

## Diferencias en el rendimiento y biomecánica del salto en jugadoras de balonmano femenino de élite con o sin reconstrucción previa del LCA. Un estudio basado en sensores inerciales

Jumping performance and biomechanical differences among elite female handball players with or without previous ACL reconstruction: An ISU based study

Setuain I<sup>1</sup>, Millor N<sup>2</sup>, Izquierdo M<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Centro de Estudios e Investigación de Medicina del Deporte. <sup>2</sup>Departamento de Matemáticas. <sup>3</sup>Departamento de Ciencias de la Salud. Universidad Pública de Navarra, Pamplona, España.

Esta investigación ha sido financiada parcialmente por FUNDACIÓN MAPFRE

### Resumen

**Objetivo:** Determinar, mediante la utilización de la tecnología de los sensores inerciales, el patrón biomecánico del salto en jugadoras élite de balonmano femenino con o sin reconstrucción previa del LCA.

**Material y método:** 21 jugadoras (6 con reconstrucción previa del LCA,  $6 \pm 3$  años de media tras la cirugía reparadora) fueron evaluadas durante la ejecución de un test de *drop* vertical bilateral. Se analizaron los picos de aceleración ( $m/s^2$ ) en los tres ejes del espacio, así como la duración de las fases del salto. Se recurrió a las pruebas de T- student para la comparación de medias entre grupos.

**Resultados:** Las jugadoras con antecedente previo de lesión de LCA mostraron mayores ( $P < 0,05$ ) picos de aceleración soportados durante la acción del salto en todas las fases del salto, así como diferencias significativas en la duración de las fases del mismo con respecto a las jugadoras sin antecedente previo de reconstrucción de LCA.

**Conclusión:** Las jugadoras con antecedente previo de LCA muestran patrones biomecánicos del salto alterados con respecto a sus controles varios años después de haber sufrido el evento lesivo original.

### Palabras clave:

Ligamento cruzado anterior, deporte, salto, balonmano.

### Abstract

**Objective:** To examine unilateral and bilateral biomechanical and jumping performance differences between elite female handball athletes with or without previous ACL reconstruction through the use of a single Inertial Sensor Unit (ISU) device.

**Material and method:** Cross-sectional descriptive study with one factor: previous ACL injury. Twenty-one female (6 ACL-reconstructed and 15 uninjured control players) elite handball players who were evaluated  $6 \pm 3$  years after surgical ACL reconstruction were recruited. Bilateral and unilateral vertical jumps were performed. Two-tailed t-tests and a one way ANOVA were performed for mean comparisons. The P value cut-off for significance was set at  $< 0.05$ . Peak 3-dimensional axis accelerations ( $m \cdot s^{-1}$ ), jump phases duration(s).

**Results:** The ACL-reconstructed female athletes showed significantly greater ( $p < 0.05$ ) peak accelerations among the different jump phases ( $p < 0.05$ ) as well as reduced performance (flight time) compared to control non-ACL injured athletes in the analyzed jumping tasks. A dominance effect was observed among non-ACL reconstructed controls but not among the ACL-reconstructed counterparts ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** Previously ACL-reconstructed elite female handball athletes demonstrated altered supported accelerations and jump phase durations, including jumping performance values in both bilateral and unilateral jumping maneuvers, several years after ACL reconstruction.

### Key words:

ACL injury, handball, performance, inertial sensor, reconstruction.

### Correspondencia

M Izquierdo  
Universidad Pública de Navarra. Departamento de Ciencias de la Salud  
Av. Tarazona s/n. 31500 Tudela, Navarra, España.  
E-mail: mikel.izquierdo@gmail.com

## Introducción

La rodilla es una articulación de la extremidad inferior que, lejos de comportarse a modo de bisagra, actuando únicamente en el plano sagital, se encuentra sometida a grandes cargas de movimientos tanto en el plano frontal como en el transversal (rotaciones) en la mayoría de los gestos deportivos. Como consecuencia de la exigencia mecánica a la que se encuentra sometida esta articulación, es la rotura del ligamento cruzado anterior (LCA) una de las lesiones más frustrantes que puede sufrir un deportista. La lesión del LCA es una lesión discapacitante sobre todo para el deportista, que provoca problemas funcionales severos. Este significativo problema viene acompañado de un gran coste sanitario (625 millones de dólares al año en Estados Unidos), riesgo potencial de pérdida de la campaña deportiva, disminución incluso del rendimiento académico y un aumento en 100 veces del riesgo de presentar signos radiológicos de artrosis en el futuro [1].

