



UNIVERSITAT DE VALÈNCIA
PROGRAMA DE DOCTORADO EN FISIOLÒGIA

DEPARTAMENT DE FISIOLÒGIA
FACULTAT DE MEDICINA

TESIS DOCTORAL

**VALORACIÓN FUNCIONAL DE PACIENTES INTERVENIDOS DE
LIGAMENTOPLASTIA DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR
CON LA TÉCNICA DE DOBLE FASCÍCULO *VERSUS* TÉCNICA
MONOFASCÍCULO**

Presentada por:

D. Eduardo Javier Sánchez Alepuz

Directores: Dr. Ignacio Miranda Gómez

Dr. Francisco Javier Miranda Alonso

Valencia, julio de 2018

D. **IGNACIO MIRANDA GÓMEZ**, Médico adjunto especialista de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital IMED de Valencia y Doctor por la Universitat de València, y D. **FRANCISCO JAVIER MIRANDA ALONSO**, Catedrático de Fisiología de la Universitat de València,

CERTIFICAN:

Que la presente memoria, titulada “**VALORACIÓN FUNCIONAL DE PACIENTES INTERVENIDOS DE LIGAMENTOPLASTIA DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR CON LA TÉCNICA DE DOBLE FASCÍCULO VERSUS TÉCNICA MONOFASCÍCULO**”, corresponde al trabajo realizado bajo su dirección por D. **EDUARDO JAVIER SÁNCHEZ ALEPUZ**, para su presentación como Tesis Doctoral en el Programa de Doctorado en Fisiología de la Universitat de València.

Y para que conste, firman el presente certificado en Valencia, a 17 de julio de 2018

Dr. Ignacio Miranda

Dr. Francisco J. Miranda

AGRADECIMIENTOS

A mis directores de tesis, los Drs. Ignacio Miranda Gómez y Francisco Javier Miranda Alonso, por su magnífico trabajo en la dirección de esta tesis, no solo en el estímulo para escribirla, sino en el excelente trabajo y ayuda en la estructuración, interpretación y redacción de la misma. Sin vuestra ayuda nunca la hubiera acabado. Gracias infinitas.

A Unión de Mutuas y en especial a su Director Gerente, D. Juan Enrique Blasco Sánchez, por facilitarme todos los medios materiales y humanos para la realización de la tesis.

A los Drs. José María Baydal Bertomeu, José David Garrido Jaén y Carlos Soler García del Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), por el diseño del modelo de valoración funcional y del software para el análisis e interpretación de los datos.

A la Dra. Marisa Antolí Beltrán, médico de valoración funcional de Unión de Mutuas y a D. Santiago Caudet Cebrián, fisioterapeuta de Unión de Mutuas Villarreal, por su excelente trabajo en la recogida de datos de los pacientes del estudio y a todo el personal de Unión de Mutuas que directa o indirectamente han participado en alguna tarea de esta tesis (administrativos, fisioterapeutas, enfermeros, instrumentistas, médicos rehabilitadores, cirujanos ortopédas y traumatólogos...). Gracias a todos.

Al Prof. Dr. Fernando López Prats, por los ánimos que me infundía cada vez que me veía para que escribiera la tesis.

Al Prof. Dr. Diego Robles Marín, mi primer maestro, que cuando yo era estudiante de medicina me inculcó el valor de la investigación y el respeto a los pacientes.

Al Dr. Rafael Vilar de la Peña, *maestro y amigo*, gracias por ser como eres, por el respeto que me has tenido desde que era residente y por enseñarme tanto en lo profesional como en lo personal.

A Mari Blanch, siempre amable y atenta, que me ha facilitado todos los trámites administrativos.

A mis hermanos (Rosario, Ramón, Narciso y Ventura), por su confianza y apoyo incondicional.

A **Mary y Guille**, por todo su apoyo, confianza, paciencia y cariño. Paciencia mucha.

Gracias y os quiero.

A Ramón y Carmen (mis padres) de donde aprendí el significado de esfuerzo y constancia.

RESUMEN

La rotura del LCA es una lesión muy frecuente, que afecta predominantemente a sujetos jóvenes y con un grado de actividad elevado, con lo que resulta irrenunciable conseguir una recuperación funcional óptima con el tratamiento, generalmente quirúrgico. El objetivo de la presente Tesis doctoral fue evaluar, mediante un análisis biomecánico, la alteración funcional de la marcha y del equilibrio de pacientes con rotura del LCA y la recuperación funcional tras la intervención quirúrgica de la lesión, realizada con dos técnicas distintas: ligamentoplastia mediante la técnica del monofascículo o mediante la técnica del doble fascículo. El presente estudio se ha realizado en 64 sujetos, 27 sujetos sanos y 37 pacientes con lesión de LCA. A todos los sujetos se les realizó un análisis biomecánico de la marcha mediante cuatro pruebas: 1) prueba cinemática de la marcha, para caracterizar el patrón de marcha; 2) prueba de análisis cinético de la marcha, para analizar las características de las fuerzas ejercidas contra el suelo, la duración de las pisadas, la simetría entre ambas extremidades y la repetitividad del gesto analizado; 3) prueba de la marcha con pivot, para valorar la estabilidad rotacional de la rodilla alrededor del eje sagital; y 4) prueba de equilibrio. Nuestros resultados indican que la rotura del LCA produjo alteración del patrón de marcha, alteración de las fuerzas ejercidas contra el suelo, la duración de las pisadas, la simetría entre ambas extremidades y la repetitividad del gesto durante la marcha, alteración de la estabilidad rotacional de la rodilla en el eje sagital y alteración del equilibrio con apoyo bipodal. Además, las dos técnicas quirúrgicas ofrecieron resultados similares respecto del patrón de marcha, las fuerzas ejercidas contra el suelo, la duración de las pisadas, la simetría entre ambas extremidades y la repetitividad del gesto durante la marcha, y el equilibrio con apoyo bipodal, de forma que ninguna de las dos técnicas es superior a la otra para este patrón. En los sujetos incluidos en este estudio, y con el test biomecánico utilizado, la ligamentoplastia con la técnica del doble fascículo dejó, sorprendentemente, peor

estabilidad rotacional de la rodilla a los 12 meses que la técnica del monofascículo. Por todo ello, nuestros resultados sugieren que la rotura del LCA produce alteraciones funcionales de la marcha y del equilibrio, y el tratamiento quirúrgico de ligamentoplastia mediante la técnica del monofascículo o mediante la técnica del doble fascículo mejora dichas alteraciones, aunque existen pequeñas diferencias en esa mejora en función de la técnica quirúrgica utilizada.

SUMMARY

Anterior cruciate ligament (ACL) injury is frequent and it predominantly affects to young active people, therefore it is important to achieve a complete functional normalization after surgical reconstruction. The objective of the present Doctoral Thesis was to evaluate, by means of biomechanical analysis, the functional alterations of the gait and the equilibrium of patients with ACL injury and the functional restoration after surgical reconstruction with two techniques: single-bundle or double-bundle reconstruction of ACL. Sixty four people, twenty seven health subjects and thirty seven patients with ACL injury, were recruited for the study. Gait biomechanical analysis in all individuals were performed by means of four test: 1) kinematic test, to characterize gait patron; 2) kinetic test, to characterize forces against floor, duration of treads, symmetry of both legs, and the reproducibility of the gait; 3) pivot-shift test, to analyze the rotational stability of the knee in the sagittal axis; and 4) equilibrium test. Our results show that ACL injury induced changes in gait patron, changes in the forces against floor, duration of treads, symmetry of both legs, and the reproducibility of the gait, changes in rotational stability of the knee in the sagittal axis and changes in bipedal standing equilibrium. The two surgical techniques had similar results with respect to gait patron, changes in the forces against floor, duration of treads, symmetry of both legs, and the reproducibility of the gait, and changes in bipedal standing equilibrium, with no one

being superior to the other one. Surprisingly, at 12-months after surgery, double-bundle technique resulted in a worst rotational stability of the knee in the sagittal axis with the pivot-shift test. In conclusion, our results suggest that ACL injury induces functional changes in the gait and the equilibrium, and that surgical reconstruction of ACL by single-bundle or double-bundle technique partially restore these changes, even existing little differences in these effects depending on the technique used.

ABREVIATURAS, ACRÓNIMOS Y SIGLAS

| | |
|------|--------------------------------------|
| A.C. | Antes de Cristo |
| COM | Centro de la masa corporal |
| EEM | Error estándar de la media |
| HTH | Hueso-tendón-hueso |
| IBV | Instituto de Biomecánica de Valencia |
| LCA | Ligamento cruzado anterior |
| LCM | Ligamento colateral medial |
| LCP | Ligamento cruzado posterior |
| RM | Resonancia Magnética |

ÍNDICE

| | |
|--|----|
| INTRODUCCIÓN | 1 |
| 1. ANATOMÍA DE LA RODILLA | 3 |
| 2. ANATOMÍA DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR | 7 |
| 3. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA | 15 |
| 3.1. Fundamentos de anatomía funcional | 17 |
| 3.2. El ciclo de la marcha | 20 |
| 3.3. Cinemática de la marcha | 22 |
| 3.3.1. Movimiento de la pelvis | 24 |
| 3.3.2. Movimiento de la cadera | 25 |
| 3.3.3. Movimiento de la rodilla | 26 |
| 3.3.4. Movimiento del tobillo | 27 |
| 3.3.5. Movimiento del pie | 28 |
| 3.3.6. Movimiento de la cintura escapular | 29 |
| 3.4. Cinética de la marcha | 30 |
| 4. EPIDEMIOLOGÍA DE LA LESIÓN DEL LCA | 32 |
| 5. FISIOPATOLOGÍA DE LA LESIÓN DEL LCA | 32 |
| 6. DIAGNÓSTICO DE LA LESIÓN DEL LCA | 33 |
| 6.1. Test diagnósticos | 34 |
| 6.2. Pruebas de imagen | 37 |
| 7. TRATAMIENTO DE LA LESIÓN DEL LCA | 38 |
| 7.1. Historia del tratamiento de la rotura del LCA | 38 |
| 7.2. Tratamiento actual de la rotura del LCA | 39 |
| 7.3. Número de fascículos | 40 |
| 7.4. Elección del injerto | 41 |
| HIPÓTESIS Y OBJETIVOS | 45 |
| MATERIAL Y MÉTODOS | 49 |
| 1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN | 51 |

| | |
|---|-----|
| 1.1. Criterios de inclusión para individuos sanos | 51 |
| 1.2. Criterios de inclusión para individuos patológicos | 51 |
| 1.3. Criterios para anulación de individuos patológicos | 51 |
| 2. FASES DEL TRABAJO | 52 |
| 3. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA | 53 |
| 3.1. Prueba cinemática de la marcha | 53 |
| 3.2. Prueba de análisis cinético de la marcha | 56 |
| 3.3. Prueba de la marcha con pivot | 61 |
| 3.4. Prueba de equilibrio | 63 |
| 4. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS | 68 |
| 4.1. Ligamentoplastia de LCA mediante técnica monofascículo | 68 |
| 4.2. Ligamentoplastia de LCA mediante técnica de doble fascículo | 76 |
| 5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS | 82 |
| RESULTADOS | 83 |
| 1. DATOS EPIDEMIOLÓGICOS DE LOS SUJETOS ESTUDIADOS | 85 |
| 2. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA EN SUJETOS CON ROTURA LCA | 86 |
| 2.1. Prueba cinemática de la marcha | 86 |
| 2.2. Prueba de análisis cinético de la marcha | 90 |
| 2.3. Prueba de la marcha con pivot | 92 |
| 2.4. Prueba de equilibrio | 101 |
| 3. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA Y EVOLUCIÓN TEMPORAL EN SUJETOS OPERADOS DE ROTURA DE LCA | 104 |
| 3.1. Prueba cinemática de la marcha | 104 |
| 3.2. Análisis cinético de la marcha | 113 |
| 3.3. Prueba de la marcha con pivot | 124 |
| 3.4. Prueba del equilibrio | 135 |
| DISCUSIÓN | 149 |
| 1. CONSIDERACIONES GENERALES | 151 |

| | |
|---|-----|
| 2. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA EN SUJETOS CON ROTURA LCA | 153 |
| 3. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA Y EVOLUCIÓN TEMPORAL EN SUJETOS OPERADOS DE ROTURA DE LCA | 156 |
| 4. CONSIDERACIONES FINALES | 162 |
| CONCLUSIONES | 165 |
| BIBLIOGRAFÍA | 169 |

INTRODUCCIÓN

1. ANATOMÍA DE LA RODILLA

La articulación de la rodilla está formada por 3 estructuras óseas (fémur, tibia y rótula), que conforman 3 compartimentos: medial (fémoro-tibial interno), lateral (fémoro-tibial externo) y fémoro-patelar (Clarke et al., 2007). La articulación de la rodilla es una tróclea, que está formada por dos articulaciones, la fémoro-tibial y la fémoro-patelar (Putz y Pabst, 2000; García-Germán Vázquez et al., 2017). Los parámetros de alineamiento normal de la rodilla son: los cóndilos femorales forman un plano horizontal paralelo al suelo, el plano de los cóndilos femorales forma un ángulo de 5 a 7° de valgo respecto a la diáfisis femoral (eje anatómico), el eje mecánico cadera-rodilla-tobillo (centro de la cabeza femoral-centro de la rodilla-centro de la metáfisis distal de la tibia) es de aproximadamente 1° de varo y la superficie articular de la tibia tiene una caída posterior de aproximadamente 7 a 10° (Fluhme et al., 2007).

La articulación fémoro-patelar o fémoro-rotuliana está formada por la cara anterior del fémur, que forma una superficie cóncava entre los dos cóndilos y que se denomina tróclea femoral y la superficie posterior de la rótula, que tiene una forma convexa. La rótula es un hueso sesamoideo que se sitúa en el interior del tendón del cuádriceps (Fluhme et al., 2007), sobre la tróclea femoral formando el compartimento anterior o fémoro-patelar. La rótula se adapta de forma imperfecta a la superficie femoral y la superficie de contacto de esta articulación se va modificando en la flexo-extensión de rodilla conforme la rótula se desplaza sobre el fémur (Clarke et al., 2007).

La articulación fémoro-tibial está formada por las superficies articulares del fémur distal y de la tibia proximal. La superficie articular del fémur está formada por dos superficies convexas, el cóndilo medial y el cóndilo lateral y una superficie cóncava que se encuentra entre ellas, la escotadura femoral. Los cóndilos femorales son asimétricos en su forma y en su tamaño: el cóndilo medial es más grande y su curvatura es más

simétrica; por el contrario, el cóndilo lateral tiene un radio de curvatura que disminuye en dirección posterior. La superficie tibial está formada por el platillo tibial lateral y el platillo tibial medial. El platillo tibial medial es más grande y prácticamente plano, mientras que el platillo tibial lateral es más pequeño y convexo. La superficie femoral y la superficie tibial no se adaptan perfectamente, los meniscos aumentan considerablemente la superficie de contacto y por tanto, mejoran la congruencia articular. Entre ambos platillos tibiales se encuentran las espinas tibiales, que tienen forma de pico y es el lugar donde se inserta el ligamento cruzado anterior (LCA) (Putz y Pabst, 2000; Clarke et al., 2007)

Los huesos que forman la articulación de la rodilla tienen poca estabilidad intrínseca y su estabilidad depende de un complejo formado por los estabilizadores pasivos (ligamentos colaterales, ligamentos cruzados, meniscos y cápsula articular) y los estabilizadores activos (músculo cuadriceps, musculatura isquiotibial y músculo poplíteo) (Fluhme et al., 2007). La cápsula articular es una membrana fibrosa con zonas más engrosadas que en ocasiones pueden considerarse ligamentos independientes; en la parte proximal se inserta en el fémur, aproximadamente 3 o 4 traveses de dedo por encima del polo superior de la rótula, y en su parte distal se inserta de forma circunferencial en el borde de la tibia, dejando solo un orificio (hiato poplíteo) por donde entra el tendón poplíteo (Clarke et al., 2007). Los meniscos son estructuras fibrocartilaginosas de perfil triangular que rodean la periferia de las mesetas tibiales, tienen forma de semiluna (el menisco interno tiene una forma de C abierta y el menisco externo de C más cerrada, casi formando una O), y adapta las superficies articulares de la tibia a los cóndilos femorales (Clarke et al., 2007; Fluhme et al., 2007; García-Germán Vázquez et al., 2017) (Figura 1). Los meniscos facilitan la transmisión de fuerzas, disminuyen la carga sobre la superficie articular y aumentan la estabilidad articular (Fluhme et al., 2007).

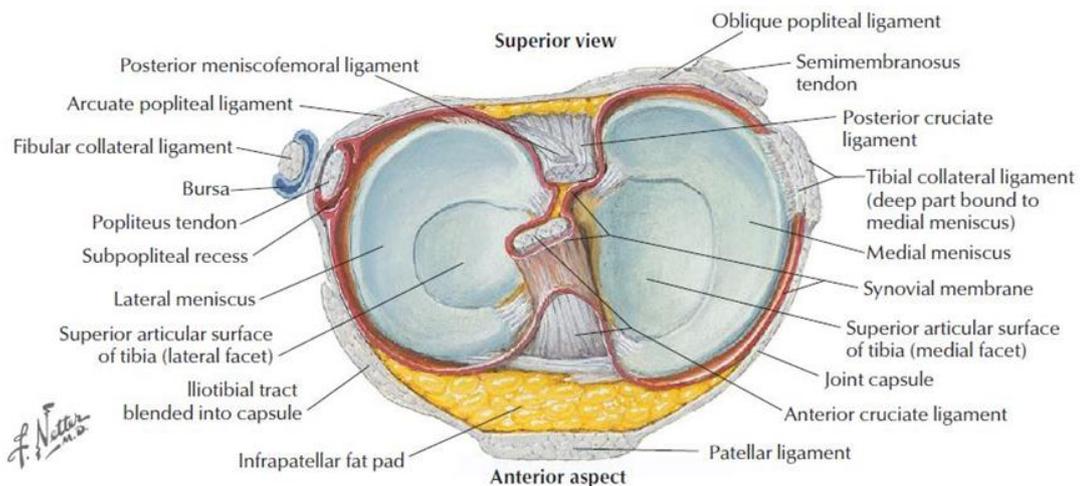


Figura 1. Visión coronal de las mesetas tibiales donde se aprecia la forma y localización de los meniscos, el menisco interno tiene una forma de C abierta y el menisco externo de C más cerrada, casi formando una O. (Tomado de Fulhme et al., 2007).

El ligamento colateral medial (LCM) es plano y ancho, se divide en 2 capas: la capa superficial se inserta en el cóndilo femoral interno y en la meseta tibial interna, profundo a la pata de ganso; la porción profunda es un engrosamiento de la cápsula articular de la rodilla, que se une en la zona distal a las fibras de la porción superficial, cerca de su inserción en la tibia. La dirección del LCM es oblicua, hacia abajo y hacia delante; su principal función es dar estabilidad a la rodilla en valgo. El ligamento colateral lateral tiene forma de cordón, se inserta en el cóndilo femoral externo, posterior y superior al tendón poplíteo y, distalmente, se inserta en la cabeza del peroné, su dirección es oblicua, hacia abajo y hacia detrás; su principal función es dar estabilidad a la rodilla en varo (Fluhme et al., 2007; García-Germán Vázquez et al., 2017). Los ligamentos cruzados reciben su nombre según su inserción en la tibia. Su función es estabilizar la rodilla e impedir el desplazamiento antero-posterior de la tibia respecto del fémur; además tienen función propioceptiva, debido a que tienen numerosas terminaciones sensitivas. Son ligamentos intraarticulares pero, como están recubiertos de sinovial, se consideran extrasinoviales (Clarke et al., 2007). Del LCA se hablará en un capítulo aparte. El ligamento cruzado posterior (LCP) se inserta en la parte posterior de

la tibia, en la zona intercondílea, por detrás de la inserción de los cuernos posteriores de ambos meniscos y se dirige hacia arriba, hacia delante y hacia medial y se inserta siguiendo una línea de inserción horizontal en la zona posterior de la cara lateral del cóndilo femoral medial, en la escotadura intercondílea (Figura 2); su función principal es estabilizar la rodilla frente a la traslación posterior (realiza aproximadamente el 95% de esta fuerza) (Clarke et al., 2007; Fluhme et al., 2007; García-Germán Vázquez et al., 2017).

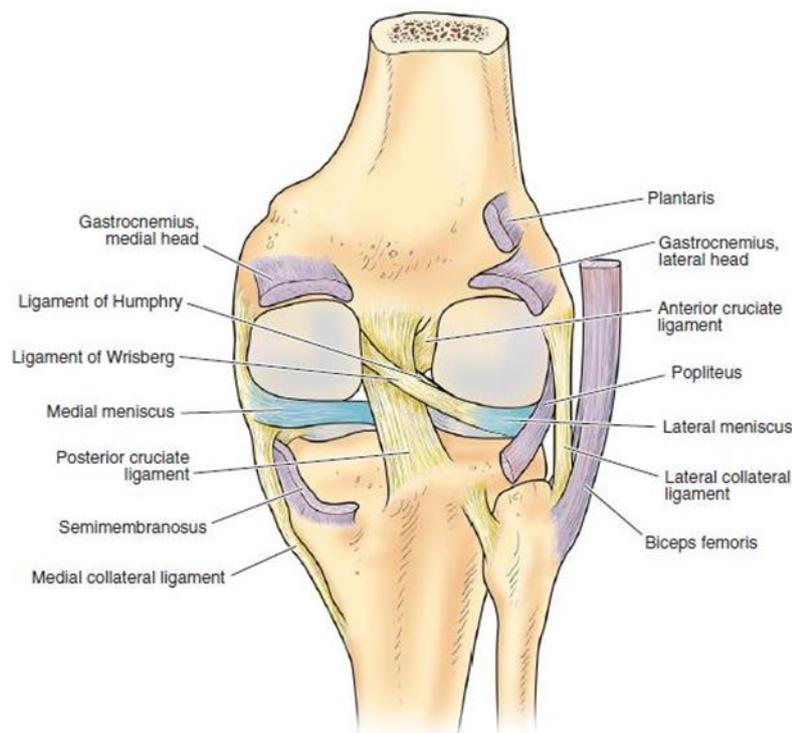


Figura 2. Visión posterior de la rodilla, donde se observación las inserciones del LCP en la parte posterior de la tibia y en la cara lateral del cóndilo femoral medial. (Tomado de Clarke et al., 2007).

La forma de la inserción de los ligamentos cruzados en el fémur hace que los fascículos se torsionen alrededor de sus ejes longitudinales con la flexión de la rodilla. El LCP y el LCA se torsionan en direcciones opuestas, desde la cara anterior de la rodilla, la torsión se dirige hacia el centro de la articulación (Clarke et al., 2007) (Figura 3).



Figura 3. Torsión de los fascículos del LCA (izquierda) y LCP (derecha) al pasar de extensión a flexión de rodilla. (Tomado de Clarke et al., 2007).

2. ANATOMÍA DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

El conocimiento en profundidad de la morfología del LCA es indispensable para su reconstrucción anatómica, por lo que la mayoría de los cirujanos coincide en que la reconstrucción anatómica del LCA consiste en la restauración de las dimensiones, dirección de las fibras de colágeno y puntos de inserción originales del LCA nativo (Fu y Karlsson, 2010; Śmigielski et al., 2015). Se han realizado numerosos estudios para intentar realizar una descripción exacta de la morfología del LCA, desde sus inserciones (en cuanto a localización y área), pasando por la longitud y dirección de sus fibras, el establecimiento de si existen o no varios fascículos, el diámetro y/o el área de sección de los mismos, así como la forma de su sección. Desde la primera referencia al LCA en el 3000 a.C. en un papiro egipcio (Zantop et al., 2005) hasta los últimos artículos científicos sobre la anatomía del LCA (Parkar et al., 2017; Irrarázaval et al., 2017; Suruga et al., 2017; Tampere et al., 2017; Bhattacharyya et al., 2018; Lansdown y Ma, 2018) han pasado más de 5000 años en los que innumerables científicos y cirujanos se han preocupado (y ocupado) en establecer la descripción más exacta posible del LCA, lo que da una idea en primer lugar de su interés y en segundo lugar, de su complejidad.

El LCA es una banda de tejido conectivo que une el fémur y la tibia (Zantop et al., 2005), que está envuelto en membrana sinovial, lo que lo convierte en un ligamento intraarticular, pero extrasinovial (Zantop et al., 2005; Clarke et al., 2007). El LCA se inserta proximalmente en la zona posteromedial del cóndilo femoral externo y distalmente en la parte anterior del área intercondílea de la tibia, a nivel de la espina tibial medial (Zantop et al., 2005; Clarke et al., 2007; Markatos et al., 2013). Debido a su orientación, es el principal estabilizador estático frente a la translación anterior de la tibia sobre el fémur y también participa (aunque de manera mucho menos importante) en la estabilización frente a la rotación interna y la rotación externa (Zantop et al., 2005; Clarke et al., 2007; Markatos et al., 2013).

El LCA se inserta en la cara medial del cóndilo lateral del fémur. En la cara medial del cóndilo lateral del fémur se reconoce la cresta del residente (Hutchinson y Ash, 2003) o cresta lateral intercondílea (Farrow et al., 2007); esta referencia anatómica es claramente identificable macroscópicamente (Bhattacharyya et al., 2018) y define el margen anterior de la huella de inserción *-footprint-* del LCA en el fémur (Bhattacharyya et al., 2018), por lo que la huella de inserción femoral del LCA se encuentra en la depresión que existe entre la cresta lateral intercondílea y el margen del cartílago articular del cóndilo femoral lateral (Iwahashi et al., 2010; Bhattacharyya et al., 2018). La inserción de partes blandas del LCA en el fémur es una elipse, no un círculo, y la mayoría de las fibras se sitúan posterior y proximal a la cresta lateral intercondílea (Fu y Jordan 2007; Norman et al., 2017). Dentro de esta elipse, se ha descrito que la inserción después de la eliminación de la membrana de la superficie (configuración de la parte intraligamentosa) del LCA no es ovalada, sino más bien plana, con aspecto de "lasaña" (Mochizuki et al., 2006; Śmigielski et al., 2015). Se ha podido demostrar que no todas las fibras del LCA son igualmente funcionales, existiendo fibras con inserción directa e indirecta en el cóndilo femoral (Iwahashi et al., 2010; Sasaki et al., 2012;

Śmigielski et al., 2015; Norman et al., 2017). La inserción directa está formada por fibras de colágeno densas que se conectan al hueso por una capa fibrocartilaginosa, y se localiza en la depresión entre la cresta lateral intercondílea y de 7 a 10 mm anterior al margen del cartílago articular. Esta inserción mide aproximadamente 16-18 mm de largo y 5-8 mm de ancho, cubriendo un área de 125-130 mm² (Iwahashi et al., 2010; Sasaki et al., 2012; Śmigielski et al., 2015). La inserción de las fibras indirectas se localiza justo posterior a la inserción de las fibras directas donde se insertan las fibras de colágeno en el hueso, sin la transición de tejido fibrocartilaginoso (Iwahashi et al., 2010; Sasaki et al., 2012) (Figuras 4-5).

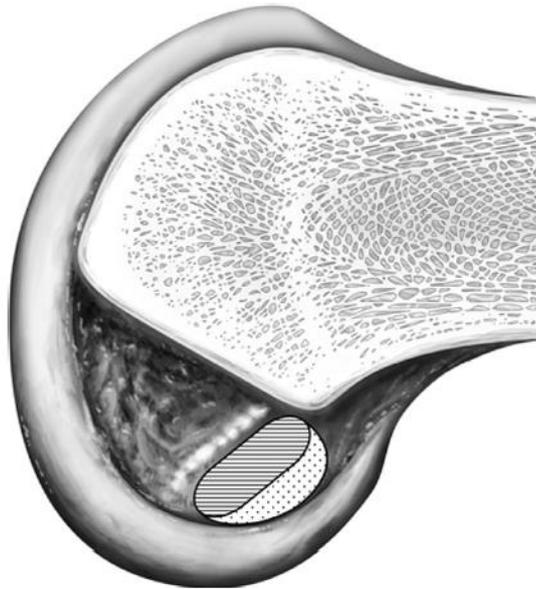


Figura 4. Inserción del LCA en la cara medial del cóndilo femoral lateral. El área rallada representa la inserción directa y el área de puntos la inserción indirecta. (Tomado de Sasaki et al., 2012).



Figura 5. Inserción del LCA en la cara medial del cóndilo femoral lateral. Se observa la inserción directa, y la inserción indirecta marcada por la línea de puntos. (Tomado de Suruga et al., 2017).

Se han descrito diversas maneras para localizar con exactitud el centro de la huella de inserción femoral para valorar la mejor posición para la colocación de la plastia en la reconstrucción del LCA, siendo actualmente el más popular el método de los cuadrantes (Bernard et al., 1997; Mall et al., 2013; Yahagi et al., 2018; Xu et al., 2016; Norman et al., 2017), que utiliza como referencia la línea de Blumensaat (Figura 6). La posición del centro de la huella de inserción del LCA, presenta diferencias significativas según las variaciones de la morfología de la línea de Blumensaat (Iriuchishima et al., 2016; Yahagi et al., 2018), por lo que para la colocación de la rejilla en el método del cuadrante, debe considerarse la utilización de la pared medial del cóndilo femoral lateral como referencia (Yahagi et al., 2018). Los parámetros sagitales de la escotadura intercondílea (longitud de la línea de Blumensaat, la altura y el área de la pared medial del cóndilo femoral lateral) no solo son importantes para localizar la posición de la huella

de inserción, sino que además tiene correlación con la longitud del túnel o túneles femorales, lo que tiene importancia en la fijación e integración de la plastia de LCA (Iriuchishima et al., 2018).

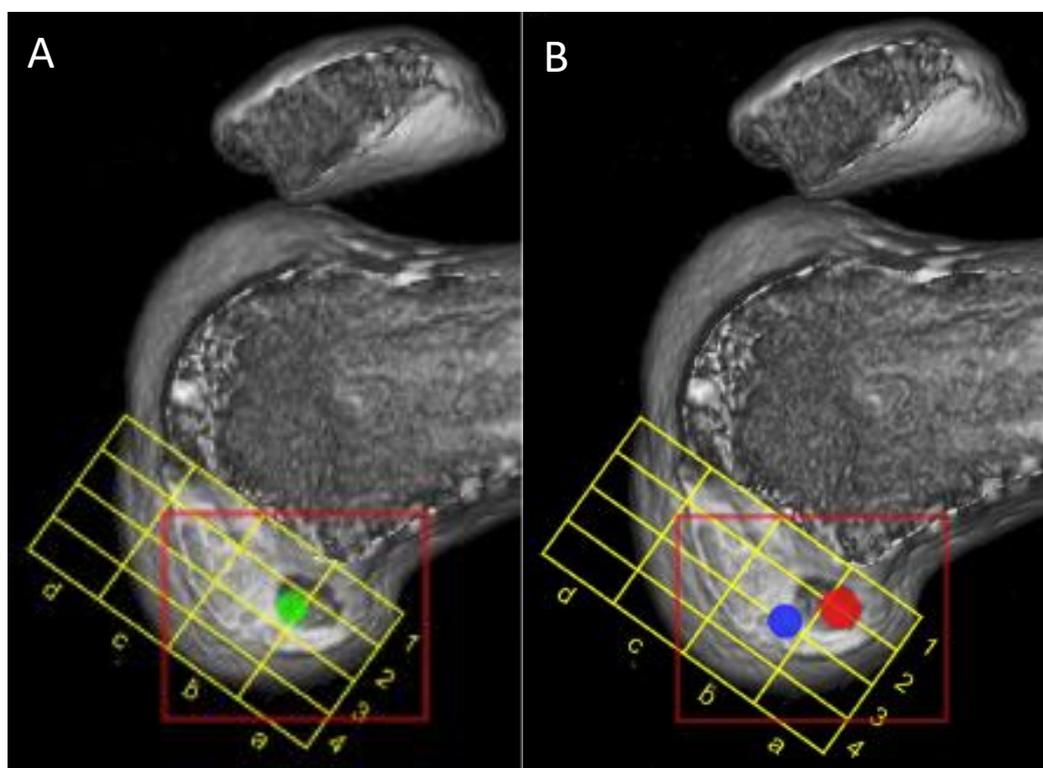


Figura 6. A) Localización teórica del centro de túnel femoral (punto verde) para una técnica de 1 fascículo siguiendo el método de los cuadrantes. B) Localización teórica del centro de los túneles anteromedial (punto azul) y posterolateral (punto rojo) siguiendo el método de los cuadrantes. (Tomado de Xu et al., 2016)

De manera clásica, muchos autores han descrito la inserción tibial del LCA como un óvalo situado entre las 2 espinas tibiales, situando las fibras anteromediales en relación con la espina tibial medial y las posterolaterales con la espina tibial lateral, delante del cuerno posterior del menisco externo (Siebold et al., 2008; Siebold y Schuhmacher, 2012; Sadoghi et al., 2012; Oka et al., 2016). La inserción tibial tiene una anchura medial de 10-11 mm y una longitud de 17-18 mm (Ferretti et al., 2012; Siebold et al., 2015). Estudios más recientes, describen la inserción del LCA en la tibia como una inserción en "C" (*c-shaped*), siendo el centro de la "C" la inserción ósea de la raíz anterior

del menisco externo (Siebold et al., 2015; Oka et al., 2016). Está "C" forma casi un anillo con el menisco externo (Figura 7).

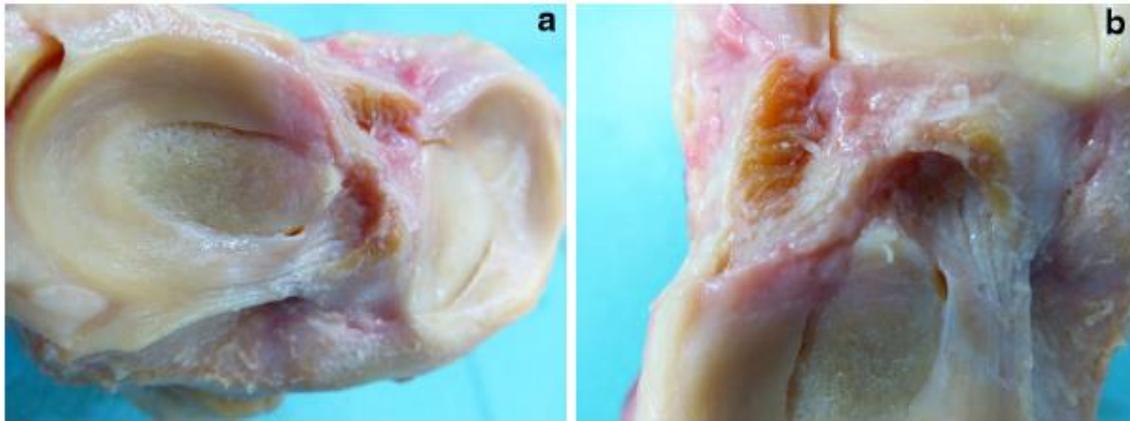


Figura 7. Inserción en C del LCA en la tibia. Esta inserción forma casi un anillo con el menisco externo (Tomado de Siebold et al., 2015)

Histológicamente, en el plano sagital, la inserción tibial del LCA es una inserción cartilaginosa en capas, que es la inserción directa y representa la transición desde el tejido ligamentoso al hueso (Oka et al., 2016). La parte más anterior de la inserción del LCA forma una cresta ósea, adyacente al cartílago articular de la meseta tibial interna en la zona medial con un pico en la espina tibial medial, siendo la inserción más lateral adyacente a la inserción del cuerno anterior del menisco externo. El espesor de la inserción va haciéndose más delgado desde medial a lateral. El espacio desde el borde posterior de la inserción del LCA y la espina tibial posterior es más grande con la zona más lateral, y está relleno por tejido sinovial, adiposo y vasos (Oka et al., 2016) (Figura 8). Igual que en la inserción femoral, podemos hablar de una inserción directa (en forma de "C", *c-shaped*) de aproximadamente 12 mm de longitud y 3 mm de ancho y una inserción indirecta que se expande hacia el borde anterior de la meseta tibial. En conjunto, las fibras directas e indirectas forman una huella de inserción en forma de pie de pato (*duck-foot-like*) (Siebold et al., 2015)

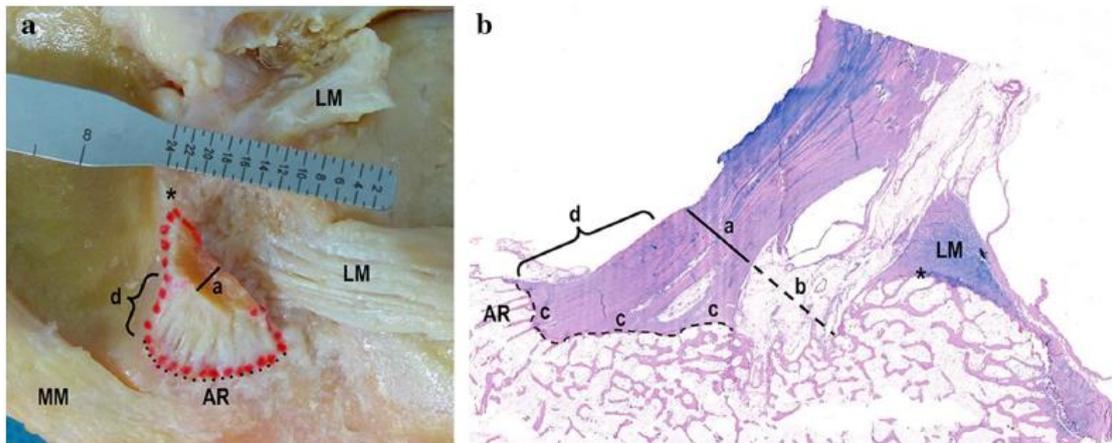


Figura 8. a) Imagen macroscópica. AR: cresta ósea; a: espesor de la inserción funcional del LCA; d: inserción ósea en "C" (*c-shaped* o *duck-foot-like*); LM: menisco lateral; MM, menisco medial; *: espina tibial medial. b) Imagen microscópica con tinción de Safranin O. a: espesor de la inserción funcional del LCA; d: inserción ósea en "C" (*c-shaped* o *duck-foot-like*); b: almohadilla grasa posterior a las fibras del LCA; c: inserción del LCA en la concavidad ósea tibial; AR: cresta ósea; *: espina tibial medial. LM: cuerno posterior del menisco lateral. (Tomado de Oka et al., 2016)

Siguiendo esta descripción anatómica del LCA en la tibia, idealmente, para realizar una reconstrucción anatómica, deberíamos utilizar un injerto plano, para poder reconstruir la inserción en C en la tibia; el túnel debe ser anteromedial si utilizamos un único fascículo, y si se utiliza una técnica de doble fascículo, se debe hacer un túnel anteromedial y un túnel adicional posteromedial (Siebold et al., 2015) y no un túnel posterolateral como está descrito en la mayoría de técnicas de doble fascículo (Cha et al., 2005; Ferretti et al., 2012; Hofbauer et al., 2013; Dhawan et al., 2016).

