

**UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**TRABAJO FIN DE GRADO EN FISIOTERAPIA**



**UNIVERSITAS**  
*Miguel Hernández*

**INFLUENCIA DE LA FATIGA EN LA BIOMECANICA DE ATERRIZAJE TRAS SALTO: IMPLICACIONES PARA EL TRATAMIENTO Y LA PREVENCIÓN DE LESIONES DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR EN DEPORTISTAS: ESTUDIO OBSERVACIONAL.**

**AUTOR:** MARTÍNEZ SANTOS, RUBÉN

**Nº EXPECIENTE:** 2104

**TUTOR:** SERGIO HERNÁNDEZ SANCHEZ

**COTUTOR:** PEDRO MORENO NAVARRO

**Departamento y Área.** Patología y cirugía

**Curso académico** 2019 - 2020

**Convocatoria** de junio



## ÍNDICE

<b>1. RESUMEN.....</b>	<b>4</b>
<b>2. INTRODUCCIÓN:.....</b>	<b>6</b>
<b>3. MATERIAL Y MÉTODO .....</b>	<b>8</b>
<b>3.1. Diseño .....</b>	<b>8</b>
<b>3.2. Participantes.....</b>	<b>9</b>
<b>3.3. Variables de estudio.....</b>	<b>10</b>
<b>4. RESULTADOS.....</b>	<b>12</b>
<b>5. DISCUSIÓN.....</b>	<b>13</b>
<b>6. CONCLUSIÓN.....</b>	<b>17</b>
<b>7. BILIOGRAFIA .....</b>	<b>18</b>
<b>8. ANEXOS.....</b>	<b>22</b>



## 1. RESUMEN

**Introducción:** Las alteraciones biomecánicas en el aterrizaje después del salto y la fatiga inducida por una actividad deportiva, como un partido de baloncesto, son factores de riesgo de lesión. La combinación de ambas aumenta el riesgo de lesión en los miembros inferiores. En este contexto nos planteamos estudiar los efectos de la fatiga neuromuscular inducida por un partido de baloncesto de competición en la biomecánica de aterrizaje.

**Metodología:** Se analizó la biomecánica en el aterrizaje tras salto mediante el sistema de puntuación Landing Error Score System (LESS), tanto antes como después del partido a 7 jugadoras de baloncesto (edad  $24 \pm 8$  años) del Elche Club de Basket. También se midió la flexión dorsal de tobillo y el ángulo de flexión de rodilla en el primer contacto del aterrizaje antes y después del partido.

**Resultados:** Existen diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) en las puntuaciones del LESS pre ( $5,0 \pm 0,82$ ) y post partido ( $6,86 \pm 0,69$ ) así como en la flexión dorsal de tobillo de la pierna dominante pre ( $10,42 \pm 3,28$ ) y post partido ( $11,64 \pm 3,42$ ), aunque no fue así en el miembro inferior no dominante, pre ( $11,86 \pm 2,34$ ) y post partido ( $12,28 \pm 2,92$ ). La flexión de rodilla en el primer contacto del aterrizaje fue menor de  $30^\circ$  en el 86% de las jugadoras antes del partido y un 100% de estas tras el partido.

**Conclusión:** La fatiga inducida por el partido de baloncesto de competición produce alteraciones en la ejecución del aterrizaje tras salto valorado con el sistema LESS.

**Palabras clave:** fatiga, biomecánica, aterrizaje, flexión dorsal de tobillo.

## *English*

**Background:** Biomechanical alterations in landing after jumping and fatigue induced by a sporting activity, such as a basketball game, are risk factors for injury. The combination of both increases the risk of injury to the lower limbs. In this context, we propose to study the effects of neuromuscular fatigue induced by a competitive basketball game on landing biomechanics.

**Methods:** Landing errors are evaluated using the Landing Error Score System (LESS), both before and after the game to 7 basketball players (age  $24\pm 8$ ) from the Elche Club of Basket. The dorsal flexion of the ankle and the knee flexion at the first contact of the landing angle were also measured before and after the game.

**Results:** There are statistically significant differences ( $p < 0.05$ ) in pre-match ( $5,00\pm 0,82$ ) and post-match ( $6,86\pm 0,67$ ) LESS scores as well as pre-match ( $10,42\pm 3,28$ ) and post-match ( $11,64\pm 3,42$ ) ankle dorsal flexion of the dominant leg, although this was not the case for the non-dominant lower limb, pre-match ( $11,86\pm 2,34$ ) and post-match ( $12,28\pm 2,92$ ). The knee flexion at the first contact of landing was less than  $30^\circ$  in 86% of the players before the game and 100% of them after the game.

**Conclusion:** Fatigue induced by the competitive basketball game produces alterations in the execution of the landing after jump assessed with the LESS system.

## 2. INTRODUCCIÓN:

El baloncesto es un deporte que se caracteriza por gestos de alta intensidad como cambios de dirección, arrancadas, carreras de alta velocidad y saltos (Messina et al., 1999). La ejecución de éstos, combinados con factores de riesgos intrínsecos y extrínsecos puede causar lesiones en los miembros inferiores (Messina et al., 1999), siendo la rotura del ligamento cruzado anterior de rodilla (LCA) una de las lesiones más comunes y graves (Allen et al., 2019). Las lesiones del LCA se han estudiado durante numerosos años, cabe destacar que se ha observado que las mujeres tienen entre 2-6 veces más probabilidad de sufrir una rotura del LCA que los hombres practicando el mismo deporte (Ireland ML et al., 1999). Según Hewett et al (2006) los factores que influyen en este aumento del riesgo lesional se pueden clasificar en cuatro grupos: anatómicas, hormonales, neuromusculares y biomecánicas. Se piensa que el alto riesgo que tienen las mujeres de sufrir esta lesión es por una combinación de estos cuatro factores (Hewett et al., 2006). La forma más común de mecanismo de lesión del LCA es en fases de no contacto en la cual se produce una fuerza de desaceleración en la rodilla, que se posiciona en valgo con una pequeña flexión y rotación externa de la tibia (Arendt et al., 1999). Estas lesiones de rodilla pueden influir en la carrera deportiva del atleta, además numerosos estudios defienden que la reconstrucción del LCA no afecta a la velocidad, agilidad y salto, pero tras la vuelta deportiva disminuyen los porcentajes de eficacia, tiempo de juego y rendimiento del jugador (Cortes et al., 2013).