El restablecimiento del control neuromuscular de la rodilla, así como de los desequilibrios de fuerza, ha sido reconocido como clave en el proceso de restauración de la estabilidad dinámica así como de los patrones de movimientos funcionales [2]. Es igualmente una tendencia aceptada por muchos investigadores el implantar programas específicos de prevención que, como se ha visto, pueden reducir el riesgo de rotura del LCA [2-4].

Existen en la literatura diversos estudios encaminados a conocer variables biomecánicas como la cinética y la cinemática en relación a la lesión del LCA [5-10]. Entre jugadores de balonmano recreacionales y profesionales con lesión previa de LCA, Myklebust *et al.* [18] identificaron déficits funcionales de fuerza y laxitud antero-posterior de la articulación de la rodilla. Aun así, para estos jugadores de balonmano profesionales de élite la persistencia de estas alteraciones potenciales durante varios años tras la lesión original de LCA, a pesar de haber vuelto al nivel previo de actividad, permanece en controversia.

El equipamiento necesario para llevar a cabo la investigación mencionada anteriormente requiere una considerable inversión financiera y muestra la necesidad de contar con personal altamente cualificado y familiarizado con estos métodos de laboratorio. Este tipo de medidas han sido tomadas solo en laboratorios utilizando instrumental caro y complejo, como sistemas de cámaras para el análisis del movimiento y/o plataformas de fuerza. El desarrollo de sistemas microelectromecánicos ha impulsado la creación de unidades de sensores inerciales, una potente herramienta y nueva alternativa para la evaluación del rendimiento del movimiento en la práctica médica y clínica [19]. Los sensores inerciales, como acelerómetros, giroscopios y, en algunos casos, mag-

netómetros, se han convertido en una solución innovadora y no invasiva no solo para la evaluación del rendimiento en el ámbito deportivo, sino también en un recurso clínico en la rehabilitación del LCA. Patterson *et al.* [20] identificaron una disminución del ratio de rotación de la pierna durante la fase inicial y la fase de balanceo (*swing*) de la marcha en mujeres previamente reconstruidas del LCA con una media de tres años desde la intervención quirúrgica. Dowling *et al.* [15] identificaron el potencial clínico del aparato de sensor inercial como un instrumento de retroalimentación en tiempo real capaz de modificar estrategias de movimiento potencialmente peligrosas en relación a lesiones del LCA entre sujetos sanos masculinos y femeninos recreacionales. Por lo tanto, entre la literatura científica disponible, parece ser que las unidades de sensor inercial pueden ser herramientas fiables para la evaluación de la calidad del movimiento y ejecución en la rehabilitación del LCA y en otros campos de la ortopedia [20][15].

El presente estudio busca añadir nueva información, adquirible en el ámbito clínico, relativa a la identificación de patrones aberrantes del movimiento, actualmente desarrollados en la literatura con metodologías de alta tecnología disponibles en laboratorios especializados, mediante la utilización de un sensor inercial de acelerometría [1][5]. Para ello se estudiará la descripción del movimiento en acciones similares a la acción deportiva en deportistas de élite en la disciplina de balonmano femenino.

## Población y metodología

Estudio de tipo transversal descriptivo de un factor (reconstrucción previa de LCA), donde se estudia el patrón de movimiento mediante la técnica de la acelerometría de un total de 21 deportistas (6 con reconstrucción previa de LCA, una media de  $6 \pm 3$  años desde cirugía reparadora) de las disciplinas de balonmano durante la ejecución de un *drop* bilateral vertical. Para el reclutamiento se contó con la colaboración del equipo médico de cada club, facilitando la inclusión de los casos (jugadoras con antecedente previo de LCA) así como de los controles (jugadoras sin antecedente de LCA y sin lesión de más de seis semanas de duración durante al menos un año antes de su inclusión en el estudio). La Tabla 1 presenta las características antropométricas de la muestra; las mujeres con reconstrucción previa de LCA demostraron ser significativamente más ligeras y de menor estatura que las controles.

Los test se realizaron dentro de una sesión de rutina de entrenamiento habitual, al menos 48 horas después del último partido disputado. La colocación del sensor inercial de acelerometría se realiza a nivel de las vértebras lumbares L3-L4.

