJ, Robison HJ, Morris SN, Collins CL. Epidemiology of Injuries in National Collegiate Athletic Association Women's Gymnastics: 2014–2015 Through 2018–2019. Journal Of Athletic Training. 2021;56(7):688-94.

6. Garcia S, Delattre N, Berton E, Divrechy G, Rao G. Comparison of landing kinematics and kinetics between experienced and novice volleyball players during block and spike jumps. BMC Sports Science Medicine And Rehabilitation. 2022;14(1).

7. Mejane J, Faubert J, Romeas T, Labbe DR. The combined impact of a perceptual–cognitive task and neuromuscular fatigue on knee biomechanics during landing. The Knee. 2018;26(1):52-60.

8. Mendonça LD, Ocarino JM, Bittencourt NFN, Macedo LG, Fonseca ST. Association of Hip and Foot Factors With Patellar Tendinopathy (Jumper's Knee) in Athletes. Journal Of Orthopaedic And Sports Physical Therapy. 2018;48(9):676-84.

9. Maher CG, Sherrington C, Herbert RS, Moseley AM, Elkins M. Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled trials. Phys Ther. 2003 Aug;83(8):713-21

10. Harato K, Morishige Y, Niki Y, Kobayashi S, Nagura T. Fatigue and recovery have different effects on knee biomechanics of drop vertical jump between female collegiate and recreational athletes. Journal Of Orthopaedic Surgery And Research. 2021;16(1).

11. He Z, Liu G, Zhang B, Ye B, Zhu H. Impact of specialized fatigue and backhand smash on the ankle biomechanics of female badminton players. Scientific Reports. 2024;14(1).

12. Herbaut A, Delannoy J. Fatigue increases ankle sprain risk in badminton players: A biomechanical study. Journal Of Sports Sciences. 2020;38(13):1560-5.

13. Qu X, Jiang J, Hu X. Effects of Subsensory Noise and Fatigue on Knee Landing and Cross-over Cutting Biomechanics in Male Athletes. Journal Of Applied Biomechanics. 2018;34(3):205-10.

14. Chen C, Zhou H, Xu D, Gao X, Xiang L, Gu Y. Impact of Quadriceps Muscle Fatigue on Ankle Joint Compensation Strategies During Single-Leg Vertical Jump Landing. Sensors. 2024;24(20):6712.

15. Edwards S, Steele JR, Purdam CR, Cook JL, Mcghee DE. Alterations to Landing Technique and Patellar Tendon Loading in Response to Fatigue. Medicine & Science In Sports & Exercise. 2013;46(2):330-40.

16. Liederbach M, Kremenic IJ, Orishimo KF, Pappas E, Hagins M. Comparison of Landing Biomechanics Between Male and Female Dancers and Athletes, Part 2. The American Journal Of Sports Medicine. 2014;42(5):1089-95.

17. Padua DA, Marshall SW, Boling MC, Thigpen CA, Garrett WE, Beutler AI. The Landing Error Scoring System (LESS) Is a Valid and Reliable Clinical Assessment Tool of Jump-Landing Biomechanics. The American Journal Of Sports Medicine. 2009;37(10):1996-2002.

18. Arslan S, Ertat KA, Karamizrak SO, İşleğen Ç, Arslan T. Soccer match induced fatigue effect on landing biomechanic and neuromuscular performance. Acta Medica Mediterranea. 2019;35(1):391-397.

19. Liveris NI, Tsarbou C, Tsimeas PD, Papageorgiou G, Xergia SA, Tsiokanos A. Evaluating the Effects of Match-Induced Fatigue on Landing Ability; the Case of the Basketball Game. International Journal Of Exercise Science. 2021;14(6).

20. Wesley CA, Aronson PA, Docherty CL. Lower Extremity Landing Biomechanics in Both Sexes After a Functional Exercise Protocol. Journal Of Athletic Training. 2015;50(9):914-20.

21. Zhang P, He Y, Shao S, Luo W, Wang D, Baker JS. Investigation research on the mechanism of knee joint injury in table tennis players landing before and after fatigue during stroke play. Molecular & Cellular Biomechanics. 2024;21(3):252.

22. Smeets A, Vanrenterghem J, Staes F, Verschueren S. Match Play–induced Changes in Landing Biomechanics with Special Focus on Fatigability. Medicine & Science In Sports & Exercise. 2019;51(9):1884-94.

23. Zaheri RM, Majlesi M, Fatahi A. The Effects of Fatigue on the Relationship Between Ankle Angle at Initial Contact and the Knee and Hip Joints in Landing: Assessing the Risk of ACL Injury. Gait & Posture. 2024;113:462-7.

24. Whyte EF, Kennelly P, Milton O, Richter C, O'Connor S, Moran KA. The effects of limb dominance and a short term, high intensity exercise protocol on both landings of the vertical drop jump: implications for the vertical drop jump as a screening tool. Sports Biomechanics. 2017;1-13.

25. Barber-Westin SD, Noyes FR. Effect of Fatigue Protocols on Lower Limb Neuromuscular Function and Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Training: A Systematic Review. The American Journal Of Sports Medicine. 2017b;45(14):3388-96.

26. Benjaminse A, Webster KE, Kimp A, Meijer M, Gokeler A. Revised Approach to the Role of Fatigue in Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention: A Systematic Review with Meta-Analyses. Sports Medicine. 2019;49(4):565-86.

Biblioteca
UNIVERSITAS Miguel Hernández

27. Schmitz RJ, Cone JC, Tritsch AJ, Pye ML, Montgomery MM, Henson RA, et al. Changes in Drop-Jump Landing Biomechanics During Prolonged Intermittent Exercise. Sports Health A Multidisciplinary Approach. 2013;6(2):128-35.

28. Vermeulen S, De Bleecker C, Spanhove V, Segers V, Willems T, Roosen P, et al. The effect of fatigue on spike jump biomechanics in view of patellar tendon loading in volleyball. Scandinavian Journal Of Medicine And Science In Sports. 2023;33(11):2208-18.

29. Jewell C, Boyer KA, Hamill J. Do footfall patterns in forefoot runners change over an exhaustive run? Journal Of Sports Sciences. 2016;35(1):74-80.

30. Herzog MM, Mack CD, Dreyer NA, Wikstrom EA, Padua DA, Kocher MS, et al. Ankle Sprains in the National Basketball Association, 2013-2014 Through 2016-2017. The American Journal Of Sports Medicine. 2019;47(11):2651-8.

Biblioteca
UNIVERSITAS Miguel Hernández