En base a lo anterior, la prevención de lesiones adquiere un papel determinante en este tipo de lesiones (Benjaminse A, 2019). Entre los factores que predisponen al deportista a padecer esta lesión cabe destacar las alteraciones biomecánicas del aterrizaje después del salto (Borotikar et al., 2008). Una técnica de aterrizaje adecuada puede derivar en una disminución o mejor absorción de la fuerza de aterrizaje, lo cual somete a un estrés menor a nuestros músculos, ligamentos y tendones, y por lo tanto disminuye el riesgo de lesión (Fong et al., 2011). A la hora de tener una buena biomecánica en el aterrizaje tras salto hay que tener ciertos factores en cuenta. Una flexión de tronco activa durante el aterrizaje aumenta los ángulos de flexión de rodilla y cadera, y por lo tanto hay un menor riesgo de lesión (Fong et al., 2011). Si la flexión de rodilla es pequeña, entre 0 y 30°, en el momento del aterrizaje, aumenta la fuerza de cizalla anterior aumentando los niveles

de carga del LCA (Padua et al., 2009). En cuanto a la articulación del tobillo, una mayor dorsiflexión se ha asociado con un mayor desplazamiento de la flexión de rodilla y fuerzas de reacción en el suelo más pequeñas durante el aterrizaje, lo que induce a una postura de aterrizaje consistente con un menor riesgo de lesiones de LCA y limita las fuerzas que la extremidad inferior debe absorber (Fong et al., 2011). Además, realizar la caída en dos tiempos, primero con la punta y luego con el talón permite dividir la fuerza de reacción del suelo en dos tiempos, haciéndola más fáciles de absorber (Fong et al., 2011). Una postura de aterrizaje erguida o el aterrizaje con rigidez de la musculatura del miembro inferior sumado a un desplazamiento limitado de la cadera, rodilla y una reducción de la dorsiflexión del tobillo provoca un aumento de fuerzas máximas y momentos de carga, lo que disminuye la absorción de impactos en la articulación (Butler et al., 2003). Hay que añadir que la existencia de elevadas fuerzas de reacción en el suelo y una disminución en la flexión dorsal del tobillo en el aterrizaje después del salto se asocian a un mayor valgo de rodilla (Fong et al., 2011).

Por otro lado, la fatiga neuromuscular ha sido relacionada con reducciones del rendimiento muscular y actividades como el sprint y el salto (Cortes et al., 2013; Chapell et al., 2005). Asimismo, diversos autores han destacado su efecto sobre la incidencia lesional. En este sentido van Melick et al., (2019) mostraron que la fatiga neuromuscular producía un retraso en la activación de los músculos y una alteración propioceptiva y del control postural afectando así especialmente en acciones explosivas como el aterrizaje del salto. Estas alteraciones o desorden de todo lo anteriormente nombrado hacen que las secuencias de movimiento se produzcan en exceso y de una forma no controlada, que son un factor de riesgo para las lesiones deportivas de la extremidad inferior, como es el valgo de rodilla entre otros (Hewwett et al., 2009). También ha sido demostrado que la fatiga aumenta la fuerza de cizalla anterior tibial proximal máxima, aumenta el valgo de rodilla, anteriormente nombrado, disminuye el ángulo de flexión de la rodilla, disminuye el ángulo de flexión de cadera e incrementa la rotación interna de la rodilla durante diferentes tareas (Borotikar BS et al., 2008).

Por lo tanto, la combinación de la fatiga neuromuscular junto con las alteraciones en patrones de movimiento produce un aumento de la probabilidad de sufrir lesiones en los

deportistas, especialmente, mujeres (De Ste Croix et al., 2015). La evidencia sobre los factores de riesgo biomecánicos combinados con la fatiga neuromuscular para la lesión del LCA es reducida, y la mayoría de los estudios han realizado las pruebas en condiciones de fatiga inducida a través de entrenamiento o bien en el laboratorio, pero no en condiciones reales de competición (Arslan et al., 2019). En este contexto, es donde planteamos estudiar los efectos de la fatiga neuromuscular en la biomecánica del aterrizaje. Considerando los estudios previos, la hipótesis es que la fatiga neuromuscular inducida por un esfuerzo físico intenso en condiciones de competición producirá modificaciones en los patrones de aterrizaje.

### **3. MATERIAL Y MÉTODO**

#### **3.1. Diseño**

El trabajo se dirige a deportistas femeninas que practican disciplinas donde predomina el salto en su dinámica deportiva, como es el baloncesto, dado que son el colectivo con mayor riesgo de sufrir lesiones ligamentosas de la rodilla.

Se trata de un estudio observacional, donde se valora el efecto de la fatiga inducida por la competición (fatiga aguda, 1 partido) en la biomecánica y estrategias de aterrizaje. Para ello se registran los resultados del Landing Error Score System (LESS) (Padua et al., 2009) antes de un partido e inmediatamente después del mismo. Previamente a las mediciones pre y post partido, se realiza una medición en la semana previa para que los sujetos estuvieran familiarizados con el protocolo: se realiza un total de tres días de mediciones. El primer día es en un entrenamiento la semana previa al partido en cuestión. La siguiente se realiza en un entrenamiento previo al partido realizado entre 24-48 horas antes, y por último el día del partido. Los días de entrenamiento se realiza la prueba únicamente antes de entrenar y el día partido tanto antes como inmediatamente después. De este modo, se pone de manifiesto diferencias pre y post partido en la dinámica del salto y aterrizaje.

Antes de proceder a las mediciones todas las jugadoras completarán una sesión de calentamiento estandarizado que suele realizarse de forma rutinaria en su dinámica de entrenamiento.

