

ORIGINAL

Protocolo cinético en la rotura del ligamento cruzado anterior

G. López Hernández^{a,*}, L. Fernández Hortigüela^a, J.L. Gutiérrez^a y F. Forriol^b, Proyecto subvencionado por Fundación SECOT

^a Hospital FREMAP Majadahonda, Madrid, España

^b Universidad CEU-San Pablo, Montepríncipe, Madrid

Recibido el 1 de junio de 2010; aceptado el 2 de septiembre de 2010

Disponible en Internet el 5 de enero de 2011

PALABRAS CLAVE

Ligamento cruzado anterior;
Biomecánica;
Cinética;
Salto;
Rodilla

Resumen

Objetivo: Evaluar cinéticamente pacientes con una rotura del ligamento cruzado anterior (LCA) para establecer un protocolo biomecánico de evaluación y seguimiento.

Pacientes y metodología: Se estudiaron 45 pacientes varones, con una media de 34 años y rotura aislada del LCA o asociado a rotura de menisco, antes de la cirugía. Realizaron pruebas de marcha, "sprint" y salto para valorar las fuerzas de reacción con el suelo, comparando el lado lesionado con el sano o control. Se obtuvieron y analizaron los parámetros de fuerza de cada uno de los movimientos.

Resultados: Obtuvimos diferencias en las fuerzas de apoyo en diferentes pruebas, especialmente en los saltos. En el salto monopodal disminuyó la fuerza vertical de apoyo, aumentó el tiempo de apoyo, en la pierna lesionada y el tiempo del salto fue la mitad con una rotura del LCA. En el salto vertical disminuyó la fuerza vertical de impulso y también el tiempo de apoyo del lado lesionado. En el salto con caída e impulso disminuyó la fuerza vertical de caída y la fuerza vertical de impulso.

Conclusiones: La rotura del LCA afecta a la cinética del movimiento, especialmente en las pruebas de salto. Un protocolo cinético puede ser útil para valorar la rotura del LCA y su evolución tras la cirugía.

© 2010 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

KEYWORDS

Anterior cruciate ligament;
Biomechanics;
Kinetics;
Jump;
Knee

Kinetic protocol in torn anterior cruciate ligament

Abstract

Objective: To kinetically evaluate patients with a torn anterior cruciate ligament (ACL) fracture in order to establish a biomechanical assessment and follow-up protocol.

Patients and methods: A total of 45 males, with a mean age of 34 years and an isolated torn ACL or associated with a torn meniscus, were assessed before surgery. Walking, sprinting and jump tests were performed to assess the floor reaction forces, comparing the injured side with the healthy or control side. The force parameters for each of the movements were obtained and analysed.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: gloria.lopez.hernandez@fremap.es (G. López Hernández).

Results: We obtained differences in the support forces in different tests, particularly in the jumps. The single-legged jump decreased the vertical support strength and increased the support time in the injured leg, and the jump time was half with a torn ACL. In the vertical jump, the vertical impulse force and also the support time of the injured side decreased. In the drop and push jump, the vertical drop force and the vertical push force decreased.

Conclusions: The torn ACL affects the movement kinetics, particularly in the jump tests. A kinetic protocol would be useful for assessing torn ACL and their outcome after surgery.

© 2010 SECOT. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

La rotura del ligamento cruzado anterior (LCA) es una lesión frecuente en la actividad deportiva y recreativa. Prácticamente dos tercios de las lesiones del LCA tienen un origen deportivo, afectando a una población joven y activa con una prevalencia alta, 3/10.000 habitantes y año¹. Esta incidencia es mayor en los deportes de contacto y en aquellos que exigen giros de la rodilla, como en el fútbol, baloncesto o esquí.

Las rodillas con un LCA deficiente están predispuestas a lesiones y a la aparición de signos degenerativos tempranos por lo que las técnicas de reconstrucción del LCA no sólo recuperan la función del LCA, además protegen a los meniscos y al cartilago de la rodilla. Noyes et al² analizaron la historia natural de esta lesión, viendo que el 82% de los pacientes lesionados y sin tratamiento volvían a practicar algún deporte tras la rotura del LCA, aunque el 51% tuvieron algún fallo articular durante el primer año, y tan sólo el 35% seguían practicando deporte cinco años después de la lesión inicial. La experiencia demuestra que una rotura del LCA implica una laxitud de la rodilla, con mayor o menor sintomatología, así como con un alto riesgo de lesiones intraarticulares secundarias que pueden incluso acabar, con el tiempo, en una gonartrosis³.

El LCA es una estructura multifibrilar no uniforme en su diámetro⁴ con una longitud⁵⁻¹⁰ entre 22 y 41 mm y una anchura de 7 a 12 mm y una sección transversal entre 28 y 57 mm^{24,5,10-12}. Por otra parte, es normal que con esas dimensiones su resistencia no sea elevada, aunque tampoco lo son las fuerzas que debe soportar en condiciones normales. Morrison et al¹³ calcularon las sollicitaciones que actúan sobre los ligamentos cruzados anterior y posterior (LCP) durante la marcha en llano (LCA: 169 N; LCP: 352 N); al subir (LCA: 67 N; LCP: 641 N) o bajar escaleras (LCA: 445 N; LCP: 262 N), así como las pruebas ascendiendo (LCA: 27 N; LCP: 1215 N) y bajando una rampa de 9,5° (LCA: 93 N; LCP: 449 N). Estas tensiones aumentan proporcionalmente con la velocidad de la marcha.

Como se puede observar, las sollicitaciones sobre el LCP son, generalmente, mayores que sobre el LCA y, sin embargo, las roturas son menos frecuentes en el primero. El LCA supera al LCP únicamente en la actividad de bajar escaleras. En el resto de las actividades estudiadas las fuerzas que actúan sobre el LCA no superan los 15 kg lo que hace pensar que el LCA es una estructura biológicamente adaptada y mecánicamente bien diseñada para una actividad normal, mientras que cuando aumentan las sollicitaciones, como ocurre en la actividad deportiva, o se somete a posiciones inadecuadas puede romper con mucha facilidad.