**Tabla 1.** Demografía de la población estudiada

|             | Controles (n = 15) |     | LCA reparado (n = 6) |     |
|-------------|--------------------|-----|----------------------|-----|
|             | X                  | DE  | X                    | DE  |
| Edad (años) | 25                 | 5   | 26                   | 4   |
| Peso (Kg)   | 70,2               | 5,1 | 61,8                 | 3,9 |
| Altura (cm) | 174,8              | 6,1 | 169                  | 4,4 |

Salto bilateral desde 50 cm: el sujeto se colocaba sobre la plataforma de 50 cm con las manos en la cintura. Realiza una pequeña batida hacia el suelo. Al aterrizar realiza un salto vertical máximo (Figura 1).

### Variables sujetas a estudio

*Variables antropométricas.* Talla (cm), peso (kg), edad. Mediante consulta directa al deportista al inicio de la medición, corroborado por los informes de los servicios médicos de cada club.

*Antecedente previo de lesión de LCA.* Mediante consulta directa con el deportista al inicio de la medición. Se contrasta con el responsable de los servicios médicos de cada club, revisando la historia clínica. Se registra fecha y periodo de baja (días).

*Pico máximo de aceleración en los ejes. Anteroposterior (Y-), vertical (Z-) y mediolateral (X-).* Medido en G ( $1G = 9,8m/seg^2$ ). A partir de los datos reportados por el acelerómetro, colocado en la zona lumbar, a nivel de las vértebras lumbares L3-L4 (Inertial Orientation Tracker MTx (XSENS, Xsens Technologies B.V. Enschede, Países Bajos).

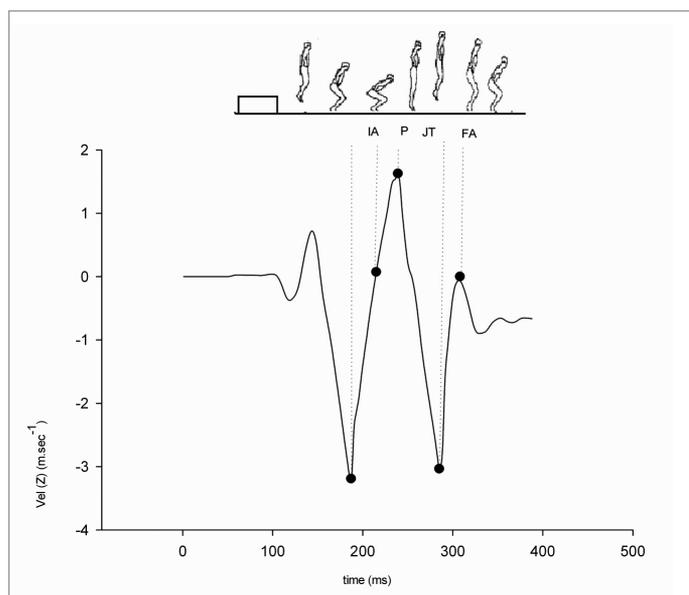
*Determinación y duración de las fases del salto.* El *drop jump bilateral* fue descompuesto en diferentes fases para un análisis biomecánico más exhaustivo. Este factor requirió la definición de los diferentes eventos a partir del regis-

tro de la señal de la velocidad vertical durante la acción del salto. Para acción, la velocidad vertical (Z-) fue utilizada para distinguir los picos de las fases de transición del salto. De esta manera, a un valor positivo de (vel Z-), se atribuye un desplazamiento ascendente del centro de masas del sujeto (fase propulsiva del salto); recuérdese que el dispositivo se encuentra colocada a nivel de las vértebras lumbares L3-L4. Igualmente, un valor negativo de la misma se relaciona con un descenso del centro de masas del sujeto durante la acción del salto (recepción).

De esta manera, la fase de absorción inicial del salto (IA) se fijó como la fracción del salto en la cual el sujeto sufre una aceleración negativa instantes previos al contacto con el suelo, o previo a iniciar la fase propulsiva (impulso positivo del salto), seguido de la gestión inicial del impacto contra el suelo (momento en el que el vector se hace positivo por la acción de la fuerza de reacción del suelo vertical, registrado por el sensor inercial en forma de pico de aceleración positiva en el eje Z) (Figura 2). La fase propulsiva (P) se definió como la fracción del salto en la cual el sujeto ejerce una fuerza contra el suelo en sentido positivo (hacia el despegue), representa la acción concéntrica del salto (Figura 2). El tiempo de vuelo, por su parte, se determinó como la fracción del salto en la cual el sujeto no ejerce ni soporta ninguna fuerza contra el suelo.