En cuanto a las fibras o el espesor del LCA, muchos autores defienden la existencia de 2 fascículos anatómicos (anteromedial y posterolateral), basándose en la inserción tibial del LCA y en el comportamiento de la orientación y tensión de las diversas fibras del LCA durante el rango de movimiento (Siebold et al., 2008; Fu y Karlsson, 2010; Sadoghi et al., 2012; Ferretti et al., 2012); incluso algunos autores llegaron a describir

3 fascículos diferenciados (Amis y Dawkins, 1991; Otsubo et al., 2012). Sin embargo, otros autores defienden que la división según la tensión de las fibras en extensión y en flexión es solo una división funcional y que, anatómicamente, el LCA está formado únicamente por un haz de fibras (Mochizuki et al., 2006; Śmiglieski et al., 2015; Siebold et al., 2015) (Figura 9). Microscópicamente, el LCA presenta una composición uniforme, sin evidencia de 2 fascículos diferenciados (Mochizuki et al., 2006); sin embargo, estudios biomecánicos sí que han revelado diferencias funcionales entre ambos fascículos después de su separación macroscópica (Mochizuki et al., 2006). El haz de fibras que conforma el LCA es un haz de fibras plano, que puede dar la impresión macroscópica de 2 fascículos por la torsión que sufre en la flexo-extensión de la rodilla (Siebold et al., 2015) (Figura 10), ya que el alineamiento de las inserciones óseas directas del LCA en tibia y fémur se ven modificadas con la flexo-extensión.



Figura 9. Corte anatómico de espécimen donde se muestra el LCA en un único fascículo plano desde su inserción tibial a su inserción femoral (Tomado de Śmiglieski et al., 2015)

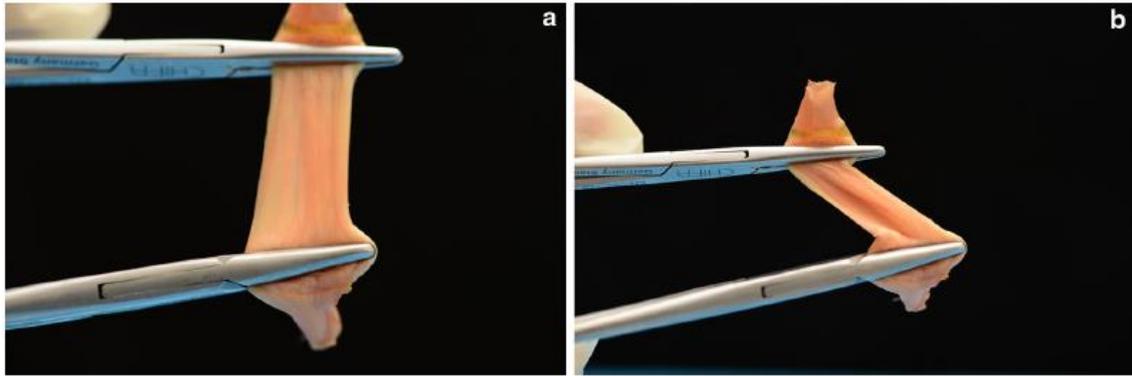


Figura 10. a) Único fascículo de LCA plano. b) Con la torsión del fascículo da la apariencia macroscópica de la existencia de 2 fascículos. (Tomado de Siebold et al., 2015)

3. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA

La Kinesiología es la disciplina académica que estudia las características del movimiento humano, las articulaciones y fuerzas musculares, y los factores neurológicos o de otro tipo que hay que tener en cuenta para el estudio del movimiento humano. La kinesiología es un término más médico que mecánico. Una de las subdisciplinas de la kinesiología es la Biomecánica, que se encarga de estudiar el movimiento de los seres vivos y sus causas (Knudson, 2007; Willems et al., 2012; Özkaya et al., 2017).

La Biomecánica utiliza diversos conceptos y métodos de Mecánica, como por ejemplo, para determinar la magnitud y naturaleza de las fuerzas que actúan sobre los músculos y las articulaciones. Los principios de la Dinámica se utilizan para la descripción del movimiento. La Biomecánica se basa en la mecánica newtoniana, cuyos conceptos básicos son longitud, tiempo y masa. La longitud es un concepto para describir cuantitativamente el tamaño. El tiempo es un concepto para ordenar el flujo de eventos. La masa es una propiedad de toda la materia y es la medida cuantitativa de la inercia, que a su vez es la resistencia al cambio de movimiento. Otros conceptos derivan de los anteriores, e incluyen la fuerza, momento de fuerza o torque, velocidad y aceleración.

La fuerza se puede definir como la causa capaz de mover o deformar un cuerpo, o de ambas cosas a la vez. El momento es la medida cuantitativa de la acción de rotación, de flexión o de torsión de una fuerza aplicada a un cuerpo. La velocidad se define como el cambio de posición en función del tiempo. Y la aceleración valora la modificación de la velocidad en función del tiempo. (Özkaya et al., 2017).

La fuerza es un vector cuantitativo con una magnitud, una orientación, una dirección y un punto de aplicación. Puede ser de dos tipos: fuerza interna, que proviene de una acción muscular sobre una palanca ósea; y fuerza externa, que es la tensión ejercida sobre el cuerpo por el entorno (gravitación, fricción, reacción, acción de los demás). La fuerza está directamente relacionada con el equilibrio estático, el movimiento de los cuerpos, o el movimiento de una articulación a través de las tres leyes de Newton. La primera ley sostiene que un objeto permanece en reposo (o continúa moviéndose a una velocidad constante) a menos que una fuerza externa adicional lo desequilibre. La segunda ley indica que si una fuerza externa adicional actúa sobre un objeto, se produce una aceleración en la dirección de la fuerza, directamente proporcional a esta fuerza (fuerza = masa x aceleración). La tercera ley afirma que para cada acción (fuerza), existe una reacción (fuerza opuesta) de igual magnitud pero de dirección opuesta. (Balthazard et al., 2015).

La marcha es el método de locomoción más empleado por el ser humano para desplazarse. Las actividades durante la marcha ocurren simultáneamente a diferentes niveles articulares y en diferentes planos, de modo que resulta difícil captar todos los elementos con el simple análisis observacional. Del mismo modo, las compensaciones que el paciente emplea en su marcha pueden ser enmascaradas y difíciles de diferenciar de las alteraciones primarias a simple vista. La evaluación clínica de la marcha y de sus alteraciones solo mediante exploración visual resulta insuficiente, y en las últimas

décadas se han desarrollado diversas técnicas para una evaluación más completa que se llevan a cabo en laboratorios de análisis del movimiento humano (Willems et al., 2012; Haro, 2014). En ellos se estudia la biomecánica de la marcha y se intenta entender cómo modifican el mecanismo de la marcha los factores extrínsecos (tipo de suelo, pendiente, carga transportada, etc.) e intrínsecos (morfología, crecimiento, lesiones, etc.). En este sentido, los sistemas de análisis de movimiento han ganado campo en la aplicación clínica del estudio de las alteraciones del patrón de marcha, en cuanto a identificar sus anormalidades, definir sus causas y orientar sus tratamientos, cuantificar el resultado de estos, realizar el seguimiento de la evolución a lo largo del tiempo.

3.1. Fundamentos de anatomía funcional

El análisis de los movimientos del cuerpo sólo es posible a través de la aplicación de determinados fundamentos de anatomía funcional, en particular de posiciones, planos y ejes de referencia y de segmentos corporales (Balthazard et al., 2015) (Figura 11).

Se utilizan habitualmente dos posiciones de referencia, la posición anatómica y la posición neutra. La posición anatómica se describe "cuerpo en posición erecta, con los pies juntos y en paralelo y planos sobre el suelo, las extremidades superiores colgando a lo largo del cuerpo, los antebrazos en supinación (palmas orientadas hacia adelante), mirada recta y horizontal". Aunque esta descripción sitúa el cuerpo en posición de pie, sigue siendo válida independientemente de su posición. En la posición neutra el cuerpo está en la misma posición que en la anatómica, con excepción de los antebrazos, que están en posición neutra de prosupinación, es decir, con los pulgares orientados hacia adelante. Esta posición neutra sirve de referencia para la medición angular de la movilidad articular. El estudio del cuerpo humano se efectúa según tres planos fundamentales del espacio, el frontal o coronal, el sagital o medial y el transversal o axial, que dividen el cuerpo cada uno de ellos en dos mitades (ventral y dorsal, derecha

e izquierda, superior e inferior, respectivamente). Los movimientos presentes en cada uno de estos planos se realizan alrededor de ejes situados perpendicularmente (sagitotransversal o anteroposterior, frontotransversal o transversal y el eje frontosagital o longitudinal, respectivamente).

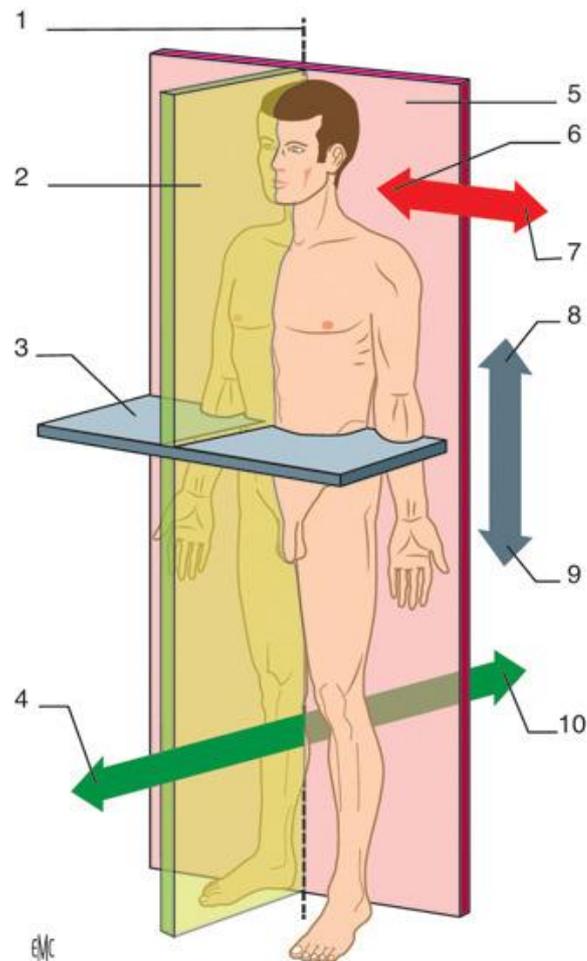


Figura 11. Planos y ejes de referencia y términos de orientación asociados. 1. Eje frontosagital o longitudinal; 2. plano sagital; 3. plano transversal; 4. ventral (= anterior); 5. plano frontal; 6. medial (= dentro); 7. lateral (= fuera); 8. craneal (= arriba); 9. caudal (= abajo); 10. dorsal (= posterior). (Tomado de Balthazard et al., 2015).

El cuerpo se compone de diferentes segmentos articulados entre sí por articulaciones. En la porción axial del cuerpo se encuentran los segmentos cabeza y tronco, unidos por la región de la nuca y del cuello. En la porción apendicular del cuerpo se encuentran: 1) en las extremidades superiores, los segmentos brazo, antebrazo y

mano, unidos por las regiones del hombro, el codo y la muñeca; y 2) en las extremidades inferiores, los segmentos muslo, pierna y pie, unidos por las regiones de la cadera, la rodilla y el tobillo.

El movimiento puede definirse como el desplazamiento, el cambio de posición de un cuerpo (o de una parte de un cuerpo) en el espacio (en relación con un punto de partida) y en el tiempo (en relación con un momento determinado). Por lo tanto, consiste en la modificación continua de la posición. Así pues, cualquier movimiento se encuentra siempre referenciado en sus dimensiones espacial y temporal. Existen dos grandes categorías de movimientos del cuerpo humano: fundamentales y particulares.

El movimiento fundamental es un movimiento realizado con respecto a los planos de orientación. Se desarrolla siempre en un plano y alrededor de un eje. El movimiento se describe a partir la posición neutra.

Los movimientos fundamentales pueden describirse de dos maneras: 1) describiendo el desplazamiento de un segmento corporal con respecto a otro (por ejemplo, flexión del antebrazo sobre el brazo, extensión del muslo en el tronco, etc.); y 2) en relación con una articulación (por ejemplo, flexión del codo, extensión de la cadera, etc.). Existen seis movimientos fundamentales: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación lateral y rotación medial (Balthazard et al., 2015) (Figura 12).

Los movimientos particulares corresponden principalmente a la circunducción y a los movimientos oblicuos (Balthazard et al., 2015). La circunducción es un movimiento circular, realizado sucesivamente en los tres planos y alrededor de los tres ejes, formando un cono irregular. Los movimientos oblicuos constituyen una combinación de movimientos fundamentales que se efectúan en planos intermedios.

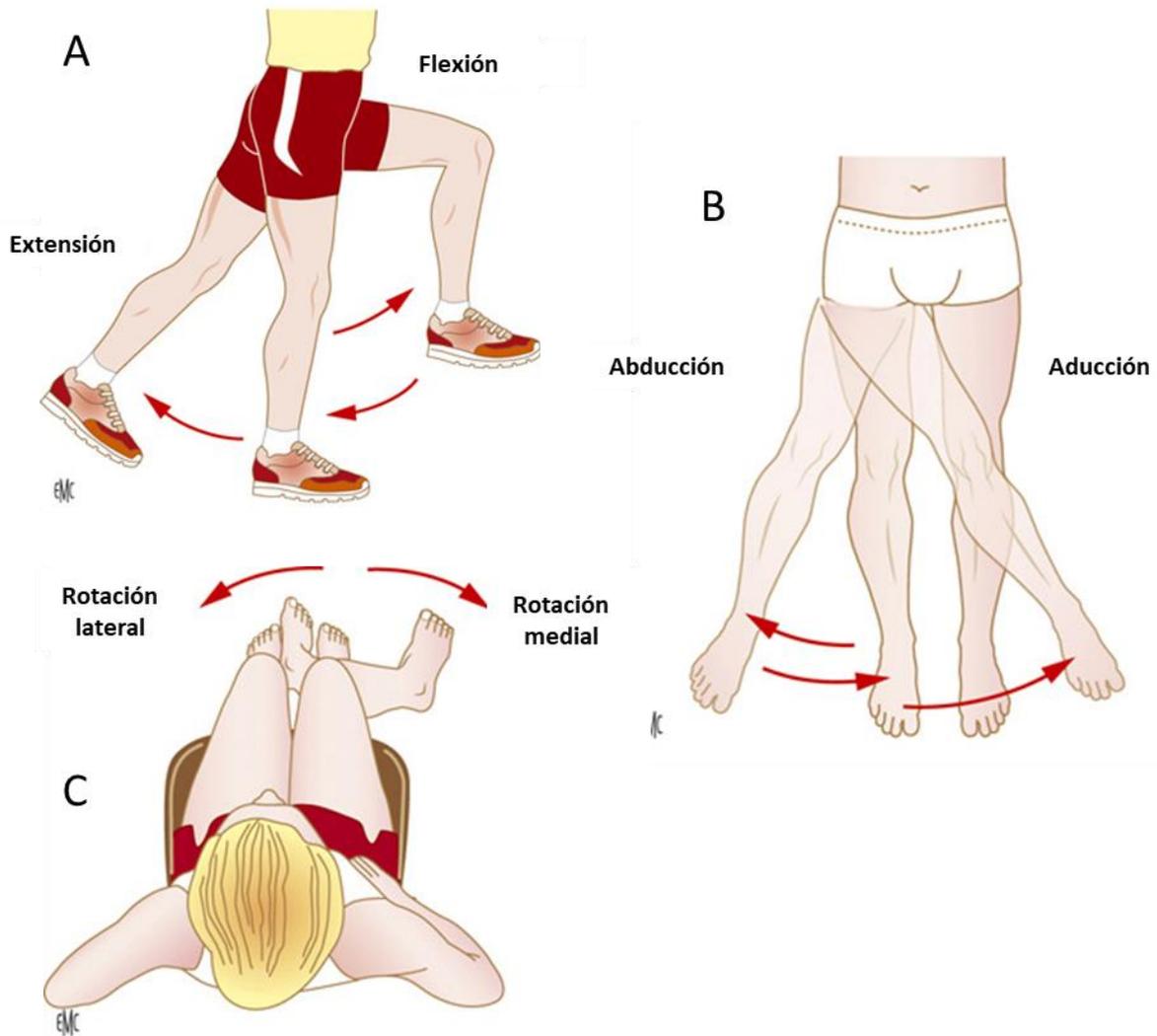


Figura 12. Ejemplos de movimientos fundamentales de la cadera. **A.** En el plano sagital; eje frontotransversal. **B.** En el plano frontal; eje sagitotransversal. **C.** En el plano transversal; eje frontosagital. (Tomado de Balthazard et al., 2015).

3.2. El ciclo de la marcha

La marcha es una actividad cíclica durante la cual el movimiento de los segmentos corporales se reproduce con una periodicidad regular. El período fundamental es el «ciclo de la marcha». Por lo general, el ciclo se normaliza en función de su duración (Figura 13): por convención, el 0% y el 100% corresponden al apoyo del talón derecho sobre el suelo. El ciclo consta de dos pasos, comprendidos entre el apoyo de un talón y

el apoyo del talón contralateral. La marcha normal es simétrica, por lo que el 50% corresponde al apoyo del talón izquierdo. (Willems et al., 2012).

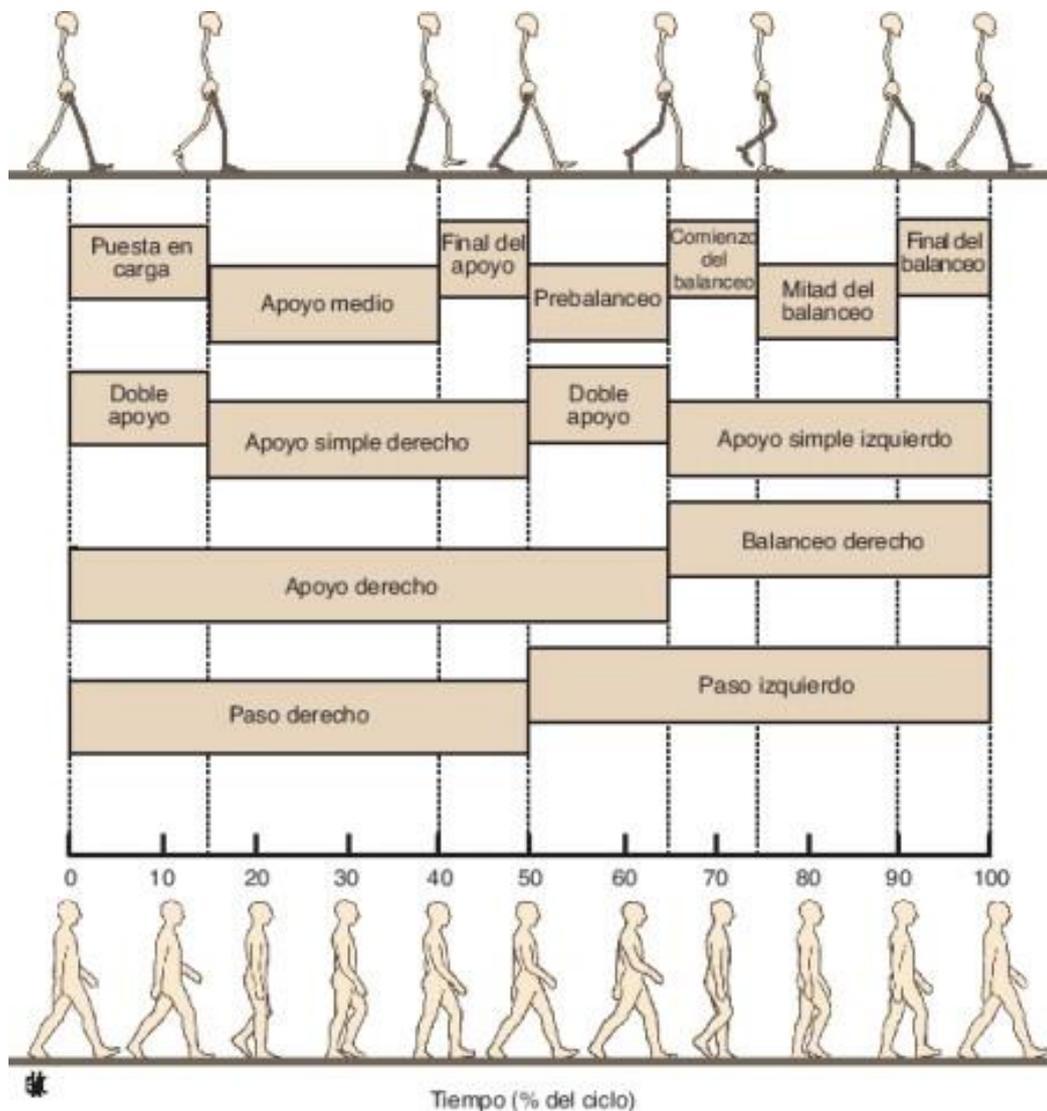


Figura 13. División del ciclo de la marcha (según A. de Vinck). (Tomado de Willems et al., 2012).

En la marcha normal, la persona se mantiene en contacto con el suelo. En consecuencia, el ciclo consta de dos fases en las que ambos pies están en el suelo y dos fases en las que un solo pie está en el suelo (Figura 13). Las fases de doble apoyo comienzan con el ataque de un talón y terminan con el despegue de los dedos del pie contralateral. Las fases de apoyo simple empiezan con el despegue de los dedos de un

pie y terminan con el apoyo del talón del mismo pie. Por convención, el ciclo comienza con la fase de doble apoyo, comprendida entre el apoyo del talón derecho y el despegue de los dedos izquierdos. Durante esta fase, el peso del cuerpo se traslada del miembro inferior izquierdo al miembro inferior derecho. A velocidades intermedias (~ 4 km/h), esta fase se extiende entre el 0 y el 15% del ciclo. Le sigue una fase de apoyo simple del miembro inferior derecho, comprendida entre el 15 y el 50% del ciclo, el despegue de los dedos izquierdos y el ataque del talón izquierdo. Durante esta fase, el miembro inferior izquierdo avanza hacia delante. Después, entre el 50 y el 65% del ciclo, el peso se traslada desde la derecha hacia la izquierda durante la segunda fase de doble apoyo, comprendida entre el apoyo del talón izquierdo y el despegue de los dedos derechos. El ciclo finaliza con una fase de apoyo simple del miembro inferior izquierdo, entre el 65 y el 100% del ciclo. Durante esta fase, comprendida entre el despegue de los dedos derechos y el apoyo del talón derecho, el miembro inferior derecho se mueve hacia delante.

Por lo tanto, un miembro inferior está apoyado más o menos durante dos tercios del tiempo y avanza durante alrededor de un tercio del tiempo (Figura 13). Para el pie derecho, la fase de apoyo se extiende entre el 0 y el 65% del ciclo (es decir, desde el ataque del talón derecho hasta el despegue de los dedos derechos) y la fase de balanceo, entre el 65 y el 100%. Para el pie izquierdo, la fase de apoyo se extiende entre el 50% de un ciclo y el 15% del ciclo siguiente y la fase de balanceo, entre el 15 y el 50%.

3.3. Cinemática de la marcha

Dentro de la biomecánica, la cinemática describe los movimientos de los cuerpos sin considerar las fuerzas que generan tales movimientos. El movimiento de un cuerpo puede describirse a partir del movimiento de traslación de su centro de masa o del movimiento de rotación del cuerpo alrededor de su centro de masa (Figura 14). Las

magnitudes físicas de la cinemática son el tiempo, la posición, la velocidad y la aceleración. (Willems et al., 2012).

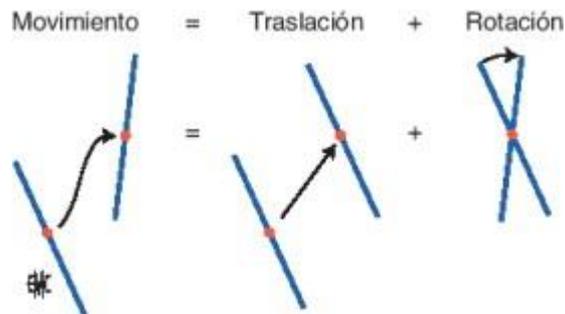


Figura 14. Descomposición del movimiento de un segmento en un movimiento de traslación y en otro de rotación. (Tomado de Willems et al., 2012).

Podemos considerar que el cuerpo está dividido en segmentos rígidos e indeformables, articulados entre sí (Figura 15): dos pies, dos piernas, dos muslos y un segmento superior (Davis et al., 1991; Willems et al., 2012). Este último segmento incluye el tronco, la cabeza y los miembros superiores, y se lo considera rígido e indeformable. Los movimientos de la pelvis reflejan los de la parte superior del cuerpo. En este sentido, los movimientos del tronco, la cabeza y los miembros superiores cumplen una función menor en la marcha normal. Además, en la marcha patológica, la alteración de dichos movimientos suele ser más la consecuencia que la causa de un problema de los miembros inferiores.

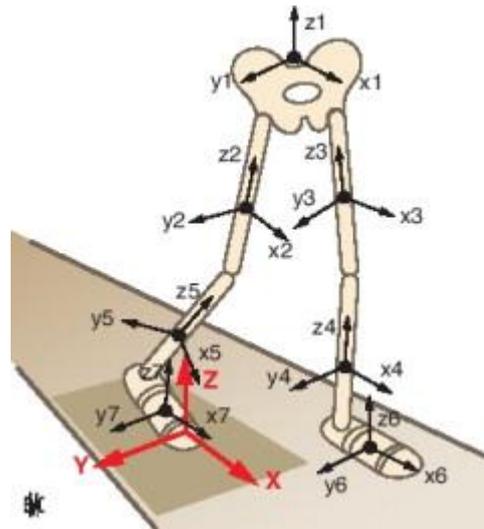


Figura 15. Modelo usado para estudiar la cinemática de los segmentos corporales durante la marcha (según A. de Vinck). (Tomado de Willems et al., 2012).

Los movimientos de flexión, aducción y rotación medial se presentan en el sentido positivo y los de extensión, abducción y rotación lateral, en el sentido negativo. Para las rotaciones de la pelvis y de la cintura pélvica, un movimiento antihorario se considera positivo y un movimiento horario, negativo.

3.3.1. Movimiento de la pelvis

Desplazamiento angular de la pelvis en el plano transversal (Figura 16-A). A velocidad intermedia, en el momento del contacto inicial, la cadera derecha está adelantada y la pelvis, rotada en el plano transversal a $\sim 3^\circ$ con relación al eje. La pelvis se mantiene más o menos en esta posición durante la fase de doble apoyo. En la fase de apoyo simple, la pelvis gira alrededor de la cadera derecha. La cadera izquierda supera a la derecha en torno al 40% del ciclo. En la fase preoscilatoria, la rotación es máxima y la pelvis efectúa una rotación de alrededor de -3° en el plano transversal. Durante la segunda fase de apoyo simple, la pelvis gira en torno a la cadera izquierda.

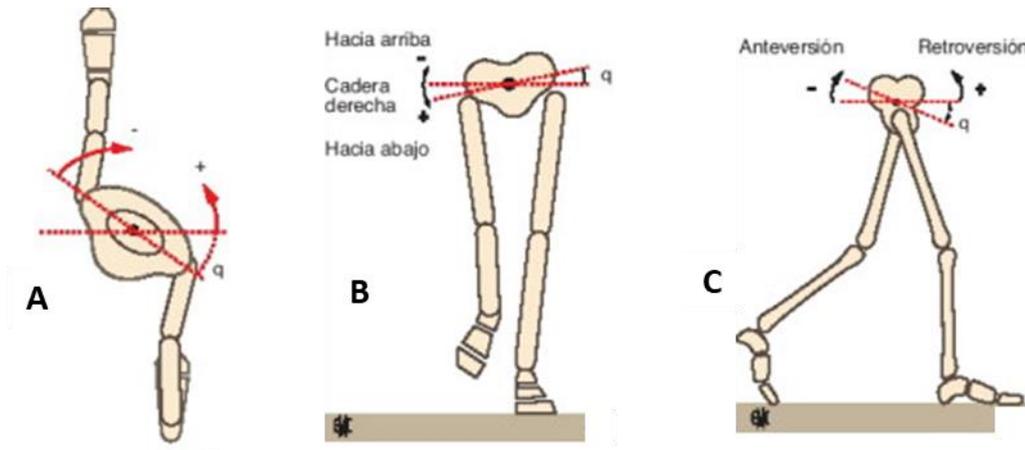


Figura 16. Movimientos de la pelvis en los planos transversal (A), frontal (B) y sagital (C) durante la marcha. El ángulo de 0° corresponde a la posición anatómica. (Tomado de Willems et al., 2012).

Desplazamiento angular de la pelvis en el plano frontal (Figura 16-B). Durante el ataque del talón, la pelvis está casi horizontal. En el apoyo medio, la pelvis bascula hacia el lado del miembro oscilante. Alcanza una inclinación máxima de alrededor de -2° en torno al 20% del ciclo. A continuación, la pelvis recupera más o menos la horizontal hacia el 30-35% del ciclo. Hacia el 50% del ciclo, la pelvis bascula $\sim 2^\circ$ en el otro sentido y recupera la horizontal entre el 80-85% del ciclo.

Desplazamiento angular de la pelvis en el plano sagital (Figura 16-C). Durante la marcha, la pelvis presenta un ángulo de anteversión media variable, según los casos, entre -3° y -15° . Este ángulo varía poco durante el ciclo, siendo algo más pequeño en las fases de apoyo simple. (Willems et al., 2012).

3.3.2. Movimiento de la cadera

Durante la marcha se produce el desplazamiento angular de la cadera alrededor del eje longitudinal del muslo (Figura 17). El desplazamiento angular de la pelvis en el plano transversal comentado anteriormente es posible por un movimiento de rotación

de la cadera alrededor del eje longitudinal del muslo. En el momento del contacto inicial, la orientación entre la pelvis (lado derecho de la pelvis hacia delante) y el muslo (en flexión) produce una rotación lateral de la cadera (Figura 17). A continuación, con el primer paso, la cadera efectúa una rotación medial que alcanza un máximo de unos 5° alrededor del momento del contacto del talón izquierdo (50%). Durante el segundo paso, la cadera efectúa una rotación lateral que alcanza un máximo de casi 10° en el momento del contacto inicial siguiente. (Willems et al., 2012).

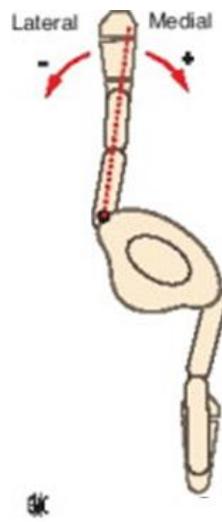


Figura 17. Movimientos de rotación de la cadera (es decir, movimientos de rotación del muslo sobre su eje longitudinal con relación a la pelvis) durante la marcha. (Tomado de Willems et al., 2012).

3.3.3. Movimiento de la rodilla

Durante la marcha se produce el desplazamiento angular de la rodilla en el plano sagital (Figura 18). El choque generado por el apoyo del talón en el suelo aumenta con la velocidad de la marcha. Por esta razón, el movimiento de flexión al inicio del apoyo es mayor cuanto más elevada es la velocidad de la marcha: a 2 km/h, la flexión no supera los 5° ; a 4 km/h es de 15° , y a 6 km/h es de 20° . Durante la fase de balanceo,

la rodilla desarrolla una flexión máxima de 45° a baja velocidad. Esta flexión máxima es de unos 60° a velocidades intermedias y rápidas. (Willems et al., 2012).

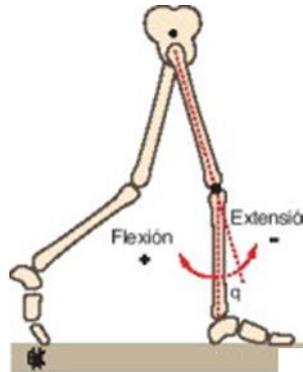


Figura 18. Movimientos de flexión-extensión de la rodilla durante la marcha. (Tomado de Willems et al., 2012).

3.3.4. Movimiento del tobillo

Durante la marcha se produce el desplazamiento angular del tobillo en el plano sagital (Figura 19). Cuando el talón se apoya en el suelo, el tobillo efectúa un movimiento de extensión hasta que el pie se encuentra de plano en el suelo (el 10% del ciclo). Luego, el tobillo efectúa un movimiento de flexión, durante el cual el cuerpo pasa encima del pie apoyado. Al final del apoyo, el tobillo inicia un movimiento de extensión y el talón se despegó del suelo. Este movimiento alcanza su amplitud máxima al comienzo del balanceo (cerca del 60%). A continuación, el tobillo inicia un movimiento de flexión para levantar el pie, con el fin de evitar que se enganche en el suelo durante la progresión del miembro inferior. Al final de la fase de balanceo, el pie está (más o menos) en posición neutra y se prepara para el siguiente ataque del talón. (Willems et al., 2012).

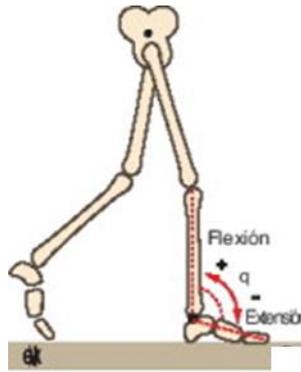


Figura 19. Movimientos de flexión-extensión del tobillo durante la marcha. (Tomado de Willems et al., 2012).

3.3.5. Movimiento del pie

Durante la marcha se produce el desplazamiento angular del pie con relación al eje de progresión (Figura 20). Durante un ciclo de marcha, el pie cambia su orientación con relación al eje de progresión. En el movimiento del pie en relación con el suelo, cuando la curva es negativa, el pie se orienta hacia fuera del eje de progresión (los dedos «miran hacia fuera»). En el momento del ataque del talón, el pie está orientado hacia fuera. Al apoyarse en el suelo, el pie gira hacia dentro. Durante la fase de apoyo simple, el pie se dispone de plano en el suelo. Con variaciones individuales, forma un ángulo de 2-15° con el eje de progresión. En el momento del impulso (fase preoscilatoria), el pie «gira» hacia dentro. Después, durante la fase de balanceo, el pie vuelve a orientarse hacia fuera. A cualquier velocidad, la rotación medial del pie es máxima al final del impulso (es decir, al final de la fase de apoyo). Este ángulo de rotación es mayor cuanto más elevada es la velocidad. (Willems et al., 2012).

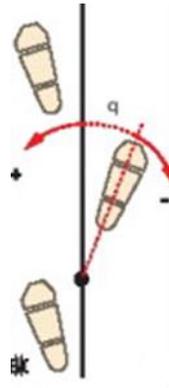


Figura 20. Movimientos de rotación del pie con relación al eje de progresión durante la marcha. (Tomado de Willems et al., 2012).

3.3.6. Movimiento de la cintura escapular

Durante la marcha se produce el desplazamiento angular de la cintura escapular (Figura 21). Anteriormente se consideró la parte superior del cuerpo como un segmento rígido e indeformable. Sin embargo, si el tronco, el cuello y la cabeza formaran un segmento rígido, la cabeza seguiría los movimientos de la pelvis en el plano transversal, volviéndose de forma alternada a la izquierda y a la derecha durante un ciclo de marcha. En realidad, la columna vertebral «absorbe» los movimientos de rotación de la pelvis con un movimiento opuesto de la cintura escapular. En el contacto inicial, el hombro izquierdo adelanta al hombro derecho. A mitad de la fase de apoyo simple, el eje de la cintura escapular es perpendicular al eje de progresión. Al principio de la fase preoscilatoria, el hombro derecho adelanta al hombro izquierdo. Por último, a mitad de la fase de balanceo, los hombros vuelven a estar al mismo nivel. A 4 km/h, la amplitud de la rotación de la cintura escapular con relación al eje de progresión es de unos 5° en cada sentido. La rotación de la cintura escapular se efectúa en sentido contrario al movimiento de la pelvis. Los movimientos de rotación de las cinturas en el plano transversal se acompañan de un movimiento de balanceo de los miembros en el plano sagital. Por eso, los movimientos de balanceo de los miembros inferiores y superiores se

encuentran en oposición de fase, es decir, el miembro superior oscila hacia delante cuando el miembro inferior del mismo lado lo hace hacia atrás (y a la inversa). (Willems et al., 2012).



Figura 21. Movimientos de rotación de la cintura escapular en el plano transversal durante la marcha. (Tomado de Willems et al., 2012).