Se empleará la escala de calificación de Borg del esfuerzo percibido (RPE) para medir la fatiga en una escala de 0 a 10 tras el partido, estimando de forma subjetiva e indirecta la carga interna, multiplicando minutos jugados x RPE (Lupo C, 2019). La escala fue pasada para que cada una de las participantes escogiera el nivel que más se asemejase a ellos tras el partido.

Durante el partido se realiza la medición de la carga externa en el tiempo a través de unos dispositivos de medición inercial (IMU) con tecnología de sistema de seguimiento UWB (WIMUPROTM, RealTrack Systems, Almeria, España). Estos dispositivos proporcionan información sobre el rendimiento de los jugadores de baloncesto durante la competición, incluyendo la posición, dirección, velocidad, distancia recorrida, aceleraciones y desaceleraciones. El dispositivo se le coloca a cada jugadora entre las escápulas de manera que no impide el desarrollo de su juego. El uso de los dispositivos requiere la colocación de 8 antenas alrededor de la pista de juego (Pino-Ortega J, 2019). Se le colocó a cada uno de los sujetos 5 minutos antes de empezar el partido con el objetivo de registrar carga externa. Estos datos de la carga interna y externa se utilizaron para un estudio paralelo a este.

### **3.2. Participantes**

Para llevar a cabo el trabajo se reclutan participantes en un club de baloncesto federado de la provincia de Alicante, Elche BC. Las participantes seleccionadas son mayores de 16 años. Además, no deben haber tenido una lesión 6 meses antes, ni durante el partido en sí, y estar en óptimas condiciones para jugar un partido de baloncesto el día de las mediciones. Hay que añadir, que las participantes no deberán tener ningún tipo de dolor o molestia al realizar el salto.

Las participantes realizan la prueba con pantalones cortos, camiseta corta o de tirantes y con las zapatillas que utilizan para la competición. Obtuvimos un total de 7 participantes para el estudio que cumplían los requisitos citados.

Se recoge información sobre los sujetos como es el nombre, apellidos, edad, altura, peso, años jugando a baloncesto, días de entrenamiento y tiempo de estos por semana, posición de juego e historial de lesiones.

El protocolo de este estudio fue aprobado por la Oficina de Investigación Responsable de la universidad Miguel Hernández (REF: 191106232737). Antes de la realización de este estudio

cada uno de los participantes recibió instrucciones sobre el mismo y un consentimiento informado, que entregaron firmado antes de comenzar las mediciones.

### **3.3. Variables de estudio**

#### ***Aterrizaje tras salto desde cajón.***

La variable principal del estudio es la puntuación obtenida a través de la escala LESS sobre alteraciones en la estrategia de aterrizaje tras el salto. Se pretende valorar si existen diferencias significativas en la puntuación entre la valoración previa al partido y la inmediatamente posterior al mismo en el grupo de jugadoras, considerando de este modo el efecto de la fatiga en las estrategias de aterrizaje tras el salto.

Las participantes realizarán una prueba de salto que no será grabada, como instrucción y prueba del gesto, y 3 que si lo serán de una tarea estandarizada de salto y aterrizaje durante cada sesión de prueba en la cancha de baloncesto. Por lo tanto, realizarán un total de 4 saltos, de los cuales se cogerá el mejor de ellos. La jugadora comenzará la tarea de pie en una caja de 30 cm de altura colocada a una distancia de la mitad de la altura del cuerpo lejos del área de aterrizaje, que estará marcada por una línea en el suelo.

Las participantes recibirán instrucciones, antes cada día en el que se realice la prueba, para saltar hacia adelante saliendo con ambas extremidades del cajón simultáneamente, con las manos en la cintura y de aterrizar justo después de la línea, para posteriormente, sin pausa prácticamente, y saltar verticalmente a la máxima altura posible. El equipo que da las instrucciones del salto recalca la acción de saltar a la máxima altura posible utilizándolo así como sesgo para que las participantes centren su atención en ello y no la realización de la mecánica del salto (Imagen 2. Salto LESS).

Para registrar los saltos en video, se colocarán dos cámaras de video digital (modelo DCR-HC30; Sony Corporation) a 3 metros delante y a la derecha de las participantes y a una altura de 1 metro para capturar imágenes frontales y sagitales de todas las pruebas de aterrizaje en salto (Padua et al., 2009; Smith et al., 2012) (figura 1. Montaje del LESS).

El LESS es una medida que he demostrado una alta fiabilidad (intra-evaluador ICC 0.97), que consta de 17 ítems (Tabla 3. Plantilla LESS) de errores de técnica de aterrizaje en un

rango de ítems fácilmente observables (Padua et al., 2009). Una puntuación  $\geq 6$  indica una técnica deficiente al aterrizar desde un salto (máximo 19 puntos) y podría aumentar el riesgo de una lesión de LCA (Smith et al., 2012).

El análisis cuantitativo de los gestos grabados en video se realizará con el software Kinovea para obtener los resultados pre y post partido de LESS. Para observar las alteraciones biomecánicas en la técnica de aterrizaje tras salto producidas por la fatiga.

### ***Flexión dorsal de tobillo.***

Se realizará la medición fijando cinta métrica al suelo frente a una pared y observando la máxima distancia a la cual los sujetos tocan dicha pared con la rodilla sin levantar el talón del suelo. Los sujetos posicionan su pie a evaluar de manera que la línea del talón y del dedo gordo estuvieran alineados en la cinta métrica del suelo. Una vez en esta posición los sujetos se lanzan hacia delante de manera que su rodilla toque con la pared. Se les permitió mantener el equilibrio apoyándose con las manos en la pared y la pierna no testada la podían poner en una posición cómoda. Cuando los sujetos podían mantener el contacto con el talón y con la rodilla de forma cómoda, se iba incrementando la distancia de 1 cm en cada estocada hasta conseguir la distancia máxima desde la pared.