**Fig. 1.** Ejecución del *drop* bilateral vertical.



**Fig. 2.** Descripción de las fases del salto durante un *drop jump* vertical (IA= Fase de absorción inicial; P = fase de propulsión; JT= Fase de tiempo de vuelo; FA= Fase de absorción final del salto).

*Pico máximo de aceleración en los ejes. Anteroposterior (Y), vertical (Z-) y mediolateral (X-).* Medido en G (1G=9,8 m/seg<sup>2</sup>). A partir de los datos reportados por el acelerómetro, colocado en la zona lumbar, a nivel de las vértebras lumbares L3-L4 (Inertial Orientation Tracker MTx (XSENS, Xsens Technologies B.V. Enschede, Países Bajos). Se calculó la aceleración global del sujeto a partir de los datos reportados por el sensor de acelerometría. Integrando esa señal en el tiempo, se consigue la velocidad a partir de la cual se obtienen los instantes de tiempo en los que suceden los picos máximos y mínimos estudiados. La señal de acelerometría se analiza con el programa informático de análisis de señales Matlab© Matlab 7.11 (MathWorks Inc; Natick MA, EE.UU.).

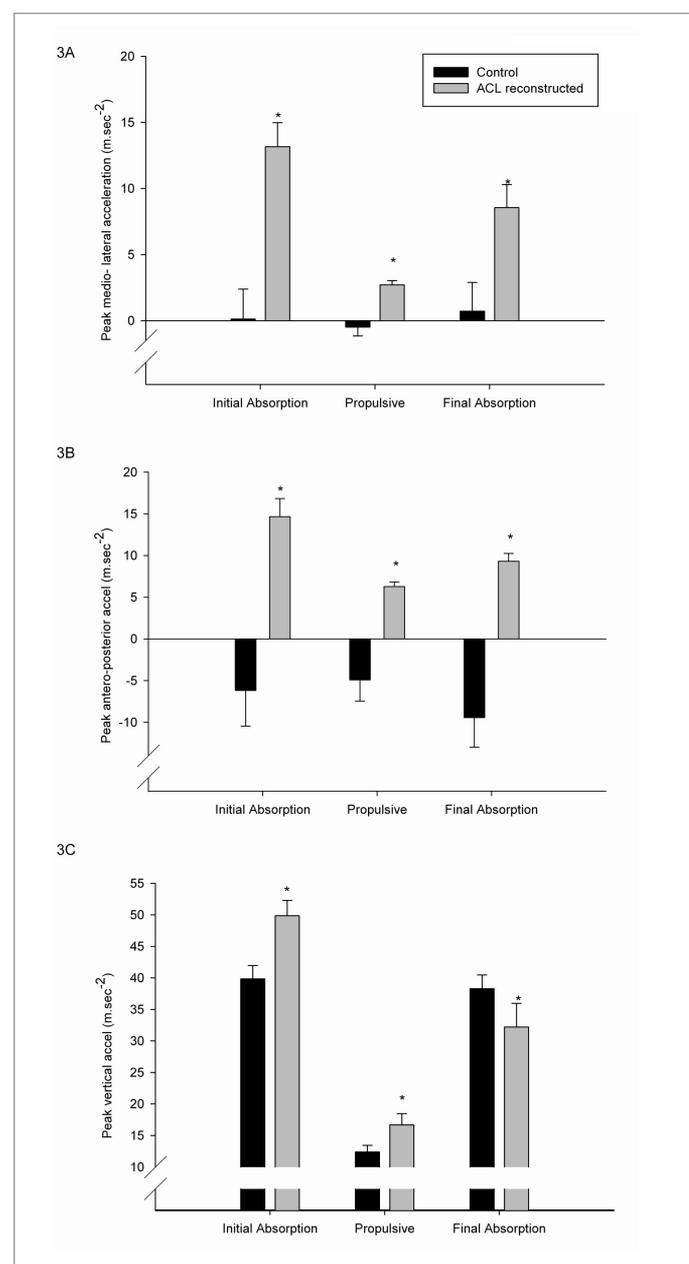
Se utilizó un análisis estadístico y descriptivo para la obtención de las medias y las desviaciones estándar y errores estándar (SEM) de las variables de las señales de acelerometría sometidas a análisis (picos máximos de aceleración, picos máximos de velocidad angular, duración de las fases del salto). Se utilizó la prueba t-test para el estudio de muestras independientes pareadas. Se controló la normalidad de la muestra mediante el test de Levene; El nivel de significancia se fijó en  $p < 0,05$ .