La adecuada reconstrucción del ligamento cruzado anterior es valorada clínicamente mediante la traslación tibio – femoral, anterior y posterior. Las diferencias de estos desplazamientos entre la rodilla lesionada y la sana es un aspecto importante en la historia clínica de los pacientes y es un criterio clínico para valorar las rodillas mecánicamente deficientes¹⁴.

Nuestra hipótesis es que las diferencias en la traslación anterior y posterior de una rodilla con rotura o reconstrucción del LCA repercute sobre la cinética en los diferentes movimientos. Por ello, nuestro objetivo es analizar las fuerzas de apoyo siguiendo un protocolo de movimientos homogéneos y forzados que provoquen una traslación y una rotación de la tibia sobre el fémur y, así, valorar la cinética de la rotura del LCA basado en movimientos sencillos y repetibles que determinen el efecto que tiene la rotura del LCA para disponer de pruebas objetivas que permitan valorar la capacidad funcional y la evolución de estos pacientes.

Material y métodos

Estudiamos 45 pacientes con rotura diagnosticada de LCA el mismo día de su cirugía. La edad media de los pacientes fue de 34 años, con una desviación estándar de 9 años. El peso medio fue de 843,82 N ± 20,32 N.

Los criterios de inclusión fueron pacientes varones, mayores de 20 años y menores de 45 años, que iban a ser intervenidos con rotura de LCA asociada a una lesión meniscal. Todas las lesiones se habían producido entre 3 y 6 meses antes del estudio y todos los pacientes habían seguido el mismo protocolo de fisioterapia durante 6 semanas.

Por su parte, los criterios de exclusión fueron mujeres y pacientes con lesiones crónicas, superiores a 6 meses, contralaterales o intervenciones previas en cualquiera de las dos rodillas, lesiones condrales graves y rotura de otros ligamentos de la rodilla. Tampoco se estudiaron los pacientes con lesiones de LCA que no habían seguido el protocolo de rehabilitación.

En el laboratorio de biomecánica clínica, cada paciente efectuó diferentes ejercicios y movimientos (marcha, pateo, salto vertical, salto monopodal y salto desde una altura con caída e impulso), sobre dos plataformas de fuerza (Kistler, Winterthur, Suiza), de 60 cm por 90 cm. Todos los ejercicios se efectuaron descalzos y previamente a su realización se obtuvo el peso del paciente en las propias plataformas de fuerza. Los pacientes realizaron cada ejercicio dos veces antes de obtener la medición definitiva.

Analizamos las diferentes variables comparando la rodilla lesionada con la rodilla sana o control. Todos los movimientos estudiados recogieron las fuerzas y tiempos de apoyo

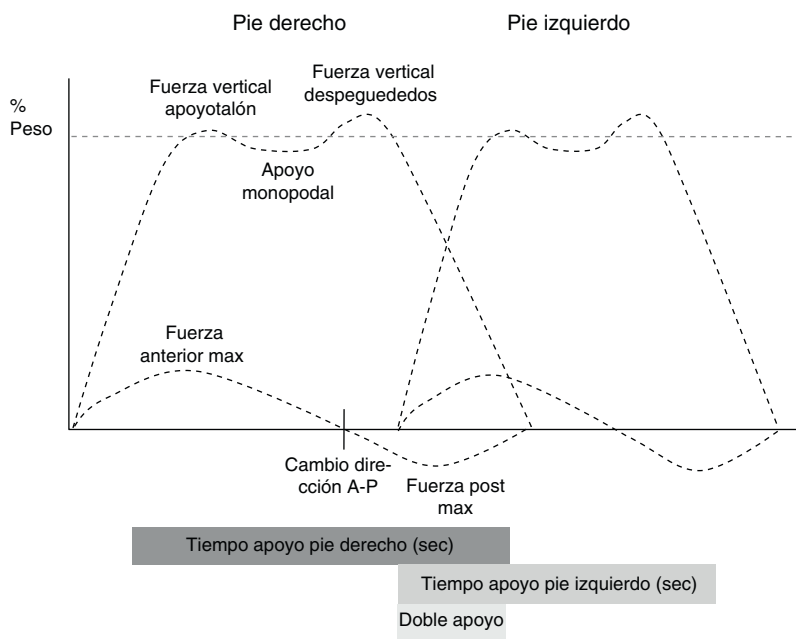


Figura 1 Esquema de la cinética de la marcha, señalando los parámetros estudiados.

de ambos pies simultáneamente, excepto el salto con apoyo monopodal que se efectuó primero para un pie y después para el otro. La fuerza obtenida fue, en todos los casos, la relación entre la fuerza desarrollada por el sujeto en cada uno de sus apoyos en relación con el peso corporal, expresado en porcentaje.

Las fuerzas se expresaron en porcentaje del peso corporal. En cada uno de los movimientos se calcularon los siguientes parámetros:

Estudio cinético de marcha (fig. 1). Cada paciente pasó sobre las dos plataformas de fuerzas comenzando siempre apoyando el pie derecho sobre la primera plataforma y el izquierdo sobre la segunda, a una velocidad cómoda para el paciente. Los parámetros obtenidos fueron el tiempo de apoyo total, desde el apoyo de talón de un pie hasta el despegue de los dedos del pie contralateral (segundos), el tiempo de apoyo del pie lesionado y del pie control (% del apoyo total), el doble apoyo (segundos), el momento del cambio de dirección de las fuerzas de anterior a posterior, tanto del pie lesionado como del control (% del apoyo del pie correspondiente). En el estudio de la marcha se obtuvieron las siguientes fuerzas normalizadas con el peso y expresadas en porcentaje del peso, pico fuerza vertical del apoyo del talón del pie lesionado y del control (%), fuerza vertical del apoyo monopodal del pie lesionado y del control (%), pico fuerza vertical del despegue de los dedos del suelo del pie lesionado y del control (%), pico de fuerza vertical anterior y pico de fuerza vertical posterior, tanto del pie lesionado y del control (%). También calculamos la relación de las fuerzas obtenidas entre el pie lesionado y el control (%).

