



apunts

MEDICINA DE L'ESPORT

www.apunts.org



ORIGINAL

Evaluación de factores de riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior en jugadores de fútbol de alto nivel

Ventura Ferrer-Roca^{a,*}, Xavier Balius^a, Oscar Domínguez-Castrillo^a, F.J. Linde^b
y Antonio Turmo-Garuz^{a,b}

^a Grup de Recerca GIRSANE, Centre d'Alt Rendiment (CAR), Sant Cugat del Vallés, Barcelona, España

^b R.C.D. Espanyol, Barcelona, España

Recibido el 2 de abril de 2013; aceptado el 10 de junio de 2013

Disponible en Internet el 9 de septiembre de 2013

PALABRAS CLAVE

Fútbol;
Prevención;
Factores de riesgo;
Ligamento cruzado anterior;
Valgo;
Déficit funcional

KEYWORDS

Football;
Prevention;
Risk factors;
Anterior cruciate ligament;
Knee valgus;
Functional deficit

Resumen El objetivo del presente estudio es la detección de factores de riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) en jugadores de fútbol profesionales al comienzo de la pretemporada. Treinta y cinco jugadores de fútbol de alto nivel fueron analizados mediante un sistema de análisis del movimiento y 2 plataformas de fuerzas. Se analizó el ángulo de rodilla en el plano frontal (valgo-varo) y las fuerzas verticales de reacción de ambas extremidades durante la fase de aterrizaje del *drop jump*. Se determinó el coeficiente de correlación intraclase. La significación estadística fue considerada para $p < 0,05$. Se encontraron diferencias significativas entre la extremidad más fuerte y la débil en el impulso excéntrico (32,4 Ns; IC 95%, 22,9-41,8 Ns; $p < 0,05$) y en el impulso concéntrico (14,4 Ns; IC 95%, 9,8-19,1 Ns; $p < 0,05$). El 31,4% de los futbolistas presentaron valores de falta de balance entre extremidades superior al 15%, y el 14,2% de los jugadores aterrizaron con un ángulo de rodillas en el plano frontal mayor a 20°. La metodología propuesta en el presente estudio ha demostrado ser fiable y sensible en la detección de factores de riesgo asociados a la lesión del LCA.

© 2013 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Evaluation of risk factors for anterior cruciate ligament injury in high-level male football players

Abstract Anterior cruciate ligament (ACL) injury is one of the most serious time-loss injuries in football. The purpose of the present study is to evaluate risk factors of ACL injuries in high-level football players during the preseason. Thirty-five high-level players were captured by a video movement analysis system and a two-force platform. Frontal plane knee angle and vertical force were measured during the landing phase of the drop jump. Intraclass correlation coefficient was determined using test-retest reliability, and α level of 0.05 was considered statistically significant. There were significant differences between the stronger and weaker leg

* Autor para correspondencia.

Correos electrónicos: vferrer@car.edu, venturaferrer1@gmail.com (V. Ferrer-Roca).

in eccentric (32.4 Ns; 95%CI; 22.9-41.8 Ns; $P < .05$) and concentric impulse (14.4 Ns; 95%CI, 9.8-19.1 Ns; $P < .05$). Additionally, 31.4% of the subjects obtained a lower limb strength imbalance higher than 15%. Furthermore, 14.2% of the subjects obtained a frontal plane knee valgus angle higher than 20° . Findings of the present study are particularly significant as a functional deficit higher than 15% and an increased in valgus motion at the knee suggests an altered muscular control of the lower extremity. Furthermore, results confirmed that the test proposed in this study is reliable and sensitive to identify ACL injury intrinsic risk factors in high level male football players in order to introduce the necessary preventive measures.

© 2013 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

El 17% de las lesiones que se producen en el fútbol europeo se dan en la articulación de la rodilla¹. Específicamente las lesiones de ligamento cruzado anterior (LCA) constituyen el 0,8% del total de las lesiones². Por lo tanto, la lesión de LCA es de las de menos incidencia, aunque por otro lado es de las más severas, ya que los jugadores intervenidos del LCA tardan en competir en partido oficial una media de 10 meses, y el 6% vuelven a lesionarse en un periodo menor a 2 años desde la primera lesión³.