## Resultados

### Aceleraciones pico

En el caso de las mujeres, se pudo observar una diferencia significativa en el patrón de gestión de las aceleraciones so-

portadas por el sistema músculo-esquelético durante la realización de un salto de *drop* vertical bilateral. Así, se observaron significativamente ( $p < 0,05$ ) mayores picos de aceleración soportada en las mujeres previamente reconstruidas de LCA en las fases de IA y P en los tres ejes del espacio (X-Y-Z). Por último, en la absorción final (FA) las mujeres con reconstrucción previa de LCA también mostraron mayores picos de aceleración en los ejes (X-) e (Y-) (Figura 3).



**Fig. 3.** Aceleraciones pico ( $m/sec^2 = metros / segundo^2$ ) en los ejes medio-lateral (X-), antero-posterior (Y-) y vertical (Z-) en jugadoras de balonmano durante la realización de un salto de *drop* vertical bilateral.

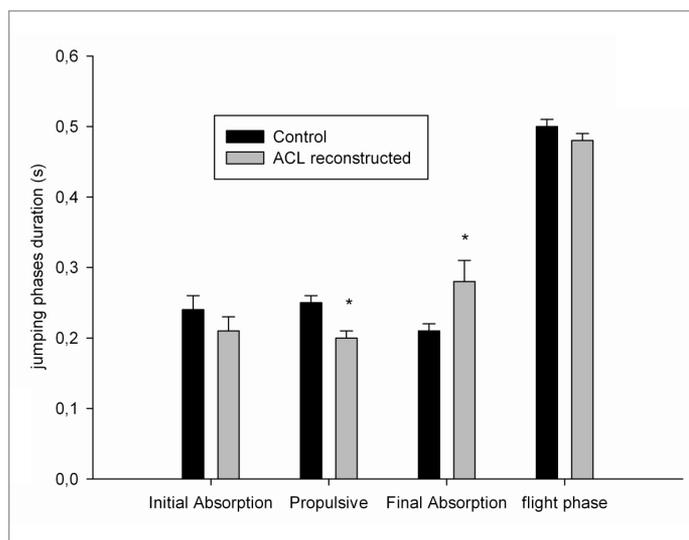


Fig. 4. Duración de las fases del salto (s = segundos) en jugadoras de balonmano durante la realización de un salto de *drop* vertical bilateral.

#### Duración de las fases del salto

Las mujeres con reconstrucción de LCA mostraron significativas ( $P < 0,05$ ) reducciones en la duración de la fase de propulsión (P), así como mayor tiempo empleado en la absorción final (FA) del salto de *drop* vertical bilateral (Figura 4).

#### Discusión

El objetivo de este estudio se basa en el análisis biomecánico del salto vertical de *drop* bilateral en jugadoras de balonmano femenino de élite, con o sin antecedente previo de reconstrucción del LCA, mediante la utilización de un sensor inercial de acelerometría. Los principales resultados de este estudio indican que las jugadoras con reconstrucción previa del LCA muestran diferencias significativas en los patrones de movimiento (picos de aceleración soportada y duración de las fases) comparado con jugadoras no reconstruidas. Además, es interesante que los hallazgos se detectaran varios años desde la intervención quirúrgica tras haber reanudado la actividad al nivel previo a la lesión y mantenerla durante un largo periodo de tiempo. Concretamente, las jugadoras de balonmano de élite femeninas con reconstrucción del LCA mostraron mayores aceleraciones soportadas en los ejes (X-), (Y-) y (Z-), así como diferentes tiempos de duración de las fases de salto como las fases de propulsión y absorción final. Basándonos en los resultados de la presente investigación, el examen biomecánico mediante el uso de sensores inerciales puede detectar déficits funcionales persistentes entre jugadoras de balonmano de élite reconstruidas del LCA, aun cuando han pasado varios años tras la lesión

