

# Comparación de la cinemática de aterrizaje en basquetbolistas adolescentes con y sin historial de LCA.

## *Comparison of Landing Kinematics in Adolescent Basketball Players with and without a History of ACL Injury.*

Guevara-Cisneros, Rafaela Sofía<sup>1</sup>; Vasco-Aguilera, Andrés Sebastián<sup>2</sup>; Yanzapanta-Garcés, Santiago David<sup>3</sup>; Marín-Delgado, Luisa Daniela<sup>4</sup>.

**Cita:** Guevara-Cisneros, R. S., Vasco-Aguilera, A. S., Yanzapanta-Garcés, S. D., & Marín-Delgado, L. D. (2026). Comparación de la cinemática de aterrizaje en basquetbolistas adolescentes con y sin historial de LCA. *Innova Science Journal*, 4(2), 712-734. <https://doi.org/10.63618/omd/isy/v4/n2/306>

**Recibido:** 08/12/2025  
**Aceptado:** 20/04/2026  
**Publicado:** 30/04/2026




**Copyright:** © 2026 por los autores. Este artículo es un artículo de acceso abierto distribuido bajo los términos y condiciones de la **Licencia Creative Commons, Atribución- NoComercial 4.0 Internacional. (CC BY-NC)**.

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>)

- <sup>1</sup> Unidad Educativa Nuevo Mundo; Ecuador, Ambato; <https://orcid.org/0009-0001-1362-7684>; [rafaelaguevara@nuevomundoambato.edu.ec](mailto:rafaelaguevara@nuevomundoambato.edu.ec)
- <sup>2</sup> Unidad Educativa Nuevo Mundo; Ecuador, Ambato; <https://orcid.org/0000-0003-2567-9075>; [avasco@nuevomundoambato.edu.ec](mailto:avasco@nuevomundoambato.edu.ec)
- <sup>3</sup> Unidad Educativa Nuevo Mundo; Ecuador, Ambato; <https://orcid.org/0009-0005-2448-0859>; [sgarcés@nuevomundoambato.edu.ec](mailto:sgarcés@nuevomundoambato.edu.ec)
- <sup>4</sup> Unidad Educativa Nuevo Mundo; Ecuador, Ambato; <https://orcid.org/0009-0002-1450-398X>; [dmarin@nuevomundoambato.edu.ec](mailto:dmarin@nuevomundoambato.edu.ec)

<sup>1</sup> Autor Correspondencia

 <https://doi.org/10.63618/omd/isy/v4/n2/306>

**Resumen:** El baloncesto exige acciones explosivas que exponen a las jugadoras a un alto riesgo de lesiones de ligamento cruzado anterior (LCA). Este estudio analiza de forma comparativa la cinemática de aterrizaje en una basquetbolista post-LCA frente a una deportista sin historial. Se realizó un estudio de caso observacional con dos deportistas de 17 años. Se evaluaron las maniobras de Drop Vertical Jump (DVJ) y Rotated single-leg jump-landing (SLJLrot) utilizando el software Kinovea y la escala Landing Error Scoring System (LESS). La atleta post-LCA mostró una estrategia de aterrizaje rígida, con flexión de rodilla reducida y valgo dinámico consistente. El sujeto control presentó una técnica "blanda" con mayor profundidad articular y estabilidad. La reconstrucción quirúrgica no garantiza la recuperación de patrones motores óptimos. Persisten errores técnicos y asimetrías funcionales en la deportista lesionada que requieren intervención neuromuscular específica.

**Palabras clave:** baloncesto; ligamento cruzado anterior; Landing Error Scoring System; sistema de aterrizaje.

**Abstract:** Basketball requires explosive movements that expose players to a high risk of anterior cruciate ligament (ACL) injuries. This study compares the landing kinematics of a female basketball player who has undergone ACL reconstruction with those of an athlete with no history of such injury. An observational case study was conducted with two 17-year-old athletes. The Vertical Drop Jump (VDJ) and Rotated Single-Leg Jump-Landing (SLJLrot) maneuvers were evaluated using Kinovea software and the Landing Error Scoring System (LESS). The post-ACL athlete exhibited a rigid landing strategy, with reduced knee flexion and consistent dynamic valgus. The control subject exhibited a "soft" technique with greater joint depth and stability. Surgical reconstruction does not guarantee the recovery of optimal motor patterns. Technical errors and functional asymmetries persist in the injured athlete, requiring specific neuromuscular intervention.

**Keywords:** basketball; anterior cruciate ligament; Landing Error Scoring System; landing system.

## 1. Introducción

El baloncesto destaca por su naturaleza explosiva e intermitente, donde la exigencia física no solo depende del volumen de juego, sino de la densidad de acciones de alta intensidad. Durante el partido, el jugador enfrenta un escenario constante de aceleraciones, frenadas bruscas y cambios de dirección, vinculados a acciones determinantes como el rebote y el lanzamiento (Ibáñez et al., 2025). La evidencia indica una repetición de aceleraciones y desaceleraciones de alta intensidad, sumadas a saltos que superan las 3 fuerzas G, imponiendo un estrés mecánico severo y repetitivo sobre las extremidades inferiores, lo que sitúa a la fase de aterrizaje como un momento crítico para la integridad física del deportista (García et al., 2020).

La ruptura del ligamento cruzado anterior (LCA) en jóvenes deportistas representa una de las crisis de salud física más complejas en la actualidad. Según Mancino et al. (2024), las atletas femeninas enfrentan un riesgo hasta ocho veces superior al de los hombres debido a un trasfondo multifactorial donde convergen variables anatómicas, hormonales y neuromusculares. Esta vulnerabilidad no solo compromete la integridad física, sino que genera un impacto profundo en el rendimiento a largo plazo.