3.4. Cinética de la marcha

Dentro de la Biomecánica, la cinética (o dinámica) estudia las fuerzas que inducen el movimiento. Las interacciones entre el sistema corporal y el medio externo se denominan *fuerzas externas*. Las *fuerzas internas* son las producidas por las interacciones entre los elementos que componen el sistema corporal. Las fuerzas externas que se aplican sobre el cuerpo durante la marcha son el peso del cuerpo, aplicado en el centro de la masa corporal (COM), la fuerza que el suelo ejerce debajo de uno o ambos pies y las fuerzas de fricción del aire. En la marcha, estas fuerzas de fricción son desdeñables. (Willems et al., 2012).

La fuerza que el suelo ejerce debajo de uno o ambos pies se mide con plataformas de fuerza. Éstas se componen de una o más placas instaladas sobre el suelo. Unos sensores de fuerza, colocados debajo de las placas, miden los componentes anteroposterior (x), mediolateral (y) y vertical (z) de la fuerza de reacción del suelo para cada uno de los dos pies (derecho e izquierdo).

El componente anteroposterior de la fuerza de reacción del suelo (F_x) varía entre el -25% y el $+25\%$ del peso corporal. Durante la primera parte de la fase de apoyo, la fuerza es negativa, lo que indica que esta fuerza tiende a desacelerar el COM hacia delante. La fuerza es nula hacia el 30% del ciclo, en el momento en que el COM se encuentra en la vertical del pie apoyado. Durante la segunda parte de la fase de apoyo, la fuerza es positiva, lo que indica que la fuerza tiende a acelerar el COM hacia delante. Cabe resaltar que durante las fases de doble apoyo, el suelo genera un empuje hacia delante del pie retrasado mientras impulsa hacia atrás el pie adelantado. Por eso, la fuerza resultante tiende a acelerar el COM en la primera parte de doble apoyo y a desacelerarlo en la segunda parte. (Willems et al., 2012).

El componente lateral de la fuerza de reacción del suelo (F_y) presenta un máximo del $10\text{-}15\%$ del peso corporal durante la puesta en carga. Esta fuerza del suelo se dirige hacia fuera, lo que indica que el pie empuja hacia dentro. Durante la fase de apoyo simple, por lo general la fuerza se dirige hacia dentro, es de magnitud pequeña (representa menos del 5% del peso corporal), aunque puede presentar variaciones entre un paso y otro. (Willems et al., 2012).

A velocidad intermedia, el componente vertical de la fuerza de reacción del suelo (F_z) presenta un primer pico igual al 110% del peso corporal al final del apoyo del miembro inferior. Hacia la mitad de la fase de apoyo unipodal, esta fuerza no representa más del 80% del peso corporal. Al final del apoyo, la fuerza presenta un segundo pico

máximo en torno al 115% del peso del cuerpo. En el momento del ataque del talón, la fuerza muestra un aumento repentino, que alcanza casi el 140% del peso corporal en la mitad de la fase de doble contacto. (Willems et al., 2012).

4. EPIDEMIOLOGÍA DE LA LESIÓN DEL LCA

La rotura del LCA es una lesión muy frecuente, que además afecta a un rango de población joven y con un nivel de actividad física elevado (Monk et al., 2016). Se calcula una incidencia de 0,4-0,8 lesiones por 1000 habitantes (entre 10 y 64 años de edad) y año (Frobell et al., 2007; Gianotti et al., 2009; Ageberg et al., 2010). La rotura del LCA está relacionada con actividades deportivas como fútbol, balonmano, esquí o baloncesto en un 65-75% de los casos (Bahr y Holme, 2003; Frobell et al., 2007; Gianotti et al., 2009; Kvist et al., 2014; Monk et al., 2016), aunque aproximadamente un 25-35% de los casos se producen en el domicilio, la vía pública, centros comerciales o el lugar de trabajo (Gianotti et al., 2009). La edad media de los pacientes con una rotura de LCA es de 28-35 años, con una mayor proporción de hombres (58-73%) (Frobell et al., 2007; Gianotti et al., 2009; Kvist et al., 2014; Costa et al., 2018); sin embargo, si examinamos a poblaciones en riesgo, la incidencia es mayor en mujeres que en hombres (Hewett et al., 2006; Ageberg et al., 2010). La explicación de por qué hay más LCA rotos en hombres que en mujeres, sería porque el número de hombres que realiza actividades de riesgo para la rotura del LCA es muy superior al de mujeres que realizan este tipo de actividades (Garrick y Requa, 2001; Gianotti et al., 2009).

5. FISIOPATOLOGÍA DE LA LESIÓN DEL LCA

Se calcula que aproximadamente, en un 70% de los casos, la lesión del LCA se produce por un mecanismo indirecto (Figura 22), que suele incluir un frenado brusco combinado con un cambio de dirección, pivote o apoyo de la rodilla casi en extensión

completa tras un salto (McNair et al., 1990; Hernández et al., 2006; Hewett et al., 2006; Monk et al., 2016). Las lesiones por contacto directo implican generalmente una fuerza de traslación sobre la parte anterior de la pierna, que se encuentra fija al suelo (Hewett et al., 2006; Monk et al., 2016).

Se ha descrito que las lesiones del LCA son lesiones aisladas en un 10-30% de los casos (Frobell et al., 2007; Monk et al., 2016), en el 40-45% de los casos está asociado con alguna lesión meniscal y aproximadamente el 30-35% con otra lesión ligamentosa (Frobell et al., 2007; Costa et al., 2018).

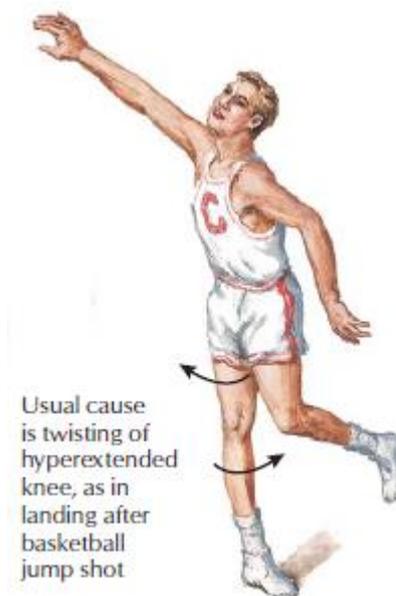


Figura 22. Mecanismo indirecto de rotura del LCA (Tomado de Fluhme et al., 2007).

6. DIAGNÓSTICO DE LA LESIÓN DEL LCA

El diagnóstico de la lesión del LCA incluye desde la anamnesis (mecanismo de acción, tiempo desde la lesión, sintomatología del paciente), la exploración física, las pruebas complementarias de imagen e incluso en ocasiones, el diagnóstico se confirma con la artroscopia (van Eck et al., 2013; Lange et al., 2015).

En una lesión aguda, el paciente presentará tumefacción de la rodilla, dolor intenso y en muchas ocasiones hemartros (Fluhme et al., 2007; van Eck et al., 2013), en cambio, en lesiones crónicas, a la inspección puede ser una rodilla normal, y predominan los síntomas de inestabilidad en vez del dolor (van Eck et al., 2013).

6.1. Test diagnósticos

Clásicamente se han descrito 3 test diagnósticos para identificar una rotura del LCA: test de Lachman, maniobra del cajón anterior y el test del *pivot shift* (Benjaminse et al., 2006; van Eck et al., 2013; Lange et al., 2015; Jarbo et al., 2017); A estos test clásicos se ha descrito más recientemente el signo de Lever o el test del signo de Lever (Lelli et al., 2016; Jarbo et al., 2017; Mulligan et al., 2017):

- Test de Lachman (Figura 23): se coloca al paciente en decúbito supino y el examinador se coloca en el lado de la pierna afecta. Con una mano se bloquea el fémur, se coloca la rodilla en 20-30° de flexión. La otra mano se coloca cogiendo firmemente la parte proximal de la tibia, y se aplica una fuerza de traslación anterior sobre la tibia. Una traslación anterior aumentada con respecto a la rodilla contralateral con un tope suave, se considera como un test de Lachman positivo, que indica una rotura del LCA (Benjaminse et al., 2006; Mulligan et al., 2017). El test de Lachman es el test más sensible para el diagnóstico de la rotura de LCA (Benjaminse et al., 2006; van Eck et al., 2013).



Figura 23. Test de Lachman (Tomado de Mulligan et al., 2017).

- Test del cajón anterior: se coloca al paciente en decúbito supino con una flexión de cadera de 45° , la rodilla flexionada 90° y la pierna en rotación neutra. El examinador estabiliza el pie del paciente con su muslo y coloca las dos manos en la parte posterior de la tibia proximal con los pulgares en la tuberosidad tibial anterior. El examinador ejerce una fuerza directa hacia delante sobre la tibia proximal y evalúa la traslación tibial anterior (Benjaminse et al., 2006).
- Test del *pivot shift*: se coloca al paciente en decúbito-supino. Se levanta la pierna del paciente extendida, ejerciendo el examinador la fuerza desde el tobillo. La mano puesta en el tobillo realiza una rotación interna de la rodilla mientras la va flexionando desde la extensión completa mientras con la otra mano aplica una fuerza de estrés en valgo con la mano en la tibia proximal. Una reducción brusca de la subluxación anterior del platillo tibial lateral indica que la prueba es positiva (Benjaminse et al., 2006). La fiabilidad de este test aumenta mucho con el paciente bajo anestesia, ya que con el paciente despierto, es más difícil realizarlo (Jarbo et al., 2017); bajo anestesia es el test más específico (van Eck et al., 2013).

- Signo de Lever o Test del signo de Lever o Test de Lever (Figura 24): se coloca al paciente en decúbito supino con la pierna sobre la camilla y la rodilla en extensión completa. El examinador pone su puño cerrado debajo del tercio proximal de la tibia, lo que produce una pequeña flexión de la rodilla. Con la otra mano, el examinador aplica una fuerza moderada hacia abajo sobre el tercio distal del muslo. Si la rodilla está intacta, el talón del paciente se levanta de la camilla, en cambio, si existe una rotura del LCA, el talón del paciente permanece apoyado en la camilla, lo que se considera como Signo de Lever o Test de Lever positivo (Lelli et al., 2016; Massey et al., 2017; Mulligan et al., 2017; Jarbo et al., 2017). Este test mantiene una sensibilidad y especificidad equiparables a las de los test clásicos, pero mejora la reproducibilidad interobservador ya que mide algo objetivo (el talón se levanta o no se levanta) (Massey et al., 2017; Mulligan et al., 2017). Es un test cómodo para el paciente, ya que evita posiciones forzadas de la pierna y por tanto, disminuye la defensa a la exploración (Jarbo et al., 2017).

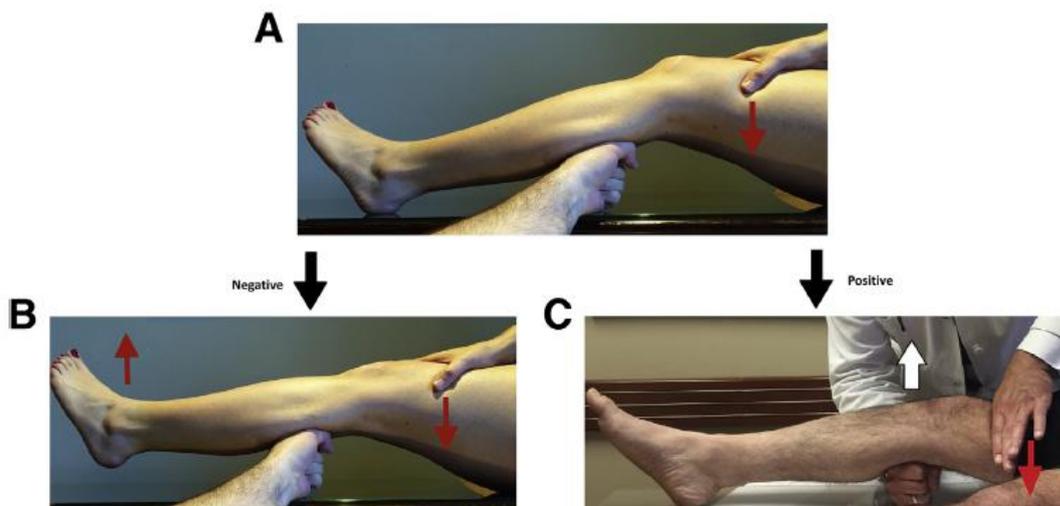


Figura 24. Signo de Lever o Test del signo de Lever o Test de Lever. A) Colocación de las manos del examinador y fuerzas ejercidas. B) Test de Lever negativo. C) Test de Lever positivo (indica rotura del LCA). (Tomado de Massey et al., 2017).

6.2. Pruebas de imagen

La radiografía simple (proyección anteroposterior y lateral) tiene utilidad para la valoración de la artrosis de la rodilla, la existencia de fracturas, la presencia de material de osteosíntesis en caso de cirugía previa, la situación de las fisis de crecimiento (en niños y adolescentes) y en ocasiones, puede observarse una fractura-avulsión en la parte más externa de la tibia proximal (fractura de Segond), que se asocia frecuentemente a una rotura o lesión del LCA (Miller, 2010a).

La resonancia magnética (RM) es válida para el diagnóstico de la rotura del LCA, y hasta en aproximadamente el 60% de los casos aporta datos que pueden modificar el manejo de la lesión (Richards et al., 2016; Ardern et al., 2018). La RM ha demostrado un alto rendimiento en el diagnóstico de las roturas completas del LCA, con una sensibilidad del 89% y una especificidad del 94% (Mackenzie et al., 1996; Richards et al., 2016), e incluso este rendimiento se está mejorando con las imágenes obtenidas con las 3-Tesla RM (Schub et al., 2012). En ocasiones se produce una mala visualización del LCA normal (5-10%), para lo que se han desarrollado una serie de secuencias específicas (secuencias sagitales, oblicuas y en volumen 3D) para evitar este error, ya que en estos pacientes, la mala visualización o ausencia de visualización, no implica que el LCA esté roto (Richards et al., 2016). Además, la RM nos permite valorar y diagnosticar lesiones meniscales, lesiones condrales, lesiones de otros ligamentos, etc. (Karlsson et al., 2011; Monk et al., 2016; Ardern et al., 2018).

A pesar de la información cada vez más fiable que aporta la RM para el diagnóstico de LCA, la mayoría de protocolos quirúrgicos para la realización de una ligamentoplastia artroscópica, incluyen una artroscopia exploradora para confirmar y valorar la lesión del LCA previo a la extracción del injerto a utilizar (Hara et al., 2005;

Sánchez Alepuz, 2010a; Sánchez Alepuz, 2010b; Karlsson et al., 2011; Maestro y Rodríguez, 2012; Hofbauer et al., 2013).

7. TRATAMIENTO DE LA LESIÓN DEL LCA

7.1. Historia del tratamiento de la rotura del LCA

La historia de la reparación del LCA ha sido recientemente revisada por Leyes y Forriol (2017). En el siglo XIX se publicaron diversos trabajos sobre la clínica y el diagnóstico de las lesiones de LCA, pero no fue hasta las primeras décadas del siglo XX cuando se encuentran las primeras referencias a la reparación o la reconstrucción del LCA. Los primeros casos publicados describen diversas técnicas de sutura directa de los restos de LCA: Mayo Robson (1903), Fritz Lange (1907), Martin Kirschner (1910), John Davis (1913), etc. Perthes (1926) propuso, además de suturar el LCA, reinsertarlo en el fémur mediante 2 cabos de alambre. En 1938 aparece por primera vez (Palmer) la idea de la reconstrucción de un doble fascículo, aunque no es hasta muchos años después cuando se estudió esta posibilidad más en profundidad y se popularizó (Fu y Karlsson, 2010). La sutura del LCA, con distintas modificaciones se siguió utilizando hasta los años 80 (Leyes y Forriol, 2017), aunque durante estos años, diversos cirujanos sostenían que el LCA no necesitaba repararse si los meniscos y el cartílago estaban sanos (Quigley, 1954; Marshall et al., 1979) y se publicaron trabajos que avalaban la ineficacia de las suturas respecto al tratamiento conservador (Sandberg et al., 1987). En 1912 Grietz realizó la primera plastia de LCA utilizando el tensor de la fascia lata (Fu et al., 2010), y en 1917, Hey-Groves desarrolló una técnica de reconstrucción del LCA mediante cintilla iliotibial, haciendo un túnel en tibia y otro en fémur, describiendo que el éxito dependía de la situación anatómica de la plastia, debiendo evitarse que quedase demasiado vertical (Fu y Karlsson, 2010; Leyes y Forriol, 2017). A lo largo del siglo XX, diversos autores describieron diferentes plastias intraarticulares, extraarticulares o mixtas,

utilizando diferentes injertos (bíceps femoral, semimembranoso, semitendinoso, tendón rotuliano, tendón cuadrípital, menisco, injerto hueso-tendón-hueso –HTH-, semitendinoso más recto interno, plastias sintéticas y diversos injertos de donante) con distintos montajes, túneles y sistemas de fijación. En 1980, Dandy realizó la primera reconstrucción de LCA asistida por artroscopia (Fu y Karlsson, 2010). En las últimas 2 décadas del siglo XX el debate sobre la plastia ideal se centró entre la utilización de injerto de tendón rotuliano (HTH) o injerto de los tendones de la pata de ganso y la utilización de autoinjertos o aloinjertos. Progresivamente, en los últimos años del siglo XX y las 2 primeras décadas del siglo XXI, las técnicas artroscópicas han ido evolucionando y ganando terreno a las reconstrucciones abiertas del LCA, por lo que, actualmente, la mayoría de cirujanos pueden realizar la reconstrucción intraarticular del LCA por vía artroscópica (Leyes y Forriol, 2017).

7.2. Tratamiento actual de la rotura del LCA

El debate sobre si el tratamiento de elección ante una rotura aguda del LCA debe ser un tratamiento conservador o quirúrgico de inicio, permanece abierto (Secrist et al., 2016; Monk et al., 2016). Se ha descrito que, tanto con un seguimiento de 2 años como de 5 años, no existen diferencias entre un protocolo de rehabilitación y cirugía precoz, frente a un protocolo de rehabilitación (tratamiento conservador), realizando la cirugía de forma diferida, solo en aquellos pacientes que permanecen sintomáticos (Frobell et al., 2010; Frobell et al., 2013; Monk et al., 2016), aunque los propios autores reconocen que en un 50% (39% con un seguimiento de 2 años (Frobell et al., 2010)) de los pacientes que siguen el tratamiento conservador, finalmente es necesaria la reparación quirúrgica de forma diferida (aunque concluyen que no hay diferencias en el resultado final –a 5 años de seguimiento-) (Frobell et al., 2013). Sí que es clara la indicación de reconstrucción del LCA en pacientes con lesión meniscal concomitante, en atletas

profesionales o en pacientes con alta demanda funcional y, aunque sea de forma diferida, en aquellos pacientes en los que haya una inestabilidad sintomática (Frobell et al., 2013; Secrist et al., 2016).

En los casos en los que se opta por el tratamiento quirúrgico, sigue habiendo numerosos focos de debate. Actualmente, la reparación artroscópica es de elección frente a la cirugía abierta, pero sigue existiendo una gran controversia sobre cuál es el mejor procedimiento para la reparación, que se focaliza en el número de fascículos (monofascículo, doble fascículo o incluso triple fascículo); la elección del injerto (aloinjerto o autoinjerto; tendones de la pata de ganso, tendón rotuliano o tendón cuadrípital); el sistema de fijación a utilizar y el número y la posición de los túneles tibiales y femorales, existiendo numerosas conformaciones y variables descritas (Otsubo et al., 2012; Lee et al., 2016; Naendrup et al., 2016; Tian et al., 2016; Aga et al., 2017; Calvo et al., 2017; Drews et al., 2017; Karikis et al., 2017; Kim et al., 2017; Lord et al., 2017; Ozel et al., 2017; Tian et al., 2017). Además, surge el debate de si es suficiente la reparación intraarticular del LCA o si es necesario reforzarlo mediante alguna plastia extraarticular (Dejour et al., 2013; Gómez et al., 2018; Geeslin et al., 2018). La existencia de tantas técnicas diferentes, es indicativo de que ninguna es claramente superior a las demás, por lo que la técnica de elección para la reconstrucción del LCA está todavía por determinar.

7.3. Número de fascículos

Como se ha descrito previamente en el apartado de anatomía, muchos autores defienden la existencia de 2 fascículos anatómicos (anteromedial y posterolateral), basándose en la inserción tibial del LCA y en el comportamiento de la orientación y tensión de las diversas fibras del LCA durante el rango de movimiento (Siebold et al., 2008; Fu y Karlsson, 2010; Sadoghi et al., 2012; Ferretti et al., 2012); incluso algunos

autores llegaron a describir 3 fascículos diferenciados (Amis y Dawkins 1991; Otsubo et al., 2012). Sin embargo, otros autores defienden que la división según la tensión de las fibras en extensión y en flexión es solo una división funcional y que anatómicamente, el LCA está formado únicamente por un haz de fibras (Mochizuki et al., 2006; Śmiglieski et al., 2015; Siebold et al., 2015). Se han descrito diversas técnicas para la reconstrucción del LCA con 2 fascículos (Hara et al., 2005; Sánchez Alepuz, 2010b; Mediavilla et al., 2011; Maestro y Rodríguez, 2012; Maestro et al., 2012; Hofbauer et al., 2013; Schreiber et al., 2017) y para la reconstrucción con 1 fascículo tanto con técnicas transtibiales (Sánchez Alepuz, 2010a; Kilinc et al., 2016; Kim et al., 2017), como utilizando un portal accesorio anteromedial o "reconstrucción anatómica" (Karlsson et al., 2011; Kilinc et al., 2016; Sukur et al., 2016). Se han publicado numerosos estudios que comparan estas técnicas, sin llegar a un consenso sobre si alguna de ellas es superior a las demás (Kondo et al., 2008; Kondo et al., 2011; Suomalainen et al., 2011; Maestro et al., 2012; Björnsson et al., 2015; Järvelä et al., 2017).

7.4. Elección del injerto

Se han utilizado numerosos tipos de injertos para la reconstrucción del LCA, que podemos agrupar en autoinjertos (isquiotibiales, tendón patelar, tendón cuadricipital), aloinjertos (isquiotibiales, tendón patelar, tendón cuadricipital, tendón de Aquiles, tibial anterior o posterior, fascia lata) e injertos artificiales (matrices, *stents* o prótesis) (Calvo et al., 2017). El injerto ideal debe tener baja morbilidad, fácil disponibilidad, generar pocas reacciones de inmunidad, larga durabilidad y permitir una fijación fuerte, que permita una rehabilitación lo más precoz posible (Calvo et al., 2017).

Se han desarrollado numerosos injertos sintéticos pero, en la actualidad, no son de elección debido a las numerosas complicaciones que han producido y a la alta tasa de fracaso (Clavo et al., 2017).

La ventaja de los aloinjertos frente a los autoinjertos es que generan menos morbilidad, ya que mantienen íntegro todo el aparato extensor y musculatura de la pierna, aunque los autoinjertos proporcionan una integración más fuerte y más rápida (Karlsson et al., 2011; Calvo et al., 2017). Los aloinjertos, además, tienen el inconveniente de la potencial transmisión de enfermedades, aunque se han descrito pocos casos en la literatura ya que se utilizan diversas técnicas para esterilizar estos injertos (Calvo et al., 2017, Tian et al., 2017). Sin embargo, los injertos de banco ofrecen un gran abanico de posibilidades, con disponibilidad de tamaños (en longitud y grosor), pudiendo elegir solo partes blandas o injerto con anclaje óseo (Calvo et al., 2017). Aunque los estudios comparativos muestran que no hay diferencias entre los aloinjertos y los autoinjertos en cuanto a nivel de actividad y funcionalidad, algunos estudios sí que han mostrado una mayor tasa de re-rotura en los aloinjertos (Karlsson et al., 2011; Tian et al., 2016). Los aloinjertos son de elección en atletas cuya funcionalidad pueda verse afectada por el daño en la zona donante, en las cirugías de revisión del LCA y en lesiones multiligamentarias (Karlsson et al., 2011; Tian et al., 2017).

Los autoinjertos son actualmente los injertos más utilizados, debido a su fácil disponibilidad, la ausencia de reacciones inmunógenas y su rápida integración (Calvo et al., 2017). Durante décadas, el patrón oro para la reconstrucción del LCA ha sido el injerto HTH con tendón patelar (Karlsson et al., 2011; Clavo et al., 2017). La principal ventaja del injerto HTH con tendón rotuliano frente al injerto con isquiotibiales es que tiene una pastilla ósea a cada lado, lo que permite una integración más rápida (6 semanas frente a 12), ya que la interfaz hueso-hueso consolida más rápido que la del tejido blando-hueso, además de que no altera la fuerza de los isquiotibiales (Karlsson et al., 2011; Calvo et al., 2017). Por el contrario, el injerto HTH tiene una mayor tasa de dolor anterior de rodilla y potencialmente una mayor atrofia del cuádriceps (Karlsson et al., 2011; Calvo et al., 2017). El injerto con isquiotibiales es más estético, genera menos

dolor en la zona donante y permite el montaje cuádruple (el más utilizado), triple o quíntuple, aunque tiene el inconveniente de que el grosor de la plastia no es previsible hasta que no se obtienen los tendones y su integración es más lenta, además de que en algunos casos deja algo más de laxitud residual que el injerto de HTH (Wipfler et al., 2011; Karlsson et al., 2011; Calvo et al., 2017). El tendón cuadricipital es un tendón menos utilizado, pero que tiene muy buenas propiedades biomecánicas, probablemente debido a su área de sección transversal y tiene una menor tasa de dolor anterior de rodilla; como inconveniente, la cicatriz es poco estética y puede comprometer el aparato extensor (Karlsson et al., 2011; Calvo et al., 2017).

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

Con los antecedentes expuestos, nos planteamos como hipótesis de trabajo que la rotura del LCA produciría alteraciones funcionales de la marcha y del equilibrio, y que el tratamiento quirúrgico mejoraría dichas alteraciones, aunque podría haber diferencias en esa mejora en función de la técnica quirúrgica utilizada.

El objetivo principal de la presente Tesis doctoral es evaluar, mediante un análisis biomecánico, la alteración funcional de la marcha y del equilibrio de pacientes con rotura del LCA y la recuperación funcional tras la intervención quirúrgica de la lesión, realizada con dos técnicas distintas: ligamentoplastia mediante la técnica del monofascículo o mediante la técnica del doble fascículo.

Los objetivos secundarios son:

1. Analizar las alteraciones funcionales del patrón de marcha, de las fuerzas ejercidas contra el suelo, la duración de las pisadas, la simetría entre ambas extremidades y la repetitividad del gesto durante la marcha, de la estabilidad rotacional de la rodilla en el eje sagital y del equilibrio con apoyo bipodal en pacientes con rotura del LCA.
2. Comparar la recuperación funcional del patrón de marcha, de las fuerzas ejercidas contra el suelo, la duración de las pisadas, la simetría entre ambas extremidades y la repetitividad del gesto durante la marcha, de la estabilidad rotacional de la rodilla en el eje sagital y del equilibrio con apoyo bipodal en pacientes con rotura del LCA tratados quirúrgicamente con dos técnicas distintas, la ligamentoplastia mediante la técnica del monofascículo o mediante la técnica del doble fascículo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para la realización de este trabajo se han estudiado 64 sujetos, 27 sujetos sanos y 37 pacientes con lesión del LCA. Los sujetos patológicos se han dividido en 2 grupos al azar. A 19 individuos se les asignó como técnica quirúrgica el monofascículo y a 18 individuos la técnica de doble fascículo. 7 estudios fueron anulados tras la intervención quirúrgica por diferentes motivos, por lo que finalmente, se han estudiado 27 individuos sanos y 30 individuos patológicos, 16 intervenidos con la técnica de ligamentoplastia monofascículo y 14 con la técnica de doble fascículo. El estudio ha sido aprobado por el comité de ética de Unión de Mutuas y todos los individuos han firmado un consentimiento informado para la inclusión en el estudio y para la realización de la intervención.

1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

1.1. Criterios de inclusión para individuos sanos

- 1- Varón adulto menor de 40 años y mayor de 16 años.
- 2- Sin patología previa ni actual a nivel de los miembros inferiores.

1.2. Criterios de inclusión para individuos patológicos

- 1- Varón adulto menor de 40 años y mayor de 16 años.
- 2- Sin patología previa a nivel de los miembros inferiores.
- 3- Sospecha clínica de rotura del LCA.
- 4- Sospecha por RM de rotura completa del LCA.

1.3. Criterios para anulación de individuos patológicos

- 1- Rotura meniscal que requiera sutura meniscal.
- 2- Ausencia de confirmación de la rotura de LCA, bien porque no haya rotura del LCA o porque la rotura del LCA sea parcial.
- 3- Incumplimiento manifiesto del protocolo de rehabilitación postoperatorio.

- 4- Aparición de alguna otra patología que comprometa la recuperación postoperatoria o pueda alterar la valoración funcional de la rodilla.

2. FASES DEL TRABAJO

1ª Fase. Estudio clínico transversal. Comparación de la funcionalidad de la rodilla de los sujetos sanos con los sujetos con una rotura completa del LCA. Se comparará la valoración funcional hecha a los sujetos sanos con la valoración preoperatoria de los sujetos patológicos. Se comparan los individuos sanos -27 sujetos- (grupo control) con los sujetos con rotura completa del LCA -30 pacientes- (grupo patológico).

2ª Fase. Estudio clínico experimental comparativo prospectivo y aleatorizado. Comparación de la funcionalidad de la rodilla de los sujetos de ambos grupos de intervención quirúrgica, y de cada uno de estos grupos con el grupo control. Se realizará la valoración postoperatoria a los 3 meses de la intervención, a los 6 meses y al año. Se compara un grupo de sujetos intervenidos con técnica monofascículo -10 pacientes- con un grupo de sujetos intervenidos con técnica de doble fascículo -9 pacientes-, y ambos con el grupo control -27 sujetos- (Tabla 1).

Tabla 1. Número de pacientes que ha realizado cada sesión dentro de cada grupo.

| SESIÓN | GRUPO CONTROL | GRUPO PATOLÓGICO | |
|----------|---------------|------------------|-----------------|
| | | MONOFASCÍCULO | DOBLE FASCÍCULO |
| Previa | 27 | 16 | 14 |
| 3 meses | | 10 | 9 |
| 6 meses | | 8 | 7 |
| 12 meses | | 8 | 5 |

3. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA

Para la valoración funcional de la rodilla se realizaron 4 pruebas a los sujetos, basadas en medidas 3D de los movimientos relativos entre el fémur y la tibia y en el análisis de las fuerzas de reacción con el suelo registradas por medio de plataforma dinamométrica: 1) prueba cinemática de la marcha; 2) prueba de análisis cinético de la marcha; 3) prueba de la marcha con pivot; y 4) prueba de equilibrio. Las pruebas se han realizado en el Centro Médico de Unión de Mutuas de Villarreal con el aparataje y material proporcionado por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV).

3.1. Prueba cinemática de la marcha

La prueba cinemática de la marcha tiene como objetivo combinar la información cinética obtenida de las plataformas de fuerzas y la información cinemática aportada por el sistema de fotogrametría para caracterizar el patrón de marcha de los sujetos participantes en el estudio. Para ello, se usa el software Kinescan/IBV sincronizado con una plataforma de fuerzas Dinascan/IBV.

Protocolo de instrumentación (Figura 25)

3 marcadores en cara lateral-externa de muslo:

- 10 cm por debajo de trocánter.
- 10 cm por encima de cóndilo femoral externo.
- Punto medio entre los dos anteriores y 3 cm anterior.

3 marcadores en cara lateral externa de pierna:

- Cabeza de peroné.
- 5 cm por encima del maléolo externo peroné.
- Punto medio entre los 2 anteriores, 3 cm anterior.

3 marcadores en el pie:

- Parte externa del talón.
- Sobre el músculo pedio.
- Cabeza de 5º metatarsiano



Figura 25. Colocación de los marcadores para la prueba cinemática de la marcha.

En esta prueba se miden las fuerzas internas y los momentos articulares en las articulaciones de la extremidad inferior (rodilla y tobillo). El valor real de la fuerza va a depender tanto de la fuerza con la que se contrae el músculo, como de la distancia que hay entre la articulación y el punto donde se aplica la fuerza ($M = F \times d$, donde F es fuerza y d es distancia). A este valor se le denomina momento de fuerza y es la magnitud física que mide el valor de las fuerzas de rotación. Como el momento de la fuerza depende de la distancia (d) sobre la que se aplica respecto al punto de giro, una misma fuerza va a tener un distinto efecto en función de la distancia a la que se aplica esta fuerza. Una gráfica tipo de esta prueba se representa en la figura 26.

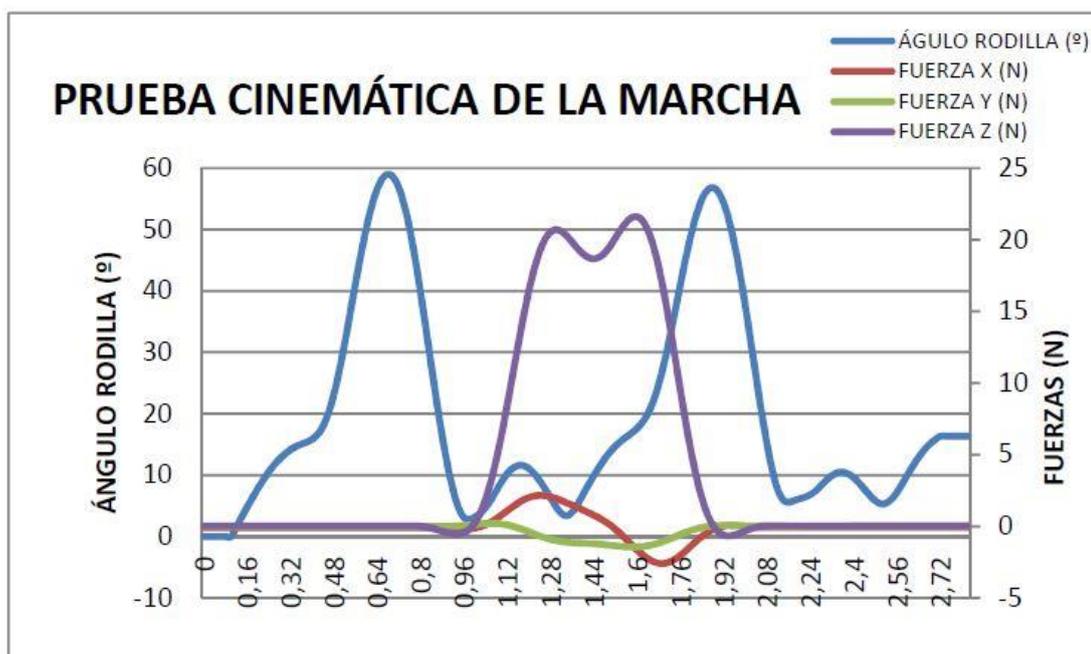


Figura 26. Gráfica tipo de la prueba cinemática de la marcha.

Las variables que se miden en esta prueba son las siguientes:

- Rango de movilidad medio de la rodilla (rang_rod), expresado en grados ($^{\circ}$).
- Rango de movilidad máximo que alcanza la rodilla (angulo_max_rod), expresado en grados ($^{\circ}$).
- Velocidad angular máxima que alcanza la rodilla (veloc_ang_max_rod), expresada en grados por segundo ($^{\circ}/\text{s}$) y relativizada al peso corporal.
- Velocidad angular media de la rodilla ($\text{veloc_ang_media_rod}$), expresada en grados por segundo ($^{\circ}/\text{s}$) y relativizada al peso corporal.
- Aceleración angular máxima de la rodilla (acel_ang_max_rod), expresada en grados por segundo al cuadrado ($^{\circ}/\text{s}^2$) y relativizada al peso corporal.
- Aceleración angular media de la rodilla ($\text{acel_ang_media_rod}$), expresada en grados por segundo al cuadrado ($^{\circ}/\text{s}^2$) y relativizada al peso corporal.
- Rango de movilidad medio del tobillo (rang_tob), expresado en grados ($^{\circ}$).

- Rango de movilidad máximo que alcanza el tobillo (angulo_max_tob), expresado en grados ($^{\circ}$).
- Velocidad angular máxima que alcanza el tobillo (veloc_ang_max_tob), expresada en grados por segundo ($^{\circ}/\text{s}$) y relativizada al peso corporal.
- Velocidad angular media del tobillo ($\text{veloc_ang_media_tob}$), expresada en grados por segundo ($^{\circ}/\text{s}$) y relativizada al peso corporal.
- Aceleración angular máxima del tobillo (acel_ang_max_tob), expresada en grados por segundo al cuadrado ($^{\circ}/\text{s}^2$) y relativizada al peso corporal.
- Aceleración angular media del tobillo ($\text{acel_ang_media_tob}$), expresada en grados por segundo al cuadrado ($^{\circ}/\text{s}^2$) y relativizada al peso corporal.
- Momento de rodilla (M_{rod}), normalizado para los percentiles 5, 50 y 95, expresados en Newton x metro (Nm) y relativizados al peso corporal.
- Momento de tobillo (M_{tob}), normalizado para los percentiles 5, 50 y 95, expresados en Newton x metro (Nm) y relativizados al peso corporal.

3.2. Prueba de análisis cinético de la marcha

La prueba de análisis cinético de la marcha consiste en un estudio biomecánico de la marcha, cuyo objetivo es registrar las posibles anomalías en la misma, derivadas de la lesión sufrida por los pacientes participantes en el presente proyecto.

El equipo de medida utilizado está formado por un pasillo de marcha instrumentada mediante una plataforma dinamométrica de tipo extensométrico DINASCAN-IBV, que registra la fuerza ejercida contra el suelo por un sujeto al caminar sobre ella (Figura 27). Utilizando el programa informático NedAMH/IBV, es posible obtener información concerniente a las características de dicha fuerza, duración de las pisadas, simetría entre ambas extremidades y repetitividad del gesto analizado.