inicial. Varios artículos han referido previamente ambas disfunciones funcionales y biomecánicas después de una lesión del LCA mediante procedimientos de mecánica inversa, utilizando plataformas de fuerza y técnicas de análisis de movimiento en 3D [11]. Sin embargo, en función del conocimiento del autor, este estudio es el primero en reportar una disminución en el rendimiento durante el salto y en identificar un patrón de movimiento diferente entre jugadoras de balonmano de élite reconstruidas previamente del LCA que han retornado al nivel de alta competición mediante el procesamiento de señales obtenidas por un sensor inercial portátil. Este campo puede tener una importante aplicación clínica, considerando el bajo coste y la alta aplicabilidad que poseen los sistemas de sensores inerciales comparado con los análisis de movimiento en 3D convencionales y tecnologías como la plataforma de fuerzas [12].

De acuerdo con el presente estudio, Hewett *et al.* [13] también encontraron un mayor pico vertical de la fuerza de reacción del suelo (FRS) y un menor tiempo de contacto entre atletas femeninas recreacionales con lesión del LCA. El aumento de aceleraciones soportadas por el tronco (las cuales son una expresión directa de los efectos de la FRS en todo el cuerpo producidas en el contacto inicial con el suelo y soportadas durante la ejecución completa del salto) reportadas en la presente investigación entre sujetos reconstruidos previamente del LCA durante el *drop jump* bilateral vertical (DJVB) puede ser explicado por estrategias de rigidez del tronco referidas previamente [14]. Varios autores refieren mayores fuerzas de reacción verticales soportadas durante el aterrizaje y un incremento de la actividad electromiográfica del músculo cuádriceps con el tronco erecto en comparación con un aterrizaje con el tronco un poco más flexionado [15]. Se cree que esta estrategia incrementa las fuerzas de cizalla y el estrés rotacional en el LCA. Por otro lado, una menor propulsión y una mayor duración de la fase final de absorción pueden ser resultado de una estrategia de rigidez adoptada por la articulación de la rodilla debido a una modificación del patrón de activación muscular y a persistentes déficits de fuerza y control neuromuscular, los cuales han sido descritos previamente en la literatura [16]. Esta estrategia, basada en la migración del momento de la articulación de la rodilla a las articulaciones de la cadera y el tobillo, puede afectar la fase de producción de fuerza en el despegue desde suelo y aumentar el tiempo requerido para la estabilización tras la ejecución de un DJVB [17].

Las diferencias entre atletas femeninas con reconstrucción previa del LCA y controles observadas en relación a las variables antropométricas encontradas en la presente investigación (las atletas con reconstrucción previa del LCA

fueron significativamente más pequeñas y ligeras que las controles) pueden esperarse, en la opinión del autor, por un posible efecto de la posición de juego y la exposición a la lesión de LCA. Jugadores exteriores pueden estar más expuestos a riesgo de lesión del LCA debido a una mayor demanda de movimientos de tipo finta (apoyo y salida en dirección opuesta), los cuales han sido previamente descritos como causa de lesión del LCA [18]. En opinión de los autores, este problema debería ser mejor analizado en el futuro en estudios descriptivos bien diseñados y con tamaños de muestra más grandes.

La principal implicación clínica potencial de este estudio fue que, mediante la utilización de un sensor inercial de acelerometría, los clínicos pueden ser capaces de detectar patrones biomecánicos alterados, persistentes entre jugadoras de balonmano de élite profesionales tras reconstrucción del LCA, incluso si han pasado varios años desde la lesión de origen. La relevancia clínica de esta técnica de medición debe ser considerada debido a su bajo coste y su alta aplicabilidad. En este sentido, estos sistemas pueden proveer al clínico de una herramienta fiable para el análisis del movimiento en tiempo real, de manera rápida y a bajo coste económico [19]. Aunque a nivel del tronco el aparato de sensor inercial posicionado obviamente no reemplaza al análisis en 3D de alta precisión y a la tecnología basada en modelos de dinámica inversa, pueden ser potencialmente aplicables en un campo clínico. De la misma manera, permitirían la evaluación directa del estado biomecánico y funcional de los pacientes durante o años después de haber completado la rehabilitación del LCA.