Las lesiones anteriores, como daños ligamentarios en la rodilla, dejan una huella latente que modifica la forma en que el jugador aterriza (Arévalo-Velásquez et al., 2025). Los estudios biomecánicos revelan que el cuerpo adopta estrategias de compensación poco eficientes; por ejemplo, una limitación en la dorsiflexión del tobillo fuerza una cadena de errores que deriva en aterrizajes rígidos y un colapso de la rodilla hacia adentro (valgo dinámico) (Fong et al., 2011).

A esta deficiencia biomecánica se les suma el factor fatiga, que degrada progresivamente el control motor a lo largo del partido, lo que acentúa las asimetrías y dispara el riesgo de una recaída (Martínez Santos, 2020). Al respecto, el análisis de Tramer et al. (2018) en jugadoras de la WNBA evidencia que, aunque la tasa de retorno al juego es alta (85.7%), la eficiencia estadística puede tardar hasta tres años en estabilizarse debido a cambios sutiles en la gestión de las fuerzas de impacto tras la reconstrucción.

Por todo ello, el análisis de la biomecánica del aterrizaje es imperativo en el baloncesto, donde la exposición a cargas acumuladas es constante. Los deportistas con historial lesional suelen presentar, en comparación con sus pares sanos, un mayor costo energético y patrones neuromusculares deficientes (Benet-Vigo et al., 2021).

El artículo presenta un estudio de caso que adopta un enfoque cuantitativo y busca analizar de forma comparativa la cinemática de aterrizaje en una basquetbolista con antecedentes de lesión frente a una deportista sin historial. El hallazgo de estos datos permite diseñar protocolos de readaptación y prevención más efectivos, orientados a optimizar el rendimiento de los deportistas (Arévalo-Velásquez et al., 2025; BenetVigo et al., 2021). Como menciona Palaciós-Sola (2026), implementar planes de preparación y apoyo técnico es fundamental para facilitar una transición saludable y preservar la integridad del deportista a lo largo de su carrera.

## 2. Materiales y Métodos

La investigación empleó un enfoque cuantitativo mediante un estudio de caso con diseño observacional de corte transversal. El propósito se centró en analizar de forma comparativa la cinemática de aterrizaje y eficiencia del salto en una basquetbolista post-LCA frente a un atleta sin historial de lesiones. La recolección de datos ocurrió en un único momento del calendario deportivo, lo cual permitió describir el comportamiento biomecánico en su entorno sin alterar las condiciones de práctica. Esta estrategia metodológica se alineó con investigaciones que aplicaron valoraciones funcionales de campo para el análisis del rendimiento y la biomecánica del salto en poblaciones jóvenes, proporcionando datos objetivos sin la necesidad de intervenciones experimentales complejas.

La elección del estudio de caso comparativo se fundamenta en que este diseño “es particularmente útil cuando existe la necesidad de obtener una valoración profunda de un tema, evento o fenómeno de interés, en su contexto natural de la vida real” (Jiménez, 2022). En esta investigación, dicha profundidad permite capturar de manera detallada las adaptaciones biomecánicas post-LCA que pueden omitirse en muestras amplias.

### 2.1. Participantes

La muestra se compuso de dos basquetbolistas de 17 años seleccionadas mediante un muestreo no probabilístico intencional. El primer sujeto presentó un historial de reconstrucción de LCA con alta deportiva confirmada; el segundo actuó como control sano, seleccionado bajo criterios de paridad en edad, sexo, estatura y peso.

Los criterios de inclusión exigieron una frecuencia de entrenamiento igual o superior a tres sesiones semanales. Por contraparte, el estudio excluyó a aquellos casos con patología aguda reciente, presencia de dolor moderado o intenso el día de la evaluación. Estas condiciones alteraban las estrategias de control motor y restaban validez al registro biomecánico.

### 2.2. Instrumentos y Entorno de Captura

La estandarización del entorno de captura garantizó la precisión de los datos. Se delimitó una zona de aterrizaje sobre una superficie plana y estable, y se dispusieron dos cámaras, dispositivos móviles de alta gama, los cuales se configuraron en un modo de alta velocidad a 240 Hz y con una resolución de 1080p, en los planos frontal y sagital. De acuerdo con las validaciones para fotogrametría 2D, los dispositivos se ubicaron a cinco metros de la zona de contacto y a un metro de altura, con el eje óptico perpendicular al plano de movimiento. Esta configuración minimizó el error de paralaje y optimizó la exactitud de las mediciones, tal como demostraron Puig-Diví et al. (2019), quienes reportaron una correlación casi perfecta entre este método y sistemas de referencia como AutoCAD bajo condiciones similares. Asimismo, el uso de vestimenta ajustada facilitó la identificación de los puntos anatómicos de interés.

Para el análisis cinemático angular se empleó el software de acceso libre Kinovea (versión 0.95). El procedimiento incluyó la colocación de marcadores pasivos de alto contraste sobre referencias anatómicas superficiales para construir los vectores necesarios y calcular los ángulos articulares. La literatura actual respaldó la validez concurrente y la fiabilidad intra e inter-observador de Kinovea para la estimación de la

cinemática 2D en comparación con sistemas de captura tridimensional (Puig-Diví et al., 2019).

La valoración cualitativa y semicuantitativa recayó en el Landing Error Scoring System (LESS). Zhu et al. (2025) han consolidado el vigor de este método como una herramienta de bajo costo y alta eficacia para categorizar el riesgo en poblaciones jóvenes. Se aplicó este instrumento durante la prueba de Drop Vertical Jump (DVJ) por su capacidad para reproducir las demandas del baloncesto bajo un protocolo estandarizado. Según el estudio de Padua et al. (2009), este método poseyó una validez clínica comparable a los sistemas de captura 3D para identificar patrones mecánicos que predisponían a una lesión de LCA.