Se lleva a cabo tanto antes como después del partido tras la finalización de los saltos. Por cada centímetro de distancia de la pared se produce aproximadamente  $3,6^\circ$  de flexión dorsal de tobillo (Hoch MC & McKeon PO, 2011) (Imagen 3. Medición Flexión Dorsal de Tobillo).

### ***Flexión de rodilla en el inicio del aterrizaje***

La flexión de rodilla en el inicio del aterrizaje se mide a través del software Kinovea, en la visión lateral del video. Los grados de la flexión de rodilla se medirán con el primer contacto del sujeto en el suelo. Se anotará si la flexión de rodilla es mayor o menor de  $30^\circ$ , ya que si es mayor aumenta la fuerza de cizalla anterior aumentando los niveles de carga al LCA (Padua et al., 2009) (Imagen 4. Medición Flexión de rodilla en inicio de aterrizaje).

### **Análisis estadístico**

El análisis de los datos se realizará empleando el Paquete Estadístico para Ciencias Sociales (PASW). Describiremos la distribución sociodemográfica de las participantes utilizando

frecuencias y porcentajes, para variables nominales, y medias y desviaciones estándar para variables continuas. Se aplicará la prueba de Shapiro-Wilk para calcular si los datos se distribuyen de forma normal.

Las diferencias de análisis en los valores previos y posteriores al partido se compararán mediante el uso de la prueba T de Student, considerando un valor de  $P < 0.05$  como "diferencia estadísticamente significativa". En el caso de obtener una distribución no normal, se aplicará la prueba no paramétrica U Mann-Whitney, de diferencia de rangos. Se estimará el índice de tamaño del efecto mediante el índice g de Hedges (dg), el cual proporciona una estimación del tamaño del efecto que reduce el sesgo causado por las muestras pequeñas ( $n < 20$ ), con la intención de informar sobre la magnitud de las diferencias y la relevancia de estas en la práctica. Los tamaños del efecto se clasificaron de la siguiente manera: trivial ( $< 0.2$ ), pequeño ( $< 0.5$ ), moderado ( $0.5 \leq d < 0.8$ ) y grande ( $\geq 0.8$ ) (Cohen J, 1988).

#### 4. RESULTADOS

Las características de las participantes se muestran en la TABLA 1. Los resultados del LESS antes del partido es de  $5,00 \pm 0,82$ , los de después  $6,86 \pm 0,69$  y el tamaño del efecto es de  $-2,46$ . Podemos observar que los resultados obtenidos en el LESS por las sujetos sufren un aumento estadísticamente significativo después del partido ( $p < 0,05$ ) (TABLA 2).

En el LESS (Tabla 3. Plantilla LESS), el parámetro de valgo dinámico de rodilla está presente en un 71% de las sujetos pre-partido y en un 86% en el post-partido. El parámetro de recepción asimétrica con ambos pies tiene unos valores de 14% pre-partido y 71% post-partido de las jugadoras.

En las mediciones de la flexión dorsal de tobillo antes del partido nos encontramos con una media de  $10,42 \pm 3,28$ , después de  $11,64 \pm 3,42$  y un tamaño del efecto de  $-0,36$  en la pierna dominante. En la pierna no dominante nos encontramos antes del partido con una media de  $11,86 \pm 2,34$ , después  $12,28 \pm 2,92$  y un tamaño del efecto de  $-0,16$ . Por lo tanto, en la pierna

dominante se observa un aumento estadísticamente significativo, mientras que no lo hay en la pierna no dominante ( $p < 0,05$ ) (tabla 3. Resultados flexión dorsal de tobillo).

La flexión de rodilla fue mayor de  $30^\circ$  en el 14% de las participantes, mientras que el 86% de ellas hizo la recepción del salto con un ángulo menor de  $30^\circ$  antes del partido. Después del partido el 100% de las participantes lo hicieron con un ángulo menor de  $30^\circ$  (gráfico 1. Flexión de rodilla en el aterrizaje).

## 5. DISCUSIÓN

En el presente estudio se ha valorado el efecto de la fatiga inducida por un partido de competición oficial sobre la biomecánica del aterrizaje y la flexión dorsal del tobillo. En el estudio, se ha detectado que las puntuaciones del LESS y de la flexión dorsal del tobillo en la pierna dominante aumentaron significativamente después del partido, mostrando un tamaño del efecto grande en el LESS y pequeño en la flexión dorsal del tobillo, sin embargo, no lo fue así la flexión dorsal de tobillo en la pierna no dominante, donde no se encontraron diferencias entre el pre y el post partido. Por lo tanto, se puede afirmar que la fatiga neuromuscular inducida por el partido de baloncesto modifica los parámetros biomecánicos de los jugadores en del aterrizaje tras el salto.

En la literatura, hay un número limitado de estudios que investigan el efecto de la fatiga neuromuscular en la biomecánica de aterrizaje en los atletas, asimismo, muchos de estos se han realizado con protocolos de fatiga inducidos en laboratorio o entrenamientos específicos (Gokeler et al., 2014; Bard S 2016; Wesley C 2007; Van Melick 2019) y por lo tanto difieren de la fatiga producida por un partido de competición. Estos estudios afirman que la fatiga altera la cinética y la cinemática (Liederbach M. et al., 2014) y, por lo tanto, las estrategias de aterrizaje; sugiriendo que la fatiga incrementa proporcionalmente las alteraciones en la biomecánicas articular (Cortes N. et al., 2013).

Hay autores que defienden que el aumento de la puntuación LESS (deterioro del rendimiento del aterrizaje) puede deberse a la fatiga del sistema nervioso central (SNC) y el sistema nervioso periférico (SNP) (Wesley C, 2007). La fatiga central se refiere a la disminución

del número y la velocidad de la activación de la unidad motora por el SNC. También puede implicar una disminución de la frecuencia de los potenciales de acción para activar estos músculos. Esta combinación puede ralentizar las respuestas musculares, llevando a una disminución de la capacidad de los músculos para proporcionar estabilidad a la rodilla. Por lo tanto, si los músculos no son capaces de generar esa estabilidad la articulación está menos protegida (Gandevia SC et al, 2001).