La mayoría de lesiones del LCA en el fútbol se producen en situaciones sin contacto⁴. De hecho, el porcentaje de lesiones de LCA en las que no se produce contacto entre jugadores referido en la literatura varía del 70 al 84%, tanto en hombres como en mujeres^{5,6}. Según Koga et al.⁷, este tipo de lesión suelen empezar con una aplicación de carga en valgo, sobre un único apoyo con poca flexión de la rodilla, que, sumada a la fuerza anterior generada por la contracción del cuádriceps, produce una tracción sobre la tibia acompañada de una rotación interna, causando la rotura del LCA.

La causa de lesión de LCA es de naturaleza multifactorial, con una compleja interacción entre factores de riesgo internos (anatómicos, sexo, edad, déficit de fuerza entre extremidades) y factores externos, como las condiciones de la superficie de juego, o el material⁸. Entre los factores intrínsecos relacionados con aspectos biomecánicos destacan en la literatura la sollicitación ligamentosa y la dominancia de la extremidad inferior.

Sollicitación ligamentosa (valgo o abducción de rodilla)

Andrews y Axe⁹ fueron los primeros en introducir el concepto de sollicitación ligamentosa donde la musculatura de la extremidad inferior no absorbe adecuadamente las fuerzas de reacción del suelo durante gestos deportivos, produciendo una excesiva carga en los ligamentos de la rodilla, especialmente en el LCA, y el valgo de rodilla. La dominancia o sollicitación ligamentosa suele producir grandes momentos de valgo de rodilla y un excesivo ángulo de valgo de rodilla¹⁰. Varios autores relacionan el valgo funcional de la rodilla durante acciones explosivo-balísticas con la ausencia o déficit de control neuromuscular en la extremidad inferior¹¹⁻¹⁴.

Déficit funcional entre extremidades

El déficit funcional entre extremidades es considerado como una falta de balance de la fuerza aplicada entre ambas extremidades, donde una de las 2 tiene más control dinámico^{15,16}. Junto a otros factores de riesgo es responsable de sobrecargas mecánicas y de mecanismos compensatorios que afectan a la técnica del movimiento y a la postura. En general se supone que en las acciones bilaterales, como un salto vertical con doble apoyo, las extremidades actúan de forma simétrica^{17,18}. El estudio de la falta de balance entre extremidades se utiliza actualmente para determinar cuándo un jugador está preparado para el retorno a la competición. Por lo general, una falta de balance inferior al 15% en la fuerza aplicada en pruebas funcionales de salto ha sido considerado como criterio suficiente para determinar el regreso a la competición^{19,20}.

Los estudios sobre las lesiones de LCA en jugadores semi-profesionales y profesionales de fútbol son limitados y, en cambio, las consecuencias económicas y psicológicas son enormes²¹. En una reciente revisión sobre la prevención y los mecanismos de lesión del LCA sin contacto, se especifica la necesidad de seguir investigando sobre este tipo de lesiones en el fútbol masculino²¹.

El objetivo del presente estudio es la detección del valgo funcional de rodilla y el déficit funcional entre extremidades en una tarea simple como el *drop jump* en jugadores de fútbol profesionales después del periodo vacacional mediante un sistema integrado de análisis del movimiento.

Método

Diseño

El presente estudio es observacional, descriptivo transversal y multicéntrico.

Sujetos

Treinta y cinco jugadores de fútbol (edad $24,3 \pm 3,8$ años; peso $75,2 \pm 5,4$ kg; talla $180,0 \pm 3,9$ cm) de un equipo de primera división española fueron analizados en el estudio. Todos los participantes fueron analizados los 2 primeros días posteriores al periodo vacacional, previo al comienzo de la pretemporada. El protocolo de evaluación fue diseñado de acuerdo con la conferencia de Helsinki sobre la investigación

en seres humanos. Todos los jugadores firmaron el consentimiento informado previo a la participación en el estudio.

Procedimiento

Los jugadores acudieron al laboratorio sin haber realizado ejercicio intenso en 24 h. Previo al análisis, los sujetos realizaron un calentamiento estándar que consistió en 10 min de carrera continua y ejercicios libres de flexibilidad de la extremidad inferior. Posteriormente se dejó a los jugadores practicar la tarea a realizar, pudiendo ejecutar entre 3 a 5 intentos del test.