La evaluación del movimiento se complementó con el uso del Landing Error Scoring System modificado, una herramienta diseñada para evaluar el Rotated single-leg jump-landing (SLJLrot). Al respecto, Hanzlíková et al. (2022) sugirieron que esta variante fue más sensible para identificar patrones de movimiento de alto riesgo en situaciones deportivas desafiantes que el salto bipedal convencional.

### 2.3. Protocolo de Evaluación

La sesión de evaluación inició con un calentamiento dinámico estandarizado de cinco a siete minutos, el cual integró movilidad articular, activación neuromuscular y desplazamientos progresivos. Este paso previo aseguró la preparación fisiológica adecuada y redujo la variabilidad del rendimiento entre sujetos. Diversos autores (Ruiz Garrigós et al., 2020; Sople & Wilcox, s.f.) coincidieron en que el calentamiento dinámico superó al estático al optimizar la potencia y minimizar el riesgo de lesiones durante la ejecución.

Posteriormente, se ejecutaron dos tareas funcionales diseñadas para capturar distintas demandas neuromusculares:

1. Drop Vertical Jump (DVJ): El participante se dejó caer desde una caja de 30 cm de altura hasta una distancia del 50% de su altura y rebotó inmediatamente para realizar el salto vertical máximo al aterrizar para evaluar la mecánica de aterrizaje bilateral y la amortiguación.
2. Rotated single-leg jump-landing (SLJLrot): Se mantuvo el protocolo anterior pero el participante giró 90 grados en el aire, antes de aterrizar sobre una pierna a una distancia equivalente al 25% de la altura de su cuerpo.

Cada deportista completó tres intentos válidos por tarea. El análisis consideró únicamente aquellos que cumplieron los criterios técnicos preestablecidos.

### 2.4. Análisis de Datos

El procesamiento de la información inició con el análisis cinemático mediante el software Kinovea, herramienta que permitió la medición de los ángulos articulares en las fases críticas del aterrizaje: contacto inicial (CI) y la flexión máxima de rodilla

(MKF). Con el objetivo de asegurar la validez de los datos, se promediaron los tres intentos de salto realizados en cada tarea funcional. Este procedimiento minimizó el error de medición y permitió el cálculo de la desviación estándar mediante el software

Microsoft Excel, métrica que describió la consistencia o variabilidad técnica de la deportista.

Los resultados se contrastaron y complementaron con la escala del Landing Error Scoring System (LESS) y su versión modificada para saltos unipodales (SLJLrot). Esta integración entre la videogrametría (datos cuantitativos) y la escala de errores (datos semicuantitativos) facilitó la identificación de patrones mecánicos de riesgo que a menudo pasaban desapercibidos en la observación directa.

El estudio se apegó rigurosamente a los principios éticos para la investigación con adolescentes. Se aseguró la participación voluntaria a través del asentimiento y consentimiento informado, se garantizó la confidencialidad de los datos y se limitó su uso a fines estrictamente académicos. Asimismo, se preservó la seguridad de los participantes mediante la exclusión de cualquier sujeto con contraindicaciones para la actividad física de impacto.

### 3. Resultados

Los participantes (control sano y sujeto con reconstrucción de LCA) fueron pareados por edad, talla y masa corporal. Ambos participantes presentaron una edad de 17 años, una estatura de  $154.50 \pm 2.12$  cm y un peso de  $51.00 \pm 5.65$  kg. Ambos casos tienen el mismo perfil deportivo y funcional: ambas se desempeñan en la posición de aleras, lo que implica demandas tácticas y físicas equivalentes, y comparten la dominancia del miembro derecho. Cabe destacar que, en el caso del sujeto experimental, la lesión y posterior intervención de LCA afectaron al miembro contralateral (izquierdo).





Por otro lado, el proceso de recolección de datos se estructuró mediante la aplicación de las rúbricas Landing Error Scoring System (LESS) y su versión modificada para las maniobras de Drop Vertical Jump (DVJ) y Rotated single-leg jump-landing (SLJLrot) respectivamente.





#### 3.1. Análisis cinemático Drop Vertical Jump (DVJ)





Los resultados de la evaluación LESS (Tabla 1) revelan una puntuación elevada en el sujeto con historial de LCA, lo que sugiere un perfil biomecánico de alto riesgo durante el aterrizaje. El análisis cinemático permitió identificar un patrón de aterrizaje rígido, caracterizado principalmente por una mínima flexión de rodilla durante el contacto inicial (CI) y una limitación en el desplazamiento articular hacia la flexión máxima (MKF). Esta falta de amortiguación se ve afectada además por una deficiencia en la flexión plantar del tobillo al momento del impacto, lo que compromete la disipación de fuerzas. Existe presencia de valgo dinámico durante algunos intentos especialmente en la rodilla izquierda y una falta de asimetría durante el contacto inicial.

**Tabla 1.**

*Evaluación cinemática y puntuación LESS en la maniobra de Drop Vertical Jump (DVJ) sujeto historial LCA*

Variable de Evaluación	Puntuación LESS (Media)	Cinemática Angular (Media ± DE)	Evidencia Visual (Kinovea)
<p>Ángulo de flexión de la rodilla CI</p> <p>0: &gt;30°/1: &lt;30°</p>	1	19° ± 2.65°	
<p>Valgo de rodilla CI rodillas sobre el mediopié</p> <p>0: si / 1: no</p>	0,66	N/A	
<p>Ángulo de flexión del tronco CI</p> <p>0: flexionado/ 1: vertical</p>	0	19.00° ± 1.73°	
<p>Flexión lateral del tronco CI</p> <p>0: vertical/1: inclinado lateralmente</p>	1	5.33° ± 1.15°	
<p>Flexión plantar del tobillo CI</p> <p>0: de la punta del pie al talón/ 1: no</p>	1	N/A	N/A