Figura 27. Plataforma dinamométrica para el análisis cinético de la marcha (Centro Médico de Unión de Mutuas de Villarreal).

En concreto, el programa compara los parámetros obtenidos en ambas extremidades con el grupo de control más parecido al paciente en términos de edad, sexo, si va o no calzado y velocidad de marcha, extraído de la base de datos del IBV. Para los distintos parámetros analizados se obtienen los valores promedio para cada extremidad. También se expresan para cada parámetro los valores relativos obtenidos en cada extremidad, tanto la variación porcentual respecto del patrón de normalidad (considerando 100 el patrón de normalidad) como el porcentaje global de variación (promedio del resultado obtenido por las dos extremidades respecto al patrón de normalidad). Por último, el programa también calcula la reproducibilidad (Regularidad) del paso, de manera que la igualdad en la realización del gesto de marcha en las diferentes repeticiones supone la máxima puntuación (100).

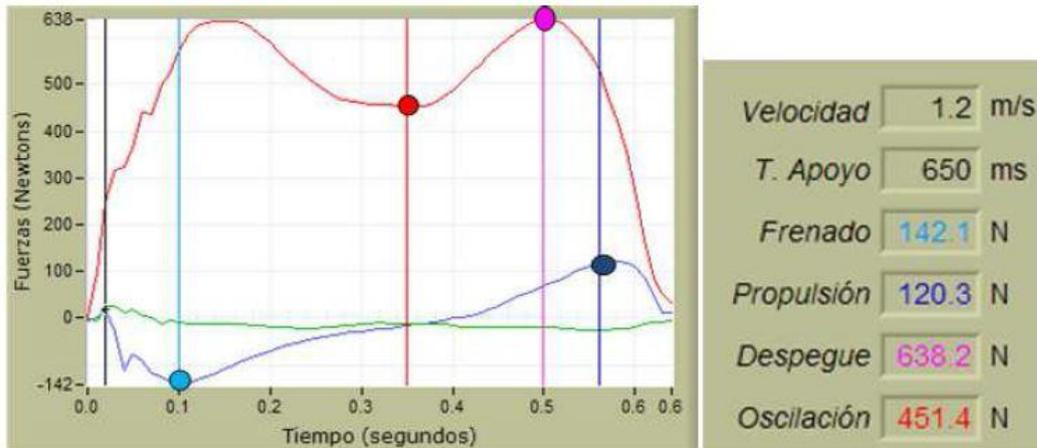


Figura 28. Gráfica tipo de la prueba de análisis cinético de la marcha.

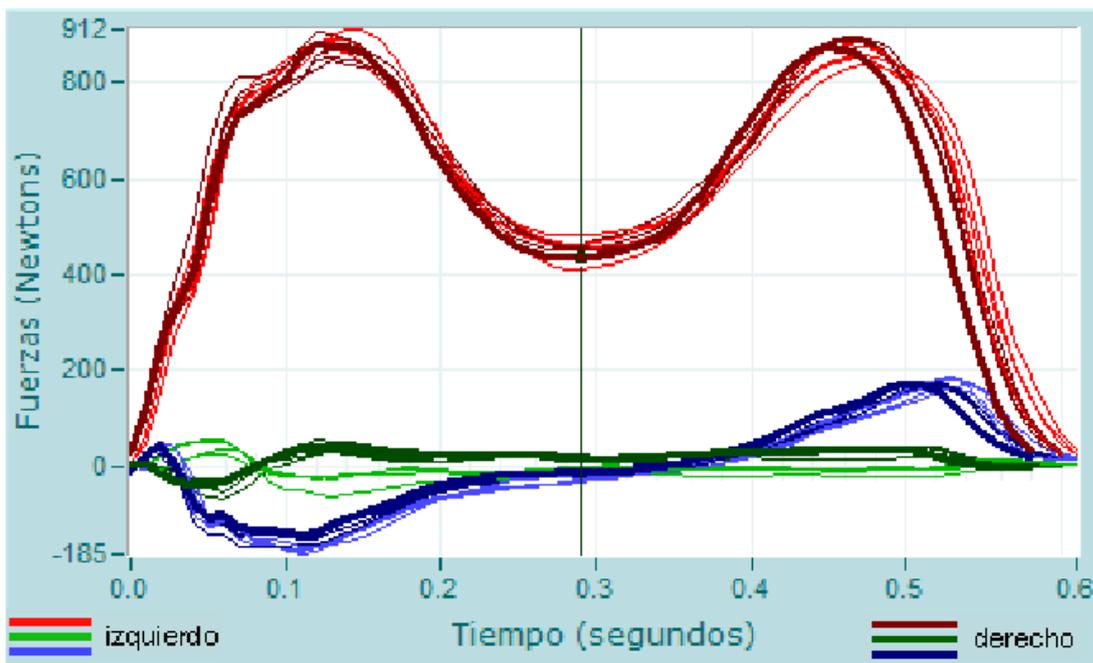


Figura 29. Fuerzas en cada eje, ambas piernas, en la prueba de análisis cinético de la marcha. La línea de color granate representa la fuerza vertical (Fz) para la pierna derecha. La línea roja representa la fuerza vertical (Fz) para la pierna izquierda. Las líneas de color verde representan las fuerzas en el eje anteroposterior (Fx) y las líneas de color azul representan las fuerzas en el eje mediolateral (Fy).

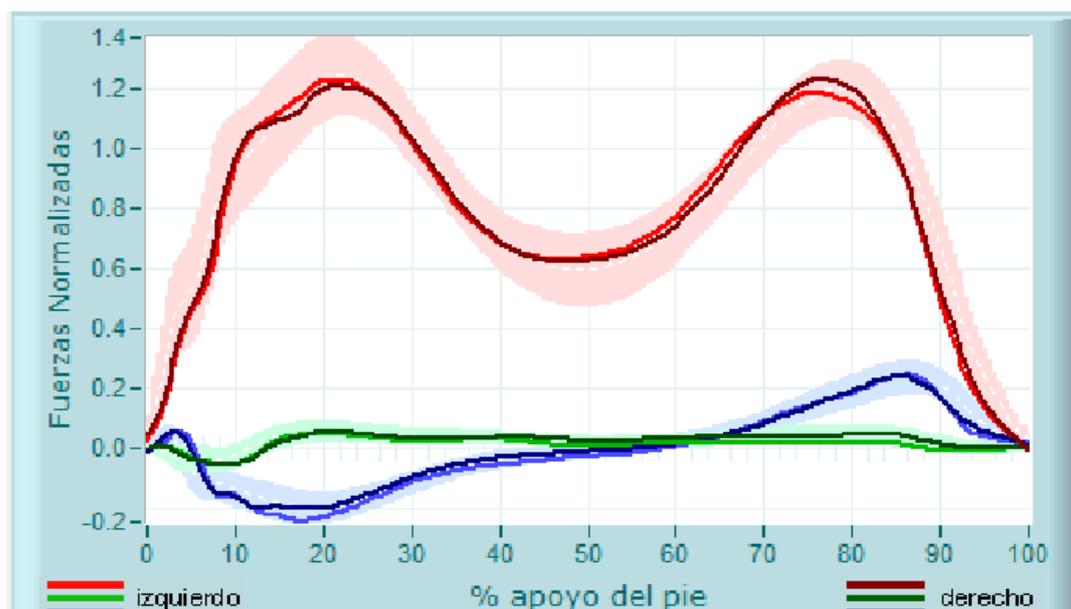


Figura 30. Fuerzas en cada eje, ambas piernas, comparación con patrón, en la prueba de análisis cinético de la marcha. La línea de color granate representa la fuerza vertical (F_z) para la pierna derecha. La línea roja representa la fuerza vertical (F_z) para la pierna izquierda. Las líneas de color verde representan las fuerzas en el eje anteroposterior (F_x) y las líneas de color azul representan las fuerzas en el eje mediolateral (F_y). Se puede apreciar el patrón de normalidad con sus bandas de dispersión para una persona de las mismas condiciones de edad, peso y sexo, y obtenido a la misma velocidad de progresión que los análisis efectuados en el paciente. Superpuesto a este podemos ver, para cada extremidad, el trazado promedio obtenido por sujeto de estudio en cada una de las piernas.

| Parámetros significativos | Promedios | |
|---|------------------|----------------|
| | Izquierda | Derecha |
| Velocidad de marcha (m/s) | 2.39 | |
| Tiempo de apoyo (s) | 0.62 | 0.60 |
| (2) Fuerza de Frenado Antero-Posterior | 0.25 | 0.21 |
| (2) Fuerza de Propulsión Antero-Posterior | 0.24 | 0.24 |
| (2) Fuerza de Despegue Vertical | 1.18 | 1.23 |
| (2) Fuerza de Oscilación | 0.63 | 0.62 |

(2) Valores normalizados por el peso.

Figura 31. Parámetros significativos obtenidos en la prueba de análisis cinético de la marcha.

| Parámetros | Izquierda | Derecha | Global | Regularidad |
|-------------------------|------------------|----------------|---------------|--------------------|
| Veloc. media | | | 200 | 100 |
| Difer. T. Apoyo | | | 100 | 100 |
| F. Frenado AP | 100 | 100 | 100 | 100 |
| F. Propulsión AP | 100 | 100 | 100 | 100 |
| F. Despegue Vert. | 100 | 100 | 100 | 100 |
| F. Oscilación | 100 | 100 | 100 | 100 |
| Morfología F. AP | 93 | 99 | 96 | 100 |
| Morfología F. ML | 90 | 100 | 95 | 95 |
| Morfología F. Vert. | 96 | 98 | 97 | 100 |
| Valoración final | 98 | 99 | 99 | 100 |

Figura 32. Parámetros significativos obtenidos en la prueba de análisis cinético de la marcha expresados como porcentaje de la capacidad de marcha.

Las variables que se miden en esta prueba son las siguientes (Figuras 28-32):

- Velocidad, expresada en m/s.
- Tiempo de Apoyo (T. apoyo): Duración del intervalo de tiempo, expresado en segundos, durante el cual cada uno de los pies está en contacto con el suelo.
- Fuerza de Frenado: Es la fuerza horizontal (anteroposterior) que ejerce el sujeto durante los primeros instantes del apoyo del talón en el suelo con la finalidad de asentar correctamente el pie en el suelo. Se expresa en porcentaje del peso corporal.
- Fuerza de Propulsión: Es la fuerza horizontal (anteroposterior) que ejerce el sujeto al final del apoyo con la finalidad de lanzar el cuerpo hacia adelante e iniciar el siguiente paso. Se expresa en porcentaje del peso corporal.

- Fuerza de Despegue: Es la fuerza vertical que ejerce el sujeto al final de apoyo con la finalidad de elevar el pie y en combinación con la fuerza de propulsión al iniciar el siguiente paso. Se expresa en porcentaje del peso corporal.
- Fuerza de Oscilación: Es la fuerza vertical que el sujeto ejerce contra el suelo en la fase media de apoyo del pie. Se expresa en porcentaje del peso corporal.
- Morfología Fx: Compara la similitud, durante el tiempo de apoyo, de la componente antero-posterior (fuerzas de frenado y propulsión) con el patrón de normalidad. Se expresa en porcentaje, de manera que el 100 se corresponde con la normalidad.
- Morfología Fy: Compara la similitud, durante el tiempo de apoyo, de la componente medio-lateral con el patrón de normalidad. Se expresa en porcentaje, de manera que el 100 se corresponde con la normalidad.
- Morfología Fz: Compara la similitud, durante el tiempo de apoyo, de la componente vertical con el patrón de normalidad. Se expresa en porcentaje, de manera que el 100 se corresponde con la normalidad.
- Valoración Global de la marcha (%): Se obtiene una valoración global de la marcha comparando los resultados obtenidos durante la valoración con la base de datos de normalidad con la que cuenta el IBV, la cual se realizó con sujetos totalmente sanos y de edades y velocidades de ejecución similares.

3.3. Prueba de la marcha con pivot

La prueba de marcha con pivot es una prueba cuyo objetivo es analizar la estabilidad rotacional de la rodilla alrededor del eje sagital.

La prueba se compone de dos fases, consistentes en una prueba de marcha a la que se ha añadido un cambio de dirección de 90 grados, pisando la plataforma de fuerzas, respecto a la trayectoria inicial. La combinación de ambas fases conforma una

rotación del cuerpo sobre la pierna de apoyo, mientras permanece inmóvil, en este momento se le aplica una rotación prácticamente pura a partir del peso corporal (Figura 33).

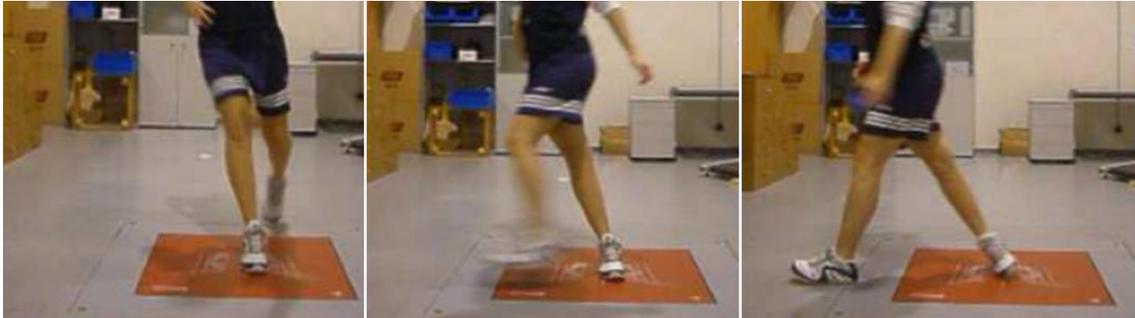


Figura 33. Cambio de dirección de 90° en la prueba de la marcha con pivot.

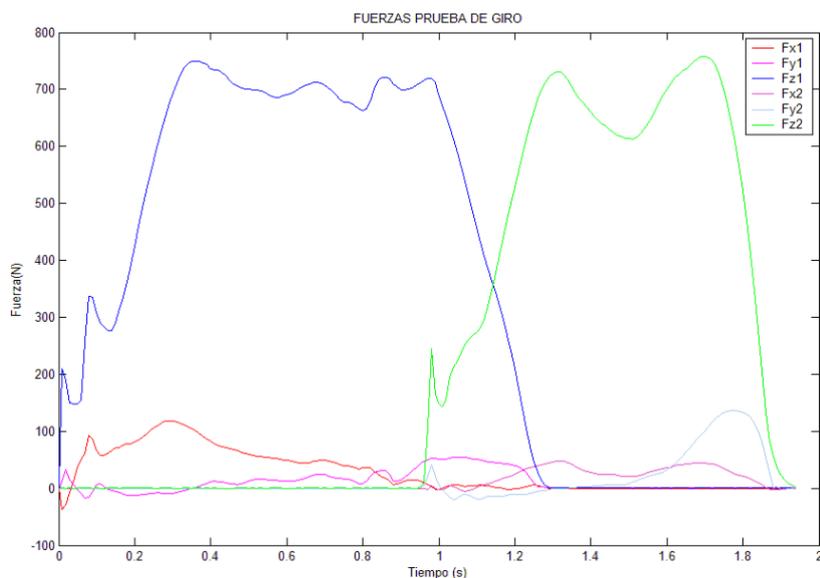


Figura 34. Gráfica tipo de la prueba de la marcha con pivot. Se observan las fuerzas de reacción en los 3 ejes, para la plataforma 1 (pie de apoyo, de azul en el eje z) y la plataforma 2 (pie de salida, de verde en el eje z). El pie de apoyo es el pie que pisa la primera plataforma, mientras que el pie de salida es el que pisa la segunda plataforma, una vez realizado el giro de 90°.

En esta prueba (Figura 34) se obtienen valores de fuerza (f) y derivada de la fuerza (df) en los ejes anteroposterior (x), mediolateral (y) y vertical (z), con los percentiles 5, 50 y 95, tanto en la pierna de apoyo como en la pierna de salida (pis2_). Los valores de la fuerza se expresan en newtons (N) y se relativizan al peso corporal; en

el eje anteroposterior, los valores positivos se refieren hacia delante y los negativos hacia atrás; en el eje mediolateral, los valores positivos al lateral y los negativos al medial, y en el eje vertical los valores positivos se refieren al sentido hacia arriba y los negativos hacia abajo.

3.4. Prueba de equilibrio

Para la realización de las pruebas de equilibrio se ha empleado el posturógrafo NedSVE/IBV que consiste en un sistema de valoración funcional de patologías del equilibrio humano basada en plataformas dinamométricas. Esta aplicación combina pruebas de valoración de posturografía estática con pruebas dinámicas, proporcionando un índice global sobre la valoración del equilibrio de un paciente (Baydal-Bertomeu et al., 2010; Lloréns et al., 2013). El equipo de medida utilizado es una plataforma dinamométrica con 4 captadores extensométricos, que permite analizar las fuerzas de acción reacción que se ejercen sobre ella, transformándolas en señales eléctricas. El sistema permite cuantificar los límites de estabilidad del paciente y ofrece 3 índices sensoriales, visual (Indice_VIS), propioceptivo somatosensorial (Indice_SOM) y vestibular (Indice_VES), que aportan información de la implicación de cada uno de estos sistemas en el equilibrio del sujeto. Además, la posturografía registra una variable correspondiente al desplazamiento rítmico del peso, que cuantifica la habilidad del paciente para desplazar su centro de presión lateralmente (control medio-lateral) y de delante a atrás (control antero-posterior). Todos los índices del sistema se muestran en porcentaje (%), de forma que resultados distintos del 100% reflejan discrepancias respecto de los valores de normalidad obtenidos por un grupo normativo ajustado a la edad y altura del paciente. De acuerdo con las especificaciones del sistema, se permite una discrepancia del 5% respecto de los valores del grupo normativo como valor límite de la normalidad para los índices sensoriales y del 15% para los límites de estabilidad y

el control rítmico y direccional, de forma que cuanto menor sea el valor de los distintos índices obtenidos mayor será el grado de afectación.

El protocolo de medida, consiste en la realización de dos tests: la evaluación sensorial dinámica y la valoración del control y habilidad, cuyas descripciones se realizan a continuación.

Evaluación sensorial dinámica. Este test está basado en el test de Romberg. El sujeto debe mantener el equilibrio en bipedestación, descalzo, con sus talones en contacto y los ejes longitudinales de los pies formando un ángulo de 30°. La posición de los brazos sigue el protocolo definido por Nashner et al. (1982). El cuello debe mantenerse en una posición neutra, sin flexo-extensión, rotación o inclinación. Siguiendo el protocolo analítico de Romberg, modificando la información somatosensorial recibida en las extremidades inferiores y eliminando secuencialmente la información visual, puede deducirse la participación de los diversos componentes sensoriales en el mantenimiento del equilibrio. El tiempo de exploración, fue de 30 segundos, con un intervalo de tiempo de un minuto entre cada una de las cuatro condiciones que se detallan a continuación:

- Romberg ojos abiertos (ROA): con los ojos fijos en una pared situada a 2,5 m. El sujeto dispone de sus tres aferencias sensoriales (somatosensorial, visual y vestibular) para mantener el equilibrio.
- Romberg ojos cerrados (ROC): se elimina la componente visual.
- Romberg ojos abiertos con gomaespuma (RGA): sobre un cojín de gomaespuma de 9 cm de altura, con una densidad de 56,7 kg/m³ y una resistencia a la deformación, según norma, de 246 N.
- Romberg ojos cerrados con gomaespuma (RGC): permaneciendo de pie sobre el cojín, el sujeto debe mantener el equilibrio exclusivamente con la información vestibular.

| | Desplaz. Total (mm) | Angulo Desplaz. (°) | Dispers X (mm) | Dispers Y (mm) | Área barrida (mm ²) | Velocidad media (m/s) | Desplazam. ML (mm) | Desplazam. AP (mm) | Fuerza Máx ML (N) | Fuerza Máx AP (N) |
|--------------------|---------------------|---------------------|----------------|----------------|---------------------------------|-----------------------|--------------------|--------------------|-------------------|-------------------|
| ROA (1) | 7.05 | 307.95 | 2.49 | 4.08 | 40.42 | 0.0096 | 13.3 | 18.6 | 4.3 | 3.6 |
| ROA (2) | 8.51 | 304.81 | 2.16 | 3.14 | 26.44 | 0.0082 | 9.5 | 16.1 | 4.0 | 2.8 |
| ROC (3) | 12.77 | 289.02 | 6.75 | 6.55 | 157.11 | 0.0234 | 33.7 | 35.6 | 9.1 | 8.3 |
| ROC (4) | 9.79 | 297.27 | 4.11 | 5.85 | 88.20 | 0.0186 | 17.6 | 27.2 | 7.6 | 6.1 |
| RGA (5) | 3.45 | 168.62 | 3.95 | 8.87 | 137.54 | 0.0206 | 22.4 | 37.2 | 8.9 | 7.9 |
| RGA (6) | 7.41 | 226.78 | 4.25 | 6.79 | 114.52 | 0.0182 | 20.9 | 34.9 | 8.7 | 8.0 |
| RGC (7) | 14.24 | 152.53 | 10.24 | 13.87 | 564.86 | 0.0391 | 47.4 | 74.0 | 22.4 | 16.3 |
| RGC (8) | 1.52 | 115.29 | 11.50 | 10.45 | 479.90 | 0.0406 | 61.1 | 59.8 | 18.5 | 16.6 |
| ROA (media) | 7.78 | 306.38 | 2.33 | 3.61 | 33.43 | 0.0089 | 11.4 | 17.4 | 4.2 | 3.2 |
| ROC (media) | 11.28 | 293.15 | 5.43 | 6.20 | 122.65 | 0.0210 | 25.6 | 31.4 | 8.3 | 7.2 |
| RGA (media) | 5.43 | 197.70 | 4.10 | 7.83 | 126.03 | 0.0194 | 21.6 | 36.0 | 8.8 | 7.9 |
| RGC (media) | 7.88 | 133.91 | 10.87 | 12.16 | 522.38 | 0.0398 | 54.2 | 66.9 | 20.4 | 16.5 |

Figura 35. Parámetros significativos obtenidos en la prueba de equilibrio en un sujeto sano.

Se efectuaron un total de 3 mediciones para cada una de las condiciones relatadas anteriormente descartando aquella que más difería de las otras dos (Figura 35). No se permitió más de tres medidas en el mismo test para evitar el factor aprendizaje. La frecuencia de muestreo se configuró a 40 Hz, durante los 30 s de medición de cada test, obteniendo un total de 1.200 medidas del centro de presión en cada una de las mediciones, una cantidad que se estima suficiente. El análisis sensorial y dinámico también incluye una evaluación dinámica de la marcha, reflejado en la variable Val_MARCHA. Adicionalmente a las pruebas estáticas basadas en el test de Romberg, la prueba de análisis dinámica de la marcha se realizó a partir de registrar un mínimo de 4 pisadas con cada uno de los pies.

Valoración del control y habilidad. La evaluación del control y de la habilidad se realizó analizando los límites de estabilidad y el control rítmico y direccional.

- Análisis de los límites de estabilidad. La prueba de los límites de estabilidad cuantifica las características del movimiento voluntario del centro de presión en bipedestación. Expresa la destreza del sujeto para variar la posición espacial de su centro de presión llevándolo al límite de su estabilidad. El test se inicia solicitando

al sujeto que se coloque en la posición descrita en el apartado anterior. Un cursor muestra la posición del centro de presión en la pantalla de manera que el explorador puede calibrar el programa haciendo que coincida la posición del centro de presión con una diana situada en el centro de una pantalla en la que también hay dibujadas, formando un círculo, 8 dianas separadas entre sí 45° , situadas en los límites teóricos de estabilidad (Figura 36). Secuencialmente se van iluminando una a una las diferentes dianas disponiendo el sujeto de 8 segundos para mover su centro de presión a cada una debiendo permanecer en ellas el mayor tiempo posible. La prueba se inicia con la diana frontal, continuando en sentido horario, hasta completar todas las dianas. La distancia, respecto a la posición central del centro de presión, a la que están situadas las dianas, depende de la edad, estatura y constitución del sujeto.

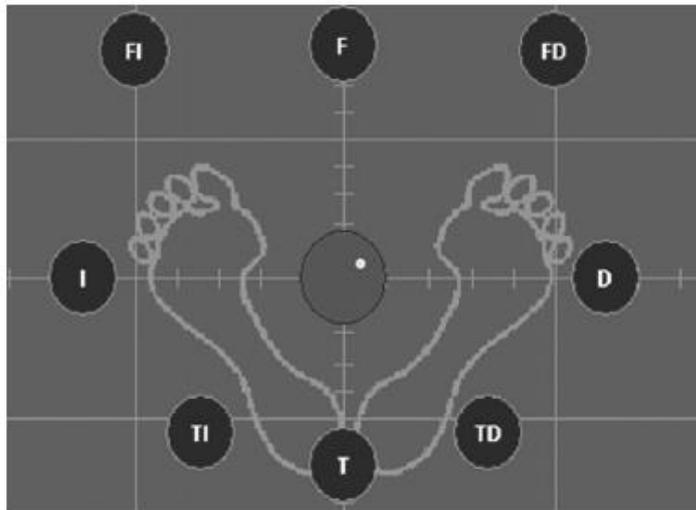


Figura 36. Análisis de los límites de estabilidad (tomado de Baydal-Bertomeu et al., 2010).

- Análisis del control rítmico y direccional. La prueba del control rítmico y direccional está basada en el desplazamiento voluntario del centro de presión siguiendo una diana móvil, visible en el monitor ubicado frente al sujeto, que va incrementando progresivamente su velocidad. La prueba consta de dos sub-test: medio-lateral y

antero-posterior con una duración de 30 segundos cada uno. Esta prueba describe la destreza del sujeto para desplazar rítmicamente la posición espacial del centro de presión tanto lateralmente como en sentido antero-posterior (Figura 37).



Figura 37. Análisis del control rítmico direccional (tomado de Baydal-Bertomeu et al., 2010).

Cálculo numérico de los índices o parámetros. A partir de las diferentes pruebas del test de Romberg se obtienen los parámetros de valoración: Val_ROA; Val_ROC; Val_RGA y Val_RGC, que se corresponden con las pruebas de Romberg ojos abiertos, Romberg ojos cerrados, Romberg con gomaespuma y ojos abiertos y Romberg con gomaespuma y ojos cerrados, respectivamente. Como se ha comentado anteriormente, la valoración estática se complementa con la evaluación dinámica de la marcha, a partir del parámetro Val_MARCHA. Con los parámetros obtenidos en la evaluación sensorial y dinámica se calcula el índice de valoración sensorial y dinámico (VAL_SENSEDIN) que cuantifica la capacidad del paciente para mantener su equilibrio tanto en bipedestación (Test de Romberg) como durante la deambulación. Este índice se calcula como promedio de los cinco índices de valoración de las pruebas del Test de Romberg (Val_ROA, Val_ROC, Val_RGA, Val_RGC) y la valoración de la prueba dinámica de la marcha (Val_MARCHA). Los índices de estabilidad sensorial y dinámico mediolateral (EstML_SENSEDIN) y anteroposterior (EstAP_SENSEDIN) se calculan como promedio de

los cuatro índices de estabilidad de las pruebas del Test de Romberg (EstML_ROA, EstAP_ROA, EstML_ROC, EstAP_ROC, EstML_RGA, EstAP_RGA, EstML_RGC, EstAP_RGC). Los límites de estabilidad están cuantificados globalmente mediante el llamado índice de valoración de los límites de estabilidad (Val_Lim_Estab) que mide la destreza del paciente para modificar la posición espacial del centro de presión dentro de los límites de su estabilidad corporal. Esto se consigue mediante el test "análisis de los límites de estabilidad" descrito anteriormente. Este test valora el tiempo de permanencia y la calidad de los movimientos del centro de presión. Los índices de valoración del control rítmico y direccional en sentido mediolateral (Val_CRD_ML) y anteroposterior (Val_CRD_AP) se obtienen analizando el control rítmico y direccional ya descrito anteriormente. Cuantifican la destreza para el control postural al variar rítmicamente la posición del centro de presión tanto en sentido antero-posterior como medio-lateral. Por último, el índice de valoración global (Val_Global) se define como el resultado de la combinación de todos los test llevados a cabo en la valoración del paciente.

4. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS

Las dos técnicas quirúrgicas utilizadas para la realización de la ligamentoplastia artroscópica del LCA han sido previamente descritas y utilizadas por diversos autores. Se han elegido 2 técnicas quirúrgicas que utilizan injerto autólogo con gracilis y semitendinoso, que se obtiene de la misma pierna lesionada.

4.1. Ligamentoplastia de LCA mediante técnica monofascículo (Sánchez Alepuz, 2010a)

Se realiza la técnica quirúrgica bajo raquianestesia. Se coloca al paciente en decúbito supino, con un manguito de isquemia en el muslo. Se coloca un soporte lateral para el muslo, que apoye en la zona del manguito y un soporte para el pie, que permita

la flexión de la rodilla a 90 y 120° (Figura 38) (Mediavilla et al., 2011). Se prepara el campo operatorio, aislando la rodilla con paños quirúrgicos estériles. Se prepara la mesa operatoria y se comprueba el instrumental.

1. **Artroscopia diagnóstica.** Se realiza el portal anterolateral o de visión y bajo visión directa el portal anteromedial o de trabajo. Se realiza una artroscopia diagnóstica y se comprueba el diagnóstico preoperatorio de rotura completa del LCA (Hara et al., 2005; Hofbauer et al., 2013). Se deben comprobar bien el compartimento anterior o femoropatelar y el compartimento medial y lateral, ya que si además de la rotura del LCA existe alguna otra lesión, debe ser tenido en cuenta para su reparación (habitualmente se realiza el tratamiento sobre la patología meniscal antes de hacer la ligamentoplastia del LCA, para evitar forzar la plastia recién colocada) (Hara et al., 2005; Wagih, 2013).



Figura 38. Colocación del paciente.

2. **Extracción del injerto autólogo.** Con la rodilla en una flexión de 90°, se realiza una incisión longitudinal comenzando 2-3 cm distal a la línea articular y 1-2 cm medial a la tuberosidad tibial anterior, incidiendo piel y tejido celular subcutáneo. Se palpan los relieves de los tendones gracilis y semitendinoso. En línea con la incisión cutánea, se hace una incisión en bloque del periostio con la fascia del sartorio y con los

tendones gracilis y semitendinoso (Miller, 2010a) (Figura 39A). A continuación se voltea la fascia del sartorio, visualizándose los tendones gracilis y semitendinoso, que deben disecarse y liberarse individualmente mediante disección digital y con tijera, liberando todas las expansiones tendinosas (Miller, 2010a) (Figura 39B). Se realizan puntos de Kackow en cada uno de los tendones con suturas resistentes (Figura 39C-D). Con la rodilla en flexión de 70-80° y realizándose una tensión suave del extremo distal de cada uno de los tendones, se avanza el tenotomo cerrado o abierto en sentido proximal hasta liberarlo completamente (figura 39E-F). La longitud de cada uno de los tendones oscila entre 24 y 40 cm.

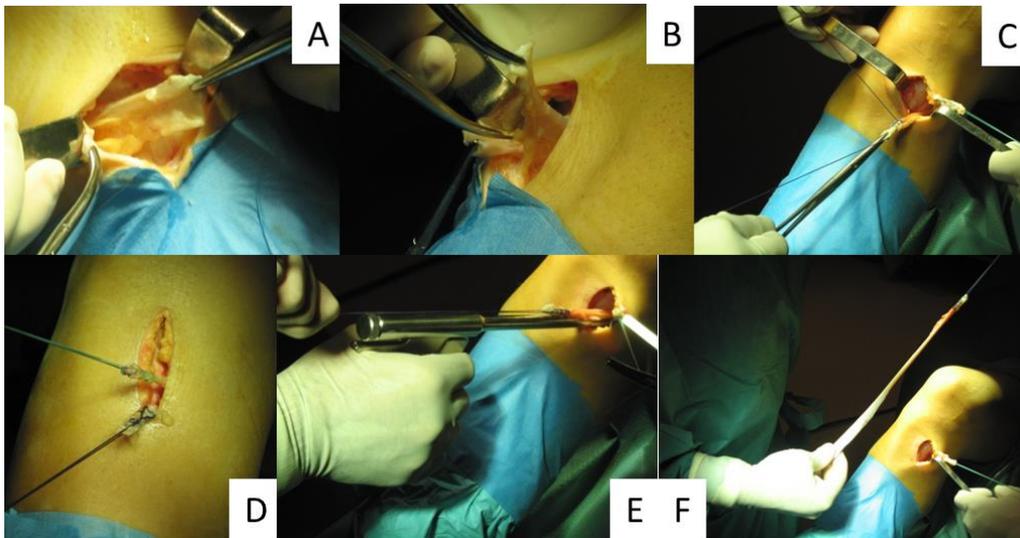


Figura 39. Extracción del injerto autólogo.

3. **Preparación de la plastia** (habitualmente la realiza el cirujano ayudante, mientras el cirujano principal prepara los túneles). Preparación del injerto en la mesa de trabajo –Graftmaster II (Smith & Nephew, Andover, MA)-, eliminando de cada uno de los tendones cualquier remanente de músculo o de expansiones tendinosas (Figura 40A-B). Se realizan puntos de Krackow en los extremos proximales de los tendones (Figura 40A-B). Se doblan los tendones por la mitad y se mide su diámetro conjunto con los

medidores cilíndricos de la caja de instrumental (generalmente, el tamaño es de 8-9 mm, aunque puede ser más grande o más pequeño). Se debe seleccionar el diámetro por el que la plastia pase más ajustada, lo que favorecerá la integración posterior tendón-hueso. Se realiza el pretensado de la plastia en el dispositivo a tal fin en la mesa de trabajo, cubriendo la plastia con gasas húmedas (Figura 40C-D).

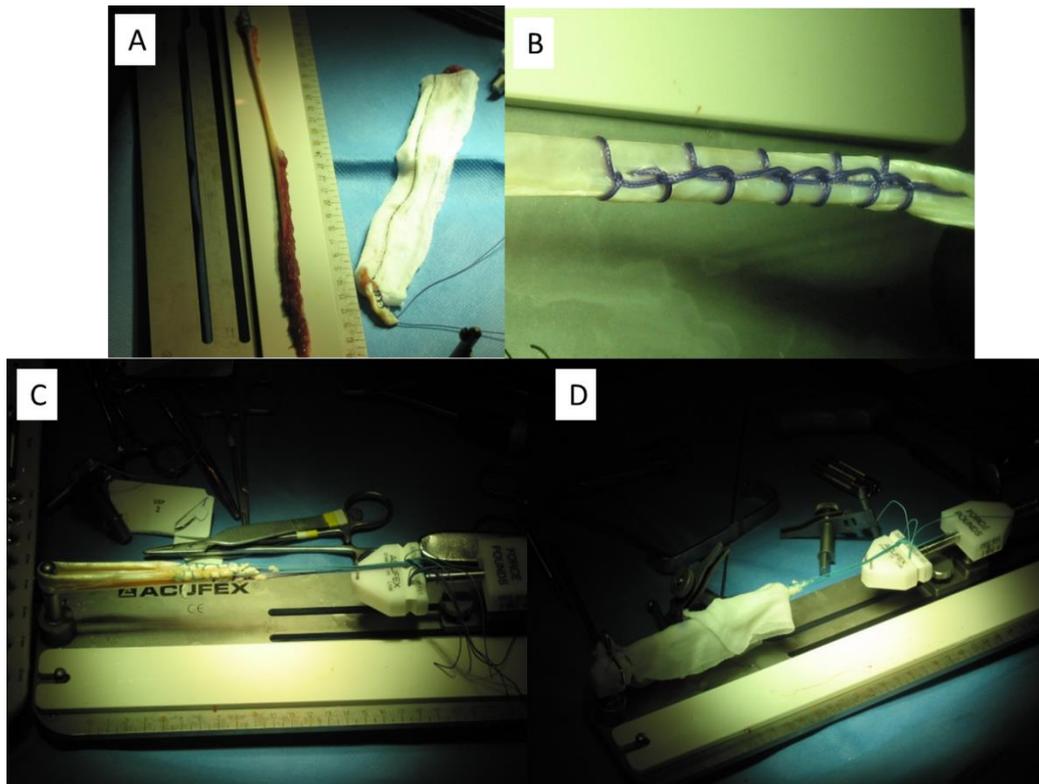


Figura 40. Preparación de la plastia.

4. **Reparación lesiones asociadas.** Antes de abordar la plastia del LCA, se repararán las lesiones condrales o meniscales que se hayan encontrado en la artroscopia diagnóstica previa (Wagih, 2013).

5. **Preparación del lecho de inserción** para la plastia de LCA. Se limpiarán cuidadosamente los restos de LCA. Se debe limpiar la escotadura intercondílea (Figura 41), identificando la cresta del residente, la parte más posterior del cóndilo lateral y la huella de inserción del LCA, que podemos señalar con ayuda del vaporizador. Si la rotura

del LCA es crónica y hay un estrechamiento de la escotadura, hay osteofitos o el paciente tiene una escotadura estrecha, se debe realizar una trocleoplastia con ayuda de una fresa para evitar que se pueda dañar o pinzar la plastia. Asimismo, se deben limpiar los restos distales del LCA, identificándose la huella de inserción distal o tibial, que se sitúa aproximadamente 7-10 mm anterior a la inserción del LCP y 6-7 mm medial a la inserción del cuerno anterior del menisco externo (Wagih, 2013).

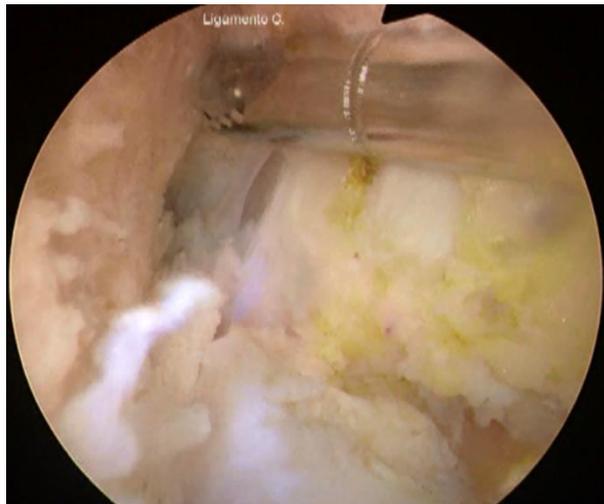


Figura 41. Preparación del lecho de inserción para la plastia.