Cada sujeto fue instrumentado con 8 marcadores retro-reflectantes. Se ubicaron en ambas espinas ilíacas anterosuperiores, centro de rótulas, tuberosidad tibial y en un punto central entre ambos maléolos con el objetivo de calcular el ángulo de rodilla proyectado en el plano frontal²². Para la captura se utilizaron 4 cámaras de vídeo digitales (Basler A602fc; Basler AG; Ahrensburg, Germany) a 150 Hz y 2 plataformas de fuerzas (Kistler Instrumente 9281B; Winterthur, Suiza) a 900 Hz. Todos los datos se capturaron de forma sincronizada a partir del sistema de análisis del movimiento Vicon Motus (Version 9.2.0; Vicon Motion System; Centennial, EE. UU.). Previo a cada sesión de captura, el sistema fue calibrado siguiendo las recomendaciones del fabricante.

La prueba consistió en realizar 3 saltos tipo *drop jump*^{11,13,15,18,23-27} con un tiempo de descanso entre ellos de 2 a 3 min. En este tipo de saltos los jugadores debían dejarse caer desde la parte superior de un banco de una altura de 40 cm sujetando una barra de plástico sobre los hombros. Únicamente se informó a los jugadores que lo importante era conseguir la máxima altura de salto con el mínimo tiempo posible de contacto en el suelo. El primer apoyo tras la caída desde el banco fue utilizado para el estudio. Después de la realización del test, un investigador visionó los 3 saltos de cada jugador y escogió para el análisis aquel que representaba mejor la capacidad de salto de cada uno de ellos.

Análisis de los datos

La posición tridimensional de los marcadores fue calculada utilizando el método de transformación lineal directa (DLT)²⁸. El error medio de predicción fue <2,2 mm. Se utilizó un filtrado digital *butterworth* de cuarto orden con frecuencias de cortes determinadas individualmente (3 a 6 Hz) para cada marcador y cada eje²⁹.

A partir de las fuerzas de reacción de ambas plataformas se establecieron 2 instantes del salto (fig. 1), contacto inicial con las plataformas (fuerza vertical > 10 N) y contacto final o salida de las plataformas (fuerza vertical < 10 N). A partir de la velocidad vertical del marcador de la espina iliaca anterosuperior izquierda se estableció un tercer instante, el principio de la fase concéntrica o final de la fase excéntrica. A nivel cinemático, como indicador del *valgo* funcional de rodilla, se calculó el ángulo de rodilla máximo proyectado en el plano frontal (2D)^{22,25,26}, que máximo coincide en el final de la fase excéntrica. Se estableció un ángulo de rodillas neutro cuando el ángulo de rodillas en el plano frontal resultó entre -1° y 1° ; Cuando el ángulo fue menor de -1° se entendió que las rodillas estaban en

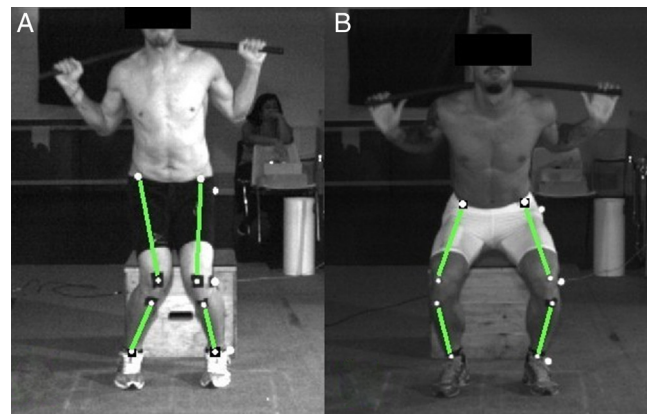


Figura 1 Ejemplo de 2 jugadores al final de la fase excéntrica durante la ejecución del *drop jump*. A) Jugador con rodillas en valgo. B) Jugador con rodillas en varo.

varo, y con valores superiores a $+1^\circ$, en valgo. Además se midió la distancia horizontal recorrida por cada marcador colocado en el centro de la rótula de cada extremidad. A nivel cinético, se calculó el impulso mecánico durante la fase excéntrica y durante la fase concéntrica del salto. Se utilizaron 2 métodos para el cálculo del déficit funcional entre extremidades tanto para la fase excéntrica como para la fase concéntrica. El primer método (ecuación 1) ha sido utilizado por otros autores anteriormente^{30,31}. Tiene en cuenta la extremidad dominante, que en este caso era la extremidad de golpeo. En cambio, el segundo método¹⁷ (ecuación 2) tiene en cuenta cuál de las extremidades demuestra mayores valores de impulso durante el salto.