La fatiga periférica implica la detección de señales aferentes y eferentes por medio de los mecanorreceptores, que se encuentran en las articulaciones, músculos y ligamentos (Riemann BL et al, 2002). En respuesta a la fatiga estos mecanorreceptores envían señales aferentes debilitadas y/o retrasadas al SNC. Esto dará lugar a una respuesta muscular menos eficiente, lo que llevará a una menor capacidad para la estabilización de la articulación. Específicamente en la rodilla, los mecanorreceptores del LCA y las estructuras articulares circundantes influyen en la actividad de la musculatura del muslo para lograr una estabilización dinámica (Rowe A et al, 1999).

La fatiga produce aumentos significativos en el momento de abducción de rodilla y en la rotación interna de rodilla (valgo dinámico), siendo más acusado en mujeres que en hombres (Borotikar et al., 2008). Además, se ha demostrado que los aterrizajes de las mujeres son más rígidos, caracterizados por el aumento de las fuerzas de reacción del suelo, y que la flexión de rodilla y cadera disminuye (Butler et al., 2003), lo que genera un aumento del riesgo de lesión en el LCA.

Por otra parte, un menor rango de movilidad en el tobillo durante la tarea de aterrizaje supone una menor flexión de rodilla y cadera produciendo una acción de aterrizaje más rígida, estos factores biomecánicos aumentan el riesgo de lesión de LCA (Fong et al., 2011). Un mayor rango articular pasivo del tobillo se asocia con una mayor flexión de rodilla y menor fuerza de reacción del suelo durante el aterrizaje en salto, lo que reduce la tensión de las estructuras musculoesqueléticas, así como el riesgo de lesiones (Fong et al, 2011).

Puesto que el LESS valora la cinemática del tronco durante el aterrizaje cabe destacar el papel que cumple la musculatura del core en esta tarea, ya que las alteraciones en los patrones de activación muscular del tronco junto con las de los miembros inferiores pueden causar

inestabilidad pélvica aumentando el riesgo de lesión del LCA. Una buena estabilidad en el tronco puede mejorar el control de las extremidades inferiores, se ha demostrado que la activación del core durante la tarea de aterrizaje disminuye el desplazamiento bilateral de la cadera en plano frontal y aumenta la flexión de rodilla, la actividad muscular de glúteo mayor y de los isquiotibiales, que reduce el desplazamiento anterior de la tibia (Haddas R et al., 2016).

Diferentes autores han investigado la interacción directa entre la fatiga neuromuscular y la biomecánica del aterrizaje con la utilización del LESS. Gokeler et al. (2014) indujeron la fatiga a través de un protocolo en el que los participantes debían hacer diez sentadillas con flexión de rodilla de 90° seguidas de dos repeticiones de salto contra movimiento máximo (CMJ). El punto de fatiga en el test de salto lo establecieron cuando el sujeto no alcanzaba el 70% de su altura máxima durante dos saltos consecutivos. Asimismo, Bard et al. (2016) emplearon el Protocolo de Agilidad Funcional de Fatiga a Corto Plazo para inducir la fatiga en los deportistas del estudio. Este protocolo consistía en múltiples ejercicios de agilidad que incluían subir a una caja de 30 cm de altura, “L-drill”, saltos verticales y ejercicios de escalera de agilidad. Otro ejemplo es el llevado a cabo por Van Melick N. et al. (2018) que indujeron la fatiga a través de una hora de entrenamiento de fútbol centrado en ejercicios de velocidad, estabilidad y coordinación. Wesley (2007), en su estudio, produjo la fatiga tras dos horas de entrenamiento de baloncesto. Arslan S et al. (2019) realizaron las mediciones tanto antes como después de un partido de fútbol, considerando así la fatiga propia de la competición. En cada uno de estos trabajos las puntuaciones del LESS aumentaron significativamente comparando los resultados pre y post fatiga, confirmando el papel de esta variable en la modificación de las estrategias de aterrizaje tras el salto.

Según los resultados obtenidos en nuestro estudio se observa que los parámetros estudiados en el LESS que más se repiten tanto antes como después del partido en cada una de las sujetos son la flexión de rodilla menor de 30° en el contacto inicial, que aumenta el riesgo de lesión de LCA (Padua et al., 2009), y el valgo dinámico de rodilla. Hay que añadir que el parámetro que más empeora tras el partido es el de la recepción del salto con ambos pies a la vez, es decir, el contacto con el suelo se realiza de forma asimétrica en mayor proporción tras el

partido, además de la impresión general del salto, dónde tienes que puntuar si el aterrizaje ha sido excelente, bueno o pobre (Tabla 3. Plantilla LESS).

Aplicación práctica: en este estudio encontramos las diferentes alteraciones biomecánicas durante la terea de aterrizaje que influyen en la lesión del LCA, además de la influencia que tiene el estado de fatiga sobre el SNC y SNP. En este contexto se plantea la realización de programas de prevención, protocolos de entrenamiento con ejercicios de fuerza, estiramientos, pliometría, equilibrio, core, corrección de la técnica de amortiguación del salto y resistencia a la fatiga (Benjaminse A, 2019) que han demostrado ser efectivos para reducir el riesgo de lesión del LCA (Romero-Moraleda et al., 2017).

Perspectiva de futuro: se tiene previsto aumentar la muestra para valorar si diferentes cargas en el partido inducen cambios diferentes en la modificación de la estrategia de aterrizaje y poder contrastar los resultados LESS entre diferentes deportes y ambos géneros. Además con este aumento de la muestra se buscarán correlaciones entre el LESS y la flexión dorsal de tobillo.