<p>Posición del pie CI, dedos con rotación externa</p> <p>0: &lt;30°/ 1&gt;30°</p>	0	0° ± 0°	
<p>Variable de Evaluación</p>	<p>Puntuación LESS (Media)</p>	<p>Cinemática Angular (Media ± DE)</p>	<p>Evidencia Visual (Kinovea)</p>
<p>Posición del pie CI dedos con rotación interna</p> <p>0: &lt;30°/ 1&gt;30°</p>	0	2.33° ± 4.04°	
<p>Ancho de la postura CI</p> <p>0: igual al ancho de hombros/ 1: menor al ancho de hombros</p>	0	N/A	
<p>Ancho de la postura CI</p> <p>0: igual al ancho de hombros/ 1: mayor al ancho de hombros</p>	0	N/A	
<p>Variable de Evaluación</p>	<p>Puntuación LESS (Media)</p>	<p>Cinemática Angular (Media ± DE)</p>	<p>Evidencia Visual (Kinovea)</p>

<p>Desplazamiento de flexión de rodilla (posición de la rodilla antes de saltar)</p> <p>0: &gt;45°/ 1:&lt;45°</p>	<p>0,66</p>	<p>44.33° ± 7.09°</p>	
<p>Desplazamiento en valgo de rodilla (posición de la rodilla antes de saltar), rodilla hacia adentro del dedo gordo del pie</p> <p>0: no/ 1: sí</p>	<p>1</p>	<p>N/A</p>	
<p>Flexión del tronco MFR</p> <p>0: se flexiona más que en el CI/ 1:no aumenta su flexión</p>	<p>0</p>	<p>27.67° ± 1.53°</p>	
<p>Ángulo de flexión de la cadera CI</p> <p>0: caderas flexionadas/1: caderas extendidas</p>	<p>0</p>	<p>36.33° ± 1.53°</p>	
<p>Variable de Evaluación</p>	<p>Puntuación LESS (Media)</p>	<p>Cinemática Angular (Media ± DE)</p>	<p>Evidencia Visual (Kinovea)</p>


Flexión de cadera MFR			
0: Las caderas se flexionan más que en el CI / 1: Las caderas no aumentan su flexión.	0	69.00° ± 2.65°	
Desplazamiento articular 0: blando/1: medio/ 2: rígido	1	N/A	N/A
Impresión general 0 : excelente/ 1: regular/ 2: mala	2	N/A	N/A

**Nota:** Elaborado por los autores, CI: Contacto Inicial. MKF: Máxima flexión de rodilla





Al observar al control sano (Tabla 2), destaca una ejecución técnica que se alinea con los estándares de seguridad biomecánica. El sujeto exhibió una capacidad de amortiguación superior; si bien el ángulo de flexión de rodilla en el contacto inicial no alcanzó el rango ideal preestablecido, esta limitación se vio compensada por un amplio desplazamiento articular posterior. Asimismo, la ausencia de valgo dinámico durante el aterrizaje refuerza la estabilidad de la maniobra. En conjunto, estos indicadores confirman que el control sano posee una técnica de aterrizaje en el salto DVJ significativamente más eficiente y segura que la del sujeto con reconstrucción de LCA.





**Tabla 2.**

*Evaluación cinemática y puntuación LESS en la maniobra de Drop Vertical Jump (DVJ) control sano*

Variable de Evaluación	Puntuación LESS (Promedio)	Cinemática Angular (Media ± DE)	Evidencia Visual (Kinovea)
Ángulo de flexión de la rodilla CI  0:>30°/1:<30°	0.66	28.33° ± 10.97°	
Variable de Evaluación	Puntuación LESS (Media)	Cinemática Angular (Media ± DE)	Evidencia Visual (Kinovea)

<p>Valgo de rodilla CI rodillas sobre el mediopié</p> <p>0:si / 1:no</p>	0	N/A	
<p>Ángulo de flexión del tronco CI</p> <p>0: flexionado/ 1: vertical</p>	0	19.67° ± 6.81°	
<p>Flexión lateral del tronco CI</p> <p>0: vertical/1: inclinado lateralmente</p>	0	0° ± 0°	
<p>Flexión plantar del tobillo CI</p> <p>0: de la punta del pie al talón/ 1: no</p>	0.33	N/A	N/A
<p>Posición del pie CI, dedos con rotación externa</p> <p>0</p> <p>0: &lt;30°/ 1&gt;30°</p>	0°		
<b>Variable de Evaluación</b>	<b>Puntuación LESS (Media)</b>	<b>Cinemática Angular (Media ± DE)</b>	<b>Evidencia Visual (Kinovea)</b>

<p>Posición del pie CI dedos con rotación interna</p> <p>0: &lt;math&gt;&lt;30^\circ / 1&gt;30^\circ&lt;/math&gt;</p>	0	1.67° ± 2.89°	
<p>Ancho de la postura CI</p> <p>0: igual al ancho de hombros/ 1: menor al ancho de hombros</p>	0	N/A	
<p>Ancho de la postura CI</p> <p>0: igual al ancho de hombros/ 1: mayor al ancho de hombros</p>	0	N/A	
<p>Contacto inicial del pie simétrico</p> <p>0.33</p> <p>0: sí/ 1: no</p>	N/A		
<b>Variable de Evaluación</b>	<b>Situación LESS (Media)</b>	<b>Cinemática Angular (Media ± DE)</b>	<b>Evidencia Visual (Kinovea)</b>