Ecuación 1:

$$([\text{dominante} - \text{no dominante}] / [\text{mayor valor}]) \times 100$$

Ecuación 2:

$$([\text{más fuerte} - \text{menos fuerte}] / [\text{más fuerte}]) \times 100$$

En el caso de utilizar el primer método, el valor positivo del déficit indicará que la pierna dominante es la que presenta mayor valor de fuerza. Si el signo es negativo, nos indicará que la extremidad con valores superiores será la no dominante.

Análisis estadístico

Los resultados se expresaron como media y desviación estándar. La normalidad de la muestra se calculó mediante el test de Shapiro-Wilk. Para comparar el impulso mecánico entre extremidades se realizó la prueba de t de Student para muestras relacionadas con un IC de 95%.

Para determinar la fiabilidad test-retest del *drop jump* —es decir, para evaluar si en el grupo de estudio encontramos una buena consistencia o reproducibilidad en las diferentes variables estudiadas en este tipo de salto— se ha calculado el modelo 1.1 del índice de correlación intraclass (ICC)²⁷ de las diferentes variables analizadas. De los 35 jugadores que realizaron el test se escogieron aleatoriamente 10 jugadores en los que se analizaron 2 de los 3 saltos ejecutados.

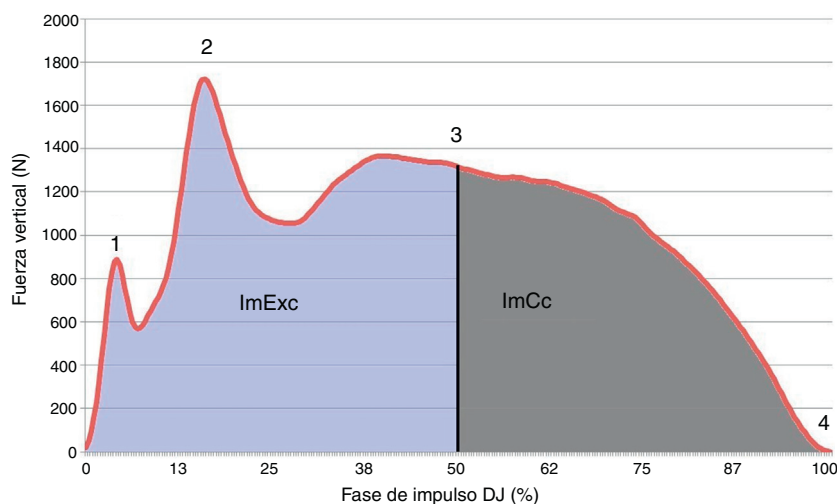


Figura 2 Perfil de la fuerza de reacción vertical durante la ejecución de un *drop jump*. 1: inicio del aterrizaje, llegada de antepié; 2: impacto con retropié. 3: final fase excéntrica, máxima flexión de rodillas. 4: final fase concéntrica, despegue. ImCc: impulso concéntrico; ImExc: impulso excéntrico.

Resultados

Solicitación ligamentosa (valgo funcional de rodilla)

Se analizó el ángulo máximo de rodilla en el plano frontal de los 35 jugadores, es decir, un total de 70 extremidades. El 24,3% de las extremidades tendieron a valgo, el 10% se mantuvieron en un apoyo neutro y el 65,7% se posicionaron en varo. Cuando se analizó el ángulo máximo en relación al número de jugadores, el 37,1% ejecutaron el *drop jump* con algunas de las 2 extremidades en valgo de rodilla y el 14,2% presentaron un ángulo superior a 20°.

Se encontraron diferencias significativas en el ángulo frontal máximo entre la extremidad dominante y la no dominante (6,4°; IC 95%, 0,8-11,9°; $p < 0,05$) durante la ejecución del *drop jump*. En cambio, cuando comparamos la extremidad fuerte con la débil no se encontraron diferencias significativas.

A partir de la posición tridimensional de los marcadores del centro de la rótula se midió la distancia horizontal recorrida por cada rodilla en el plano frontal. La rodilla dominante durante la fase de apoyo se trasladó 2,3 cm ($\pm 3,2$ cm) y la no dominante 1,6 cm ($\pm 3,3$ cm), produciéndose en total una aproximación media y medial de las rodillas de 3,9 cm. Esta distancia recorrida por cada rodilla presentó una buena correlación de Pearson (0,65) con el ángulo de rodilla en el plano frontal.