Limitaciones del estudio: la muestra es reducida debido a la paralización del reclutamiento de sujetos a causa del confinamiento llevado por la situación del país por el Covid-19. La valoración mediante la metodología LESS, no contempla elementos como las fuerzas de reacción del suelo en el aterrizaje, que sería interesante conocer para estimar el efecto sobre el momento de valgo de rodilla, que es el factor de mayor influencia en las lesiones del ligamento lateral interno y ligamento cruzado anterior. Para ello es necesario el empleo de plataformas de fuerza, un instrumental de elevado coste del que no disponemos actualmente. Por último, la valoración del efecto de la fatiga se realizará de forma aguda, y no se valorará la evolución de este en los días posteriores al partido. Sería interesante conocer la evolución lineal del proceso para poder planificar intervenciones que puedan reducir los efectos negativos de la fatiga.

## 6. CONCLUSIÓN

En nuestro estudio hemos analizado si la fatiga producida por un partido de competición produce alteraciones biomecánicas en la técnica de aterrizaje tras salto a través del LESS y la flexión dorsal del tobillo. Las puntuaciones del LESS y de la flexión dorsal del tobillo aumentaron significativamente tras el partido, por lo tanto, se puede concluir que la fatiga inducida por el partido parece estar asociada a mayores errores en la biomecánica de los jugadores en la tarea de aterrizaje.



## 7. BILIOGRAFIA

1. Allen AN, Wasserman EB, Williams RM, Simon JE, Dompier TP, Kerr ZY, Valier ARS. Epidemiology of Secondary School Boys' and Girls' Basketball Injuries: National Athletic Treatment, Injury and Outcomes Network. *J Athl Train*. 2019;54(11):000–000.
2. Arendt EA, Agel J, Dick R. Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. *J Athl Train*. 1999;34(2):86-92.
3. Arslan A, Ertat KA, Kazamirat SO, Islegen C, Arslan T. Soccer match induced fatigue effect on landing biomechanic and neuromuscular performance. *Acta Medica Mediterranea* 2019;35(1):391-397
4. Bard S, Cooper BA, Kosel K, Runion O, Thorwick K. Influence of Fatigue on Jump and Land Movement Patterns. Retrieved from Sophia, the St. Catherine University repository website: [https://sophia.stkate.edu/dpt\\_papers/48](https://sophia.stkate.edu/dpt_papers/48)
5. 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 Med*. 2019 Apr;49(4):565-586.
6. 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. *Clinical Biomechanics* 2008; 23(1): 81-92.
7. Butler RJ, Crowell Iii HP, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech*. 2003;18(6):511-7.
8. 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; 33(7):1022-1029.
9. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. Hillsdale, NJ: L. Erlbaum Associates, 1988.
10. Cortes N, Greska E, Kollock R, Ambegaonkar J, Onate JA. Changes in lower extremity biomechanics due to a short-term fatigue protocol. *J Athl Train* 2013; 48 (3):306-313.
11. De Ste Croix MB, Priestley AM, Lloyd RS, Oliver JL. ACL injury risk in elite female

- youth soccer: Changes in neuromuscular control of the knee following soccer-specific fatigue. *Scand J Med Sci Sports* 2015; 25(5):531- 8.
12. Fong C-M, Blackburn JT, Norcross MF, McGrath M, Padua DA. Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *J Athl Train.* 2011;46(1):5-10.
  13. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* 2001;81:1725- 1789.
  14. Gokeler A, Eppinga P, Dijkstra PU, Welling W, Padua DA, Otten E, Benjaminse A. Effect of fatigue on landing performance assessed with the landing error scoring system (less) in patients after ACL reconstruction. A pilot study. *Int J Sports Phys Ther.* 2014 May;9(3):302-11.
  15. Haddas R, Hooper T, James CR, Sizer PS. Estabilización Volinaria de la Columna Durante un salto vertical desde diferentes alturas de aterrizaje: implicaciones para el anterior Lesión del ligamento cruzado. *J Athl Train.* 2016 Dic; 51 (12): 1003-1012
  16. Heishman A, Peak K, Miller R, Brown B, Daub B, Freitas E, Bembem M. Associations Between Two Athlete Monitoring Systems Used to Quantify External Training Loads in Basketball Players. *Sports (Basel).* 2020 Mar 11;8(3).
  17. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med.* 2006;34(2):299-311.
  18. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during noncontact 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; 43(6): 417-22.
  19. Hoch MC, McKeon PO. Joint mobilization improves spatiotemporal postural control and range of motion in those with chronic ankle instability. *J Orthop Res.* 2011 Mar;29(3):326-32.
  20. Ireland ML. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. *J Athl Train.* 1999 Apr;34(2):150-4.

21. 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)
22. Lupo C, Ungureanu AN, Frati R, Panichi M, Grillo S, Brustio PR. Player Session Rating of Perceived Exertion: A More Valid Tool Than Coaches' Ratings to Monitor Internal Training Load in Elite Youth Female Basketball. *Int J Sports Physiol Perform*. 2019 Nov 5:1-6
23. Messina D, 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; 27:294-299.
24. Smith HC, Johnson RJ, Shultz SJ, et al. A prospective evaluation of the Landing Error Scoring System (LESS) as a screening tool for anterior cruciate ligament injury risk. *Am J Sports Med*. 2012;40(3):521-526
25. Padua, D. A., Marshall, S. W., Boling, M. C., Thigpen, C. A., Garrett, W. E., & Beutler, A. I. The landing error scoring system (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics the JUMP-ACL study. *The American journal of sports medicine* 2009;37(10):1996-2002.
26. Pino-Ortega J., Rojas-Valverde D., Gómez-Carmona C.D., Bastida-Castillo A., Hernández-Belmonte A., García-Rubio J., Nakamura F.Y., Ibáñez S.J. Impact of Contextual Factors on External Load During a Congested-Fixture Tournament in Elite U'18 Basketball Players. *Front. Psychol*. 2019;10:1100.
27. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train*. 2002;37:71-79.
28. Rowe A, Wright S, Nyland J, Caborn DNM, Kling R. Effects of a 2-hour cheerleading practice on dynamic postural stability, knee laxity, and hamstring extensibility. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1999;29(8):455-462.