<p>Desplazamiento de flexión de rodilla (posición de la rodilla antes de saltar)</p> <p>0: &gt;45°/ 1:&lt;45°</p>	<p>0</p>	<p>63.67° ± 10.21°</p>	
<p>Desplazamiento en valgo de rodilla (posición de la rodilla antes de saltar), rodilla hacia adentro del dedo gordo del pie</p> <p>0: no/ 1: sí</p>	<p>0.66</p>	<p>N/A</p>	
<p>Flexión del tronco MFR</p> <p>0: se flexiona más que en el CI/ 1: no aumenta su flexión</p>	<p>0</p>	<p>32.67° ± 4.04°</p>	
<p>Ángulo de flexión de la cadera CI</p> <p>0: caderas flexionadas/1: caderas extendidas</p>	<p>0</p>	<p>44.00° ± 11.14°</p>	
<p>Variable de Evaluación</p>	<p>Puntuación LESS (Media)</p>	<p>Cinemática Angular (Media ± DE)</p>	<p>Evidencia Visual (Kinovea)</p>

Flexión de cadera MFR			
0: Las caderas se flexionan más que en el CI / 1: Las caderas no aumentan su flexión.	0	88.67° ± 6.51°	
Desplazamiento articular, plano sagital	0	N/A	N/A
0: blando/1: medio/ 2: rígido			
Impresión general			
0: excelente/ 1: regular/ 2: mala	0	N/A	N/A



**Nota:** Elaborado por los autores. Ejecución técnica alineada con estándares de seguridad, caracterizada por la ausencia de valgo y un aterrizaje estable.









### 3.2. Analisis cinemático Rotated single-leg jump-landing (SLJLrot)



El análisis del sujeto post-LCA (Tabla 3) revela una técnica de aterrizaje deficiente bajo la escala LESS modificada. Se observó una estrategia de 'aterrizaje rígido', donde la flexión de rodilla al impacto fue insuficiente en ambas piernas, limitando la capacidad de absorción de carga. La presencia de valgo dinámico, sumada a la falta de fluidez en el movimiento articular, justifica la calificación de 'Mala' en la impresión general. Estos hallazgos sugieren que el sujeto aún mantiene patrones de movimiento compensatorios que podrían predisponerlo a una re-lesión.

**Tabla 3.**

*Análisis comparativo de aterrizaje unipodal (SLJLrot) en extremidad derecha e izquierda para el sujeto con historial de LCA.*

Variable de Evaluación	Derecha		Izquierda		Evidencia Visual (Kinovea)
	LESS (Media)	Cinemática Angular (Media ± DE)	LESS (Media)	Cinemática Angular (Media ± DE)	
Flexión de rodilla (CI)  0: ≥15° / 1: <15°	1	10.00° ± 2.00°	0,66	15.00° ± 3.61°	 
					Derecha                      Izquierda

Variable de Evaluación	LESS (Media)	Cinématic a Angular (Media ± DE)	Evidencia Visual (Kinovea)	LESS (Media)	Cinématic a Angular (Media ± DE)	Evidencia Visual (Kinovea)
<b>Flexión de tronco (CI)</b>  <i>Tronco vertical</i> 0: No/1: Sí	0,33	10.00° ± 1.00°		1	6.67° ± 1.15°	
<b>Flexión plantar de tobillo (CI)</b>  0: ≥ 5° / 1: < 5°	0	138° ± 4.00°		0	142° ± 4.36°	
<b>Posición medial de rodilla (CI)</b>  <i>Rótula medial a tobillo</i> 0: No/1: Sí	0	N/A		0	N/A	
<b>Posición del pie (rotación externa):</b>  0: < 35° / 1: > 35°	0	9.67° ± 5.03°		0	9.00° ± 9.00°	
<b>Derecha</b>			<b>Izquierda</b>			
Variable de Evaluación	LESS (Media)	Cinématic a Angular (Media ± DE)	Evidencia Visual (Kinovea)	LESS (Media)	Cinématic a Angular (Media ± DE)	Evidencia Visual (Kinovea)









Desplazamiento de flexión de rodilla  0: ≥ 30°/ 1: <30°	0,66	29,67° ± 5.51°		0,33	31.67° ± 3.21°	
Desplazamiento de flexión de cadera  Incremento de flexión 0: Sí / 1: No	0	N/A	N/A	0	N/A	N/A
Desplazamiento de flexión de tronco  0: >5°/ 1: ≤ 5°	1	N/A	N/A	1	N/A	N/A
Desplazamiento medial de la rodilla <i>valg</i> o <i>dinámico</i> 0: No/ 1: Sí	0,33	N/A	N/A	0,66	N/A	N/A
Desplazamiento de flexión lateral del tronco  0: No /1: Sí	0,33	N/A	N/A	1	N/A	N/A











**Nota:** (SLJLRot): Rotated single-leg jump-landing La calificación "Mala" responde a la rigidez bilateral y el uso de patrones compensatorios.

Los resultados del control sano (Tabla 4) revelan una ejecución técnica alineada con los parámetros de seguridad preestablecidos. A pesar de registrar errores puntuales, el sujeto obtuvo una calificación de 'Excelente' gracias a su notable capacidad de absorción de carga. Esta eficiencia se debe a una estrategia de aterrizaje 'blando', donde la correcta distribución de fuerzas es el resultado de un desplazamiento articular fluido, una sólida estabilidad del tronco y una flexión plantar. Estos factores actúan en conjunto para optimizar la amortiguación durante el aterrizaje unipodal, minimizando cualquier factor de riesgo.

Tabla 4.

Análisis comparativo de aterrizaje unipodal (SLJLrot) en extremidad derecha e izquierda para el sujeto control sano.