Déficit funcional entre extremidades

No se encontraron diferencias significativas entre la extremidad dominante y la no dominante en la producción de impulso durante la fase de apoyo (p=0,307) ni tampoco durante la fase concéntrica (p=0,056) del *drop jump* (figs. 2 y 3).

Se encontraron diferencias significativas entre la extremidad más fuerte y la débil en el impulso excéntrico

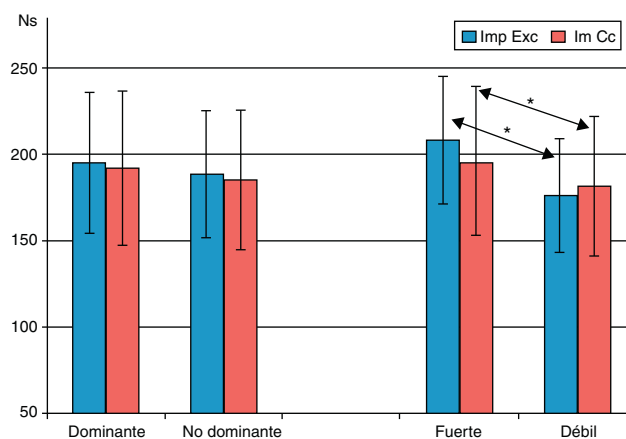


Figura 3 Diferencias entre impulsos generados durante la fase excéntrica y concéntrica del *drop jump* entre la extremidad dominante y la no dominante y entre la extremidad fuerte y la débil.

(32,4 Ns; IC 95%, 22,9-41,8 Ns; $p < 0,05$) y en el impulso concéntrico (14,4 Ns; IC 95%, 9,8-19,1 Ns; $p < 0,05$) (fig. 3).

El 57% de los jugadores analizados presentaron un déficit entre extremidades superior al 10%, y el 31,4%, superior al 15%.

Fiabilidad test-retest del *drop jump*

Los resultados del modelo 1.1 del ICC fueron de 0,82 tanto para el impulso excéntrico como para el impulso concéntrico, de 0,68 para el ángulo frontal de rodillas en el contacto inicial y de 0,92 para el ángulo frontal de rodillas máximo.

Discusión

El hallazgo más importante de este estudio es que el 37,1% de los jugadores de fútbol de alto nivel analizados

realizaron el apoyo del *drop jump* con alguna de las rodillas en valgo, e incluso el 14,3% presentaron un ángulo de valgo igual o superior a 20°. En la bibliografía no se han encontrado referencias específicas del ángulo de valgo para jugadores de fútbol de alto nivel en un *drop jump*, pero varios autores han considerado los 20° de ángulo de rodilla proyectados en el plano frontal como excesivos, incluso en mujeres, que suelen demostrar un valgo más amplio que los hombres^{11,27,32}. En un estudio prospectivo en 3D donde 205 jugadoras realizaron un *drop jump* desde una altura de 31 cm, el ángulo de valgo en el aterrizaje fue significativamente mayor en las deportistas que posteriormente se lesionaron de LCA en comparación con las deportistas que no se lesionaron²⁴. De hecho, Paterno et al.³² demostraron que los deportistas intervenidos de LCA con un movimiento angular frontal mayor a 16° durante el *drop jump* tenían mayor probabilidad de volver a lesionarse que los que presentaron mejor control de la extremidad inferior. El valgo funcional de rodilla sugiere una alteración del control neuromuscular de la extremidad inferior en el plano frontal¹¹⁻¹⁴. Los grupos musculares posteriores, como los glúteos (tanto el mayor como el medio), los isquiotibiales y el tríceps sural, parecen tener un papel especialmente importante en este mecanismo de control¹⁰. Algunos autores focalizan la atención sobre los flexores de la rodilla que la cruzan medial y lateralmente protegiendo el LCA¹¹. Otros autores aseguran que el papel del glúteo medio y el glúteo mayor en tareas como el *drop jump* es fundamental para el control del valgo dinámico de rodillas³³. Por lo tanto, parece ser que el trabajo sobre los grupos musculares descritos es fundamental para la prevención de la lesión del LCA e incluso para evitar una segunda rotura de LCA post-intervención.