Salto con apoyo monopodal (fig. 2), los pacientes efectuaron dos recorridos, uno sobre la pierna lesionada y otro sobre la pierna control. Cada ensayo se realizó sobre una pierna apoyando sobre las dos plataformas de fuerza. Es la única prueba en la que no se pudieron obtener los valores del apoyo derecho e izquierdo simultáneamente. Dado que el primer apoyo era inseguro, medimos únicamente los tiem-

pos del salto entre el primer y segundo apoyo y los datos del segundo apoyo. Obtuvimos los siguientes parámetros tiempo de salto del pie lesionado y del control (segundos), tiempo de apoyo del pie lesionado y del control (segundos) y la fuerza vertical máxima apoyo del pie lesionado y del control, normalizados con el peso de cada paciente y expresado en porcentaje.

El pateo o "sprint" sobre plataformas (fig. 3). Colocado sobre las plataformas, el paciente pateaba con la mayor intensidad, durante 5 segundos, midiendo la fuerza y el número de pateos que hace en ese tiempo y recogimos los datos del tercer pateo, normalizando las fuerzas con el peso del paciente. Obtuvimos los siguientes parámetros, la fuerza vertical máxima del pie lesionado y del control (%) y el tiempo apoyo del pateo del pie lesionado y del control (segundos). Además, calculamos la relación entre las fuerzas verticales máximas del pie lesionado y del control y la

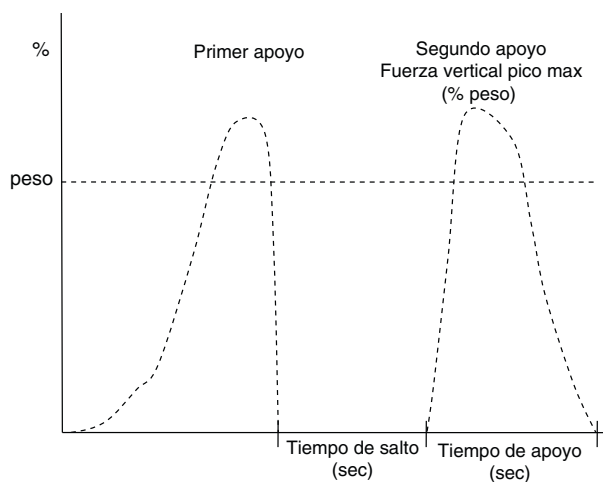


Figura 2 Cinética del apoyo monopodal, señalando los parámetros analizados.

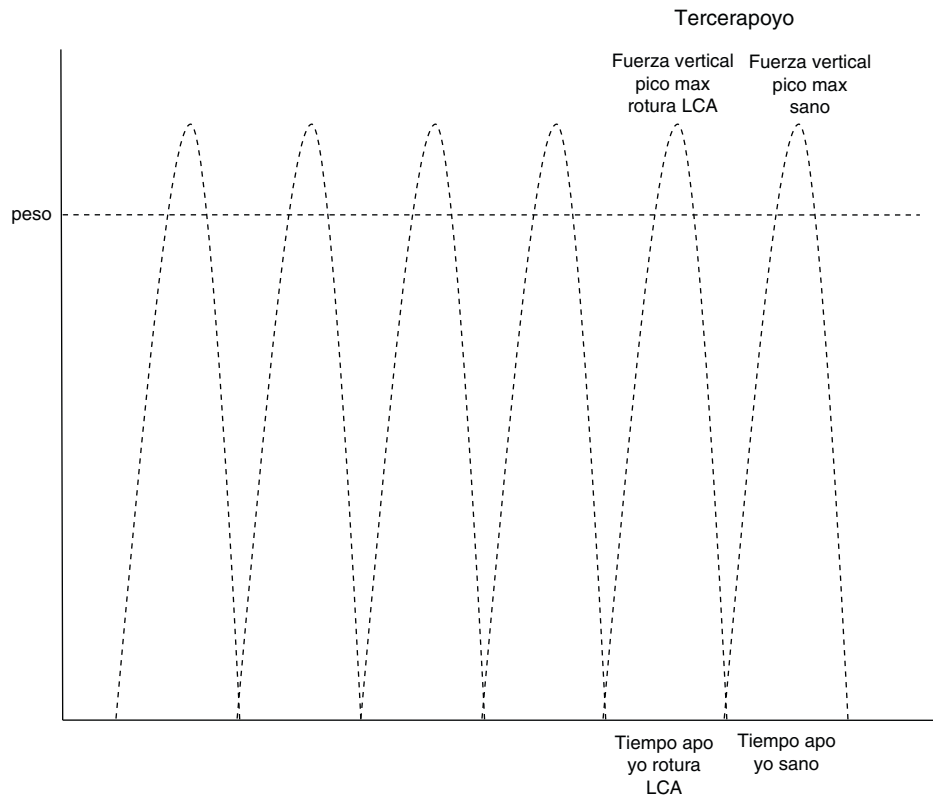


Figura 3 Cinética del pateo o "sprint". Estudiamos el pico máximo de la fuerza vertical y el tiempo de apoyo durante el tercer pateo, tanto en el pie sano como en el correspondiente a la rotura del LCA.

relación de los tiempos de apoyo del pie lesionado y del control.

Salto vertical máximo con impulso y caída (fig. 4). El paciente colocó cada uno de sus pies sobre una plataforma. Saltando hacia arriba tomando impulso ayudado con las extremidades superiores y cayendo con un pie en cada una

de las plataformas. Así, calculamos la fuerza de impulso y de caída y el tiempo de salto. Los parámetros analizados fueron la fuerza vertical máxima de impulso del pie lesionado y del control (%), la fuerza vertical máxima de caída del pie lesionado y del control, normalizados con el peso del paciente y expresado en porcentaje, el tiempo de salto del