6. **Preparación del túnel tibial.** Se emplea la guía para colocación del túnel tibial de Smith & Nephew (Andover, MA) con una inclinación entre 45 y 55° (Figura 42A). Existen dos guías tibiales, una en la que la aguja señala a la punta de la guía y la otra en la que la aguja señala al codo de la guía; ambas son válidas, aunque nosotros preferimos la guía en la que la aguja sale en la punta, ya que da una visión más exacta del punto donde va a salir la punta de la aguja (Kassam et al., 2016) (Figura 42B-C). El punto de apoyo extraarticular de la guía se sitúa aproximadamente 3,5 cm distal a la línea articular y cercana a las fibras anteriores del LCM, con una inclinación aproximada de 45° respecto a la diáfisis de la tibia (Miller, 2010a). El punto de referencia para la colocación de la guía intraarticular es el punto que coincide con el centro de la huella del LCA, que se sitúa 7-10 mm anterior al LCP y 6-7 mm medial a la inserción del cuerno

anterior del menisco externo (Shimodaira et al., 2017; Kassam et al., 2016; Miller, 2010a; Morgan et al., 1995). Una vez situada la guía en los puntos de referencia intra y extraarticular introducimos la aguja guía con ayuda de un motor. Se debe comprobar la colocación de la guía con la rodilla a 90° de flexión, en flexión máxima y en extensión. Si la colocación es adecuada, se fresa el túnel tibial con la broca canulada del tamaño de la plastia. Mientras se fresa, se debe introducir una cucharilla quirúrgica o similar, para evitar que la aguja guía se introduzca demasiado y pueda producir alguna lesión en el cartílago. Finalmente, se limpian los restos óseos con ayuda de un sinoviotomo desde el portal anteromedial y desde el propio túnel tibial.

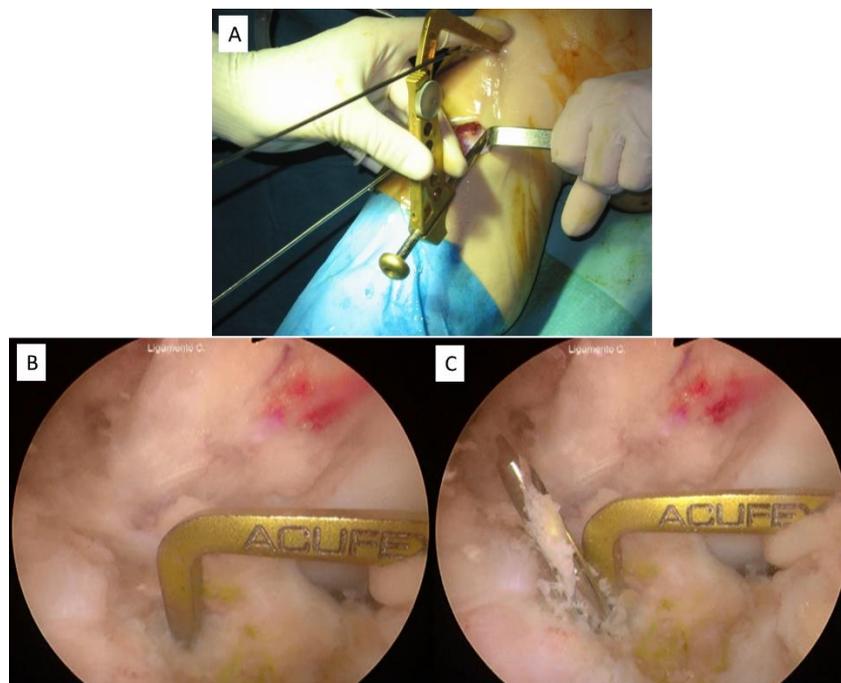


Figura 42. Preparación del túnel tibial.

7. **Preparación del túnel femoral.** Se inserta la guía femoral de Smith & Nephew (Andover, MA) a través del túnel tibial y se coloca la pestaña de la guía apoyada sobre la cortical posterior del cóndilo externo a la altura del punto elegido (Figura 43). Este punto se sitúa aproximadamente entre las 9:30 y las 10 en la rodilla derecha y entre las 1:30 y las 2 en la rodilla izquierda. Como se ha hecho el túnel tibial muy próximo a la

inserción de LCM, este punto no queda "over the top" como se ha descrito en esta técnica de forma clásica (Ahn et al., 2017; Sukur et al., 2016), sino más horizontalizado. La guía se coloca con la rodilla en una flexión de 90° y se introduce la aguja hasta que sale por la cortical lateral del fémur. Se retira la guía femoral y se fresa sobre la aguja con la broca canulada de Smith & Nephew (Andover, MA) de 4,5 mm de diámetro que está calibrada, lo que permite medir la longitud del túnel en el momento en que se fresa la cortical lateral (Miller, 2010a). La longitud del túnel suele ser aproximadamente 50-60 mm, por lo que se elige un Endobutton de 20 mm (Smith & Nephew, Andover, MA). Si el túnel fuese más corto, hay que tener en cuenta que al menos 25 mm de tendón queden incluidos en el túnel (por ejemplo, para un túnel de 40 mm, se debería elegir un Endobutton de 10 o de 15 mm). Hay que fresar el túnel sobre la aguja guía con una broca femoral del tamaño de la plastia. Para saber el tamaño de túnel que debemos fresar con este diámetro más grande, se resta el tamaño del Endobutton al tamaño del túnel de 4,5 mm de diámetro fresado (ejemplo: túnel de 50 mm y Endobutton de 20 mm; se debe fresar con la broca femoral 30 mm de túnel). Tras realizar el túnel se debe limpiar los restos de detritus óseos con un sinoviotomo.



Figura 43. Preparación del túnel femoral.

8. **Paso de la plastia a través de los túneles y fijación.** Se coloca la aguja con ojal a través de los 2 túneles, de forma que la punta de la aguja salga por la cortical lateral del fémur y se empuja hasta que salga por la parte lateral del muslo a través de la piel (Miller, 2010a). Se coloca la plastia elegida en el Endobutton, de forma que la lazada del Endobutton quede en el punto medio de ambos tendones. Se enhebran las 2 suturas del Endobutton en el ojal de la aguja transportadora. Se tira de la aguja transportadora hasta que las suturas del Endobutton salgan por la piel lateral del muslo. Una vez se tengan las suturas se debe traccionar de una de ellas (habitualmente la más gruesa de color blanco), mientras se tira de la otra (habitualmente verde) lentamente para ir acompañando; de esta forma se consigue que la chapa metálica del Endobutton ascienda por los túneles verticalmente (Figura 44A) hasta que sale por la cortical lateral del fémur, momento en el que se tracciona de la sutura blanca y de la verde alternativamente para comprobar que la chapa metálica está correctamente adosada a la cortical femoral. En este momento, se tracciona de forma mantenida de las suturas distales mientras se flexiona y extiende la rodilla 20 o 30 veces, para asentar la plastia en los túneles correctamente (Figura 44B-C). Por último se fija la plastia al túnel tibial con un tornillo interferencia Biosure (Smith & Nephew, Andover, MA) de 1 o 2 mm más grande que el túnel fresado, según la calidad del hueso.

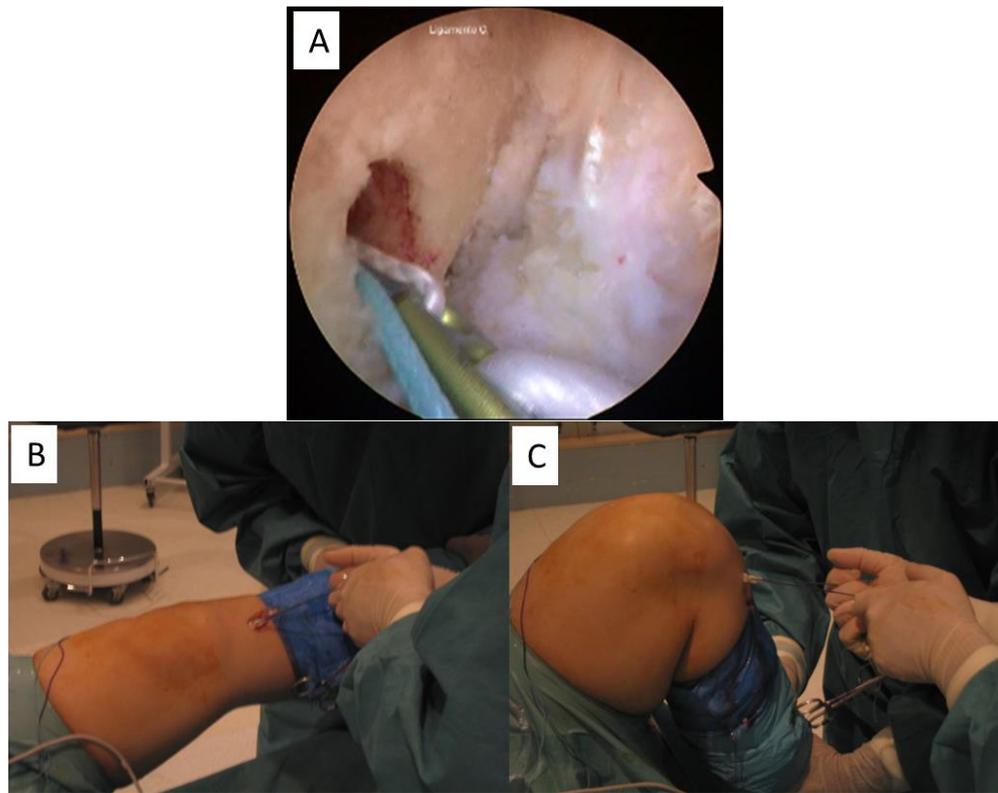


Figura 44. Paso de la plastia a través de los túneles y fijación.

9. **Cierre de incisiones.** Tras comprobar la correcta colocación de la plastia con el artroscopio se procede a la sutura de los portales y a la sutura por planos de la incisión de la zona donante.

4.2. Ligamentoplastia de LCA mediante técnica de doble fascículo (Sánchez Alepuz, 2010b)

La anestesia, colocación del paciente (Figura 38), los puntos 1 y 2 (artroscopia diagnóstica y extracción de la plastia) son iguales en las 2 técnicas, con la única diferencia de que para esta técnica se debe realizar un portal anteromedial accesorio, 1,5-2 cm medial al portal anteromedial (Karlsson et al., 2011; Hofbauer et al., 2013; Wagih, 2013; Miller, 2010b).

3. **Preparación de la plastia.** Tras extraer el gracilis y el semitendinoso, solo se aceptarán para realizar una plastia con doble fascículo si el diámetro de la plastia tiene un mínimo de 5-6 mm de diámetro y una longitud de 26 cm para el fascículo posterolateral (gracilis) y un diámetro de 6-7 mm y una longitud de 28 cm para el fascículo anteromedial (semitendinoso) (Cha et al., 2005) (Figura 45). Si no se cumplen estos requisitos y no hay disponible injerto heterólogo, es preferible realizar una plastia monofascículo. Al igual que en la técnica monofascículo, se realizan puntos de Krackow en los extremos proximales de los tendones y se mide cada uno de los tendones por separado, se doblan los tendones por la mitad y se mide su diámetro conjunto con los medidores cilíndricos de la caja de instrumental. Se realiza el pretensado de la plastia en el dispositivo a tal fin en la mesa de trabajo, cubriendo la plastia con gasas húmedas.



Figura 45. Preparación de la plastia.

4. **Reparación lesiones asociadas.** Igual que en la técnica de monofascículo (Wagih, 2013).
5. **Preparación del lecho de inserción** para la plastia de LCA. Igual que en la técnica de monofascículo. Además se debe identificar en la pared medial del cóndilo

femoral lateral los puntos de inserción de los fascículos posterolateral y anteromedial. A nivel de la inserción tibial, también se marcarán los puntos de entrada para los 2 fascículos (Hofbauer et al., 2013; Wagih, 2013; Cha et al., 2005).

6. **Preparación de los túneles tibiales.** Primero se realizará el túnel para el fascículo posterolateral (Shimodaira et al., 2017) (Figura 46A-B). Se elige como punto de entrada en la cortical medial de la tibia un punto muy cercano a las fibras del LCM y con ayuda de la guía tibial (Smith & Nephew, Andover, MA), puesta a 55°, se sacará la aguja en la zona más posterolateral de la huella de inserción del LCA en la tibia (Shimodaira et al., 2017; Cha et al., 2005). Para el túnel del fascículo anteromedial (Figura 46C-D) se coloca la guía a 45°, el punto de entrada extraarticular será más lateralizado, aproximadamente 1 cm medial a la tuberosidad tibial anterior y algo más próximo a la línea articular (Shimodaira et al., 2017; Cha et al., 2005). El punto de entrada intraarticular es más medial y anterior que el del fascículo PL, a continuación de la inserción del cuerno anterior del menisco externo y solo 2-3 mm posterior (Shimodaira et al., 2017; Cha et al., 2005). Los túneles se perforan con brocas del mismo diámetro que las plastias y debe quedar al menos 1 cm de puente óseo tanto intraarticular como extraarticular (Hofbauer et al., 2013). (Figura 47).

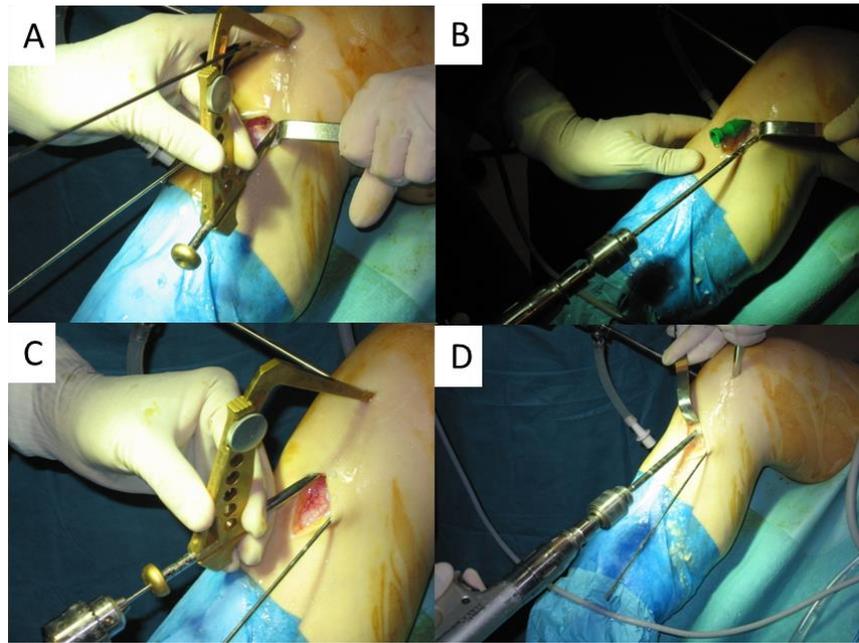


Figura 46. Preparación de los túneles tibiales.

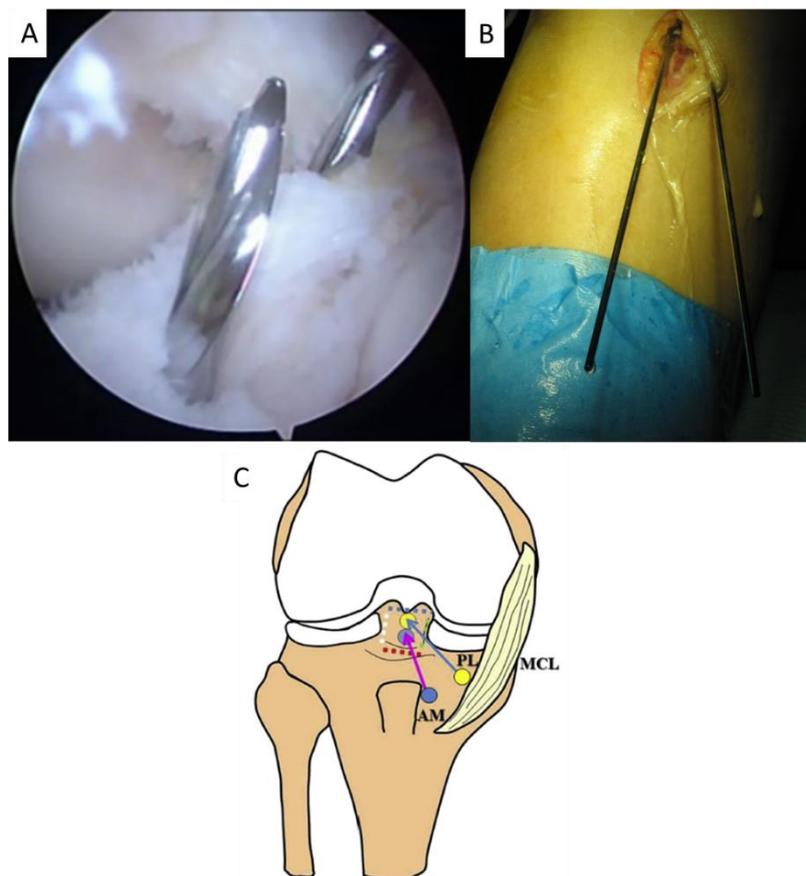


Figura 47.- Perforación de los túneles tibiales. C tomado de Shimodaira et al., 2017.

7. **Preparación de los túneles femorales.** La técnica de realización de los túneles es idéntica a la de la técnica para ligamentoplastia monofascículo. Primero se realiza el túnel para el fascículo anteromedial (Figura 48A). Se introduce la guía femoral (Smith & Nephew, Andover, MA) por el túnel para el fascículo anteromedial de la tibia y se sitúa la guía en el cóndilo femoral lateral aproximadamente ente las 10:30 y las 11 en rodillas derechas y entre la 1 y la 1:30 en rodillas izquierdas (Cha et al., 2005, Miller, 2010b). Para la realización del túnel femoral para el fascículo posterolateral (Figura 48B) se introduce la guía femoral por el portal anteromedial accesorio y se sitúa a las 9:30 en rodillas derechas y a las 2:30 en rodillas izquierdas. Cuando esté la guía en el lugar deseado, se flexiona la rodilla a 110° (para evitar que en la salida de la aguja guía se lesione el nervio ciático poplíteo externo) y se introduce la aguja guía (Cha et al., 2005). Con las agujas guía colocadas se realizan los túneles con la broca del diámetro correspondiente a la medición hecha sobre la plastia (Wagih, 2013). El túnel para el fascículo anteromedial suele tener 50-60 mm y el túnel para el fascículo posterolateral suele ser más corto, aproximadamente de 30 mm, por lo que generalmente se utilizará un Endobutton (Smith & Nephew, Andover, MA) de 20 para el fascículo anteromedial y uno de 10 o 15 mm para el fascículo posterolateral.

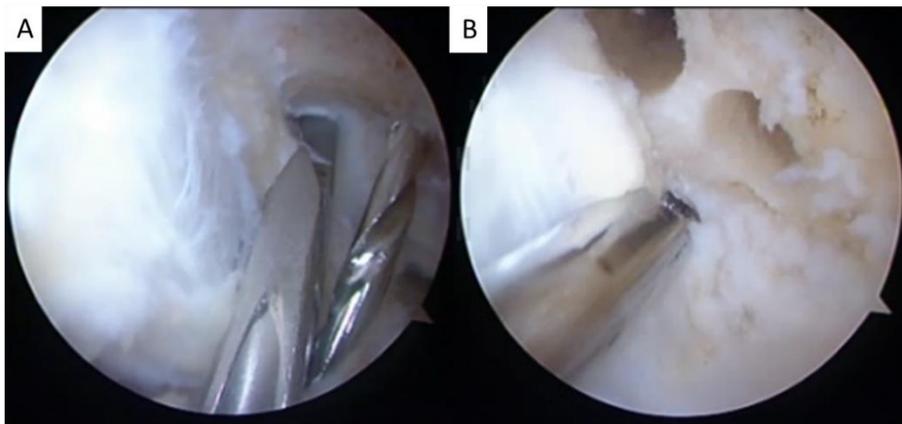


Figura 48. Preparación de los túneles femorales.

8. **Paso de la plastia a través de los túneles y fijación.** Primero se coloca la plastia del fascículo posterolateral (Miller, 2010b). Para ello se introduce un hilo transportador mediante la aguja guía por el túnel femoral correspondiente (la aguja guía se ha introducido en el túnel a través del portal anteromedial accesorio) y se recupera retrógradamente mediante unas pinzas artroscópicas por el túnel tibial posterolateral (Cha et al., 2005). Se pasan los hilos del Endobutton sobre este hilo transportador y se coloca la plastia igual que en la técnica monofascículo. La plastia del fascículo anteromedial se coloca igual que la de la técnica monofascículo, directamente con la aguja guía y sin necesidad de hilo transportador (Cha et al., 2005) (Figura 49). Una vez tenemos las dos plastias ancladas a la cortical lateral del fémur mediante dos Endobutton se procede al asentamiento de la plastia con 20-30 ciclos de flexo-extensión de la rodilla (Cha et al., 2005) (Figura 44). Por último se fijan las dos plastias a la tibia mediante 2 tornillos Biosure (Smith & Nephew, Andover, MA) de 1 o 2 mm mayores al diámetro de los túneles. La plastia del fascículo posterolateral se fija primero con la rodilla con una flexión de 15° manteniendo la tensión de la plastia y a continuación se fija la plastia del fascículo anteromedial con la rodilla con una flexión de 60° también manteniendo la tensión de la plastia (Cha et al., 2005, Miller, 2010b).

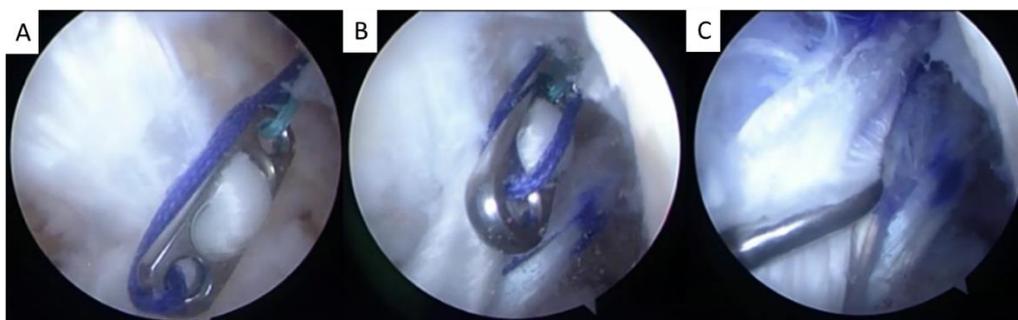


Figura 49. Paso de la plastia a través de los túneles.

9. **Cierre de incisiones.** Tras comprobar la correcta colocación de la plastia con el artroscopio se procede a la sutura de los portales y a la sutura por planos de la incisión de la zona donante.

5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS

La recogida de datos ha sido realizada respetando la confidencialidad y el anonimato de los pacientes, y se han incorporado a una base de datos Microsoft Excel 2013. Una vez obtenidos los resultados para cada una de las pruebas, el tratamiento estadístico se llevó a cabo con el paquete estadístico SPSS 22. Para cada una de las variables se ha calculado la media y el error estándar de la media (EEM) de los sujetos pertenecientes a cada grupo. Se ha realizado una prueba de normalidad para variables cuantitativas (test de Shapiro-Wilk) y de homogeneidad de las varianzas (Levene). Las comparaciones entre las medias de las variables de cada uno de los grupos según el tipo de intervención, el tiempo de medida y la patología del sujeto se han realizado mediante un análisis de la varianza (ANOVA) de una vía con un test *post hoc* de comparaciones múltiples (paramétricos – Bonferroni –, o no paramétricos – Mann-Whitney o Kruskal Whalis –, en función de los resultados de las pruebas de normalidad y de homogeneidad de las varianzas). Se consideraron diferencias estadísticamente significativas para valores de $p < 0,05$.

RESULTADOS

1. DATOS EPIDEMIOLÓGICOS DE LOS SUJETOS ESTUDIADOS

En el presente estudio han participado 27 sujetos sanos y 30 sujetos con rotura del LCA. La edad (30 ± 1 años), el peso (82 ± 2) y la estatura (176 ± 1 cm) de los sujetos con rotura del LCA no fueron significativamente diferentes de los correspondientes valores de los sujetos del grupo control (31 ± 1 años, 79 ± 2 kg y 175 ± 1 cm) (Figuras 50-52).

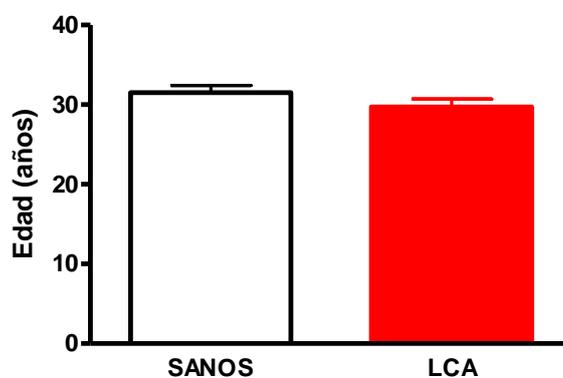


Figura 50. Edad de los sujetos control (SANOS, n=27) y de los sujetos con rotura del LCA (n=30). Los valores se expresan como media \pm EEM.

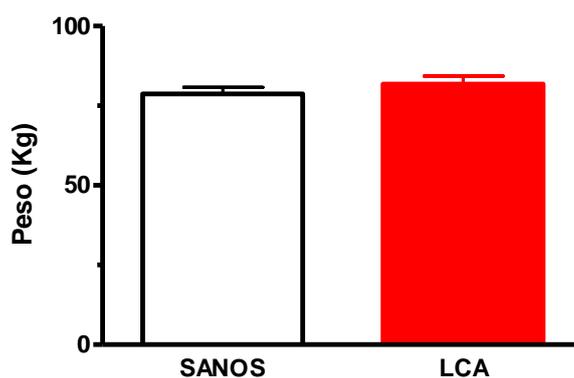


Figura 51. Peso de los sujetos control (SANOS, n=27) y de los sujetos con rotura del LCA (n=30). Los valores se expresan como media \pm EEM.

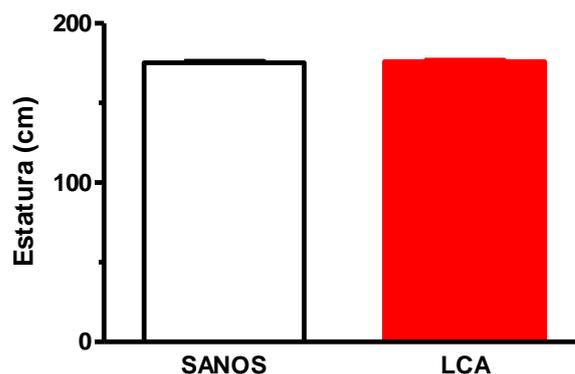


Figura 52. Estatura de los sujetos control (SANOS, n=27) y de los sujetos con rotura del LCA (n=30). Los valores se expresan como media \pm EEM.

2. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA EN SUJETOS CON ROTURA LCA

2.1. Prueba cinemática de la marcha

La prueba cinemática de la marcha se ha realizado en sujetos sanos y en sujetos con rotura del LCA. En estos últimos, se ha obtenido cada uno de los distintos parámetros tanto para la pierna sana como para la pierna lesionada. Los datos se presentan en la Tabla 2.

En la pierna sana de los sujetos con rotura LCA, la aceleración angular máxima de la rodilla, el momento de rodilla normalizado percentiles 5 (Mrod_norm_p5) y 50 (Mrod_norm_p50) y el momento de tobillo normalizado percentil 50 (Mtob_norm_p50) fueron significativamente mayores que en sujetos sanos; en la pierna con rotura LCA el ángulo máximo de rodilla fue significativamente menor y el momento de rodilla y tobillo normalizados percentil 50 (Mrod_norm_p50 y Mtob_norm_p50) fueron significativamente mayores que en sujetos sanos (Figura 53).

La velocidad angular media rodilla, el momento de rodilla normalizado percentil 5 (Mrod_norm_p5) y la velocidad angular media de tobillo fueron significativamente menores en la pierna lesionada que en la pierna sana, sin presentar diferencias

significativas en ninguno de los casos respecto del valor obtenido en sujetos sanos (Figura 53).

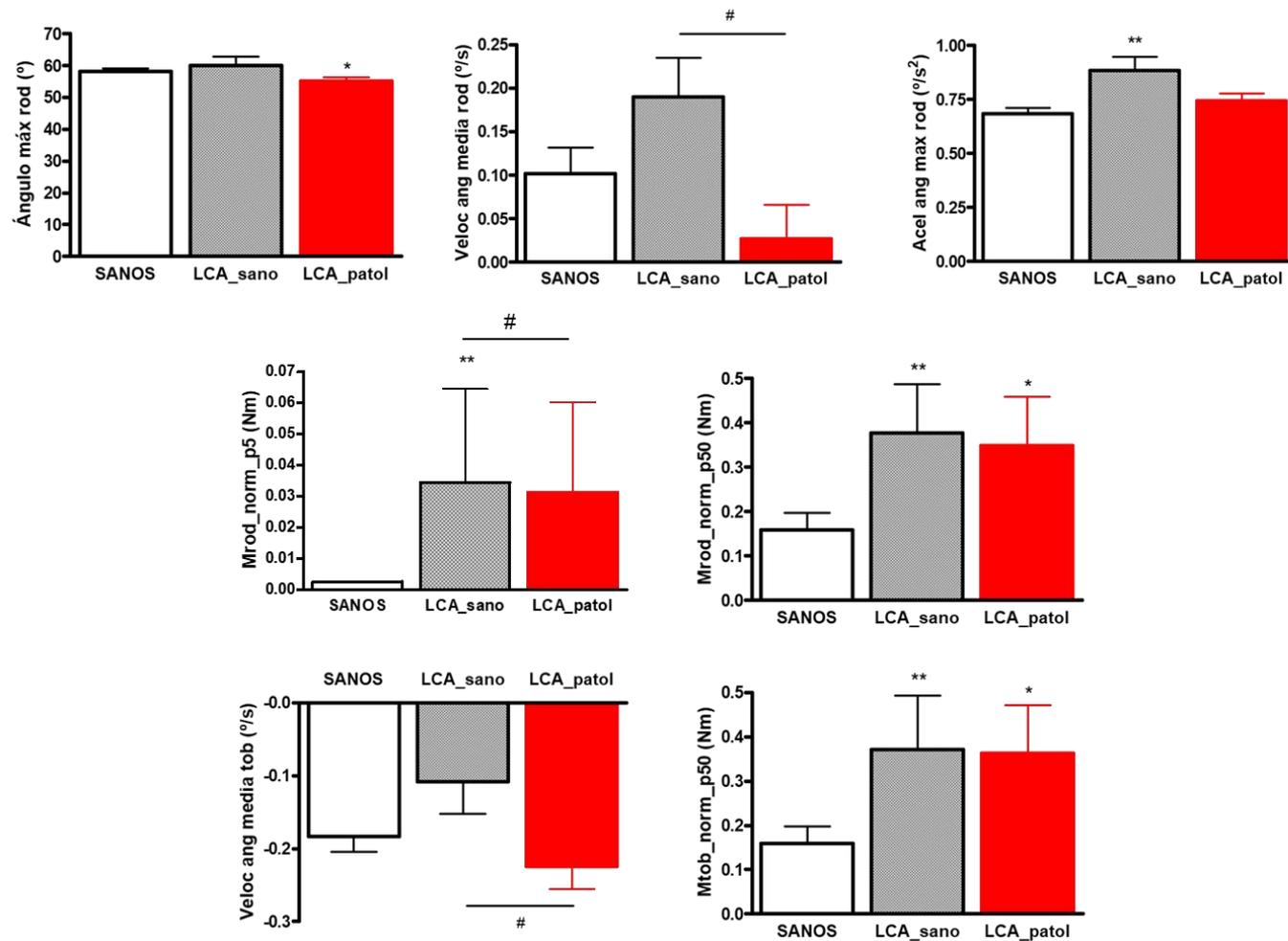


Figura 53. Ángulo máximo de rodilla, velocidad angular media de rodilla, aceleración angular máxima de rodilla, momentos de rodilla normalizados percentiles 5 y 50, velocidad angular media de tobillo y momento de tobillo normalizado percentil 50 en la prueba cinemática de la marcha en sujetos control (SANOS, n=50) y en sujetos con rotura del LCA (n=30), tanto en la pierna sana (LCA_sano) como en la pierna lesionada (LCA_patol). Los valores se expresan como media \pm EEM. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$ Significativamente diferente respecto de sujetos control. # $p < 0,05$; ## $p < 0,01$ Significativamente diferente respecto de LCA_sano.

Tabla 2. Prueba cinemática de la marcha en sujetos control y sujetos con rotura de LCA, pierna sana y pierna lesionada.

| | CONTROL | | LCA_SANA | LCA_PATOL | n |
|---------------------|--------------------|----|--------------------|--------------------|----|
| | Media ± EEM | n | Media ± EEM | Media ± EEM | |
| rang_rod | 56,7287 ± 0,8199 | 50 | 59,2721 ± 2,6049 | 54,2918 ± 1,2412 | 30 |
| angulo_max_rod | 58,1555 ± 0,8122 | 50 | 60,0985 ± 2,8350 | 55,2224 ± 1,1668 * | 30 |
| veloc_ang_max_rod | 4,3689 ± 0,1129 | 50 | 4,6634 ± 0,2256 | 4,4375 ± 0,1403 | 30 |
| veloc_ang_media_rod | 0,1015 ± 0,0301 | 50 | 0,1902 ± 0,0450 | 0,0265 ± 0,0395 ## | 30 |
| acel_ang_max_rod | 0,6853 ± 0,0256 | 50 | 0,8837 ± 0,0637 ** | 0,7432 ± 0,0337 | 30 |
| acel_ang_media_rod | 0,0413 ± ,0042 | 50 | 0,0479 ± 0,0058 | 0,0300 ± 0,0076 | 30 |
| rang_tob | 29,9802 ± 1,2570 | 50 | 33,2478 ± 3,8022 | 30,9477 ± 1,3332 | 30 |
| angulo_max_tob | 32,1686 ± 1,3967 | 50 | 34,2378 ± 3,9109 | 32,2868 ± 1,4363 | 30 |
| veloc_ang_max_tob | 2,7222 ± 0,1357 | 50 | 3,2288 ± 0,2820 | 3,1414 ± 0,2135 | 30 |
| veloc_ang_media_tob | -0,1844 ± 0,0213 | 50 | -0,1077 ± 0,0447 | -0,2251 ± 0,0313 # | 30 |
| acel_ang_max_tob | 0,5809 ± 0,0275 | 50 | 0,6716 ± 0,0711 | 0,6025 ± 0,0337 | 30 |
| acel_ang_media_tob | -0,0061 ± 0,0051 | 50 | -0,0109 ± 0,0068 | 0,0050 ± 0,0074 | 30 |
| peso | 796,9070 ± 14,2932 | 50 | 812,5921 ± 36,2828 | 802,4376 ± 36,4641 | 30 |
| Mrod_norm_p95 | 1,9457 ± 0,0626 | 50 | 2,0193 ± 0,1418 | 1,9897 ± 0,1359 | 30 |
| Mrod_norm_p50 | 0,1561 ± 0,0367 | 50 | 0,3779 ± 0,1148 ** | 0,3506 ± 0,1083 * | 30 |
| Mrod_norm_p5 | 0,0026 ± 0,0002 | 50 | 0,0344 ± 0,0300 ** | 0,0313 ± 0,0288 # | 30 |
| Mtob_norm_p95_ | 1,9212 ± 0,0470 | 50 | 1,9648 ± 0,1474 | 2,0039 ± 0,1270 | 30 |
| Mtob_norm_p50_ | 0,1597 ± 0,0387 | 50 | 0,3720 ± 0,1211 ** | 0,3635 ± 0,1082 * | 30 |
| Mtob_norm_p5_ | 0,0011 ± 0,0002 | 50 | 0,0408 ± 0,0374 | 0,0391 ± 0,0378 | 30 |

Los valores se expresan como media ± EEM. * p<0,05; ** p<0,01 Significativamente diferente respecto de CONTROL. # p<0,05; ## p<0,01 Significativamente diferente respecto de LCA_sana.

2.2. Prueba de análisis cinético de la marcha

La prueba de análisis cinético de la marcha se ha realizado en sujetos sanos y en sujetos con rotura del LCA. Los datos se presentan en la Tabla 3.