La segunda cuestión a destacar en este estudio es que el 31,4% de los jugadores presentaron un déficit funcional entre extremidades superior al 15%, el cual es considerado como uno de los parámetros a cumplir en el «retorno a la competición» después de una lesión de LCA^{19,20}. Se considera que con dicho déficit funcional la extremidad más débil y/o con menos control neuromuscular no tendrá la capacidad de reaccionar correctamente en situaciones de riesgo, mientras que la fuerte recibirá mayores impactos y momentos de fuerza. Paterno et al.¹⁸ analizaron el *drop jump* en mujeres intervenidas de LCA después de haber pasado por un proceso de recuperación no controlado. Encontraron que las fuerzas verticales generadas en el instante del despegue por la extremidad lesionada de LCA fue significativamente inferior que la generada por la extremidad no lesionada. Esta falta de balance entre extremidades puede relacionarse con un incremento en el riesgo de volver a sufrir una nueva lesión de LCA durante movimientos de alto riesgo. Por otro lado, Bhering et al.³¹ encontraron un déficit significativo entre extremidades en el impulso aplicado en el 28% de los futbolistas analizados. Se detectó más impulso mecánico en la extremidad que los jugadores utilizaban habitualmente de soporte en el golpeo. A diferencia de ese estudio, en nuestro caso únicamente se presentará valores superiores ($p = 0,056$) a que la pierna de golpeo presentara valores superiores. Posiblemente, la diferencia de edad y de nivel con el citado estudio de Bhering et al. con una muestra de sujetos de 13 años de edad puede ser una explicación a las diferencias encontradas.

En referencia a los resultados del modelo 1.1 de ICC se observa que el impulso durante las fase concéntrica y excéntrica demostró muy buena fiabilidad test-retest. Respecto a los valores cinemáticos, el ángulo máximo de rodillas en el plano frontal también presentó una muy buena fiabilidad, pero en cambio ese mismo ángulo en el instante de contacto con el suelo presentó una fiabilidad más baja, aunque se mantiene entre moderada y buena. Otros autores también han considerado las variables estudiadas mediante el *drop jump* como fiables para el estudio del movimiento de la rodilla en el plano frontal^{11,13,15,18,23-27}.

Una de las posibles limitaciones del presente estudio es la utilización de un modelo sencillo de 8 marcadores retro-reflectantes para la descripción del movimiento de la extremidad inferior en el plano frontal. Se definió este modelo buscando un compromiso entre fiabilidad y reducción del tiempo de preparación y adquisición de datos por la poca disponibilidad temporal de los jugadores de alto nivel analizados. El ángulo de rodilla proyectado en el plano frontal (2D) representa una combinación de la aducción y la rotación interna de cadera, conjuntamente con la flexión y la abducción de rodillas y sumando la rotación de tibia³². En la actualidad, el análisis en 2D del ángulo frontal en un *drop jump* está aceptado como un indicador del valgo de rodilla^{22,25,26,34}. De hecho, este ángulo se utiliza junto a otros factores antropométricos en un algoritmo para identificar mujeres deportistas con alto riesgo de padecer una lesión de LCA^{13,25,26}.

Otra limitación del presente estudio es que no tuvo en cuenta el registro de las lesiones sufridas por los jugadores analizados durante el transcurso de la temporada. Próximos estudios deberían utilizar ese registro con el objetivo de relacionar el mayor déficit y/o mayor valgo de rodilla con la incidencia de lesión. Sin embargo, aunque la presente investigación no llevó a cabo dicho estudio prospectivo, se debe tener en cuenta que un gran número de autores apoyan la teoría que estos 2 factores incrementan el riesgo de lesión de LCA^{10,13,18,21,24-26,34}.

En conclusión, la metodología propuesta en el presente estudio ha demostrado ser fiable y sensible para la detección de la falta de control neuromuscular de las extremidades inferiores en acciones explosivo-balísticas. Esta falta de control neuromuscular ha estado relacionada por diversos autores con el riesgo de sufrir una lesión de LCA^{10,13,18,21,22,24-26,34}.

La identificación de jugadores que presentan estos factores de riesgo después del periodo vacacional puede ayudar a tomar decisiones en el diseño y el control de las medidas preventivas a implementar durante la pretemporada. Por otro lado, el hecho de tener una evaluación inicial permite, en el caso que se produzca una lesión, tener referencias para el periodo de rehabilitación y readaptación.

Conflicto de intereses

Los autores declaran que no tienen ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Ekstrand J, Häglund M, Walden M. Epidemiology of knee injuries in elite football players. En: Roi GS, Della Villa S, editores.