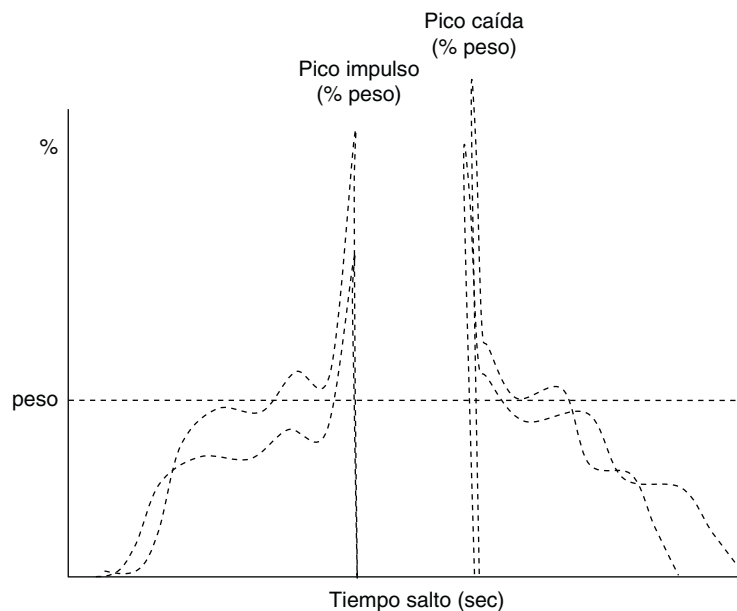


Figura 4 Cinética del salto vertical de ambos pies, especificando los parámetros analizados.

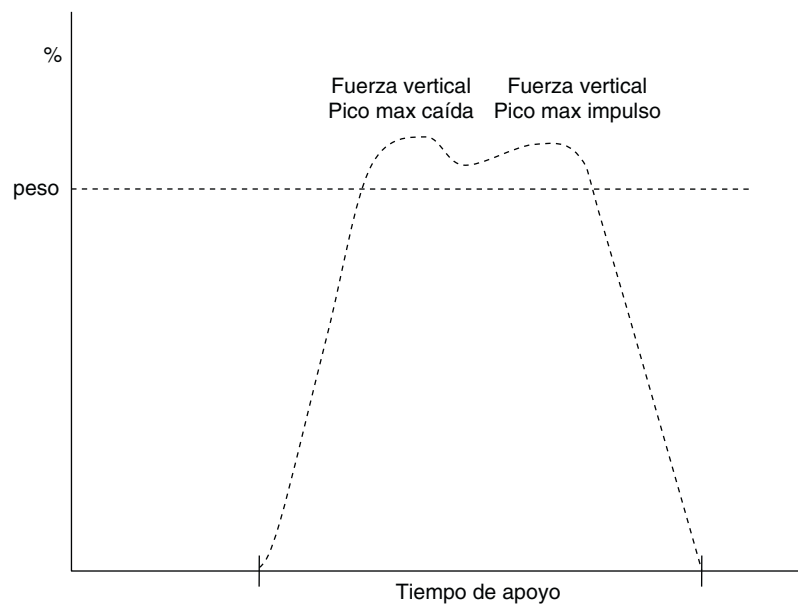


Figura 5 Cinética del salto desde una altura y salto a otra altura situada por delante, señalando los parámetros analizados para el pie lesionado y el control.

pie lesionado y del control (segundos). Calculamos el índice entre el tiempo de salto del pie lesionado y del control.

Salto con caída e impulso o prueba del cajón (fig. 5). Los pacientes efectuaron un salto, cayendo desde una altura de 30 cm, con cada pie sobre una plataforma de fuerza, y volviendo a saltar, sin detenerse, con un impulso, a otro cajón de 30 cm de altura que se encontraba enfrente. Los parámetros medidos fueron fuerza vertical máxima de caída del pie lesionado y del control, normalizados con el peso del paciente y fuerza vertical máxima de impulso del pie lesionado y del control expresados en porcentaje, tiempo de apoyo del pie lesionado y del control (segundos). Se calculó la relación de la fuerza vertical de caída entre el pie lesionado y el control, la relación de la fuerza vertical de impulso entre el pie lesionado y el pie control y la relación del tiempo de apoyo entre el pie lesionado y el pie control.

Pruebas estadísticas utilizadas

Los datos obtenidos en cada prueba y en cada paciente se exportaron a una base de datos (Excel, Microsoft Office 2008) donde fueron analizados y filtrados, eliminando los tiempos sin apoyo. Revisando las tablas se obtuvieron los datos de nuestro interés que fueron, a su vez, introduci-

dos en otra tabla donde figuraban todos los pacientes para obtener los cálculos señalados. Se efectuaron las comparaciones entre el lado lesionado y el control con la prueba de Wilcoxon para muestras no paramétricas.

Resultados

El estudio comparativo de la marcha mostró un tiempo total de apoyo de ambos pies de $1,53 s \pm 0,03$ segundos; el apoyo del pie lesionado fue de $0,85 s \pm 0,02$ segundos y el del pie control de $0,87 \pm 0,04$ segundos. El tiempo de doble apoyo fue de $0,18 s \pm 0,07$ segundos. Las fuerzas verticales de apoyo del talón ($p \leq 0,001$), de apoyo monopodal ($p \leq 0,002$) de despegue de los dedos ($p \leq 0,001$) y anterior máxima ($p \leq 0,01$) disminuyeron en la pierna lesionada de forma significativa. Es decir, las fuerzas de apoyo fueron ligeramente inferiores, el 96%, en el pierna operada que en la control (tabla 1).

Analizando los parámetros cinéticos del "sprint" también observamos una disminución de la fuerza vertical de apoyo sin mostrar cambios en el tiempo de apoyo (tabla 2).