Variable de Evaluación	LES (Mediana)	Derecha		LESS (Media)	Izquierda	
		Cinématic a Angular (Media ± DE)	Evidenci a visual (Kinovea)		Cinématic a Angular (Media ± DE)	Evidencia visual (Kinovea)
<b>Flexión de rodilla (CI)</b>  0: ≥15°/ 1: <15°	0,66	15,67° ± 0,58°			16,67° ± 1,53°	
<b>Flexión de cadera (CI)</b>  Muslo alineado con el tronco 0: No/1: Sí	0,66	15,33° ± 4,93°			23,67° ± 7,57°	
<b>Flexión de tronco (CI)</b>  Tronco vertical 0: No/1: Sí	0,33	8,33° ± 3,79°			16,67° ± 3,21°	
<b>Flexión plantar de tobillo (CI)</b>  0: ≥ 5°/ 1: <5°	0	120° ± 8,19°			123,33° ± 9,29°	
			<b>Derecha</b>			<b>Izquierda</b>

Variable de Evaluación	LESS (Mediana)	Cinématic a Angular (Media ± DE)	Evidencia visual (Kinovea)	LESS (Media)	Cinématic a Angular (Media ± DE)	Evidencia visual (Kinovea)
<b>Flexión lateral del tronco (CI)</b> 0: ≤ 10°/ 1: > 10°	0,33	8.00° ± 4.00°		0,33	13.33° ± 5.77°	
<b>Posición del pie (rotación externa):</b> 0: < 35°/ 1: > 35°	0	11.67° ± 6.11°		0	5.33° ± 9.24°	
<b>Posición del pie (rotación interna)</b> 0: < 30°/ 1: > 30°	0	0° ± 0°		0	0° ± 0°	
<b>Desplazamiento de flexión de rodilla</b> 0: ≥ 30°/ 1: < 30°	0	48.33° ± 2.08°	 	0	47.00° ± 5.29°	 
			<b>Derecha</b>			<b>Izquierda</b>

Variable de Evaluación	LES S (Mediana)	Cinemática Angular (Media ± DE)	Evidencia visual (Kinovea)	LESS (Media )	Cinemática Angular (Media ± DE)	Evidencia visual (Kinovea)
Desplazamiento de flexión de tronco  0: >5° 1: ≤ 5°	0	N/A	N/A	0	N/A	N/A
Desplazamiento medial de la rodilla  valgo dinámico 0: No/ 1: Sí	0,33	N/A	N/A	0,66	N/A	N/A
Desplazamiento de flexión lateral del tronco  0: No /1: Sí	0,66	N/A	N/A	0,33	N/A	N/A

**Nota:** La eficiencia en la distribución de cargas es resultado de una técnica que prioriza el desplazamiento articular sobre la rigidez al contacto inicial.

La comparación evidencia que el sujeto sano posee un control motor superior para la disipación de cargas, mientras que la deportista con historial presenta errores técnicos acumulativos que requieren intervención correctiva para reducir su perfil de riesgo.

#### 4. Discusión

La evaluación del control motor y la calidad del aterrizaje en deportistas de formación es un pilar fundamental para la prevención de lesiones. Al contrastar los perfiles cinemáticos obtenidos, se hace evidente que la rehabilitación clínica no siempre garantiza una restauración de los patrones de movimiento óptimos. Mientras que el control sano demuestra una gestión eficiente de las cargas, la atleta con historial de reconstrucción de LCA exhibe deficiencias mecánicas que, según la literatura, la sitúan en una zona de riesgo considerable.

Dentro de la literatura especializada, Larwa et al. (2021) enfatizan que los aterrizajes rígidos, caracterizados por una escasa flexión de rodilla y cadera, son el factor de riesgo primordial. Esta falta de desplazamiento articular obliga a las estructuras ligamentosas a absorber fuerzas de impacto que deberían ser disipadas por la musculatura. Esta perspectiva se complementa con las observaciones de Gill et al. (2023), quien identifica que la mayoría de estas lesiones ocurren en situaciones de no-contacto donde la rodilla se encuentra en casi extensión completa al tocar el suelo. Mientras Larwa se enfoca en la estabilidad del core, Gill resalta el componente situacional del baloncesto, donde la velocidad del juego impone demandas que el sistema neuromuscular, en ocasiones, es incapaz de procesar.

En la maniobra de Drop Vertical Jump (DVJ), el sujeto post-LCA mostró una flexión de rodilla en el contacto inicial de apenas  $19.00^\circ \pm 2.65^\circ$ , un valor preocupantemente alejado del umbral de seguridad de  $30.00^\circ$ . Esta rigidez se ve agravada por la ausencia total de flexión plantar al impactar el suelo; al aterrizar con el pie plano o apoyando primero el talón, la deportista anula el primer mecanismo de amortiguación del cuerpo, transmitiendo el impacto directamente a la articulación de la rodilla. Además, la presencia de valgo dinámico en 2 de cada 3 intentos, específicamente en la rodilla izquierda, sugiere una inestabilidad frontal que compromete la integridad del injerto.

A diferencia de este patrón, el sujeto control demuestra una ejecución alineada con los estándares de prevención descritos por Larwa et al. (2021). En el contacto inicial, registra una flexión de  $28.33^\circ \pm 10.97^\circ$ , situándose cerca del umbral óptimo y permitiendo que la musculatura gestione la energía desde el primer milisegundo, mitigando los picos de carga mencionados por Sigurðsson et al. (2021). La fluidez se confirma en el desplazamiento articular total: el sujeto sano alcanza los  $63.67^\circ \pm 10.21^\circ$  (técnica "blanda"), mientras que la lesionada se limita a  $44.33^\circ \pm 7.09^\circ$ . Esta ventana de amortiguación, un 30% más amplia en el control, facilita una estabilidad de tronco constante ( $19.67^\circ \pm 6.81^\circ$ ) cumpliendo con los estándares de control de core esenciales para la salud articular (Doherty et al., 2014)

Tras la reconstrucción, la preocupación principal es el riesgo de una segunda rotura, alarmantemente elevada en mujeres jóvenes. Fältström et al. (2023) argumentan que la kinesiofobia y la debilidad en la rotación de la cadera son determinantes en los 36 meses posteriores a la cirugía. Esta visión se apoya en Sigurðsson et al. (2021), quienes demuestran que patrones alterados como la rigidez inicial y el valgo en los primeros 40 milisegundos están ligados a picos de carga peligrosos.