Una limitación potencial de este estudio (por su naturaleza descriptiva) es no haber controlado la rehabilitación post-cirugía de los atletas con reconstrucción previa del LCA ni la elección del tipo de injerto para la reparación del ligamento. Además, el único posicionamiento del aparato de sensor inercial a nivel del tronco puede limitar la precisión de la información recogida en vista a la biomecánica de la articulación de la rodilla. Sin embargo, se hizo para facilitar la metodología en un intento de proveer a los clínicos de un método simple capaz de detectar alteraciones en la estrategia de atenuación de la FRSV en relación con el tronco en patobiomecánica del LCA relacionada. En este sentido, existen diferentes publicaciones científicas previas en donde queda demostrado el potencial del tronco para la modificación de los momentos de fuerza actuantes a nivel de la rodilla.

En conclusión, la presente investigación propone una herramienta de gran aplicabilidad potencial en el ámbito clínico de la rehabilitación, con el objetivo de ayudar al profesio-

sional rehabilitador a poder medir y monitorizar una variable tan importante como el control del patrón de movimiento. En opinión de los autores, se trata de un avance significativo en el ámbito de la medicina de rehabilitación debido a la escasez de dispositivos actualmente destinados a esta tarea en el mercado. ■

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med* 2006; 34:299-311.
2. Risberg MA, Holm I, Myklebust G, Engebretsen L. Neuromuscular training versus strength training during first 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized clinical trial. *Phys Ther* 2007; 87:737-50.
3. Heidt RS, Jr., Sweetman LM, Carlonas RL, Traub JA, Teekulve FX. Avoidance of soccer injuries with preseason conditioning. *Am J Sports Med* 2000; 28:659-62.
4. Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, Skjølberg A, Olsen OE, Bahr R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clin J Sport Med* 2003; 13:71-8.
5. Mandelbaum BR, Silvers HJ, Watanabe DS, Knarr JF, Thomas SD, Griffin LY, *et al.* Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *Am J Sports Med* 2005; 33:1003-10.
6. Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, *et al.* Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med* 2010; 38:2218-25.
7. Blackburn JT, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J Athl Train* 2009; 44:174-9.
8. Gokeler A, Hof AL, Arnold MP, Dijkstra PU, Postema K, Otten E. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. *Scand J Med Sci Sports* 2010; 20:12-9.
9. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med* 2004; 32:1002-12.
10. Ortiz A. Landing mechanics during side hopping and crossover hopping maneuvers in noninjured women and women with anterior cruciate ligament reconstruction. *J Am Acad Orthop Surg* 2008; 7:133-7.

11. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med* 2009; 43:417-22.
12. Bencke J, Curtis D, Krogshede C, Jensen LK, Bandholm T, Zebis MK. Biomechanical evaluation of the side-cutting manoeuvre associated with ACL injury in young female handball players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013; 21:1876-81.
13. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing ACL injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *N Am J Sports Phys Ther* 2010; 5:234-51.
14. Impellizzeri FM, Rampinini E, Maffiuletti N, Marcora SM. A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39:2044-50.
15. Dowling A.V, Favre J, Andriacchi TP. Inertial sensor-based feedback can reduce key risk metrics for anterior cruciate ligament injury during jump landings. *Am J Sports Med* 2012; 40:1075-83.
16. Golomer E, Fery Y-A. Unilateral jump behavior in young professional female ballet dancers. *Int J Neurosc* 2001; 110:1-7.
17. Gokeler A, Hof AL, Arnold MP, Dijkstra PU, Postema K, Otten E. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. *Scand J Med Sci Sports* 2010; 20:12-9.
18. Myklebust G, Holm I, Maehlum S, Engebretsen L, Bahr R. Clinical, functional, and radiologic outcome in team handball players 6 to 11 years after anterior cruciate ligament injury: a follow-up study. *Am J Sports Med* 2003; 31:981-9.
19. Bonnet V, Mazza C, Cappozzo A. Real-time estimate of body kinematics during a planar squat task using a single inertial measurement unit. *IEEE Trans Biomed Eng* 2013; 60:1920-6.
20. Patterson MR, Delahunt E, Sweeney KT, Caufield B. An ambulatory method for identifying anterior cruciate ligament reconstructed gait patterns. *Sensors* 2014; 14:887-99.

---

#### Conflicto de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este trabajo. No hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.