Tabla 3. Análisis cinético de la marcha en sujetos control y sujetos con rotura de LCA.

| | CONTROL | | LCA | |
|------------------------------|--------------------|----|----------------------|----|
| | Media \pm EEM | n | Media \pm EEM | n |
| Velocidad_ms_dcha | 1,38 \pm 0,06 | 24 | 1,40 \pm 0,04 | 30 |
| T,Apoyo_s_dcha | 0,64 \pm 0,01 | 24 | 0,63 \pm 0,01 | 30 |
| Frenado_N_dcha | 157,61 \pm 7,06 | 24 | 164,21 \pm 11,47 | 30 |
| Propulsión_N_dcha | 184,67 \pm 6,63 | 24 | 188,97 \pm 7,99 | 30 |
| Despegue_N_dcha | 877,68 \pm 23,99 | 24 | 896,09 \pm 27,57 | 30 |
| Oscilación_N_dcha | 527,67 \pm 24,03 | 24 | 557,75 \pm 23,99 | 30 |
| Velocidad_ms_izqda | 1,37 \pm 0,06 | 24 | 1,39 \pm 0,03 | 30 |
| T,Apoyo_s_izqda | 0,65 \pm 0,01 | 24 | 0,63 \pm 0,01 | 30 |
| Frenado_N_izqda | 163,34 \pm 6,80 | 24 | 172,15 \pm 9,04 | 30 |
| Propulsión_N_izqda | 176,62 \pm 6,51 | 24 | 187,06 \pm 9,58 | 30 |
| Despegue_N_izqda | 856,90 \pm 22,58 | 24 | 900,95 \pm 28,65 | 30 |
| Oscilación_N_izqda | 532,59 \pm 23,24 | 24 | 564,18 \pm 22,21 | 30 |
| Velocidad_100 | 106,14 \pm 4,43 | 24 | 107,09 \pm 2,66 | 30 |
| T,Apoyo_100 | 100,07 \pm 0,04 | 24 | 99,40 \pm 0,47 | 30 |
| Frenado_100 pisa_I_sano | 109,25 \pm 3,84 | 48 | 105,19 \pm 2,43 | 30 |
| Frenado_100 pisa_I_afecto | | | 101,99 \pm 1,56 ** | 30 |
| Propulsión_100 pisa_I_sano | 110,88 \pm 3,06 | 48 | 102,88 \pm 1,29 * | 30 |
| Propulsión_100 pisa_I_afecto | | | 103,01 \pm 1,67 * | 30 |
| Despegue_100 pisa_I_sano | 101,45 \pm 1,73 | 48 | 101,39 \pm 1,39 | 30 |
| Despegue_100 pisa_I_afecto | | | 98,31 \pm 1,11 * | 30 |
| Oscilación_100 pisa_I_sano | 107,48 \pm 3,16 | 48 | 101,86 \pm 1,07 | 30 |

| | CONTROL | | LCA | |
|--------------------------------|------------------|----|----------------------|----|
| | Media \pm EEM | n | Media \pm EEM | n |
| Oscilación_100 pisa_I_afecto | | | 100,52 \pm 0,40 ** | 30 |
| MorfologiaFx_100 pisa_I_sano | 87,01 \pm 2,23 | 48 | 91,20 \pm 1,23 | 30 |
| MorfologiaFx_100 pisa_I_afecto | | | 93,12 \pm 0,99 * | 30 |
| MorfologiaFy_100 pisa_I_sano | 81,93 \pm 2,39 | 48 | 82,31 \pm 2,62 | 30 |
| MorfologiaFy_100 pisa_I_afecto | | | 81,53 \pm 2,98 | 30 |
| MorfologiaFz_100 pisa_I_sano | 89,78 \pm 1,70 | 48 | 90,59 \pm 1,46 | 30 |
| MorfologiaFz_100 pisa_I_afecto | | | 91,19 \pm 1,01 | 30 |
| Global_100 pisa_I_sano | 94,49 \pm 0,77 | 48 | 95,31 \pm 0,54 | 30 |
| Global_100 pisa_I_afecto | | | 95,44 \pm 0,49 | 30 |
| Reg,Velocidad_100 | 99,99 \pm 0,01 | 24 | 99,32 \pm 0,68 | 30 |
| Reg,T,Apoyo_100 | 99,87 \pm 0,09 | 24 | 100,00 \pm 0,00 | 30 |
| Reg,Frenado_100 | 89,58 \pm 4,31 | 24 | 96,85 \pm 1,10 | 30 |
| Reg,Propulsión_100 | 92,77 \pm 4,31 | 24 | 95,67 \pm 1,94 | 30 |
| Reg,Despegue_100 | 89,99 \pm 5,38 | 24 | 92,51 \pm 3,53 | 30 |
| Reg,Oscilación_100 | 94,60 \pm 4,20 | 24 | 97,87 \pm 1,01 | 30 |
| Reg,MorfologiaFx_100 | 98,30 \pm 0,48 | 24 | 98,44 \pm 0,25 | 30 |
| Reg,MorfologiaFy_100 | 95,16 \pm 1,86 | 24 | 96,97 \pm 0,81 | 30 |
| Reg,MorfologiaFz_100 | 96,84 \pm 1,37 | 24 | 97,27 \pm 0,47 | 30 |
| Reg,Global_100 | 95,33 \pm 2,10 | 24 | 97,23 \pm 0,71 | 30 |

Los valores se expresan como media \pm EEM. * $p < 0,05$ y ** $p < 0,01$ Significativamente diferente respecto de CONTROL

En la pierna sana de los sujetos con rotura LCA, la Propulsión_100 fue significativamente menor que en sujetos sanos; en la pierna con rotura LCA el Frenado_100, Propulsión_100, Despegue_100 y Oscilación_100 fueron

significativamente menores y la Morfología Fx_100 fue significativamente mayor que en sujetos sanos (Figura 54).

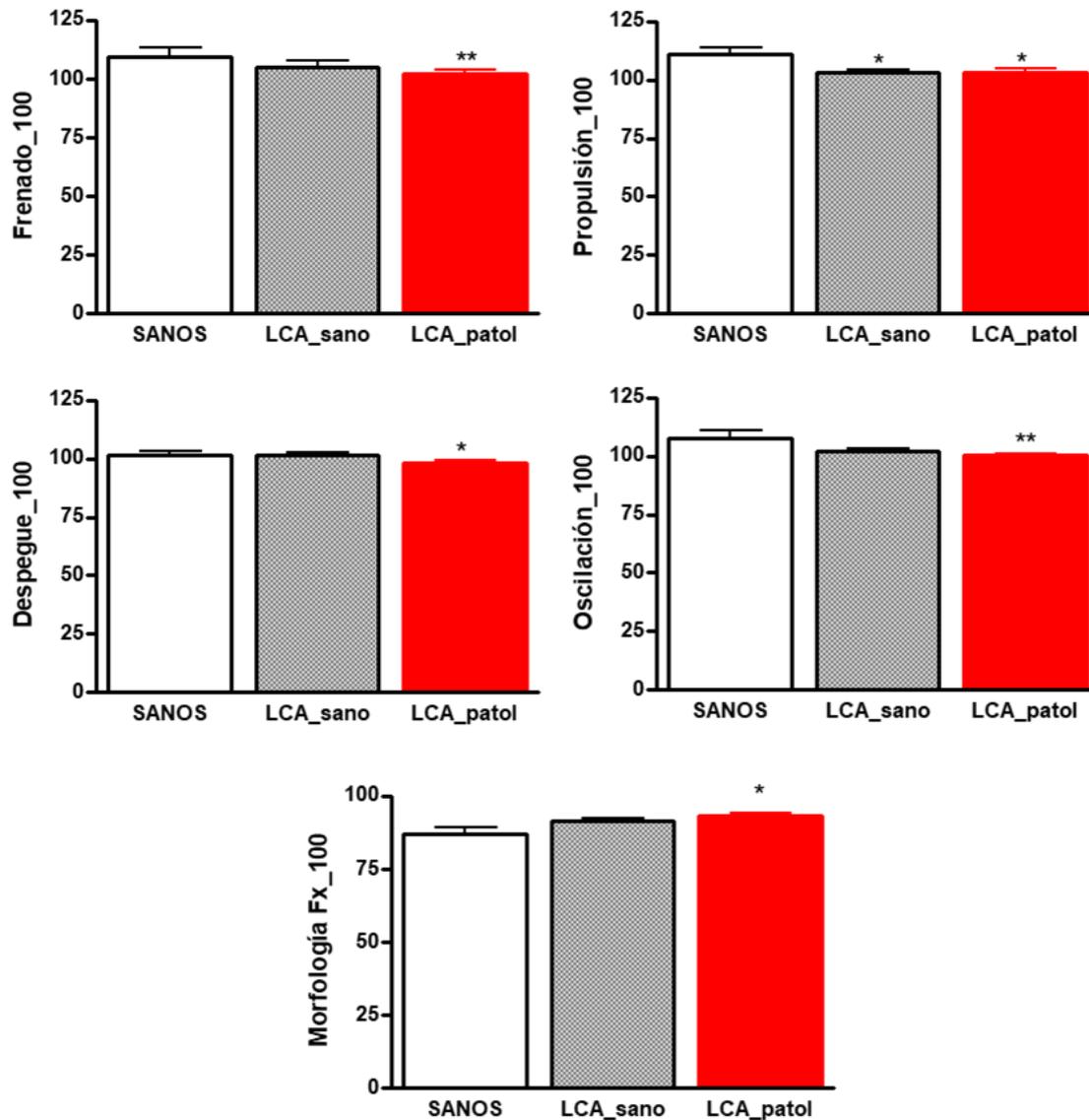


Figura 54. Análisis cinético de la marcha en sujetos control (SANOS, n=24) y en sujetos con rotura del LCA (n=30), tanto en la pierna sana (LCA_sano) como en la pierna lesionada (LCA_patol). Los valores se expresan como media \pm EEM. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$ Significativamente diferente respecto de sujetos control.

2.3. Prueba de la marcha con pívot

La prueba de la marcha con pívot se ha realizado en sujetos sanos y en sujetos con rotura del LCA. En estos últimos, se ha obtenido cada uno de los distintos parámetros

tanto para la pierna sana como para la pierna lesionada. Los datos se presentan en la Tabla 4.

Tabla 4. Prueba de la marcha con pivot en sujetos control y sujetos con rotura de LCA, pierna sana y pierna lesionada.

| | CONTROL | | LCA_SANA | LCA_PATOL | n |
|-----------|----------------------|----|-------------------------|-------------------------|----|
| | Media ± EEM | n | Media ± EEM | Media ± EEM | |
| fx_pct5 | -0,617583 ± 0,077655 | 50 | -0,822723 ± 0,104551 | -0,576212 ± 0,112779 | 30 |
| fy_pct5 | -0,045379 ± 0,010262 | 50 | -0,030347 ± 0,020104 | -0,215986 ± 0,150335 | 30 |
| fz_pct5 | -0,046337 ± 0,005583 | 50 | -0,019388 ± 0,005222 ** | -0,021086 ± 0,004554 ** | 30 |
| fx_pct50 | -0,004282 ± 0,002930 | 50 | -0,027597 ± 0,015140 ** | -0,016298 ± 0,004708 * | 30 |
| fy_pct50 | 0,013838 ± 0,004214 | 50 | 0,034900 ± 0,021072 | 0,039857 ± 0,020250 | 30 |
| fz_pct50 | 0,003894 ± 0,000926 | 50 | 0,007526 ± 0,003244 | 0,008160 ± 0,002705 | 30 |
| fx_pct95 | 0,638091 ± 0,077158 | 50 | 0,691277 ± 0,256401 | 1,514302 ± 0,801920 | 30 |
| fy_pct95 | 0,464531 ± 0,029106 | 50 | 0,609817 ± 0,134420 | 0,810812 ± 0,338508 | 30 |
| fz_pct95 | 9,169723 ± 0,231377 | 50 | 11,891960 ± 2,718054 | 16,181783 ± 6,616309 * | 30 |
| dfx_pct5 | -0,021473 ± 0,001360 | 50 | -0,025316 ± 0,007844 | -0,035951 ± 0,014699 | 30 |
| dfy_pct5 | -0,011395 ± 0,001136 | 50 | -0,014737 ± 0,003567 | -0,024548 ± 0,011496 ** | 30 |
| dfz_pct5 | -0,131324 ± 0,005160 | 50 | -0,137009 ± 0,033266 ** | -0,172907 ± 0,059114 * | 30 |
| dfx_pct50 | -0,000001 ± 0,000000 | 50 | 0,000004 ± 0,000002 ** | -0,000016 ± 0,000014 | 30 |

| | CONTROL | | LCA_SANA | LCA_PATOL | |
|---------------|----------------------|----|------------------------|------------------------|----|
| | Media ± EEM | n | Media ± EEM | Media ± EEM | n |
| dfy_pct50 | 0,000005 ± 0,000004 | 50 | 0,000006 ± 0,000004 | 0,000014 ± 0,000010 * | 30 |
| dfz_pct50 | -0,000007 ± 0,000002 | 50 | -0,000030 ± 0,000011 * | -0,000041 ± 0,000022 * | 30 |
| dfx_pct95 | 0,021624 ± 0,001189 | 50 | 0,028540 ± 0,006137 | 0,024909 ± 0,005468 | 30 |
| dfy_pct95 | 0,013702 ± 0,000919 | 50 | 0,022153 ± 0,004255 ** | 0,031566 ± 0,014429 ** | 30 |
| dfz_pct95 | 0,126270 ± 0,006348 | 50 | 0,137281 ± 0,042210 ** | 0,155737 ± 0,042277 | 30 |
| pis2_fx_pct5 | -0,277359 ± 0,041318 | 50 | -0,366743 ± 0,057402 | -0,232465 ± 0,055834 | 30 |
| pis2_fy_pct5 | -0,091732 ± 0,012862 | 50 | -0,052053 ± 0,015331 * | -0,100875 ± 0,028102 | 30 |
| pis2_fz_pct5 | -0,052977 ± 0,004009 | 50 | -0,031317 ± 0,005038 * | -0,034583 ± 0,005264 * | 30 |
| pis2_fx_pct50 | -0,016274 ± 0,004265 | 50 | -0,016307 ± 0,005313 | -0,016550 ± 0,008210 | 30 |
| pis2_fy_pct50 | 0,011062 ± 0,003411 | 50 | 0,017216 ± 0,004353 | 0,030836 ± 0,008084 * | 30 |
| pis2_fz_pct50 | 0,000354 ± 0,001320 | 50 | -0,001487 ± 0,001261 | -0,001238 ± 0,001178 | 30 |
| pis2_fx_pct95 | 0,317610 ± 0,057491 | 50 | 0,394627 ± 0,205513 | 0,668127 ± 0,340051 | 30 |
| pis2_fy_pct95 | 0,598843 ± 0,051818 | 50 | 0,739305 ± 0,175890 | 1,132400 ± 0,462493 ** | 30 |
| pis2_fz_pct95 | 8,882068 ± 0,246572 | 50 | 11,431929 ± 2,598618 | 15,514233 ± 6,285770 | 30 |
| pis2_dfx_pct5 | -0,011885 ± 0,000928 | 50 | -0,015641 ± 0,006239 | -0,015523 ± 0,003724 | 30 |

| | CONTROL | | LCA_SANA | LCA_PATOL | |
|----------------|------------------------|----|--------------------------|--------------------------|----|
| | Media ± EEM | n | Media ± EEM | Media ± EEM | n |
| pis2_dfy_pct5 | -0,016662 ± 0,001305 | 50 | -0,015116 ± 0,002503 | -0,016398 ± 0,001578 | 30 |
| pis2_dfz_pct5 | -0,081895 ± 0,003438 | 50 | -0,089358 ± 0,022853 ** | -0,102750 ± 0,027861 | 30 |
| pis2_dfx_pct50 | -0,0000016 ± 0,0000004 | 50 | 0,0000034 ± 0,0000012 ** | 0,0000032 ± 0,0000013 ** | 30 |
| pis2_dfy_pct50 | -0,000004 ± 0,000000 | 50 | -0,000002 ± 0,000001 | 0,000002 ± 0,000004 | 30 |
| pis2_dfz_pct50 | -0,000003 ± 0,000001 | 50 | 0,000002 ± 0,000005 * | 0,000001 ± 0,000004 | 30 |
| pis2_dfx_pct95 | 0,012575 ± 0,000909 | 50 | 0,016774 ± 0,004795 | 0,015694 ± 0,002896 | 30 |
| pis2_dfy_pct95 | 0,022344 ± 0,001057 | 50 | 0,036522 ± 0,009637 ** | 0,053131 ± 0,023442 ** | 30 |
| pis2_dfz_pct95 | 0,151915 ± 0,005028 | 50 | 0,158100 ± 0,041496 ** | 0,193147 ± 0,062087 ** | 30 |

Los valores se expresan como media ± EEM. *p<0,05 y ** p<0,01 Significativamente diferente respecto de CONTROL

En el eje anteroposterior (Figura 55), la fuerza en percentil 50 (fx_pct50) fue significativamente mayor en los sujetos con rotura del LCA que en sujetos control, tanto en la pierna lesionada como en la pierna sana, y la derivada de la fuerza percentil 50 (dfx_pct50) fue significativamente mayor en la pierna sana que en sujetos control, sin presentar diferencias significativas entre ambas piernas en sujetos lesionados para ninguna de las dos variables.

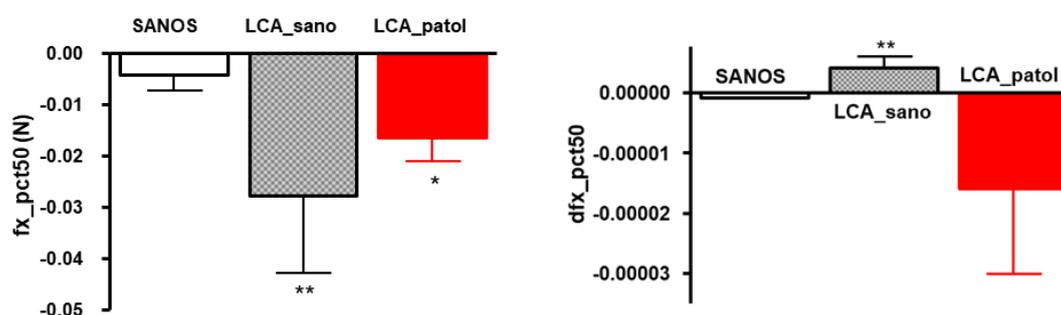


Figura 55. Prueba de la marcha con pívot, fuerza y derivada de la fuerza en el eje anteroposterior x, en las dos piernas de sujetos control (SANOS, n=50) y en sujetos con rotura del LCA (n=30), tanto en la pierna sana (LCA_sano) como en la pierna lesionada (LCA_patol). Los valores se expresan como media \pm EEM. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$ Significativamente diferente respecto de sujetos control.

En relación al eje mediolateral (Figura 56), en comparación con los sujetos sanos, los sujetos con rotura del LCA presentaron en la pierna de salida valores de fuerza menores en la pierna sana en el percentil 5 ($pis2_fy_pct5$) y significativamente mayores en la pierna lesionada para los percentiles 50 ($pis2_fy_pct50$) y 95 ($pis2_fy_pct95$), sin diferencias significativas en el resto de valores de fuerza. Además, en la pierna de apoyo, los valores de la derivada de la fuerza en el percentil 5 (dfy_pct5) y en el percentil 50 (dfy_pct50) fueron mayores que en sujetos control en la pierna lesionada; los valores de derivada de la fuerza percentil 95 (dfy_pct95) fueron significativamente más altos en la pierna lesionada y en la pierna sana, tanto en la primera pisada (pierna de apoyo) como en la segunda pisada (pierna de salida).

En el eje vertical (Figura 57) la fuerza percentil 5 (fz_pct5) fue significativamente menor que en sujetos control en la pierna lesionada, tanto en la primera pisada (pierna de apoyo) como en la segunda pisada (pierna de salida), mientras que en la pierna sana fue significativamente mayor en la pierna de apoyo y menor en la pierna de salida. En la primera pisada, la fuerza percentil 95 (fz_pct95) fue significativamente mayor en la pierna lesionada que en sujetos control, y la derivada de la fuerza eje z percentiles 5 (dfz_pct5) y 50 (dfz_pct50) fue significativamente mayor que en sujetos control en la pierna lesionada y en la pierna sana, y en el percentil 95 (dfz_pct95) fue significativamente mayor en la pierna sana que en sujetos control. En la segunda pisada (pierna de salida), los valores de la derivada de la fuerza percentil 5 ($pis2_dfz_pct5$) fueron significativamente mayores y los de percentil 50 ($pis2_dfz_pct50$) fueron significativamente menores en la pierna sana que en sujetos control, mientras que los valores correspondientes al percentil 95 ($pis2_dfz_pct95$) fueron significativamente mayores que en sujetos control tanto en la pierna sana como en la pierna lesionada para la pierna de salida.

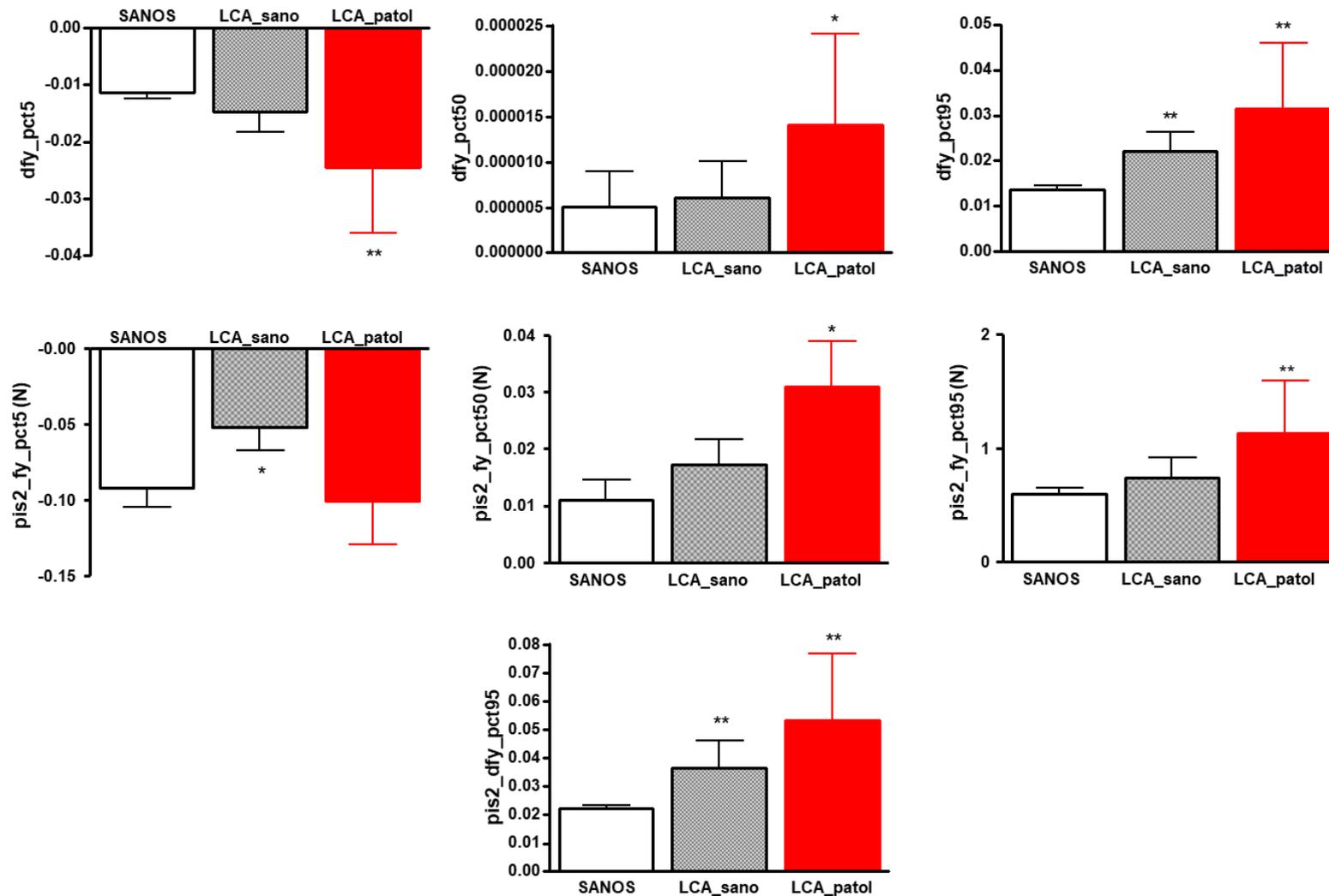


Figura 56. Prueba de la marcha con pívot, fuerza y derivada de la fuerza en el eje mediolateral y, en las dos piernas de sujetos control (SANOS, n=50) y en sujetos con rotura del LCA (n=30), tanto en la pierna sana (LCA_sano) como en la pierna lesionada (LCA_patol). Los valores se expresan como media ± EEM. * p<0,05; ** p<0,01 Significativamente diferente respecto de sujetos control.

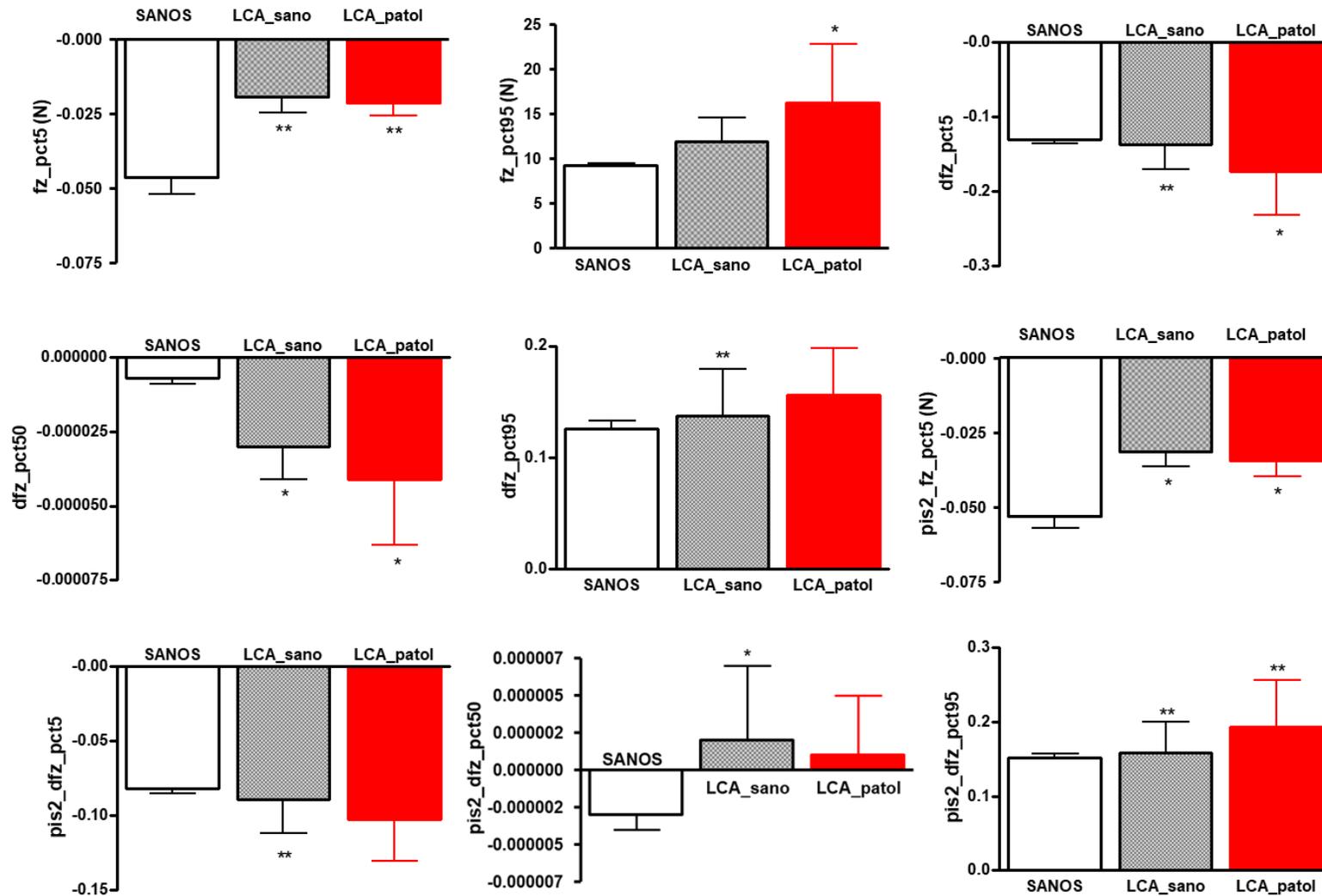


Figura 57. Prueba de la marcha con pívot, fuerza y derivada de la fuerza en el eje vertical z, en las dos piernas de sujetos control (SANOS, n=50) y en sujetos con rotura del LCA (n=30), tanto en la pierna sana (LCA_sano) como en la pierna lesionada (LCA_patol). Los valores se expresan como media \pm EEM. * p<0,05; ** p<0,01 Significativamente diferente respecto de sujetos control.

2.4. Prueba de equilibrio

La prueba de equilibrio se ha realizado en sujetos sanos y en sujetos con rotura del LCA. Los datos se presentan en la Tabla 5. No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre sujetos lesionados y sujetos sanos en ninguno de los parámetros analizados con esta prueba salvo en el test Romberg sobre gomaespuma con ojos abiertos (RGA), que fue significativamente menor en sujetos con rotura del LCA que en sujetos sanos (Figura 58).

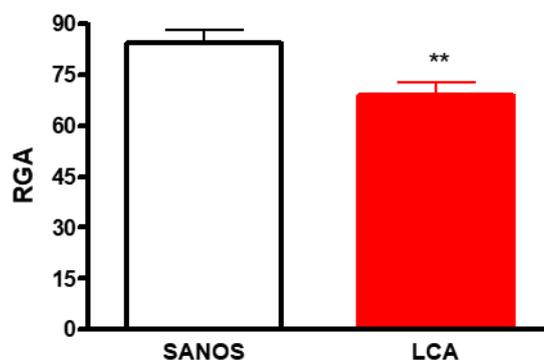


Figura 58. Prueba de equilibrio: Romberg sobre gomaespuma con ojos abiertos (RGA) en sujetos control (SANOS, n=27) y en sujetos con rotura del LCA (n=30). Los valores se expresan como media \pm EEM. ** $p < 0.01$, Significativamente diferente de sujetos sanos.

Tabla 5. Prueba equilibrio en sujetos control y sujetos con rotura de LCA.

| | CONTROL | | LCA | |
|---------------|------------------|----|---------------------|----|
| | Media \pm EEM | n | Media \pm EEM | n |
| ValoraciónGLB | 92,38 \pm 0,78 | 26 | 92,69 \pm 0,78 | 30 |
| Val_ROA | 97,06 \pm 0,50 | 26 | 95,05 \pm 0,85 | 30 |
| Rep_ROA | 73,69 \pm 4,53 | 26 | 70,41 \pm 4,77 | 30 |
| EstML_ROA | 99,47 \pm 0,24 | 26 | 99,16 \pm 0,32 | 30 |
| EstAP_ROA | 99,40 \pm 0,20 | 26 | 98,73 \pm 0,32 | 30 |
| Val_ROC | 96,42 \pm 0,82 | 26 | 95,19 \pm 1,29 | 30 |
| Rep_ROC | 82,60 \pm 4,91 | 26 | 78,74 \pm 4,50 | 30 |
| EstML_ROC | 98,81 \pm 0,42 | 26 | 98,63 \pm 0,43 | 30 |
| EstAP_ROC | 98,68 \pm 0,40 | 26 | 97,95 \pm 0,50 | 30 |
| Val_RGA | 95,41 \pm 0,87 | 26 | 94,43 \pm 0,68 | 30 |
| Rep_RGA | 83,96 \pm 4,10 | 26 | 68,66 \pm 4,08 ** | 30 |
| EstML_RGA | 98,20 \pm 0,46 | 26 | 97,58 \pm 0,50 | 30 |
| EstAP_RGA | 98,93 \pm 0,37 | 26 | 98,10 \pm 0,42 | 30 |
| Val_RGC | 91,61 \pm 1,69 | 26 | 91,99 \pm 1,71 | 30 |
| Rep_RGC | 85,60 \pm 3,82 | 26 | 81,81 \pm 4,02 | 30 |
| EstML_RGC | 92,62 \pm 1,34 | 26 | 92,46 \pm 1,11 | 30 |
| EstAP_RGC | 97,92 \pm 0,69 | 26 | 96,29 \pm 0,85 | 30 |
| Val_MARCHA | 96,15 \pm 0,69 | 24 | 96,32 \pm 0,38 | 30 |
| Rep_MARCHA | 88,17 \pm 5,45 | 26 | 97,23 \pm 0,71 | 30 |
| Val_SENSDIN | 95,28 \pm 0,65 | 26 | 94,60 \pm 0,81 | 30 |
| Rep_SENSDIN | 83,86 \pm 2,31 | 26 | 79,37 \pm 2,10 | 30 |
| EstML_SENSDIN | 97,27 \pm 0,49 | 26 | 96,96 \pm 0,51 | 30 |
| EstAP_SENSDIN | 98,74 \pm 0,34 | 26 | 97,77 \pm 0,45 | 30 |
| Indice_SOM | 98,38 \pm 0,45 | 26 | 98,58 \pm 0,65 | 30 |

| | CONTROL | | LCA | |
|--------------|------------------|----|------------------|----|
| | Media \pm EEM | n | Media \pm EEM | n |
| Indice_VIS | 97,85 \pm 0,64 | 26 | 98,20 \pm 0,46 | 30 |
| Indice_VEST | 93,13 \pm 1,65 | 26 | 94,67 \pm 1,36 | 30 |
| Indice_DIN | 98,09 \pm 0,56 | 26 | 98,86 \pm 0,37 | 30 |
| ValCTLHAB | 90,09 \pm 1,13 | 26 | 90,78 \pm 0,94 | 30 |
| Val_LimEstab | 89,74 \pm 0,64 | 26 | 89,81 \pm 0,59 | 30 |
| Val_CRD_ML | 91,48 \pm 1,96 | 26 | 94,22 \pm 1,89 | 30 |
| Rep_CRD_ML | 93,17 \pm 2,41 | 26 | 96,07 \pm 1,44 | 30 |
| Val_CRD_AP | 89,73 \pm 2,43 | 26 | 90,25 \pm 2,13 | 30 |
| Rep_CRD_AP | 95,79 \pm 1,62 | 26 | 96,09 \pm 1,50 | 30 |

Los valores se expresan como media \pm EEM. ** $p < 0,01$ Significativamente diferente respecto de CONTROL

3. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA Y EVOLUCIÓN TEMPORAL EN SUJETOS OPERADOS DE ROTURA DE LCA

3.1. Prueba cinemática de la marcha

La prueba cinemática de la marcha se ha realizado en los sujetos con rotura del LCA, un grupo operados con la técnica de ligamentoplastia monofascículo y el otro grupo con la técnica de doble fascículo. Se ha realizado la prueba antes de la intervención (PREVIO), y a los 3, 6 y 12 meses. Se ha obtenido cada uno de los distintos parámetros tanto para la pierna sana como para la pierna lesionada. Los datos se presentan en la Tabla 6.

Los sujetos operados con la técnica del monofascículo presentaron valores de velocidad angular máxima de la rodilla en la pierna sana (3, 6 y 12 meses) y en la pierna lesionada (6 y 12 meses), aceleración angular media de la rodilla en la pierna sana (3, 6 y 12 meses) y aceleración angular máxima de la rodilla en la pierna sana y en la pierna lesionada (3, 6 y 12 meses) significativamente mayores que en sujetos sanos (Figura 59). Los sujetos operados con la técnica del doble fascículo presentaron valores de rango y ángulo máximo de la rodilla en la pierna lesionada (3 meses), velocidad angular máxima de la rodilla en la pierna sana y en la pierna lesionada (6 y 12 meses), aceleración angular media de la rodilla en la pierna sana (3 y 6 meses) y en la pierna lesionada (12 meses), y aceleración angular máxima de la rodilla en la pierna sana (3 y 6 meses) y en la pierna lesionada (6 y 12 meses) significativamente mayores que en sujetos sanos (Figura 59).

Los sujetos operados con la técnica del monofascículo presentaron valores de rango de tobillo en la pierna sana (3 meses) y en la pierna lesionada (6 meses), velocidad angular máxima del tobillo en la pierna lesionada (3 meses) y aceleración angular

máxima del tobillo en la pierna lesionada (3 y 6 meses) significativamente mayores que en sujetos sanos (Figura 60). Los sujetos operados con la técnica del doble fascículo presentaron valores de velocidad angular media de tobillo en la pierna sana (12 meses), velocidad angular máxima del tobillo en la pierna lesionada (6 meses) y aceleración angular media del tobillo en la pierna lesionada (3 y 6 meses) significativamente mayores que en sujetos sanos (Figura 60).

Los sujetos operados con la técnica del monofascículo presentaron valores de momento de rodilla normalizado percentil 5 en la pierna sana (6 y 12 meses) y en la pierna lesionada (12 meses), percentil 50 en la pierna sana (3 y 6 meses) y en la pierna lesionada (6 meses) significativamente mayores que en sujetos sanos (Figura 61). Los sujetos operados con la técnica del monofascículo presentaron valores de momento de tobillo normalizado percentil 50 en la pierna sana y en la lesionada (6 meses) significativamente mayores que en sujetos sanos y percentil 95 en la pierna sana (3 meses) y en la lesionada (6 meses) significativamente menores que en sujetos sanos (Figura 61). Los sujetos operados con la técnica del doble fascículo presentaron valores de momento de rodilla normalizado percentil 5 en la pierna sana (3, 6 y 12 meses) y en la pierna lesionada (6 meses), percentil 50 en la pierna sana y en la pierna lesionada (6 meses) significativamente mayores que en sujetos sanos (Figura 61). Los sujetos operados con la técnica del doble fascículo presentaron valores de momento de tobillo normalizado percentil 5 en la pierna lesionada (6 meses), y percentil 50 en la pierna sana y en la lesionada (6 meses) significativamente mayores que en sujetos sanos (Figura 61).