Los saltos presentaron mayores diferencias y así el salto con apoyo monopodal presentó menores fuerzas y un mayor tiempo de apoyo en la pierna lesionada. Además, el tiempo

Tabla 1 Parámetros cinéticos de la marcha

	LCA	Pie control	p
Tiempo de apoyo (%)	55,72 ± 0,45	55,85 ± 0,39	—
Cambio dirección ántero – posterior (%)	55,42 ± 2,2	50,33 ± 2,09	0,003
Fuerza vertical talón/peso (%)	95,51 ± 1,01	99,81 ± 1,58	0,001
Fuerza vertical apoyo monopodal (%)	82,17 ± 1,3	80,15 ± 1,28	0,002
Fuerza vertical impulso (%)	96,93 ± 1,57	100,39 ± 1,58	0,001
Fuerza anterior máxima (%)	12,39 ± 4,25	14,36 ± 4,25	0,01
Fuerza posterior máxima (%)	16,95 ± 0,63	17,71 ± 0,52	—

Tabla 2 Parámetros cinéticos obtenidos con el "sprint" o pateo

	LCA	Control
Fuerza vertical (N)	1502,38 ± 46,72	1.557,50 ± 49,58
Tiempo apoyo (s)	0,24 ± 0,02	0,24 ± 0,02
Fuerza vertical/peso (%)	178,95 ± 5,77	185,34 ± 5,9

N = Newton; s = segundos.

de salto fue la mitad en la pierna con rotura de LCA que en la pierna control ($p \leq 0,044$) mientras que, por el contrario, aumentó la relación del tiempo de apoyo (120%) entre las dos piernas ($p \leq 0,000$) (tabla 3).

En el salto vertical con impulso de las extremidades superiores disminuyó la fuerza vertical de impulso ($p \leq 0,000$) sin observar cambios en la fuerza de caída entre las dos piernas, disminuyendo ligeramente el tiempo de apoyo. No observamos ninguna diferencia en el tiempo de salto entre ambas extremidades (tabla 4).

En el salto del cajón disminuyeron tanto las fuerzas verticales de caída ($p \leq 0,003$) como de impulso ($p \leq 0,001$) sin afectar el tiempo de apoyo (tabla 5).

Discusión

Conocer la traslación pasiva tibio – femoral es uno de los requisitos de valoración clínica en los pacientes intervenidos del LCA. Por eso no es de extrañar, que se haya diseñado un número de instrumentos para medirla. Aunque esta valoración se sigue efectuando de forma subjetiva. Noyes et al⁵ introdujeron el test del salto monopodal y en los 80 aparecieron los primeros instrumentos capaces de valorar el desplazamiento tibio – femoral y de alguna manera valorar la inestabilidad articular. Así con el KT-1000[®] o KT-2000[®] (MEDmetric Corp, San Diego, Ca EE. UU.), el Genucom Knee Analysis System[®] (FARO Medical Tech Inc, Montreal, Canada), el Stryker Knee Laxity Tester[®] (Stryker, Kalamazoo, Mi, EE. UU.), el UCLA – Instrumented Clinical Testing Apparatus[®] (University California – Los Angeles, EE. UU.), el Acufex Knee Signature System (KSS)[®] (Acufex Microsurgical, Norwood, Ma, EE. UU.) y su evolución CA-4000 Electrogoniometer[®] (OSI Inc, Hayward, Ca, EE. UU.), el Dyonics Dynamic Cruciate Tester (DCT)[®] (Dyonics, Andover, Ma, EE. UU.), el Vermont Knee Laxity Device (VKLD)[®] (University of Vermont, Burlington, EE. UU.), el Rolimeter[®] (Aircast Europa, Neubeuern, Alemania) o el sistema de radiografía funcional TELOS[®] (Telos GmbH, Laubscher, Hölstein, Suiza) son sistemas sencillos o más complicados que miden en una

Tabla 3 Parámetros cinéticos obtenidos con el salto monopodal

	LCA	Control	p
Tiempo salto (s)	0,18 ± 0,11	0,18 ± 0,09	–
Fuerzas verticales de apoyo (N)	1881,43 ± 478,46	2045 ± 374,88	–
Tiempos de apoyo (s)	0,44 ± 0,19	0,38 ± 0,14	–
Fuerzas verticales/peso (%)	228,40 ± 66,94	245,75 ± 45,11	–
Tiempo apoyo/tiempo salto	0,56 ± 0,9	0,54 ± 0,4	0,044
Tiempo salto pie lesionado/tiempo salto pie control (%)	51,44 ± 26,71	–	–
Tiempo apoyo pie lesionado/tiempo apoyo control (%)	119,41 ± 44,91	–	0,000

N = Newton; s = segundos.

Tabla 4 Parámetros cinéticos del salto vertical con impulso de extremidades superiores

	LCA	Control	p
Fuerza vertical impulso (N)	947,30 ± 166,59	1.155,42 ± 339,65	0,000
Tiempo apoyo (s)	0,42 ± 0,11	0,41 ± 0,11	–
Fuerza vertical de caída (N)	1.949,35 ± 670,99	1.950,5 ± 464,00	–
Fuerza vertical impulso/peso (%)	113,45 ± 25,8	136,6 ± 36,37	0,000
Fuerza vertical caída/peso (%)	233,5 ± 88,98	234,07 ± 67,6	–
Fuerza vertical impulso/F. vertical caída (%)	59,93 ± 48,36	64,09 ± 30,69	0,035

N = Newton; S = segundos.

Tabla 5 Parámetros cinéticos obtenidos con el salto de caída e impulso

	LCA	Control	p
Fuerza vertical caída (N)	1.336 ± 46,41	1.554 ± 55,90	–
Fuerzas verticales de impulso (N)	1.015,12 ± 41,32	1.233,46 ± 42,38	–
Tiempos de apoyo de cada pie (s)	0,63 ± 0,06	0,62 ± 0,05	–
Relación fuerza caída/peso (%)	160,1 ± 6,31	184,66 ± 6,50	0,003
Relación fuerza impulso/peso (%)	121,46 ± 5,36	146,61 ± 5,14	0,001

dirección o en varias el grado de inestabilidad articular y que según Pugh et al¹⁴ el KT-1000® y el Rolimeter® ofrecen las mejores garantías para medir la laxitud anterior aunque el Rolimeter® es más fácil de integrar en la clínica. Estos autores recomiendan las radiografías funcionales TELOS® la mejor forma de medir la laxitud posterior.