29. Van Melick N, van Rijn L, Nijhuis-van der Sanden MW, Hoogeboom TJ, van Cingel REH. Fatigue affects quality of movement more in ACL-reconstructed soccer players than in healthy soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2019;27(2):549-555.
30. Wesley C. A Two-Hour Basketball Practice Increases Landing Error Scoring System Scores in Female Collegiate Basketball Players. *Undergraduate Theses and Capstone Projects.* 2007 ;43.



## 8. ANEXOS

Imagen 1. Colocación GPS (Heishman A et al., 2020)



Imagen 2. Salto LESS.



Imagen 3. Medición Flexión Dorsal de Tobillo



Imagen 4. Medición Flexión de rodilla en inicio de aterrizaje.

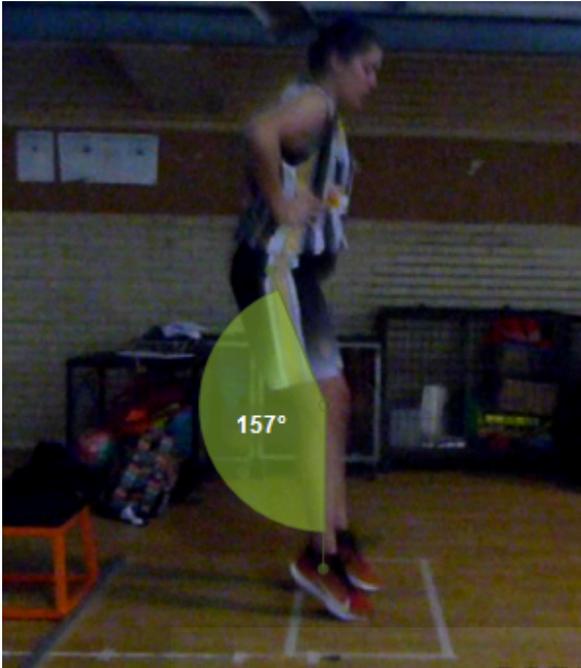


Figura 1. Montaje del LESS

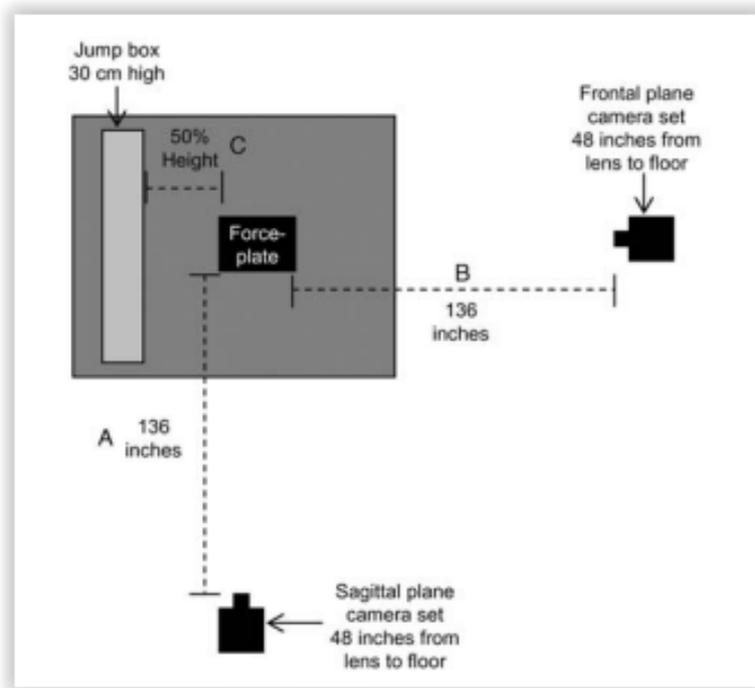


Tabla 1. Datos de los sujetos.

<b>Sujeto</b>	<b>Edad (años)</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>IMC (Kg/m2)</b>
<b>1</b>	19	1,58	54	21,63
<b>2</b>	17	1,76	74	23,89
<b>3</b>	17	1,66	55	19,96
<b>4</b>	17	1,65	58	21,30
<b>5</b>	32	1,75	68	22,20
<b>6</b>	28	1,84	80	23,63
<b>7</b>	38	1,63	63,5	23,90
<b>Promedio</b>	24,00	1,70	64,64	22,35
<b>Desviación</b>	8	0,08	9,15	1,40



Tabla 2. Resultados LESS y DAF

	PRE	POST	DIFERENCIA	TAMAÑO	
	PARTIDO	PARTIDO	DE MEDIAS	DEL EFECTO	<i>p</i>
<b>LESS</b>	5,00±0,82	6,86±0,69	-1,87	-2,46	0,001
<b>DAF<sub>DOM</sub></b>	10,43±3,28	11,64±3,42	-1,21	-0,36	0,005
<b>DAF<sub>NO DOM</sub></b>	11,86±2,34	12,29±2,93	-0,43	-0,16	0,289

Puntuación Media±Desviación; DAF: Dorsal Ankle Flexion; DOM: Dominante; NO DOM: No

Dominante



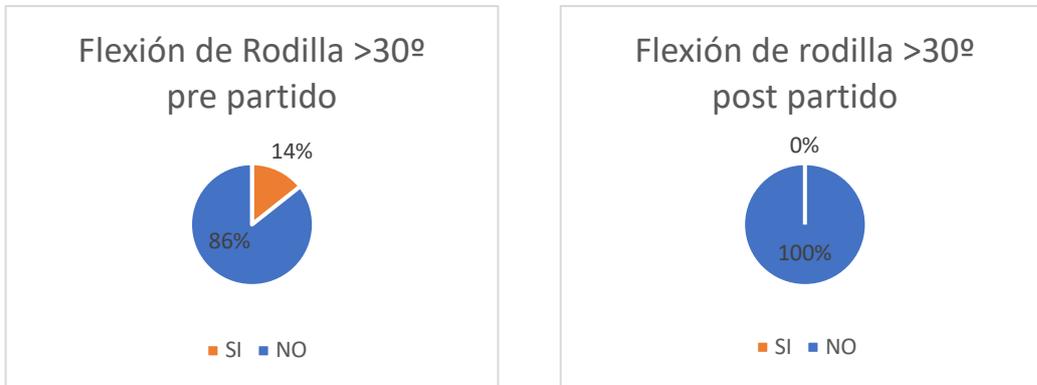
Gráfico 1. Valgo dinámico de rodilla



Gráfico 2. Recepción asimétrica del salto



Gráfico 3. Flexión de rodilla en el aterrizaje.