No obstante, estas alteraciones mecánicas no solo responden a un déficit físico; la pérdida de las rutinas deportivas estructuradas durante la recuperación genera un proceso de duelo y desorientación que afecta la identidad del atleta. Según PalaciosSola (2025), esta ruptura del estilo de vida habitual impacta negativamente en la confianza y el propósito del deportista, lo que podría manifestarse biomecánicamente como una protección excesiva o rigidez durante la vuelta al juego, agravando los patrones de riesgo ya identificados.

La crisis de salud mencionada por Mancino et al. (2024) se manifiesta críticamente en el salto unipodal con rotación (SLJLrot), donde la demanda neuromuscular es máxima. Según Sigurðsson et al. (2021), la rigidez y el valgo inicial son precursores de riesgo. El sujeto post-LCA exhibe un perfil crítico con apenas  $10.00^\circ \pm 2.00^\circ$  de flexión de rodilla en su pierna derecha.

El análisis del aterrizaje unipodal permitió observar asimetrías marcadas por la lateralidad. En el sujeto con LCA, la pierna derecha mostró una flexión de cadera deficiente  $1.33^\circ \pm 1.53^\circ$  de manera constante, mientras que en la izquierda este error desapareció ( $13.00^\circ \pm 5.20^\circ$ ). Sin embargo, la pierna izquierda presentó una flexión de tronco reducida ( $6.67^\circ \pm 1.15^\circ$ ), lo que indica una incapacidad para usar el torso como contrapeso en la amortiguación. Por el contrario, el sujeto sano se mantuvo dentro de los umbrales de seguridad en ambas extremidades, con ángulos de flexión de rodilla de  $15.67^\circ \pm 0.58^\circ$  (derecha) y  $16.67^\circ \pm 1.53^\circ$  (izquierda), demostrando una consistencia técnica superior.

La rigidez inicial y el valgo consistente en la pierna izquierda de la deportista lesionada validan la teoría de Larwa et al. (2021) sobre la absorción de fuerzas por estructuras ligamentosas en lugar de musculares. Sin recuperar la simetría y la capacidad de amortiguación evidenciada por el sujeto control, la atleta se expone a una re-lesión ante las exigencias de velocidad y giro del juego real. La persistencia de estos errores técnicos acumulativos subraya la necesidad de protocolos de intervención neuromuscular más allá de la alta médica convencional para asegurar un retorno seguro y eficiente a la alta competencia.

## 5. Conclusiones

La presente investigación demuestra que la reconstrucción quirúrgica del ligamento cruzado anterior (LCA) no garantiza, por sí sola, la recuperación de los patrones motores óptimos para la alta competencia. Se concluye que existe una persistencia de estrategias de aterrizaje rígidas en la deportista lesionada, caracterizada por una transferencia ineficiente de cargas hacia las estructuras ligamentosas en lugar de las musculares. Este hallazgo es fundamental para la ciencia deportiva, ya que confirma que el alta médica convencional debe ser complementada con evaluaciones cinemáticas cuantitativas para identificar riesgos de re-lesión que son invisibles a la observación clínica simple.

Más allá del componente físico, los resultados sugieren que el aterrizaje rígido actúa como un reflejo de la memoria traumática de la lesión. La falta de fluidez en el movimiento del sujeto post-LCA no es solo una debilidad muscular, sino una respuesta defensiva del sistema nervioso que intenta proteger la articulación limitando su rango de acción. Estas adaptaciones biomecánicas aumentan el riesgo de una nueva rotura, lo que subraya la importancia de abordar la rehabilitación desde un enfoque neurocognitivo que devuelva al atleta la confianza para dejarse caer y amortiguar con naturalidad.

La efectividad de la combinación de la rúbrica LESS y el software Kinovea se valida como una herramienta de bajo costo y alta precisión para el análisis biomecánico en entornos deportivos de formación. Se concluye que la identificación temprana de puntos críticos como el aterrizaje plano y el valgo consistente permite diseñar intervenciones preventivas personalizadas. Esta investigación aporta un marco de referencia práctico para entrenadores y fisioterapeutas, subrayando que la verdadera readaptación deportiva solo se alcanza cuando el atleta recupera la simetría funcional y la capacidad de amortiguación observada en el control sano.

En última instancia, el estudio pone de relieve que la excelencia en el rendimiento no depende únicamente de la integridad estructural de un ligamento, sino de la armonía entre el gesto técnico y la gestión del impacto. La comparación con el control sano nos recuerda que la salud articular en el baloncesto formativo se fundamenta en la capacidad de distribuir la energía de forma simétrica. Democratizar el uso de tecnologías de análisis de movimiento permite que los cuerpos técnicos dejen de depender de la intuición y comiencen a trabajar sobre certezas, garantizando que el regreso a las canchas sea un proceso seguro y duradero para el deportista.