Tabla 6. Prueba cinemática de la marcha en sujetos control y en sujetos con rotura de LCA, pierna sana y lesionada, en cada uno de los tiempos de medida, tratados con las técnicas MONO y DOBLE fascículo.

| | | CONTROL | | MONO_SANA | | MONO_LCA | | DOBLE_SANA | | DOBLE_LCA | |
|---------------------|------|------------------|----|-----------------------|-----------------------|----------|-----------------------|-----------------------|-------------|-----------|--|
| | | MEDIA ± EEM | N | MEDIA ± EEM | MEDIA ± EEM | N | MEDIA ± EEM | MEDIA ± EEM | MEDIA ± EEM | N | |
| Rang_rod | 0 | 56,7287 ± 0,8199 | 50 | 61,4357 ± 4,7580 | 55,2270 ± 1,2086 | 16 | 56,7993 ± 1,3042 | 53,2229 ± 2,2965 | | 14 | |
| | 3 m | | | 62,9850 ± 4,5792 | 56,5459 ± 1,3576 | 10 | 57,0865 ± 0,9244 | 49,3250 ± 2,5219 ** | | 9 | |
| | 6 m | | | 59,3425 ± 2,1046 | 59,1774 ± 1,5000 | 8 | 59,4726 ± 1,4497 | 55,5297 ± 0,9672 | | 7 | |
| | 12 m | | | 60,3752 ± 2,3909 | 58,8482 ± 1,1629 # | 8 | 57,2813 ± 1,8407 | 56,8992 ± 1,7648 | | 5 | |
| angulo_max_rod | 0 | 58,1555 ± 0,8122 | 50 | 62,4896 ± 5,1876 | 56,1363 ± 1,0923 | 16 | 57,3659 ± 1,3621 | 54,1778 ± 2,1858 * | | 14 | |
| | 3 m | | | 63,5123 ± 4,7013 | 56,7541 ± 1,4844 | 10 | 58,0909 ± 1,1579 | 50,3359 ± 2,5427 ** | | 9 | |
| | 6 m | | | 59,2196 ± 2,0344 | 59,1981 ± 1,4630 | 8 | 59,3797 ± 1,4339 | 55,2603 ± 1,0115 | | 7 | |
| | 12 m | | | 60,5448 ± 2,0564 | 58,7307 ± 1,1268 | 8 | 58,0317 ± 1,7715 | 56,6865 ± 1,8403 | | 5 | |
| veloc_ang_max_rod | 0 | 4,3689 ± 0,1129 | 50 | 4,8312 ± 0,4127 | 4,3753 ± 0,1759 | 16 | 4,4716 ± 0,1161 | 4,5087 ± 0,2294 | | 14 | |
| | 3 m | | | 5,8153 ± 0,6907 **, # | 4,8289 ± 0,3626 | 10 | 4,7772 ± 0,3678 | 4,0652 ± 0,2330 | | 9 | |
| | 6 m | | | 5,5445 ± 0,3955 ** | 5,4121 ± 0,1460 ** | 8 | 5,1718 ± 0,3290 *, # | 5,4578 ± 0,2935 **, # | | 7 | |
| | 12 m | | | 5,5580 ± 0,2701 **, # | 5,7872 ± 0,1702*, ## | 8 | 5,3239 ± 0,4013 *, # | 5,2291 ± 0,0848 ** | | 5 | |
| veloc_ang_media_rod | 0 | 0,1015 ± 0,0301 | 50 | 0,1536 ± 0,0613 | 0,0555 ± 0,0492 | 16 | 0,2321 ± 0,0669 | -0,0067 ± 0,0641 | | 14 | |
| | 3 m | | | 0,1876 ± 0,0499 | 0,1424 ± 0,0849 | 10 | 0,1741 ± 0,1049 | 0,0199 ± 0,0644 | | 9 | |
| | 6 m | | | 0,0081 ± 0,0590 | 0,0106 ± 0,1023 | 8 | 0,2462 ± 0,1478 | -0,1201 ± 0,0918 * | | 7 | |
| | 12 m | | | 0,0504 ± 0,0789 | -0,0039 ± 0,0930 | 8 | -0,0566 ± 0,1318 | -0,0401 ± 0,0731 | | 5 | |
| acel_ang_max_rod | 0 | 0,6853 ± 0,0256 | 50 | 0,9182 ± 0,1056 ** | 0,6906 ± 0,0378 | 16 | 0,8442 ± 0,0668 * | 0,8033 ± 0,0549 * | | 14 | |
| | 3 m | | | 1,0604 ± 0,1181 ** | 0,8729 ± 0,0881 * | 10 | 0,8461 ± 0,0761 * | 0,6731 ± 0,0571 | | 9 | |
| | 6 m | | | 1,0467 ± 0,1023 ** | 1,0356 ± 0,0891** | 8 | 1,0926 ± 0,0604 **, # | 1,0972 ± 0,0873**, ## | | 7 | |
| | 12 m | | | 1,1209 ± 0,0817 **, # | 1,1144 ± 0,0671**, ## | 8 | 0,7891 ± 0,0548 | 1,0270 ± 0,0800 ** | | 5 | |

| | | CONTROL | | MONO_SANA | MONO_LCA | | DOBLE_SANA | DOBLE_LCA | |
|---------------------|------|------------------|----|-----------------------|-----------------------|----|---------------------|-----------------------|----|
| acel_ang_media_rod | 0 | 0,0413 ± 0,0042 | 50 | 0,0463 ± 0,0063 | 0,0398 ± 0,0096 | 16 | 0,0496 ± 0,0104 | 0,0187 ± 0,0118 * | 14 |
| | 3 m | | | 0,0666 ± 0,0077 * | 0,0376 ± 0,0136 | 10 | 0,0652 ± 0,0113 | 0,0318 ± 0,0109 | 9 |
| | 6 m | | | 0,0778 ± 0,0095 **, # | 0,0555 ± 0,0156 | 8 | 0,0837 ± 0,0105 ** | 0,0386 ± 0,0189 | 7 |
| | 12 m | | | 0,0724 ± 0,0106 * | 0,0631 ± 0,0166 | 8 | 0,0954 ± 0,0176 ** | 0,0909 ± 0,0166 **, # | 5 |
| rang_tob | 0 | 29,9802 ± 1,2570 | 50 | 36,5755 ± 6,8076 | 31,5180 ± 1,8851 | 16 | 29,4447 ± 2,4308 | 30,2960 ± 1,9362 | 14 |
| | 3 m | | | 34,9895 ± 3,3941 * | 32,2539 ± 1,3498 | 10 | 28,6699 ± 2,7365 | 30,8058 ± 2,3454 | 9 |
| | 6 m | | | 33,7000 ± 2,7730 | 34,6419 ± 1,9808 * | 8 | 31,4686 ± 1,3765 | 31,7128 ± 2,3620 | 7 |
| | 12 m | | | 32,3185 ± 2,2992 | 31,8473 ± 2,1809 | 8 | 26,7260 ± 2,2625 | 33,1811 ± 4,3187 | 5 |
| angulo_max_tob | 0 | 32,1686 ± 1,3967 | 50 | 37,7973 ± 7,0229 | 33,3390 ± 2,1564 | 16 | 30,1699 ± 2,3851 | 31,0843 ± 1,8765 | 14 |
| | 3 m | | | 35,5057 ± 3,5268 | 33,1227 ± 1,4423 | 10 | 29,8995 ± 2,6891 | 32,0639 ± 2,3135 | 9 |
| | 6 m | | | 33,7881 ± 2,7014 | 34,9089 ± 2,0160 | 8 | 31,5083 ± 1,5048 | 31,5405 ± 2,2127 | 7 |
| | 12 m | | | 32,5518 ± 2,0210 | 31,9576 ± 2,0947 | 8 | 27,7007 ± 2,0642 | 33,1204 ± 4,1356 | 5 |
| veloc_ang_max_tob | 0 | 2,7222 ± 0,1357 | 50 | 3,3487 ± 0,4058 | 3,0032 ± 0,2613 | 16 | 3,0917 ± 0,4004 | 3,2992 ± 0,3526 | 14 |
| | 3 m | | | 3,4520 ± 0,6064 | 3,1987 ± 0,1888 * | 10 | 2,7341 ± 0,3025 | 2,8692 ± 0,2959 | 9 |
| | 6 m | | | 3,2160 ± 0,4225 | 3,2777 ± 0,2732 | 8 | 3,0803 ± 0,2152 | 3,6979 ± 0,4025 * | 7 |
| | 12 m | | | 2,9281 ± 0,3297 | 2,6657 ± 0,1898 | 8 | 2,2280 ± 0,0668 | 3,7642 ± 0,6479 | 5 |
| veloc_ang_media_tob | 0 | -0,1844 ± 0,0213 | 50 | -0,0852 ± 0,0684 | -0,2024 ± 0,0411 | 16 | -0,1334 ± 0,0573 | -0,2511 ± 0,0485 | 14 |
| | 3 m | | | -0,0741 ± 0,0764 | -0,2052 ± 0,0427 | 10 | -0,1052 ± 0,0379 | -0,1854 ± 0,0613 | 9 |
| | 6 m | | | -0,1122 ± 0,0814 | -0,0806 ± 0,0672 | 8 | 0,0183 ± 0,0553 | -0,2190 ± 0,0828 | 7 |
| | 12 m | | | -0,0919 ± 0,0843 | -0,1040 ± 0,0703 | 8 | -0,0932 ± 0,0502 ** | -0,2766 ± 0,0754 | 5 |
| acel_ang_max_tob | 0 | 0,5809 ± 0,0275 | 50 | 0,6821 ± 0,1259 | 0,6226 ± 0,0364 | 16 | 0,6595 ± 0,0571 | 0,5794 ± 0,0600 | 14 |
| | 3 m | | | 0,6879 ± 0,1172 | 0,7098 ± 0,0317 **, # | 10 | 0,5611 ± 0,0381 | 0,5938 ± 0,0520 | 9 |
| | 6 m | | | 0,6869 ± 0,0688 | 0,6802 ± 0,0290 * | 8 | 0,6274 ± 0,0329 | 0,7172 ± 0,0847 | 7 |
| | 12 m | | | 0,5886 ± 0,0558 | 0,5544 ± 0,0338 | 8 | 0,5236 ± 0,0266 | 0,7126 ± 0,1144 | 5 |

| | | CONTROL | | MONO_SANA | MONO_LCA | | DOBLE_SANA | DOBLE_LCA | |
|--------------------|------|--------------------|----|----------------------|--------------------|----|--------------------|-----------------------|----|
| acel_ang_media_tob | 0 | -0,0061 ± 0,0051 | 50 | -0,0048 ± 0,0099 | 0,0040 ± 0,0093 | 16 | -0,0179 ± 0,0092 | 0,0062 ± 0,0121 | 14 |
| | 3 m | | | 0,0060 ± 0,0141 | -0,0069 ± 0,0113 | 10 | -0,0111 ± 0,0102 | 0,0216 ± 0,0113 * | 9 |
| | 6 m | | | 0,0209 ± 0,0172 | -0,0325 ± 0,0188 | 8 | -0,0272 ± 0,0219 | 0,0347 ± 0,0220 * | 7 |
| | 12 m | | | 0,0018 ± 0,0138 | -0,0252 ± 0,0204 | 8 | -0,0295 ± 0,0139 | 0,0206 ± 0,0135 | 5 |
| peso | 0 | 796,9070 ± 14,2932 | 50 | 868,9080 ± 35,0857 | 858,7405 ± 36,8770 | 16 | 748,2312 ± 63,8131 | 738,0916 ± 62,9718 | 14 |
| | 3 m | | | 888,3585 ± 41,4205 * | 884,9047 ± 46,5158 | 10 | 798,6278 ± 37,1108 | 784,2924 ± 40,5264 | 9 |
| | 6 m | | | 875,7208 ± 62,6273 | 865,5788 ± 59,6598 | 8 | 813,0446 ± 34,2178 | 799,0709 ± 31,4817 | 7 |
| | 12 m | | | 877,5285 ± 59,7439 | 878,8010 ± 63,7556 | 8 | 783,7392 ± 36,4822 | 792,0148 ± 41,9851 | 5 |
| Mrod_norm_p95 | 0 | 1,9457 ± 0,0626 | 50 | 1,8121 ± 0,1161 | 1,9663 ± 0,0986 | 16 | 2,2562 ± 0,2650 | 2,0164 ± 0,2746 | 14 |
| | 3 m | | | 1,6609 ± 0,1604 | 1,8077 ± 0,1329 | 10 | 1,9505 ± 0,1255 | 1,7042 ± 0,1320 | 9 |
| | 6 m | | | 1,6542 ± 0,1438 | 1,7259 ± 0,0754 | 8 | 1,8765 ± 0,1196 | 1,6777 ± 0,0821 | 7 |
| | 12 m | | | 1,8031 ± 0,0535 | 1,8424 ± 0,0846 | 8 | 1,9300 ± 0,0338 | 1,7164 ± 0,0892 | 5 |
| Mrod_norm_p50 | 0 | 0,1561 ± 0,0367 | 50 | 0,2500 ± 0,0879 | 0,2343 ± 0,0893 | 16 | 0,5241 ± 0,2229 ** | 0,4834 ± 0,2073 * | 14 |
| | 3 m | | | 0,2378 ± 0,1204 * | 0,2123 ± 0,1138 | 10 | 0,1543 ± 0,0922 | 0,1304 ± 0,1001 | 9 |
| | 6 m | | | 0,2736 ± 0,1023 * | 0,2265 ± 0,1061 * | 8 | 0,4945 ± 0,1816 ** | 0,5291 ± 0,1827 ** | 7 |
| | 12 m | | | 0,2695 ± 0,0481 | 0,2165 ± 0,0442 | 8 | 0,1070 ± 0,0450 | 0,2188 ± 0,0651 | 5 |
| Mrod_norm_p5 | 0 | 0,0026 ± 0,0002 | 50 | 0,0046 ± 0,0010 | 0,0025 ± 0,0002 | 16 | 0,0685 ± 0,0642 * | 0,0643 ± 0,0618 | 14 |
| | 3 m | | | 0,0040 ± 0,0012 | 0,0033 ± 0,0006 | 10 | 0,0045 ± 0,0009 * | 0,0030 ± 0,0005 | 9 |
| | 6 m | | | 0,0048 ± 0,0009 * | 0,0042 ± 0,0012 | 8 | 0,0059 ± 0,0014 ** | 0,0066 ± 0,0016 **, # | 7 |
| | 12 m | | | 0,0037 ± 0,0005 * | 0,0042 ± 0,0008 * | 8 | 0,0039 ± 0,0008 | 0,0032 ± 0,0003 | 5 |
| Mtob_norm_p95 | 0 | 1,9212 ± 0,0470 | 50 | 1,7681 ± 0,1025 | 1,9461 ± 0,0843 | 16 | 2,1896 ± 0,2875 | 2,0698 ± 0,2590 | 14 |
| | 3 m | | | 1,6375 ± 0,1361 * | 1,7954 ± 0,1152 | 10 | 1,8693 ± 0,1083 | 1,7570 ± 0,1130 | 9 |
| | 6 m | | | 1,6753 ± 0,1275 | 1,6485 ± 0,0687 * | 8 | 1,7888 ± 0,1187 | 1,7474 ± 0,0789 | 7 |
| | 12 m | | | 1,8051 ± 0,0679 | 1,7797 ± 0,0607 | 8 | 1,7102 ± 0,0243 | 1,8865 ± 0,0875 | 5 |

| | | CONTROL | | MONO_SANA | MONO_LCA | | DOBLE_SANA | DOBLE_LCA | |
|---------------|------|-----------------|----|-------------------|-------------------|----|--------------------|--------------------|----|
| Mtob_norm_p50 | 0 | 0,1597 ± 0,0387 | 50 | 0,2257 ± 0,0789 | 0,2573 ± 0,1017 | 16 | 0,5391 ± 0,2405 ** | 0,4848 ± 0,2005 * | 14 |
| | 3 m | | | 0,2386 ± 0,1230 | 0,2196 ± 0,1234 | 10 | 0,1424 ± 0,0832 | 0,1433 ± 0,1110 | 9 |
| | 6 m | | | 0,3029 ± 0,1191 * | 0,2142 ± 0,0956 * | 8 | 0,4901 ± 0,1900 ** | 0,5563 ± 0,1847 ** | 7 |
| | 12 m | | | 0,2958 ± 0,0584 | 0,2177 ± 0,0472 | 8 | 0,0978 ± 0,0440 | 0,2395 ± 0,0761 | 5 |
| Mtob_norm_p5 | 0 | 0,0011 ± 0,0002 | 50 | 0,0030 ± 0,0012 | 0,0009 ± 0,0002 | 16 | 0,0840 ± 0,0802 | 0,0827 ± 0,0809 ** | 14 |
| | 3 m | | | 0,0017 ± 0,0010 | 0,0011 ± 0,0006 | 10 | 0,0014 ± 0,0010 | 0,0008 ± 0,0002 # | 9 |
| | 6 m | | | 0,0026 ± 0,0018 | 0,0012 ± 0,0010 | 8 | 0,0040 ± 0,0018 | 0,0050 ± 0,0021 * | 7 |
| | 12 m | | | 0,0011 ± 0,0005 | 0,0005 ± 0,0001 | 8 | 0,0006 ± 0,0002 | 0,0016 ± 0,0009 | 5 |

Los valores se expresan como media ± EEM. * p<0,05; ** p<0,01 Significativamente diferente respecto de CONTROL

p<0,05; ## p<0,01 Significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO

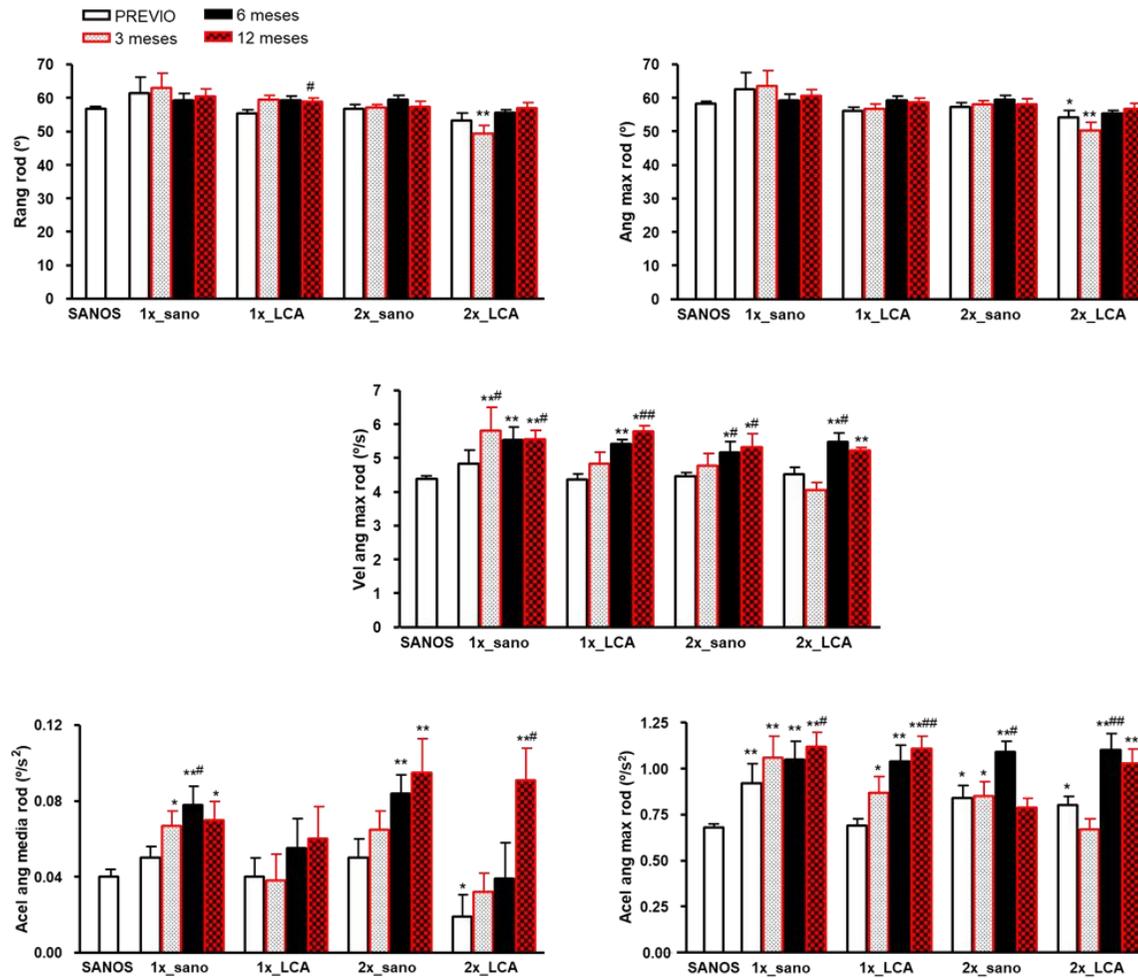


Figura 59. Rango, ángulo máximo, velocidad angular máxima, aceleración angular máxima y media de la rodilla en la prueba cinemática de la marcha en sujetos control (SANOS, n=50) y en sujetos con rotura del LCA operados con la técnica del monofascículo en pierna sana (1x_sano) y operada (1x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=16) y a los 3 (n=10), 6 (n=8) y 12 (n=8) meses tras la intervención y con la técnica del doble fascículo en pierna sana (2x_sano) y operada (2x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=14) y a los 3 (n=9), 6 (n=7) y 12 (n=5) meses tras la intervención. Los valores se expresan como media \pm EEM. * p<0.05 y ** p<0.01, Significativamente diferente de sujetos sanos. # p<0,05; ## p<0,01 Significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO.

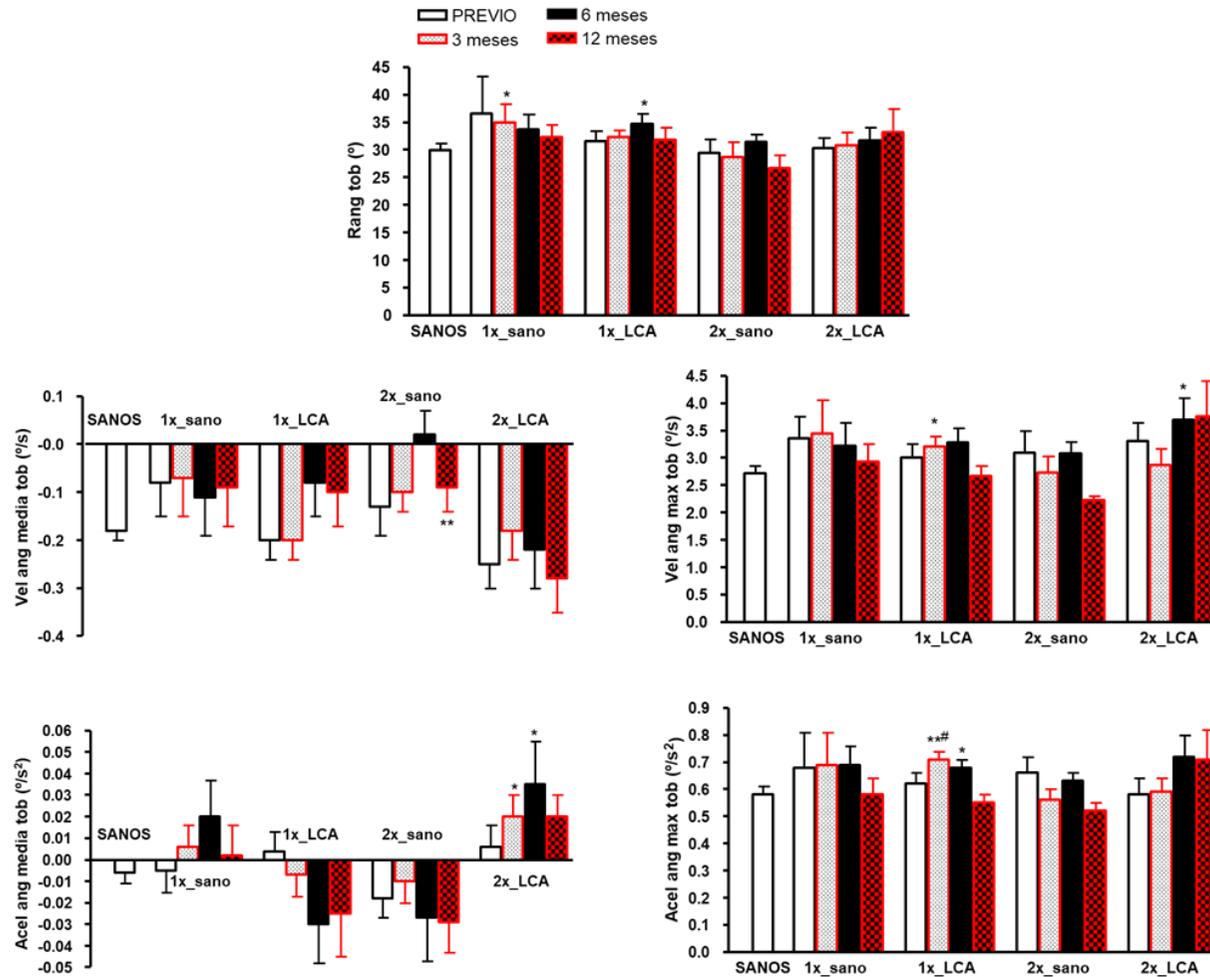


Figura 60. Rango, velocidad angular media y máxima, aceleración angular media y máxima del tobillo en la prueba cinemática de la marcha en sujetos control (SANOS, n=50) y en sujetos con rotura del LCA operados con la técnica del monofascículo en pierna sana (1x_sano) y operada (1x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=16) y a los 3 (n=10), 6 (n=8) y 12 (n=8) meses tras la intervención y con la técnica del doble fascículo en pierna sana (2x_sano) y operada (2x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=14) y a los 3 (n=9), 6 (n=7) y 12 (n=5) meses tras la intervención. Los valores se expresan como media \pm EEM. * $p < 0.05$ y ** $p < 0.01$, Significativamente diferente de sujetos sanos. # $p < 0,05$ Significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO.

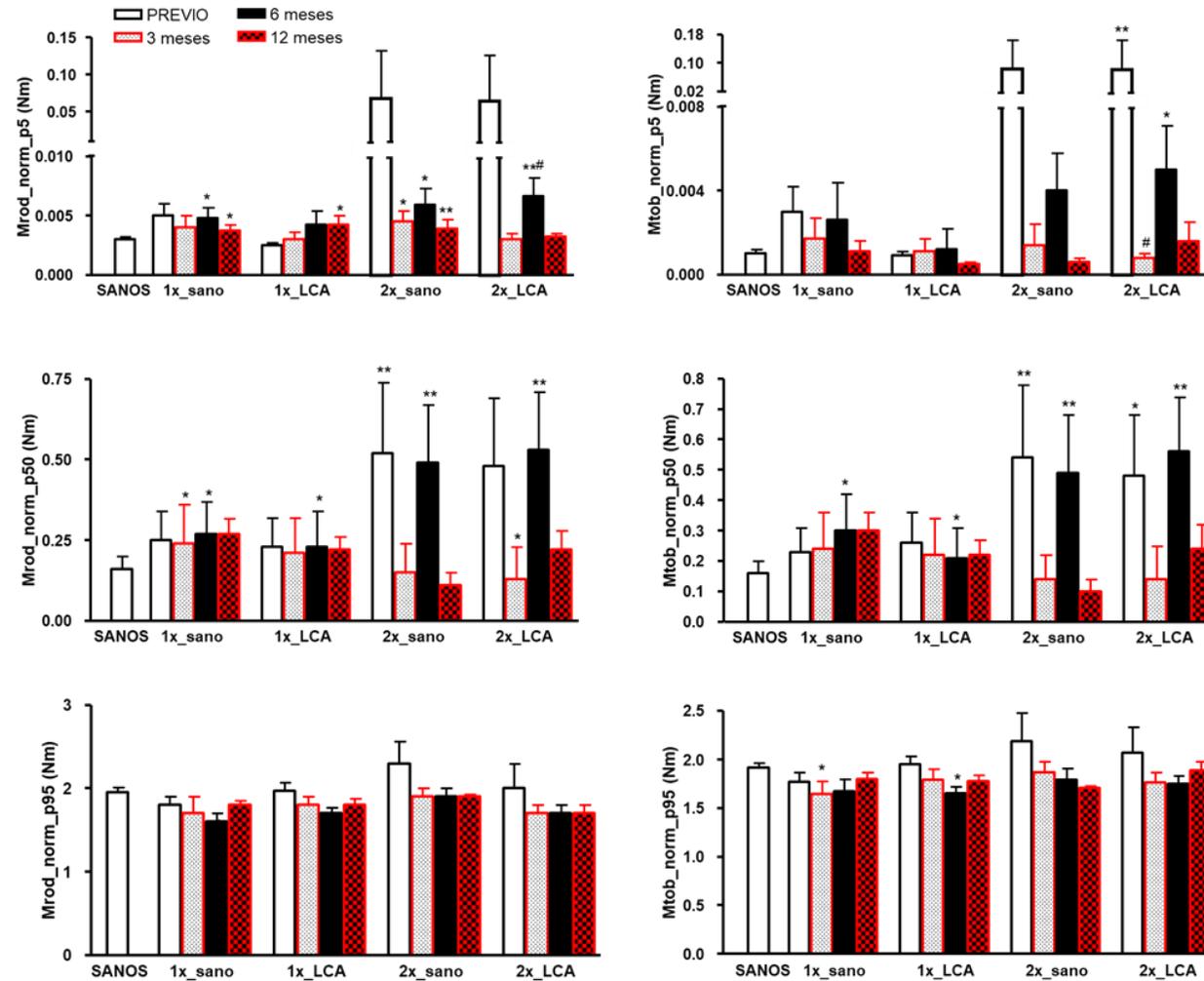


Figura 61. Momentos de rodilla y tobillo normalizados percentiles 5, 50 y 95 en la prueba cinemática de la marcha en sujetos control (SANOS, n=50) y en sujetos con rotura del LCA operados con la técnica del monofascículo en pierna sana (1x_sano) y operada (1x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=16) y a los 3 (n=10), 6 (n=8) y 12 (n=8) meses tras la intervención y con la técnica del doble fascículo en pierna sana (2x_sano) y operada (2x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=14) y a los 3 (n=9), 6 (n=7) y 12 (n=5) meses tras la intervención. Los valores se expresan como media \pm EEM. * p<0.05 y ** p<0.01, Significativamente diferente de sujetos sanos. # p<0,05 Significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO.

3.2. Análisis cinético de la marcha

La prueba del análisis cinético de la marcha se ha realizado en los sujetos con rotura del LCA, un grupo operados con la técnica de ligamentoplastia monofascículo y el otro grupo con la técnica de doble fascículo. Se ha realizado la prueba antes de la intervención (PREVIO), y a los 3, 6 y 12 meses. Se ha obtenido cada uno de los distintos parámetros tanto para la pierna sana como para la pierna lesionada. Los datos se presentan en la Tabla 7.

Los pacientes operados con la técnica del monofascículo presentan a los tres meses tras la intervención valores significativamente mayores que los sujetos control de velocidad, frenado y propulsión, y valores significativamente menores de tiempo de apoyo (Figura 62). No se observaron diferencias estadísticamente significativas en el resto de los parámetros analizados con esta prueba para los distintos tiempos y las dos técnicas utilizadas.

Tabla 7. Análisis cinético de la marcha en sujetos control y en sujetos con rotura de LCA, en cada uno de los tiempos de medida, tratados con las técnicas MONO y DOBLE fascículo.