---

**CONSENTIMIENTO INFORMADO**

Número admitido a trámite (UMH)	191106232737
Número Expediente:	
Título del proyecto:	<b><i>INFLUENCIA DE LA FATIGA LA ESTRATEGIA DE ATERRIZAJE TRAS SALTO: IMPLICACIONES PARA EL TRATAMIENTO Y LA PREVENCIÓN DE LESIONES DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR EN DEPORTISTAS</i></b>
Investigador principal:	PROF. SERGIO HERNANDEZ SANCHEZ

Yo.....

.....

(Nombre y apellidos manuscritos por el participante)

He leído esta hoja de información y he tenido tiempo suficiente para considerar mi decisión.

Me han dado la oportunidad de formular preguntas y todas ellas se han respondido satisfactoriamente.

Comprendo que mi participación es voluntaria.

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- Cuando quiera
- Sin tener que dar explicaciones.

Después de haber meditado sobre la información que me han proporcionado, declaro que mi decisión es la siguiente:

Doy  No doy

Mi consentimiento para el acceso y utilización de mis datos en las condiciones detalladas en la hoja de información.

<b>FIRMA DEL PARTICIPANTE</b>	<b>FIRMA DEL TUTOR LEGAL</b>	<b>FIRMA DEL INVESTIGADOR:</b>
-------------------------------	------------------------------	--------------------------------

<b>(MENOR):</b>		
<b>NOMBRE:</b>	<b>NOMBRE:</b>	<b>NOMBRE:</b>
<b>FECHA:</b>	<b>FECHA:</b>	<b>FECHA:</b>

**REVOCAION DEL CONSENTIMIENTO**

Yo, D/Dña. XXX revoco el consentimiento prestado en fecha y no deseo continuar

participando en el estudio ***INFLUENCIA DE LA FATIGA LA ESTRATEGIA DE ATERRIZAJE TRAS SALTO: IMPLICACIONES PARA EL TRATAMIENTO Y LA PREVENCIÓN DE LESIONES DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR EN DEPORTISTAS***

<b>FIRMA DEL PARTICIPANTE (MENOR):</b>	<b>FIRMA DEL TUTOR LEGAL</b>	<b>FIRMA DEL INVESTIGADOR:</b>
<b>NOMBRE:</b>	<b>NOMBRE:</b>	<b>NOMBRE:</b>
<b>FECHA:</b>	<b>FECHA:</b>	<b>FECHA:</b>

Buenos días:

Le comunico que su expediente con el asunto: **DPC.SHS.02.19** con el título: **INFLUENCIA DE LA FATIGA LA ESTRATEGIA DE ATERRIZAJE TRAS SALTO: IMPLICACIONES PARA EL TRATAMIENTO Y LA PREVENCIÓN DE LESIONES DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR EN DEPORTISTAS** se encuentra en el siguiente estado:

APROBADO

Reciba un cordial saludo.



Fdo.: Alberto Pastor Campos  
Oficina de Investigación Responsable

**NOTA ACLARATORIA:** La presente notificación no supone ninguna información adicional a la que recibió en su día por correo electrónico, se trata simplemente de un trámite administrativo necesario para cerrar el procedimiento iniciado a través de la sede electrónica.



Tabla 3. Plantilla LESS

<b>LANDING ERROR SCORING SYSTEM (LESS)</b>		
<b>Visión sagital</b>		
Ángulo de flexión de cadera en el contacto: las caderas están flexionadas		
SI= 0 punto	NO= 1 puntos	
Flexión del tronco en el contacto: el tronco está por delante de las caderas		
SI= 0 punto	NO= 1 puntos	
Ángulo de flexión de rodillas en el contacto: mayor de 30°		
SI= 0 punto	NO= 1 puntos	
Ángulo de flexión plantar en el contacto (aterriaje): punta del pie – talón		
SI= 0 punto	NO= 1 puntos	
Flexión de cadera en el momento de mayor flexión de rodilla: mayor que en el contacto inicial		
SI= 0 punto	NO= 1 puntos	
Flexión del tronco en el momento de máxima flexión de rodilla: tronco por delante de caderas		
SI= 0 punto	NO= 1 puntos	
Desplazamiento total en el aterriaje de flexión de rodillas: mayor de 30°		
SI= 0 punto	NO= 1 puntos	
Desplazamiento articular en el plano sagital		
Alta movilidad (soft)= 0 puntos	Medio = 1 punto	Reducido (rígido)= 2 puntos
<b>Visión frontal</b>		
Inclinación del tronco en el aterriaje: tronco inclinado (flexión lateral)		
SI= 1 punto	NO= 0 puntos	
Valgo de rodillas en el aterriaje: rodillas alineadas verticalmente con el centro del pie		
SI= 0 punto	NO= 1 puntos	
Movimiento de valgo de rodilla: las rodillas por dentro del primer dedo		
SI= 1 punto	NO= 0 puntos	
Posición del pie en el aterriaje: pies rotados hacia fuera > 30°		
SI= 1 punto	NO= 0 puntos	
Posición del pie en el aterriaje: pies rotados hacia fuera < 30°		
SI= 1 punto	NO= 0 puntos	
Separación de los pies en el aterriaje: < que la anchura de los hombros		
SI= 1 punto	NO= 0 puntos	
Separación de los pies en el aterriaje: > que la anchura de los hombros		
SI= 1 punto	NO= 0 puntos	
Contacto inicial de los pies en el suelo simétrico		
SI= 0 punto	NO= 1 punto	
Impresión general		
Excelente= 0 puntos	Medio= 1 punto	Pobre= 2 puntos