Sin embargo, también se han publicado numerosos estudios para conocer la biomecánica del movimiento en pacientes con rotura del LCA. La mayoría de los estudios hacen referencia a la cinemática para valorar los ángulos de movimiento, observando diferencias en la marcha, la carrera o al subir y bajar escaleras en rodillas con rotura o intervenidas del LCA¹⁵⁻¹⁷. Estas diferencias son atribuidas a la eliminación de las sollicitaciones de cizallamiento anteriores sobre la tibia. Se ha visto una reducción de la flexión en pacientes con rotura de LCA^{18,19}, pero también se han demostrado en otras patologías como la gonartrosis^{20,21}, la prótesis total de rodilla²² o la menisectomía parcial artroscópica²³. El plano sagital siempre se ha visto que está más afectado que el plano frontal.

DeVita et al¹⁸ demostraron que los pacientes con reconstrucción del LCA recobraban su movilidad normal a los 6 meses de la cirugía aunque los momentos de flexión permanecían disminuidos significativamente durante mucho más tiempo.

Muchos de los estudios cinemáticos de la marcha se basan en la atrofia del músculo cuádriceps y la mejoría de la fuerza de contracción del músculo cuádriceps se ha correlacionado con una buena evolución después de la reconstrucción del LCA²⁴. Así, cuando la rodilla está casi en extensión, durante la fase de apoyo²⁵, la contracción del músculo cuádriceps produce una fuerza de desplazamiento anterior de la tibia²⁶. Por lo que la reducción de la contracción del músculo cuádriceps reduce la translación tibial anterior y previene la sensación de inestabilidad articular²⁷. Por eso, la atrofia muscular del músculo cuádriceps que aparece tras la rotura del LCA^{2,15,25,27} se ha entendido como un mecanismo de protección subconsciente para evitar un excesivo desplazamiento hacia delante de la tibia en una rodilla sin LCA durante la marcha^{15,27,28}. Aunque Ferber et al²⁹, en diez roturas crónicas del LCA, señalaron que la falta de fuerza del músculo cuádriceps no es tan frecuente como se señala en la literatura.

También se han demostrado alteraciones cinemáticas después de la reparación del LCA^{26,30-34} y Mikkelsen et al³⁵ demostraron que los sujetos con un buen músculo cuádriceps después de la reconstrucción del LCA son capaces de volver a realizar las mismas actividades que antes de la lesión.

Torry et al²⁵ encontraron dos patrones de marcha diferentes en pacientes con una rotura del LCA. Unos realizan la llamada "estrategia de la cadera", aumentando la extensión de la cadera y disminuyendo la extensión de la rodilla para mantener una cinemática normal de la rodilla y otros emplean la denominada "estrategia de la rodilla", realizando una marcha con la rodilla en flexión.

También se ha establecido que la toma de injertos de la pata de ganso tiene una acción residual en la cinemática articular³⁶⁻³⁹ y disminuye la fuerza muscular en la flexión y debilita la rotación interna. Beard et al³¹, en pacientes intervenidos dos años antes, vieron que andaban con un mayor ángulo de flexión de la rodilla y presentaban mayor actividad de los isquio-tibiales durante la fase de apoyo

monopodal mientras que la duración de la actividad del músculo cuádriceps era similar al grupo control.

Tampoco está claro el tiempo requerido después de una cirugía para volver a la normalidad. Andriacchi et al¹⁵ vieron que los pacientes con una lesión crónica del LCA, algunos muchos años después de la lesión, no mostraron diferencias en la cinética y cinemática de la marcha con sujetos control, aunque presentaban diferencias en la actividad muscular. Por su parte, Wexler et al³⁹ encontraron 7 años y medio después de la lesión que los sujetos con un LCA deficiente caminan con un ángulo mayor de extensión de la rodilla durante la fase final del período de apoyo pues precisa menor actividad del músculo cuádriceps y reduce la translación de la tibia hacia delante. Sin embargo, hay otros estudios que no han obtenido este tipo de resultados.

Los estudios cinéticos, como el realizado en este estudio son menos frecuentes. Lindström et al⁴⁰ encontraron que en pacientes con una cronicidad superior a 20 meses en su lesión del LCA, tenían una reducción de los dos picos de apoyo del paso, acompañado por un aumento de las fuerzas laterales y de las fuerzas anteriores, resultados con los que coinciden diversas publicaciones^{19,25,40-42}. Por el contrario, Rudolph et al¹⁹ sostienen, en pacientes cooperadores, que una lesión crónica del LCA no produce una alteración biomecánica de la marcha y requieren pruebas muy demandantes para encontrar alteraciones biomecánicas. Por eso, además del estudio de la marcha, hemos analizado otras pruebas sencillas, fáciles de realizar y de repetir, para establecer aquellas que producen modificaciones con la rotura del LCA, comparando siempre con el lado contralateral no lesionado. Comparar los parámetros entre ambas extremidades nos parece más correcto que hacerlo con un grupo control que, en estos casos, suele mostrar diferencias mucho mayores. Si bien se ha señalado que, en algunos movimientos, el pie control se adaptaba a las condiciones de la extremidad lesionada⁴³.

En nuestro estudio el análisis cinético de la marcha ha mostrado diferencias en las fuerzas verticales de reacción con el suelo del apoyo de talón y del despegue de los dedos y, especialmente, en el cambio de la dirección de las fuerzas anteriores a posteriores, el instante cuando el pie termina el apoyo monopodal y comienza el despegue de los dedos. También disminuyen las fuerzas verticales en el "sprint", si bien esta prueba se deja a decisión del propio paciente y hay una gran variabilidad de unos pacientes a otros, dependiendo de su técnica y preparación física.

En las actividades como el salto y los aterrizajes las fuerzas son aplicadas sobre el pie para desacelerar el centro de gravedad en una distancia muy pequeña⁴⁴ y la rodilla tiene una función más demandante que durante la marcha.