## Referencias Bibliográficas

- Arévalo-Velásquez, B. J., Acosta-Díaz, J. P., Andrade-Hidalgo, B. R., & Tapia-Pilalo, R. D. (2025). Las lesiones deportivas consecuencias y tratamientos. *Polo del Conocimiento*, 10(8), 1470-1491. <https://doi.org/10.23857/pc.v10i8.10231>
- Benet-Vigo, A., Arboix-Alió, J., Montalvo, A. M., Myer, G. D., & Fort-Vanmeerhaeghe, A. (2021). Detección de déficits neuromusculares a través del análisis del patrón de salto y aterrizaje en deportistas adolescentes. *Cuadernos de Psicología del Deporte*, 21(3), 224-232. <https://doi.org/10.6018/cpd.437391>
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2014). Single-leg drop landing motor control strategies following acute ankle sprain injury. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(4), 525–533. <https://doi.org/10.1111/sms.12282>
- Fältström, A., Hägglund, M., Kvist, J., & Mendonça, L. D. (2023). Risk factors for sustaining a second ACL injury after primary ACL reconstruction in female football players: A study investigating the effects of follow-up time and the statistical approach. *Sports Medicine - Open*, 9(29). <https://doi.org/10.1186/s40798-023-00571-x>
- Fong, C. M., Blackburn, J. T., Norcross, M. F., McGrath, M., & Padua, D. A. (2011). Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of Athletic Training*, 46(1), 5-10. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.1.5>
- García, F., Vázquez-Guerrero, J., Castellano, J., Casals, M., & Schelling, X. (2020). Differences in physical demands between game quarters and playing positions on professional basketball players during official competition. *Journal of Sports Science and Medicine*, 19(2), 256-263.
- Gill, V. S., Tummala, S. V., Boddu, S. P., DiFelice, G. S., Wang, D., & Camp, C. L. (2023). Biomechanics and situational patterns associated with anterior cruciate ligament injuries in the National Basketball Association (NBA). *British Journal of Sports Medicine*, 57(21), 1395-1399. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2023-107075>
- Hanzlíková, I., Richards, J., & Hébert-Losier, K. (2022). Preliminary scoring template of a modified landing error scoring system. *Acta Scientific Orthopaedics*, 5(2), 04-14.
- Ibáñez, S. J., Rico-González, M., Gómez-Carmona, C. D., & Pino-Ortega, J. (2025). Physical workload patterns in U-18 basketball using LPS and MEMS data: A principal component analysis by quarter and playing position. *Sensors*, 25(19), 6253. <https://doi.org/10.3390/s25196253>
- Jimenez, V. (2022). El estudio de casos y sus etapas en las investigaciones. *Revista sobre estudios e investigaciones del saber académico*, 16, e2022013. <https://doi.org/10.70833/rseisa16item317>
- Larwa, J., Stoy, C., Chafetz, R. S., Boniello, M., & Franklin, C. (2021). Stiff landings, core stability, and dynamic knee valgus: A systematic review on documented anterior cruciate ligament ruptures in male and female athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(7), Artículo 3826. <https://doi.org/10.3390/ijerph18073826>

- Lem, H. W., Cheng, S.-C., Chang, H.-Y., Hung, M.-H., & Yeh, W.-L. (2022). Single leg drop jump performance identifies functional deficit in collegiate athletes who have returned to sports after ACL reconstruction: A case-control study. *Medicine*, 101(49), e31862. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000031862>
- Mancino, F., Kayani, B., Gabr, A., Fontalis, A., Plastow, R., & Haddad, F. S. (2024). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Risk factors and strategies for prevention. *Bone & Joint Open*, 5(2), 94-100. <https://doi.org/10.1302/26331462.52.BJO-2023-0166>
- Martínez Santos, R. (2020). Influencia de la fatiga en la biomecánica de aterrizaje tras salto: Implicaciones para el tratamiento y la prevención de lesiones de ligamento cruzado anterior en deportistas [Trabajo de Fin de Grado, Universidad Miguel Hernández]. Repositorio Institucional UMH.
- Padua, D. A., Marshall, S. W., Boling, M. C., Thigpen, C. A., Garrett, W. E., & Beutler, A. I. (2009). 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*, 37(10), 1996–2002. <https://doi.org/10.1177/0363546509343200>
- Palacios-Sola, A. G. (2025). El Duelo en los Futbolistas Retirados: Un Estudio Psicológico sobre la Pérdida de Identidad y Propósito en la Carrera Deportiva. *Innova Science Journal*, 3(4), 387-396. <https://doi.org/10.63618/omd/isj/v3/n4/145>
- Palacios-Sola, A. G., & Palacios-Maldonado, C. D. (2026). Correlación entre la condición física y el rendimiento técnico-táctico en futbolistas de categoría intermedia: Un estudio en el Valle del Chota. *Innova Science Journal*, 4(1), 217-226. <https://doi.org/10.63618/omd/isj/v4/n1/223>
- Puig-Diví, A., Escalona-Marfil, C., Padullés-Riu, J. M., Busquets, A., Padullés-Chando, X., & Marcos-Ruiz, D. (2019). Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLOS ONE*, 14(6), e0216448. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0216448>
- Ruiz Garrigós, A., de Vicente Durán, A., & Sánchez-Pay, A. (2020). Influencia de dos tipos de calentamiento sobre la fuerza explosiva del tren inferior en estudiantes de educación física. *Pensar en Movimiento: Revista de Ciencias del Ejercicio y la Salud*, 18(1), 1–13. <https://doi.org/10.15517/pensarmov.v18i1.34734>
- Sigurðsson, H. B., Karlsson, J., Snyder-Mackler, L., & Briem, K. (2021). Kinematics observed during ACL injury are associated with large early peak knee abduction moments during a change of direction task in healthy adolescents. *Journal of Orthopaedic Research*, 39(10), 2282-2291. <https://doi.org/10.1002/jor.24942>
- Sople, D., & Wilcox III, R. B. (s.f.). Dynamic warm-ups play pivotal role in athletic performance and injury prevention. *ASMAR Special Issue: Injury Prevention and Rehabilitation*.
- Tramer, J. S., Khalil, L. S., Ziedas, A., Mehran, N., & Okoroha, K. R. (2018). Return to play and performance in the Women's National Basketball Association after anterior

cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 47(3), 567573. <https://doi.org/10.1177/0363546518818413>

Zhu, J., Yang, X., Li, T., et al. (2025). Preventive interventions on ACL injury reduction based on the landing error scoring system evaluation tool: a systematic review and network meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 26(1061). <https://doi.org/10.1186/s12891-025-09290-8>

#### CONFLICTO DE INTERESES

“Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses”.