- Football Medicine Strategies for Knee Injuries. London: Calzetti and Mariucci editori; 2012. p. 10.
2. Walden M. ACL injuries in elite football. En: Roi GS, Della Villa S, editores. *Football Medicine Strategies for Knee Injuries*. London: Calzetti and Mariucci editori; 2012. p. 10.
 3. Wright RW, Dunn WR, Amendola A, Andrich JT, Bergfeld J, Kaeding CC, et al. Risk of tearing the anterior cruciate ligament in the contralateral knee and rupturing the anterior cruciate ligament graft during the first 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective cohort study. *Am J Sports Med*. 2007;35:1131-4.
 4. Yanguas Leyes J, Til Pérez L, Cortés de Olano C. Lesión del ligamento cruzado anterior en fútbol femenino. Estudio epidemiológico de tres temporadas. *Apunts Med Sport*. 2011;46:137-43.
 5. Boden BP, Dean GS, Feagin Jr JA, Garrett Jr WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthop*. 2000;23:573-8.
 6. Fauno P, Wulff Jakobsen B. Mechanism of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *Int J Sports Med*. 2006;27:75-9.
 7. 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.
 8. Krosshaug T, Andersen TE, Olsen OEO, Myklebust G, Bahr R. Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: Limitations and possibilities. *Br J Sports Med*. 2005;39:330-9.
 9. Andrews JR, Axe MJ. The classification of knee ligament instability. *Orthop Clin North Am Jan*. 1985;16:69-82.
 10. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing ACL injuries: Current biomechanical and epidemiologic considerations - Update 2010. *North Am J Sports Phys Ther*. 2010;5:234-51.
 11. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35:1745-50.
 12. Hewett TE. 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.
 13. Myer GD, Ford KR, Khoury J, Succop P, Hewett TE. Biomechanics laboratory-based prediction algorithm to identify female athletes with high knee loads that increase risk of ACL injury. *Br J Sports Med*. 2011;45:245-52.
 14. Zebis MK, Andersen LL, Bencke J, Kjaer M, Aagaard P. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *Am J Sports Med*. 2009;37:1967-73.
 15. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med*. 1996;24:765-73.
 16. Knapik JJ, Bauman CL, Jones BH, Harris JM, Vaughan L. Pre-season strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *Am J Sports Med*. 1991;19:76-81.
 17. 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.
 18. Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Heyl R, Hewett TE. Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin J Sport Med*. 2007;17:258-62.
 19. Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainner RS. Hop tests as predictors of dynamic knee stability. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2001;31:588-97.
 20. Kvist J. Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury: Current recommendations for sports participation. *Sports Med*. 2004;34:269-80.
 21. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17:705-29.
 22. McLean SG, Walker K, Ford KR, Myer GD, Hewett TE, van den Bogert AJ. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med*. 2005;39:355-62.
 23. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: A review of prevention strategies aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17:859-79.
 24. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *Am J Sports Med*. 2005;33:492-501.
 25. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. New method to identify athletes at high risk of ACL injury using clinic-based measurements and freeware computer analysis. *Br J Sports Med*. 2011;45:238-44.
 26. Myer GD, Ford KR, Khoury J, Succop P, Hewett TE. Development and validation of a clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*. 2010;38:2025-33.
 27. Stensrud S, Myklebust G, Kristianslund E, Bahr R, Krosshaug T. Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. *Br J Sports Med*. 2011;45:589-95.
 28. Abdel-Aziz Y, Karara HM. Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates. En: *Proceedings of the Symposium on Close-Range photogrammetry*. Illinois; 1971.
 29. Jackson KM. Fitting of mathematical functions to biomechanical data. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1979;26:122-4.
 30. Barber SD, Noyes FR, Mangine RE, McCloskey JW, Hartman W. Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Clin Orthop Rel Res*. 1990:204-14.
 31. Bhering CAR, Moraes F, Castro CM, Heleno M, Menzel HJ. Impulse production of dominant and non-dominant limbs on young soccer players. En: *Paper presented at XXV International Symposium on Biomechanical Sports*. 2007.
 32. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, et al. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med*. 2010;38:1968-78.
 33. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009;39:12-9.
 34. Myer GD, Brent JL, Ford KR, Hewett TE. Real-time assessment and neuromuscular training feedback techniques to prevent anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Strength Cond J*. 2011;33:21-35.