Los estudios que analizan los saltos tienen una gran variabilidad entre los sujetos pues cada uno tiene su estilo o técnica propia y la mayoría de los estudios publicados analizan diferencias con la edad, el sexo o para valorar el estado físico de los atletas. Ford et al⁴⁵ hicieron un análisis cinético y cinemático del salto vertical en atletas jóvenes, fijándose en el impacto de la caída como un factor repetible y fiable para detectar el factor de riesgo de lesiones ligamentosas. Sin embargo, en los saltos hay que tener en cuenta la técnica y estado físico del paciente, por eso siempre se deben comparar los dos lados, el lesionado y el sano entre sí. Padua et al⁴⁶ efectuaron un estudio de salto e impulso,

donde los pacientes saltan desde una altura pero al caer vuelven a saltar hacia arriba. Una prueba parecida a nuestro salto desde un cajón. Estudiaron 2.691 individuos recogiendo datos cinemáticos y cinéticos. Los sujetos con una puntuación baja, debido a una técnica pobre, obtuvieron resultados muy distintos de aquellos que tenían una técnica adecuada y las mujeres tenían peores resultados que los hombres.

Las pruebas de los saltos en nuestro estudio han mostrado diferencias significativas en muchos de sus parámetros viendo que disminuyen las fuerzas del lado lesionado en todos ellos de forma significativa sin variar los tiempos. El salto desde un cajón con impulso para saltar a otro situado enfrente ha mostrado diferencias en las fuerzas verticales de caída y de impulso, sin presentar diferencias en los tiempos de apoyo. También el salto con impulso vertical ha encontrado diferencias en la fuerza de impulso del pie del lado lesionado con el lado control, pero no en la caída.

El salto monopodal según las recomendaciones del *International Knee Documentation Committee* (IKDC) es una prueba funcional dinámica de coactivación muscular⁴⁷ y se ha demostrado una relación con la fuerza muscular de la extremidad inferior en pacientes con el LCA reconstruido⁴⁷⁻⁴⁹. Esta prueba tiene una relación muy directa con el LCA⁵⁰ pues el test de salto monopodal se puede realizar sin equipos costosos, mantiene relación con las pruebas de los isocinéticos e informa sobre la estabilidad de la rodilla con la actividad. Sin embargo, Sekiya et al⁴⁷ no encontraron una relación entre el salto monopodal y la laxitud anterior residual de la rodilla reconstruida pues los músculos extensores y flexores de la rodilla compensan la laxitud anterior durante este tipo de salto. En nuestro estudio, a pesar de no encontrar diferencias en el tiempo del salto, obtuvimos una disminución de las fuerzas verticales de apoyo y un aumento de los tiempos de apoyo. Si bien, se ha visto que en el salto monopodal, pacientes con lesión del LCA crónica tienen el mismo o mejor desarrollo funcional que controles sin lesiones⁵¹.

El salto vertical es una de las pruebas más explosivas por ser de duración corta y precisar de alta intensidad relacionada con el pico de potencia⁵². Paterno et al⁵³ vieron que el salto vertical con impulso y caída sobre dos plataformas de fuerza, en mujeres jóvenes y deportistas con lesión del LCA, mostraba diferencias biomecánicas entre las dos extremidades y que persistían dos años después de la cirugía, tanto en el impulso del salto como en el aterrizaje. En nuestro estudio hemos visto que la fuerza de impulso es mayor en el lado sano mientras que no vimos diferencias en las fuerzas de reacción del aterrizaje.

La fuerza de reacción con el suelo es un factor de riesgo para la lesión de las extremidades inferiores⁵⁴ y hay que tener en cuenta que al elevar la altura de la caída aumenta el pico de fuerzas de reacción con el suelo y esto agrava el riesgo de lesiones. Sin embargo, un protocolo basado en diferentes tipos de saltos permiten valorar a los pacientes antes de la cirugía y controlar su evolución posterior para permitir su integración en la vida laboral y deportiva. Estas pruebas son objetivas y reales y preferibles a la utilización de equipos que valoran la translación anterior o de rotación pasivas de la rodilla. Se deben estudiar las diferencias entre ambos sexos, la relación con la edad, tanto en personas sanas como con rotura del LCA, así como determinar

el tiempo de evolución después de la cirugía necesario para alcanzar la normalidad, antes de introducirlos en la clínica.

Financiación

Proyecto subvencionado por Fundación SECOT.

Nivel de evidencia

Estudio prospectivo comparativo. Nivel de evidencia II.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

- Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg.* 1991;4:43-8.
- Noyes FR, Butler DL, Paulos LE, Grood ES. Intra-articular cruciate reconstructions. 1. Perspectives on graft strength, vascularization and immediate motion after replacement. *Clin Orthop Rel Res.* 1983;172:71-6.
- Marx RB, Jones EC, Angel M, Wickiewicz TL, Warren RF. Beliefs and attitudes of members of the American Academy of Orthopedic Surgeons regarding the treatment of anterior cruciate ligament injury. *Arthroscopy.* 2003;19:762-70.
- Odensten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg (Am).* 1985;67-A:257-62.
- Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Rel Res.* 1975;106:216-31.
- Norwood LA, Cross MM. Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. *Am J Sports Med.* 1979;7:23-6.
- Amis AA, Dawkins PC. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament: fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg (Br).* 1991;73-B:260-7.
- Maestro A, Álvarez A, del Valle M, Rodríguez L, García P, Fernández Lombardía J. La reconstrucción anatómica bifascicular del LCA con único túnel tibial. *Cuadernos Artroscopia.* 2008;15:20-9.
- Christel P, Sahasrabudhe A, Basdekis G. Anatomic double-bundle anterior cruciate ligamento reconstruction with anatomic aimers. *Arthroscopy.* 2008;24:1146-51.
- Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg (Am).* 1984;66-A:344-52.
- Rauch G, Allzeit B, Gotzen L. Biomechanische Untersuchungen zur Zugfestigkeit des vorderen Kreuzbandes unter besonderer Berücksichtigung der Altersabhängigkeit. *Unfallchirurg.* 1988;91:437-43.
- Woo SLY, Vogrin T, Abramowitch S. Healing and repair of ligament injuries in the knee. *J Am Acad Ortho Surg.* 2000;8:364-72.
- Morrison JB. The mechanics of the knee in relation to normal walking. *J Biomech.* 1970;3:51-61.
- Pugh L, Mascarenhas R, Arneja S, Chin PYK, Leith JM. Current concepts in instrumented knee-laxity testing. *Am J Sports Med.* 2009;37:199-210.

15. Andriacchi TP, Dirby CO. Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee. *J Biomech.* 2005;38:293–328.
16. Shiavi R, Limbird T, Frazer M, Stivers K, Strauss A, Abramovitz J. Helical motion analysis of the knee. II Kinematics of uninjured and injured knees during walking and pivoting. *J Biomech.* 1987;20:653–65.
17. Andriacchi TP, Birac D. Functional testing in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Orthop Rel Res.* 1993;288:40–7.
18. DeVita P, Hortobagyi T, Barrier J. Gait biomechanics are not normal after anterior cruciate ligament reconstruction and accelerated rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30:1481–8.
19. Rudolph K, Axe M, Buchanan T, Scholz J, Snyder-Mackler L. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001;9:62–71.
20. Kaufman K, Hughes C, Morrey B, Morrey M, An K. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech.* 2001;34:907–15.
21. Hurwitz D, Ryals A, Block J, Sharma L, Schnitzer T, Andriacchi T. Knee pain and joint loading in subjects with osteoarthritis of the knee. *J Orthop Res.* 2000;18:572–9.
22. Smith A, Lloyd D, Wood D. A kinematic and kinetic analysis of walking after total knee arthroplasty with and without patellar resurfacing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21:379–86.
23. Durand A, Richards C, Malouin F, Bravo G. Motor recovery after arthroscopic partial meniscectomy. Analyses of gait and the ascent and descent of stairs. *J Bone Joint Surg (Am).* 1993;75-A:202–14.
24. Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31:210–5.
25. Torry MR, Decker MJ, Ellis HB, Shelburne KB, Sterett WI, Steadman JR. Mechanisms of compensating for anterior cruciate ligament deficiency during gait. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36:1403–12.
26. Beynon B, Howe J, Pope M, Johnson R, Fleming B. The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop.* 1992;16:1–12.
27. Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Am).* 1990;72-A:871–7.
28. Timoney JM, Inman WS, Quesada PM, Sharkey PF, Barrack RL, Skinner HB, et al. Return of normal gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1993;21:887–9.
29. Ferber R, Osternig LR, Woollacott MH, Wasielewski NJ, Lee JH. Gait perturbation response response in anterior cruciate ligament deficiency and surgery. *Clin Biomech (Bristol Avon).* 2003;18:132–41.
30. Aune AK, Holm I, Risberg MA, Jensen HK, Steen H. Four-strand hamstring tendon autograft compared with patellar tendon-bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. A randomized study with two-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2001;29:722–8.
31. Beard D, Anderson J, Davies S, Price A, Dodd C. Hamstrings vs patella tendon for anterior cruciate ligament reconstruction: a randomised controlled trial. *Knee.* 2001;8:45–50.
32. Ejerhed L, Kartus J, Sernert N, Köhler K, Karlsson J. Patellar tendon or semitendinous tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction? *Am J Sports Med.* 2003;31:19–25.
33. Feller J, Webster K, Gavin B. Early post-operative morbidity following anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon versus hamstring graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001;9:260–6.
34. Hiemstra LA, Weber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ. Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;1472–9.
35. Mikkelsen C, Werner S, Eriksson E. Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow-up study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000;8:337–42.
36. Makihara Y, Nishino A, Fukubayashi T, Kanamori A. Decrease of knee flexion torque in patients with ACL reconstruction: combined analysis of the architecture and function of the knee flexor muscles. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14:310–7.
37. Nakamura N, Horibe S, Sasaki S, Kitaguchi T, Tagami M, Mitsuoka T, et al. Evaluation of active knee flexion and hamstring strength after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons. *Arthroscopy.* 2002;18:598–602.
38. Tashiro T, Kurosawa H, Kawakami A, Hikita A, Fukui N. Influence of medial hamstring tendon harvest on knee flexor strength after anterior cruciate ligament reconstruction: a detailed evaluation with comparison of single- and double-tendon harvest. *Am J Sports Med.* 2003;31:522–9.
39. Wexler G, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA, Andriacchi TP, Bach BR. Functional gait adaptations in individuals with anterior cruciate ligament deficiency over time. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;348:166–75.
40. Lindström M, Felländer-Tsai L, Wredmark T, Henriksson M. Adaptations of gait and muscle activation in chronic ACL deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18:106–14.
41. Bulgheroni P, Bulgheroni MV, Andriani L, Guffanti P, Giughello A. Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997;5:14–21.
42. Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000;8:262–9.
43. Edixhoven P, Huiskes R, de Graaf R. Anteroposterior drawer measurements in the knee using an instrumented test device. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;247:232–42.
44. Yeadon MR, King MA, Forrester SE, Caldwell GE, Pain MTG. The need for muscle co-contraction prior to a landing. *J Biomech.* 2010;43:364–9.
45. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39:2021–8.
46. Padua DA, Marshall SW, Boling MC, Thigpen CA, Garrett WE, Beutler AI. The landing error scoring system (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics. The JUMP-ACL study. *Am J Sports Med.* 2009;37:1996–2002.
47. Sekiya I, Muneta T, Ogiuchi T. Significance of the single-legged hop test to the anterior cruciate ligament-reconstructed knee in relation to muscle strength and anterior laxity. *Am J Sports Med.* 1998;26:384–8.
48. Sachs RA, Daniel DM, Stone ML, Garfein RF. Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1989;7:760–5.
49. Wilk KE, Romaniello WT, Soscia SM, Arrigo CA, Andrews JR. The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing and functional testing in the ACL-reconstructed knee. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;20:60–73.
50. Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *J Biomechanics.* 2007;40:1145–52.
51. Ageberg E, Friden T. Normalized motor function but impaired sensory function after unilateral non-reconstructed ACL injury:

- patients compared with uninjured controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16:449–56.
52. Samozino P, Morin J-B, Hintzy F, Belli A. A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *J Biomech.* 2008;41:2940–5.
53. Paterno MV, Fprd 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.
54. Frobell RB, Roos HP, Roos EM, Hellio Le Graverand MP, Buck R, et al. The acutely ACL injured knee assessed by MRI: are large volume traumatic bone marrow lesions a sign of severe compression injury? *Osteoarthritis Cartilage.* 2008;16: 829–36.