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|-------------------|----------|---------------|----|-------------------|----|----------------|----|
| | | MEDIA ± EEM | N | MEDIA ± EEM | N | MEDIA ± EEM | N |
| Velocidad_ms_dcha | Previo | 1,38 ± 0,06 | 24 | 1,46 ± 0,05 | 16 | 1,33 ± 0,04 | 14 |
| | 3 meses | | | 1,61 ± 0,04 ** | 10 | 1,46 ± 0,05 | 9 |
| | 6 meses | | | 1,60 ± 0,05 | 8 | 1,57 ± 0,05 | 7 |
| | 12 meses | | | 1,49 ± 0,08 | 8 | 1,48 ± 0,02 | 5 |
| T,Apoyo_s_dcha | Previo | 0,64 ± 0,01 | 24 | 0,63 ± 0,01 | 16 | 0,63 ± 0,02 | 14 |
| | 3 meses | | | 0,60 ± 0,01 * | 10 | 0,61 ± 0,013 | 9 |
| | 6 meses | | | 0,60 ± 0,02 | 8 | 0,58 ± 0,02 | 7 |
| | 12 meses | | | 0,62 ± 0,02 | 8 | 0,60 ± 0,02 | 5 |
| Frenado_N_dcha | Previo | 157,61 ± 7,06 | 24 | 184,85 ± 18,53 | 16 | 140,63 ± 9,75 | 14 |
| | 3 meses | | | 212,08 ± 14,60 ** | 10 | 185,94 ± 18,55 | 9 |
| | 6 meses | | | 219,93 ± 10,83 | 8 | 197,82 ± 16,25 | 7 |
| | 12 meses | | | 191,23 ± 20,74 | 8 | 168,57 ± 12,82 | 5 |
| Propulsión_N_dcha | Previo | 184,67 ± 6,63 | 24 | 203,05 ± 12,34 | 16 | 172,88 ± 8,20 | 14 |
| | 3 meses | | | 225,82 ± 16,86 * | 10 | 200,40 ± 12,15 | 9 |
| | 6 meses | | | 224,20 ± 19,12 | 8 | 211,31 ± 12,78 | 7 |
| | 12 meses | | | 198,96 ± 15,02 | 8 | 183,64 ± 7,65 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|--------------------|----------|----------------|----|------------------|----|----------------|----|
| Despegue_N_dcha | Previo | 877,68 ± 23,99 | 24 | 935,06 ± 39,77 | 16 | 851,54 ± 35,51 | 14 |
| | 3 meses | | | 957,22 ± 57,70 | 10 | 901,71 ± 57,30 | 9 |
| | 6 meses | | | 995,99 ± 71,34 | 8 | 910,40 ± 29,39 | 7 |
| | 12 meses | | | 975,11 ± 60,90 | 8 | 912,66 ± 49,88 | 5 |
| Oscilación_N_dcha | Previo | 527,67 ± 24,03 | 24 | 573,91 ± 37,59 | 16 | 539,29 ± 28,97 | 14 |
| | 3 meses | | | 535,20 ± 46,16 | 10 | 477,34 ± 24,07 | 9 |
| | 6 meses | | | 544,74 ± 65,20 | 8 | 453,39 ± 36,95 | 7 |
| | 12 meses | | | 586,67 ± 71,56 | 8 | 472,99 ± 29,38 | 5 |
| Velocidad_ms_izqda | Previo | 1,375 ± 0,06 | 24 | 1,439 ± 0,05 | 16 | 1,33 ± 0,043 | 14 |
| | 3 meses | | | 1,58 ± 0,03 ** | 10 | 1,45 ± 0,05 | 9 |
| | 6 meses | | | 1,58 ± 0,05 | 8 | 1,55 ± 0,05 | 7 |
| | 12 meses | | | 1,49 ± 0,08 | 8 | 1,48 ± 0,03 | 5 |
| T,Apoyo_s_izqda | Previo | 0,65 ± 0,01 | 24 | 0,63 ± 0,01 | 16 | 0,64 ± 0,02 | 14 |
| | 3 meses | | | 0,60 ± 0,01 * | 10 | 0,61 ± 0,02 | 9 |
| | 6 meses | | | 0,60 ± 0,02 | 8 | 0,58 ± 0,02 | 7 |
| | 12 meses | | | 0,62 ± 0,02 | 8 | 0,61 ± 0,02 | 5 |
| Frenado_N_izqda | Previo | 163,34 ± 6,80 | 24 | 180,77 ± 13,58 | 16 | 162,29 ± 11,57 | 14 |
| | 3 meses | | | 202,95 ± 8,58 ** | 10 | 193,53 ± 10,22 | 9 |
| | 6 meses | | | 211,05 ± 9,76 | 8 | 193,29 ± 14,02 | 7 |
| | 12 meses | | | 185,06 ± 18,96 | 8 | 167,13 ± 11,01 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|--------------------|----------|----------------|----|-------------------|----|----------------|----|
| Propulsión_N_izqda | Previo | 176,62 ± 6,51 | 24 | 206,49 ± 15,09 | 16 | 164,86 ± 8,20 | 14 |
| | 3 meses | | | 220,81 ± 11,39 ** | 10 | 194,09 ± 13,62 | 9 |
| | 6 meses | | | 219,95 ± 16,83 | 8 | 210,37 ± 12,57 | 7 |
| | 12 meses | | | 196,48 ± 13,24 | 8 | 184,86 ± 8,85 | 5 |
| Despegue_N_izqda | Previo | 856,90 ± 22,58 | 24 | 935,17 ± 39,15 | 16 | 861,84 ± 41,00 | 14 |
| | 3 meses | | | 933,25 ± 51,02 | 10 | 874,33 ± 43,94 | 9 |
| | 6 meses | | | 968,10 ± 65,70 | 8 | 914,09 ± 37,46 | 7 |
| | 12 meses | | | 956,33 ± 59,12 | 8 | 892,97 ± 44,66 | 5 |
| Oscilación_N_izqda | Previo | 532,59 ± 23,24 | 24 | 586,42 ± 34,08 | 16 | 538,76 ± 27,08 | 14 |
| | 3 meses | | | 557,33 ± 47,90 | 10 | 479,80 ± 27,13 | 9 |
| | 6 meses | | | 556,41 ± 62,90 | 8 | 457,01 ± 29,80 | 7 |
| | 12 meses | | | 596,07 ± 70,46 | 8 | 481,94 ± 23,81 | 5 |
| Velocidad_100 | Previo | 106,14 ± 4,43 | 24 | 111,37 ± 4,39 | 16 | 102,20 ± 2,22 | 14 |
| | 3 meses | | | 116,17 ± 5,72 | 10 | 101,27 ± 2,66 | 9 |
| | 6 meses | | | 118,47 ± 7,03 | 8 | 113,93 ± 5,70 | 7 |
| | 12 meses | | | 113,84 ± 7,35 | 8 | 102,21 ± 0,85 | 5 |
| T,Apoyo_100 | Previo | 100,07 ± 0,03 | 24 | 99,79 ± 0,13 | 16 | 98,95 ± 1,01 | 14 |
| | 3 meses | | | 98,03 ± 1,97 | 10 | 96,51 ± 2,59 | 9 |
| | 6 meses | | | 100,04 ± 0,03 | 8 | 100,00 ± 0,00 | 7 |
| | 12 meses | | | 100,07 ± 0,06 | 8 | 100,04 ± 0,04 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|------------------------------|----------|---------------|----|---------------|----|----------------|----|
| Frenado_100 pisa_I_sano | Previo | 109,25 ± 3,84 | 48 | 100,65 ± 0,30 | 16 | 110,38 ± 4,93 | 14 |
| | 3 meses | | | 104,78 ± 2,74 | 10 | 121,37 ± 10,98 | 9 |
| | 6 meses | | | 100,93 ± 0,68 | 8 | 101,36 ± 1,17 | 7 |
| | 12 meses | | | 104,60 ± 4,21 | 8 | 102,45 ± 2,45 | 5 |
| Frenado_100 pisa_I_afecto | Previo | | | 100,00 ± 0,00 | 16 | 104,27 ± 3,30 | 14 |
| | 3 meses | | | 100,80 ± 0,53 | 10 | 103,67 ± 2,58 | 9 |
| | 6 meses | | | 100,36 ± 0,36 | 8 | 102,17 ± 1,25 | 7 |
| | 12 meses | | | 104,09 ± 4,09 | 8 | 103,39 ± 3,39 | 5 |
| Propulsión_100 pisa_I_sano | Previo | 110,88 ± 3,06 | 48 | 103,21 ± 1,99 | 16 | 102,51 ± 1,66 | 14 |
| | 3 meses | | | 102,70 ± 2,38 | 10 | 107,01 ± 3,58 | 9 |
| | 6 meses | | | 100,20 ± 0,12 | 8 | 107,31 ± 4,83 | 7 |
| | 12 meses | | | 100,00 ± 0,01 | 8 | 103,02 ± 2,10 | 5 |
| Propulsión_100 pisa_I_afecto | Previo | | | 102,94 ± 2,63 | 16 | 103,10 ± 2,06 | 14 |
| | 3 meses | | | 100,60 ± 0,55 | 10 | 105,35 ± 2,76 | 9 |
| | 6 meses | | | 100,45 ± 0,45 | 8 | 107,26 ± 6,05 | 7 |
| | 12 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 8 | 104,69 ± 4,64 | 5 |
| Despegue_100 pisa_I_sano | Previo | 101,45 ± 1,73 | 48 | 101,33 ± 2,34 | 16 | 101,45 ± 1,43 | 14 |
| | 3 meses | | | 100,37 ± 0,37 | 10 | 100,41 ± 0,91 | 9 |
| | 6 meses | | | 99,88 ± 0,12 | 8 | 101,01 ± 1,01 | 7 |
| | 12 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 8 | 100,05 ± 0,05 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|--------------------------------|----------|---------------|----|---------------|----|---------------|----|
| Despegue_100 pisa_I_afecto | Previo | | | 96,95 ± 1,75 | 16 | 99,86 ± 1,22 | 14 |
| | 3 meses | | | 97,21 ± 2,15 | 10 | 96,75 ± 2,52 | 9 |
| | 6 meses | | | 99,58 ± 0,42 | 8 | 100,02 ± 0,13 | 7 |
| | 12 meses | | | 99,63 ± 0,26 | 8 | 100,95 ± 0,81 | 5 |
| Oscilación_100 pisa_I_sano | Previo | 107,48 ± 3,16 | 48 | 101,22 ± 1,08 | 16 | 102,60 ± 1,98 | 14 |
| | 3 meses | | | 100,37 ± 0,37 | 10 | 103,68 ± 1,59 | 9 |
| | 6 meses | | | 100,34 ± 0,33 | 8 | 101,35 ± 1,14 | 7 |
| | 12 meses | | | 100,06 ± 0,20 | 8 | 101,51 ± 1,44 | 5 |
| Oscilación_100 pisa_I_afecto | Previo | | | 100,54 ± 0,64 | 16 | 100,49 ± 0,49 | 14 |
| | 3 meses | | | 99,63 ± 0,25 | 10 | 100,17 ± 0,11 | 9 |
| | 6 meses | | | 99,91 ± 0,01 | 8 | 100,09 ± 0,07 | 7 |
| | 12 meses | | | 99,99 ± 0,02 | 8 | 102,29 ± 1,99 | 5 |
| MorfologiaFx_100 pisa_I_sano | Previo | 87,01 ± 2,23 | 48 | 90,78 ± 1,19 | 16 | 91,68 ± 2,32 | 14 |
| | 3 meses | | | 92,66 ± 2,07 | 10 | 86,82 ± 3,65 | 9 |
| | 6 meses | | | 94,81 ± 1,34 | 8 | 94,30 ± 2,37 | 7 |
| | 12 meses | | | 93,04 ± 2,22 | 8 | 96,17 ± 2,02 | 5 |
| MorfologiaFx_100 pisa_I_afecto | Previo | | | 94,46 ± 1,10 | 16 | 91,59 ± 1,67 | 14 |
| | 3 meses | | | 93,65 ± 1,00 | 10 | 89,65 ± 3,26 | 9 |
| | 6 meses | | | 95,25 ± 1,00 | 8 | 92,39 ± 2,73 | 7 |
| | 12 meses | | | 92,86 ± 2,30 | 8 | 94,41 ± 2,61 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|--------------------------------|----------|--------------|----|--------------|----|---------------|----|
| MorfologiaFy_100 pisa_I_sano | Previo | 81,93 ± 2,39 | 48 | 84,31 ± 3,42 | 16 | 80,02 ± 4,08 | 14 |
| | 3 meses | | | 87,75 ± 3,31 | 10 | 82,89 ± 4,21 | 9 |
| | 6 meses | | | 86,97 ± 4,71 | 8 | 79,51 ± 4,23 | 7 |
| | 12 meses | | | 84,70 ± 5,50 | 8 | 88,38 ± 4,41 | 5 |
| MorfologiaFy_100 pisa_I_afecto | Previo | | | 85,15 ± 3,41 | 16 | 77,39 ± 4,96 | 14 |
| | 3 meses | | | 90,07 ± 3,51 | 10 | 77,99 ± 6,01 | 9 |
| | 6 meses | | | 86,25 ± 5,83 | 8 | 76,79 ± 7,24 | 7 |
| | 12 meses | | | 85,41 ± 7,06 | 8 | 77,67 ± 11,37 | 5 |
| MorfologiaFz_100 pisa_I_sano | Previo | 89,78 ± 1,70 | 48 | 90,27 ± 1,76 | 16 | 90,95 ± 2,47 | 14 |
| | 3 meses | | | 94,57 ± 0,77 | 10 | 87,12 ± 2,60 | 9 |
| | 6 meses | | | 95,10 ± 0,86 | 8 | 94,95 ± 1,79 | 7 |
| | 12 meses | | | 93,54 ± 1,49 | 8 | 95,18 ± 1,62 | 5 |
| MorfologiaFz_100 pisa_I_afecto | Previo | | | 92,19 ± 1,26 | 16 | 90,04 ± 1,62 | 14 |
| | 3 meses | | | 91,42 ± 1,87 | 10 | 91,70 ± 1,79 | 9 |
| | 6 meses | | | 92,64 ± 1,45 | 8 | 93,78 ± 1,23 | 7 |
| | 12 meses | | | 92,31 ± 1,39 | 8 | 92,14 ± 3,63 | 5 |
| Global_100 pisa_I_sano | Previo | 94,49 ± 0,77 | 48 | 95,19 ± 0,68 | 16 | 95,44 ± 0,88 | 14 |
| | 3 meses | | | 96,90 ± 0,38 | 10 | 94,06 ± 1,01 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,26 ± 0,18 | 8 | 96,64 ± 0,60 | 7 |
| | 12 meses | | | 96,51 ± 0,46 | 8 | 97,59 ± 0,59 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|--------------------------|----------|--------------|----|---------------|----|---------------|----|
| Global_100 pisa_l_afecto | Previo | | | 90,03 ± 0,62 | 16 | 94,78 ± 0,76 | 14 |
| | 3 meses | | | 96,09 ± 0,73 | 10 | 94,68 ± 0,89 | 9 |
| | 6 meses | | | 96,69 ± 0,57 | 8 | 95,91 ± 0,96 | 7 |
| | 12 meses | | | 96,23 ± 0,66 | 8 | 95,92 ± 1,37 | 5 |
| Reg,Velocidad_100 | Previo | 99,99 ± 0,01 | 24 | 98,72 ± 1,28 | 16 | 100,00 ± 0,00 | 14 |
| | 3 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 10 | 100,00 ± 0,00 | 9 |
| | 6 meses | | | 99,98 ± 0,01 | 8 | 100,00 ± 0,00 | 7 |
| | 12 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 8 | 100,00 ± 0,00 | 5 |
| Reg,T,Apoyo_100 | Previo | 99,87 ± 0,09 | 24 | 100,00 ± 0,00 | 16 | 100,00 ± 0,00 | 14 |
| | 3 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 10 | 100,00 ± 0,00 | 9 |
| | 6 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 8 | 100,00 ± 0,00 | 7 |
| | 12 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 8 | 100,00 ± 0,00 | 5 |
| Reg,Frenado_100 | Previo | 89,58 ± 4,31 | 24 | 96,95 ± 1,26 | 16 | 96,74 ± 1,93 | 14 |
| | 3 meses | | | 78,04 ± 7,77 | 10 | 85,18 ± 7,74 | 9 |
| | 6 meses | | | 87,19 ± 6,83 | 8 | 94,51 ± 4,29 | 7 |
| | 12 meses | | | 98,36 ± 0,68 | 8 | 99,69 ± 0,21 | 5 |
| Reg,Propulsión_100 | Previo | 92,77 ± 4,31 | 24 | 95,19 ± 2,32 | 16 | 96,22 ± 3,29 | 14 |
| | 3 meses | | | 97,42 ± 1,75 | 10 | 94,13 ± 4,59 | 9 |
| | 6 meses | | | 96,23 ± 2,01 | 8 | 99,90 ± 0,09 | 7 |
| | 12 meses | | | 94,58 ± 4,62 | 8 | 94,42 ± 5,57 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|----------------------|----------|--------------|----|---------------|----|--------------|----|
| Reg,Despegue_100 | Previo | 89,99 ± 5,38 | 24 | 95,02 ± 2,52 | 16 | 89,64 ± 7,07 | 14 |
| | 3 meses | | | 97,99 ± 1,56 | 10 | 96,45 ± 2,67 | 9 |
| | 6 meses | | | 99,60 ± 0,31 | 8 | 96,60 ± 1,98 | 7 |
| | 12 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 8 | 99,08 ± 0,90 | 5 |
| Reg,Oscilación_100 | Previo | 94,60 ± 4,20 | 24 | 99,83 ± 0,12 | 16 | 95,63 ± 2,04 | 14 |
| | 3 meses | | | 98,38 ± 1,25 | 10 | 98,78 ± 0,84 | 9 |
| | 6 meses | | | 99,09 ± 0,58 | 8 | 93,05 ± 3,71 | 7 |
| | 12 meses | | | 98,59 ± 1,33 | 8 | 99,61 ± 0,27 | 5 |
| Reg,MorfologiaFx_100 | Previo | 98,30 ± 0,48 | 24 | 98,03 ± 0,39 | 16 | 98,92 ± 0,26 | 14 |
| | 3 meses | | | 96,21 ± 1,06 | 10 | 98,17 ± 0,28 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,93 ± 0,30 | 8 | 97,67 ± 0,55 | 7 |
| | 12 meses | | | 98,18 ± 0,48 | 8 | 99,07 ± 0,23 | 5 |
| Reg,MorfologiaFy_100 | Previo | 95,16 ± 1,86 | 24 | 96,15 ± 1,21 | 16 | 97,91 ± 1,03 | 14 |
| | 3 meses | | | 95,99 ± 1,17 | 10 | 97,12 ± 1,21 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,58 ± 0,87 | 8 | 94,34 ± 2,87 | 7 |
| | 12 meses | | | 97,56 ± 1,00 | 8 | 99,38 ± 0,15 | 5 |
| Reg,MorfologiaFz_100 | Previo | 96,84 ± 1,37 | 24 | 97,34 ± 0,57 | 16 | 97,19 ± 0,79 | 14 |
| | 3 meses | | | 96,82 ± 0,55 | 10 | 97,29 ± 0,43 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,24 ± 0,36 | 8 | 97,00 ± 0,52 | 7 |
| | 12 meses | | | 97,60 ± 0,361 | 8 | 97,87 ± 0,30 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|----------------|----------|--------------|----|--------------|----|--------------|----|
| Reg,Global_100 | Previo | 95,33 ± 2,10 | 24 | 97,53 ± 0,54 | 16 | 96,88 ± 1,41 | 14 |
| | 3 meses | | | 95,70 ± 0,71 | 10 | 96,36 ± 0,94 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,18 ± 0,87 | 8 | 97,16 ± 0,78 | 7 |
| | 12 meses | | | 98,32 ± 0,53 | 8 | 98,71 ± 0,82 | 5 |

Los valores se expresan como media ± EEM. * p<0,05; ** p<0,01 Significativamente diferente respecto de CONTROL

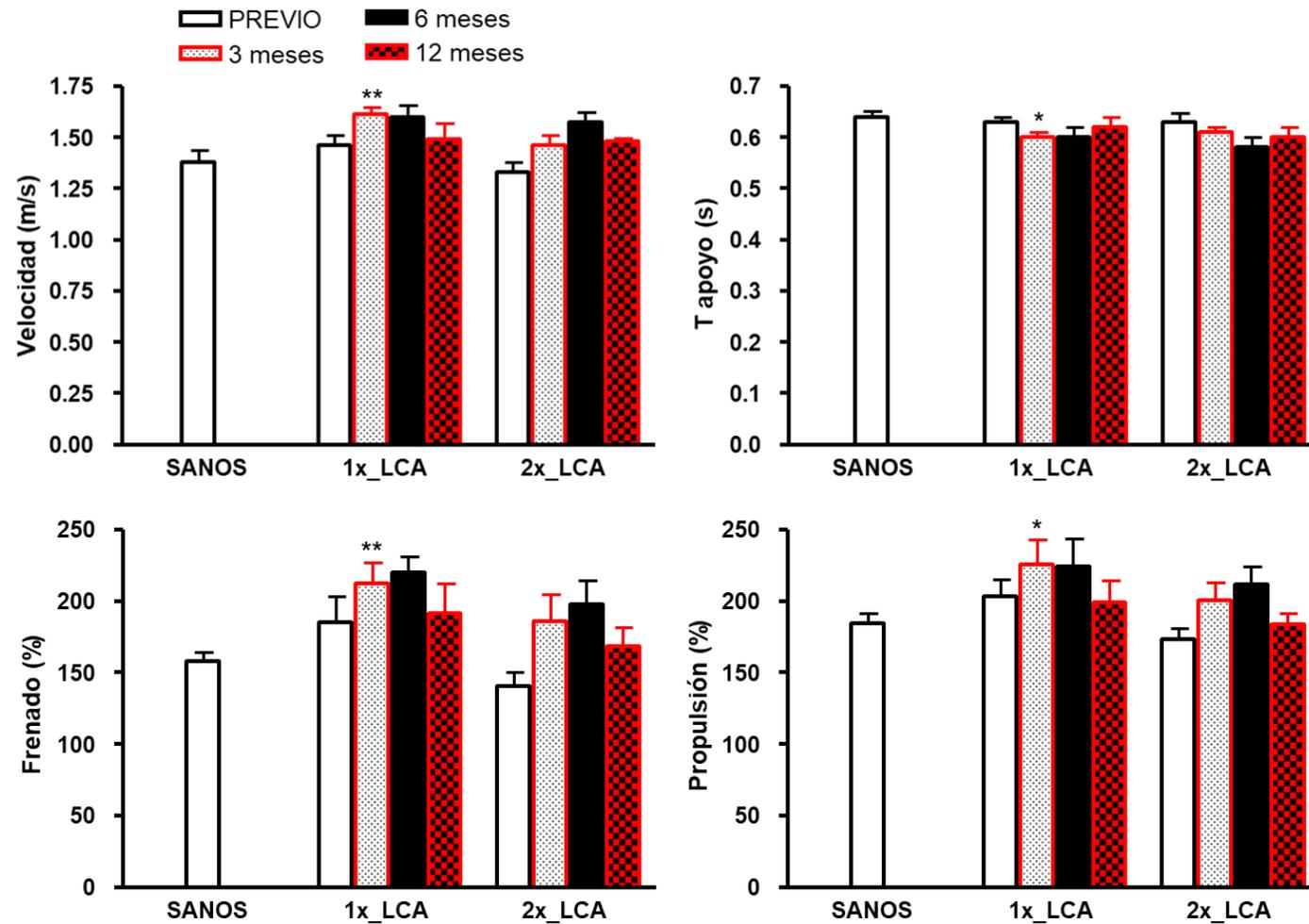


Figura 62. Análisis cinético de la marcha en sujetos control (SANOS, n=24) y en sujetos con rotura del LCA operados con la técnica del monofascículo (1x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=16) y a los 3 (n=10), 6 (n=8) y 12 (n=8) meses tras la intervención y con la técnica del doble fascículo (2x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=14) y a los 3 (n=9), 6 (n=7) y 12 (n=5) meses tras la intervención. Los valores se expresan como media ± EEM. * p<0.05 y ** p<0.01, Significativamente diferente de sujetos sanos.

3.3. Prueba de la marcha con pivot

La prueba de la marcha con pivot se ha realizado en los sujetos con rotura del LCA, un grupo operados con la técnica de ligamentoplastia monofascículo y el otro grupo con la técnica de doble fascículo. Se ha realizado la prueba antes de la intervención (PREVIO), y a los 3, 6 y 12 meses. Se ha obtenido cada uno de los distintos parámetros tanto para la pierna sana como para la pierna lesionada. Los datos se presentan en la Tabla 8.

Las dos técnicas utilizadas presentan diferencias significativas respecto de sujetos sanos, tanto en la pierna de apoyo como en la pierna de salida, y tanto en la pierna sana como en la pierna lesionada, en los diferentes tiempos medidos, en los valores de fuerza y derivada de la fuerza en los ejes anteroposterior x (Figura 63), mediolateral y (Figura 64) y vertical z (Figura 65).

Tabla 8. Prueba de la marcha con pivot en sujetos del grupo control y sujetos con rotura de LCA, pierna sana y lesionada, en cada uno de los tiempos de medida, tratados con las técnicas MONO y DOBLE fascículo.

| | | CONTROL | | MONO_SANA | | MONO_LCA | | DOBLE_SANA | | DOBLE_LCA | |
|----------|------|----------------------|----|------------------------|--|------------------------|----|--------------------------|--|---------------------------|----|
| | | MEDIA ± EEM | N | MEDIA ± EEM | | MEDIA ± EEM | | MEDIA ± EEM | | MEDIA ± EEM | N |
| fx_pct5 | 0 | -0,617583 ± 0,077655 | 50 | -0,744128 ± 0,150438 | | -0,778403 ± 0,168096 | 16 | -0,912547 ± 0,145757 | | -0,345137 ± 0,125847 | 14 |
| | 3 m | | | -0,655978 ± 0,197165 | | -0,881607 ± 0,333368 | 10 | -0,896260 ± 0,207621 | | -0,326058 ± 0,148916 | 9 |
| | 6 m | | | -0,520736 ± 0,226214 | | -1,020574 ± 0,263343 | 8 | -0,643820 ± 0,278376 | | -0,434047 ± 0,242962 | 7 |
| | 12 m | | | -0,485118 ± 0,217206 | | -0,741415 ± 0,232671 | 8 | -1,410146 ± 0,132440**.# | | -0,057798 ± 0,004289** | 5 |
| fy_pct5 | 0 | -0,045379 ± 0,010262 | 50 | 0,001345 ± 0,031227 | | -0,343919 ± 0,280774 | 16 | -0,066566 ± 0,021374 | | -0,069776 ± 0,031554 | 14 |
| | 3 m | | | -0,028304 ± 0,024704 | | -0,039924 ± 0,028991 | 10 | -0,057810 ± 0,042513 | | -0,047265 ± 0,036624 | 9 |
| | 6 m | | | -0,032083 ± 0,028985 | | -0,046289 ± 0,017763 | 8 | -0,085051 ± 0,052860 | | -0,079427 ± 0,065230 | 7 |
| | 12 m | | | -0,016573 ± 0,014476 | | -0,038275 ± 0,019395 | 8 | -0,036346 ± 0,030179 | | 0,040443 ± 0,013422**.# | 5 |
| fz_pct5 | 0 | -0,046337 ± 0,005583 | 50 | -0,018812 ± 0,008157* | | -0,021711 ± 0,006838* | 16 | -0,020046 ± 0,006521** | | -0,020371 ± 0,006115** | 14 |
| | 3 m | | | -0,026791 ± 0,007961 | | -0,024814 ± 0,008097 | 10 | -0,020795 ± 0,007064 | | -0,022239 ± 0,005754 | 9 |
| | 6 m | | | -0,000142 ± 0,002479** | | -0,001690 ± 0,002991* | 8 | 0,000992 ± 0,002247**.# | | 0,000560 ± 0,003197**.# | 7 |
| | 12 m | | | -0,000119 ± 0,002322** | | -0,001185 ± 0,002043** | 8 | 0,002806 ± 0,001109*.,## | | 0,008266 ± 0,003040**.,## | 5 |
| fx_pct50 | 0 | -0,004282 ± 0,002930 | 50 | -0,044579 ± 0,027931** | | -0,020429 ± 0,006858* | 16 | -0,008189 ± 0,003548 | | -0,011577 ± 0,006383 | 14 |
| | 3 m | | | -0,020482 ± 0,005017** | | -0,014980 ± 0,008725 | 10 | -0,018124 ± 0,005826* | | -0,011587 ± 0,011306 | 9 |
| | 6 m | | | -0,016163 ± 0,007117* | | -0,004554 ± 0,002759 | 8 | -0,019332 ± 0,010383 | | -0,016019 ± 0,010086 | 7 |
| | 12 m | | | -0,015639 ± 0,007772 | | -0,012263 ± 0,007276 | 8 | -0,019056 ± 0,005059* | | -0,036932 ± 0,011998* | 5 |
| fy_pct50 | 0 | 0,013838 ± 0,004214 | 50 | 0,068126 ± 0,037836 | | 0,057256 ± 0,037257 | 16 | -0,003073 ± 0,005165 | | 0,019972 ± 0,008530 | 14 |
| | 3 m | | | 0,030597 ± 0,014045 | | 0,018045 ± 0,020669 | 10 | 0,019362 ± 0,008469# | | 0,024388 ± 0,017191 | 9 |
| | 6 m | | | 0,024279 ± 0,012583 | | 0,000576 ± 0,007940 | 8 | 0,014162 ± 0,019458 | | 0,019822 ± 0,015796 | 7 |
| | 12 m | | | 0,021107 ± 0,010326 | | 0,006437 ± 0,013838 | 8 | 0,004875 ± 0,007085 | | 0,067075 ± 0,007052**.,## | 5 |

| | | CONTROL | | MONO_SANA | MONO_LCA | | DOBLE_SANA | DOBLE_LCA | |
|----------|------|----------------------|----|------------------------|-----------------------|----|----------------------------|---------------------------|----|
| fz_pct50 | 0 | 0,003894 ± 0,000926 | 50 | 0,011686 ± 0,005904* | 0,012001 ± 0,004772* | 16 | 0,002771 ± 0,001042 | 0,003770 ± 0,001470 | 14 |
| | 3 m | | | 0,002840 ± 0,001383# | 0,003705 ± 0,002064 | 10 | 0,015547 ± 0,009263*.# | 0,004113 ± 0,001778 | 9 |
| | 6 m | | | 0,005510 ± 0,002421 | 0,003696 ± 0,002591 | 8 | 0,005933 ± 0,002103 | 0,006142 ± 0,002876 | 7 |
| | 12 m | | | 0,006819 ± 0,002485 | 0,004693 ± 0,002077 | 8 | 0,009495 ± 0,001516*.*## | 0,014590 ± 0,002617**.*## | 5 |
| fx_pct95 | 0 | 0,638091 ± 0,077158 | 50 | 1,043183 ± 0,455037 | 2,055599 ± 1,510333 | 16 | 0,289100 ± 0,133734* | 0,895678 ± 0,103912 | 14 |
| | 3 m | | | 0,660559 ± 0,206926 | 0,679777 ± 0,179746 | 10 | 0,479873 ± 0,215943 | 0,755887 ± 0,196875 | 9 |
| | 6 m | | | 0,967796 ± 0,268390 | 0,410925 ± 0,232076 | 8 | 0,591254 ± 0,256464 | 0,753573 ± 0,267579 | 7 |
| | 12 m | | | 0,963828 ± 0,285090 | 0,601168 ± 0,280372 | 8 | -0,010559 ± 0,003230**.*## | 1,330627 ± 0,115427**.*# | 5 |
| fy_pct95 | 0 | 0,464531 ± 0,029106 | 50 | 0,775695 ± 0,245891 | 1,118564 ± 0,633446 | 16 | 0,420242 ± 0,038185 | 0,459094 ± 0,028057 | 14 |
| | 3 m | | | 0,558756 ± 0,037156* | 0,633193 ± 0,109783* | 10 | 0,522463 ± 0,034215 | 0,422804 ± 0,065002 | 9 |
| | 6 m | | | 0,539619 ± 0,027602* | 0,490228 ± 0,054476 | 8 | 0,394270 ± 0,068294 | 0,411847 ± 0,072614 | 7 |
| | 12 m | | | 0,562642 ± 0,034960* | 0,460454 ± 0,041567 | 8 | 0,519310 ± 0,028285 | 0,531797 ± 0,028221 | 5 |
| fz_pct95 | 0 | 9,169723 ± 0,231377 | 50 | 14,541383 ± 5,044478 | 21,952038 ± 12,406798 | 16 | 8,864048 ± 0,660982 | 9,587206 ± 0,039598* | 14 |
| | 3 m | | | 9,405796 ± 0,070774 | 11,280647 ± 1,784221 | 10 | 9,523807 ± 0,056035 | 8,475737 ± 1,015925 | 9 |
| | 6 m | | | 9,415954 ± 0,110635 | 9,353286 ± 0,103569 | 8 | 8,195199 ± 1,367411 | 8,122782 ± 1,355499 | 7 |
| | 12 m | | | 9,408867 ± 0,109695 | 8,974989 ± 0,461122 | 8 | 9,374874 ± 0,090175 | 9,397493 ± 0,051047# | 5 |
| dfx_pct5 | 0 | -0,021473 ± 0,001360 | 50 | -0,033908 ± 0,014399 | -0,045377 ± 0,027691 | 16 | -0,015497 ± 0,002611* | -0,025179 ± 0,002213 | 14 |
| | 3 m | | | -0,019597 ± 0,003203 | -0,020541 ± 0,003730 | 10 | -0,015698 ± 0,004388 | -0,021379 ± 0,004236 | 9 |
| | 6 m | | | -0,025632 ± 0,004480 | -0,012390 ± 0,005073 | 8 | -0,019077 ± 0,006431 | -0,019003 ± 0,006389 | 7 |
| | 12 m | | | -0,029326 ± 0,006113 | -0,017225 ± 0,006150 | 8 | -0,002058 ± 0,001256**.*## | -0,035569 ± 0,003522**.*# | 5 |
| dfy_pct5 | 0 | -0,011395 ± 0,001136 | 50 | -0,017766 ± 0,006566 | -0,034020 ± 0,021571 | 16 | -0,011274 ± 0,001498 | -0,013722 ± 0,001136 | 14 |
| | 3 m | | | -0,013289 ± 0,001774 | -0,012348 ± 0,001993 | 10 | -0,011641 ± 0,001672 | -0,010233 ± 0,002108 | 9 |
| | 6 m | | | -0,016132 ± 0,001621** | -0,011682 ± 0,002020 | 8 | -0,010628 ± 0,002374 | -0,011933 ± 0,003383 | 7 |
| | 12 m | | | -0,013173 ± 0,001710 | -0,011862 ± 0,002277 | 8 | -0,006004 ± 0,000960*.*# | -0,010559 ± 0,001851 | 5 |

| | | CONTROL | | MONO_SANA | MONO_LCA | | DOBLE_SANA | DOBLE_LCA | |
|-----------|------|----------------------|----|----------------------------|-------------------------|----|-------------------------|---------------------------|----|
| dfz_pct5 | 0 | -0,131324 ± 0,005160 | 50 | -0,166031 ± 0,061620 | -0,222423 ± 0,110696* | 16 | -0,103842 ± 0,011136* | -0,116319 ± 0,009163 | 14 |
| | 3 m | | | -0,106079 ± 0,008435* | -0,125379 ± 0,018691 | 10 | -0,114659 ± 0,008735 | -0,111141 ± 0,016637 | 9 |
| | 6 m | | | -0,120968 ± 0,008414 | -0,115145 ± 0,010546 | 8 | -0,107025 ± 0,020316 | -0,090521 ± 0,016645** | 7 |
| | 12 m | | | -0,120071 ± 0,009569 | -0,102481 ± 0,014495* | 8 | -0,096035 ± 0,009749* | -0,106328 ± 0,009992 | 5 |
| dfx_pct50 | 0 | -0,000001 ± 0,000000 | 50 | 0,000003 ± 0,000002 | -0,000025 ± 0,000025* | 16 | 0,000007 ± 0,000003** | -0,000005 ± 0,000003 | 14 |
| | 3 m | | | -0,000002 ± 0,000004 | 0,000003 ± 0,000003 | 10 | 0,000005 ± 0,000003** | -0,000006 ± 0,000004 | 9 |
| | 6 m | | | -0,000008 ± 0,000006* | 0,000009 ± 0,000005**.# | 8 | -0,000001 ± 0,000010 | -0,000009 ± 0,000008 | 7 |
| | 12 m | | | -0,000003 ± 0,000005 | 0,000003 ± 0,000005 | 8 | 0,000021 ± 0,000002*.# | -0,000016 ± 0,000005**.# | 5 |
| dfy_pct50 | 0 | 0,000005 ± 0,000004 | 50 | 0,000008 ± 0,000007 | 0,000021 ± 0,000019 | 16 | 0,000003 ± 0,000002 | 0,000005 ± 0,000002** | 14 |
| | 3 m | | | 0,000000 ± 0,000002 | 0,000006 ± 0,000004 | 10 | 0,000002 ± 0,000001 | 0,000003 ± 0,000002 | 9 |
| | 6 m | | | 0,000005 ± 0,000002* | 0,000005 ± 0,000003 | 8 | 0,000005 ± 0,000002 | 0,000009 ± 0,000003** | 7 |
| | 12 m | | | -0,000001 ± 0,000003 | 0,000000 ± 0,000002 | 8 | 0,000004 ± 0,000002 | 0,000002 ± 0,000003 | 5 |
| dfz_pct50 | 0 | -0,000007 ± 0,000002 | 50 | -0,000033 ± 0,000020 | -0,000060 ± 0,000040 | 16 | -0,000026 ± 0,000007* | -0,000019 ± 0,000006 | 14 |
| | 3 m | | | -0,000024 ± 0,000008 | -0,000042 ± 0,000022 | 10 | -0,000040 ± 0,000012** | -0,000030 ± 0,000012* | 9 |
| | 6 m | | | -0,000044 ± 0,000013**.# | -0,000045 ± 0,000006** | 8 | -0,000050 ± 0,000014** | -0,000037 ± 0,000009** | 7 |
| | 12 m | | | -0,000057 ± 0,000007**.,## | -0,000041 ± 0,000010** | 8 | -0,000035 ± 0,000010** | -0,000048 ± 0,000011**.# | 5 |
| dfx_pct95 | 0 | 0,021624 ± 0,001189 | 50 | 0,031920 ± 0,011349 | 0,030894 ± 0,010059 | 16 | 0,024677 ± 0,002833 | 0,018069 ± 0,001650 | 14 |
| | 3 m | | | 0,018682 ± 0,003850 | 0,025747 ± 0,007382 | 10 | 0,023353 ± 0,003439 | 0,013938 ± 0,002997* | 9 |
| | 6 m | | | 0,018064 ± 0,006291 | 0,028088 ± 0,005890 | 8 | 0,015825 ± 0,005985 | 0,015410 ± 0,005764 | 7 |
| | 12 m | | | 0,016092 ± 0,005617 | 0,022826 ± 0,005276 | 8 | 0,035078 ± 0,002828**.# | 0,004399 ± 0,001745**.,## | 5 |
| dfy_pct95 | 0 | 0,013702 ± 0,000919 | 50 | 0,026340 ± 0,007834** | 0,044373 ± 0,027026** | 16 | 0,017369 ± 0,001520** | 0,016930 ± 0,001092** | 14 |
| | 3 m | | | 0,019807 ± 0,001731** | 0,021847 ± 0,004467** | 10 | 0,016800 ± 0,001688 | 0,013560 ± 0,002467 | 9 |
| | 6 m | | | 0,023106 ± 0,001165** | 0,021005 ± 0,001237**.# | 8 | 0,019365 ± 0,003478** | 0,018690 ± 0,003296** | 7 |
| | 12 m | | | 0,021773 ± 0,001252** | 0,023133 ± 0,002000** | 8 | 0,021868 ± 0,002190** | 0,021381 ± 0,002585** | 5 |

| | | CONTROL | | MONO_SANA | MONO_LCA | | DOBLE_SANA | DOBLE_LCA | |
|---------------|------|----------------------|----|--------------------------|--------------------------|----|--------------------------|--------------------------|----|
| dfz_pct95 | 0 | 0,126270 ± 0,006348 | 50 | 0,177029 ± 0,078290 | 0,192724 ± 0,078639 | 16 | 0,091855 ± 0,011683* | 0,113467 ± 0,011461 | 14 |
| | 3 m | | | 0,088582 ± 0,009482* | 0,102808 ± 0,010171 | 10 | 0,093715 ± 0,011338* | 0,098350 ± 0,018834 | 9 |
| | 6 m | | | 0,080906 ± 0,007125** | 0,065095 ± 0,012424**.# | 8 | 0,061743 ± 0,011325** | 0,062520 ± 0,010921**.# | 7 |
| | 12 m | | | 0,078642 ± 0,007171** | 0,072029 ± 0,004969**.# | 8 | 0,076063 ± 0,010471* | 0,071782 ± 0,005073**.# | 5 |
| pis2_fx_pct5 | 0 | -0,277359 ± 0,041318 | 50 | -0,289527 ± 0,074316 | -0,312494 ± 0,079913 | 16 | -0,454989 ± 0,085702 | -0,141003 ± 0,072623 | 14 |
| | 3 m | | | -0,315455 ± 0,103028 | -0,472022 ± 0,220569 | 10 | -0,419403 ± 0,107172 | -0,108319 ± 0,069306 | 9 |
| | 6 m | | | -0,260937 ± 0,114716 | -0,393323 ± 0,115698 | 8 | -0,270236 ± 0,137533 | -0,182133 ± 0,112973 | 7 |
| | 12 m | | | -0,204352 ± 0,097644 | -0,440189 ± 0,183029 | 8 | -0,731393 ± 0,090149** | -0,054057 ± 0,014653 | 5 |
| pis2_fy_pct5 | 0 | -0,091732 ± 0,012862 | 50 | -0,059206 ± 0,019162 | -0,073483 ± 0,023180 | 16 | -0,043878 ± 0,025093* | -0,132180 ± 0,054085 | 14 |
| | 3 m | | | -0,005840 ± 0,008723**.# | -0,066004 ± 0,017289 | 10 | -0,049523 ± 0,021705 | -0,117712 ± 0,032122 | 9 |
| | 6 m | | | -0,040318 ± 0,028925* | -0,001981 ± 0,007860**.# | 8 | -0,030589 ± 0,016165 | -0,065030 ± 0,020236 | 7 |
| | 12 m | | | -0,022215 ± 0,018604* | -0,003348 ± 0,005348**.# | 8 | -0,003357 ± 0,007362** | -0,006503 ± 0,019160* | 5 |
| pis2_fz_pct5 | 0 | -0,052977 ± 0,004009 | 50 | -0,032744 ± 0,007299 | -0,038275 ± 0,007910 | 16 | -0,029686 ± 0,007121* | -0,030364 ± 0,006885* | 14 |
| | 3 m | | | -0,034873 ± 0,008877 | -0,034854 ± 0,008853 | 10 | -0,033864 ± 0,009511 | -0,031080 ± 0,009907 | 9 |
| | 6 m | | | -0,006743 ± 0,001528** | -0,004648 ± 0,002132**.# | 8 | -0,005432 ± 0,001182**.# | -0,005557 ± 0,001500**.# | 7 |
| | 12 m | | | -0,004425 ± 0,001917**.# | -0,004297 ± 0,002666**.# | 8 | -0,005318 ± 0,002449**.# | 0,003436 ± 0,003250**.# | 5 |
| pis2_fx_pct50 | 0 | -0,016274 ± 0,004265 | 50 | -0,013256 ± 0,008018 | -0,027171 ± 0,010082 | 16 | -0,019794 ± 0,006956 | -0,004412 ± 0,012919 | 14 |
| | 3 m | | | -0,024098 ± 0,009368 | -0,046219 ± 0,022330 | 10 | -0,005394 ± 0,008529 | -0,001018 ± 0,017964 | 9 |
| | 6 m | | | -0,033795 ± 0,010647 | -0,020763 ± 0,014484 | 8 | -0,002590 ± 0,003508 | -0,024296 ± 0,011413 | 7 |
| | 12 m | | | -0,026430 ± 0,012890 | -0,032368 ± 0,015995 | 8 | -0,045447 ± 0,018994* | -0,050672 ± 0,015002 | 5 |
| pis2_fy_pct50 | 0 | 0,011062 ± 0,003411 | 50 | 0,018602 ± 0,007652 | 0,043280 ± 0,012557* | 16 | 0,015633 ± 0,003607 | 0,016615 ± 0,008676 | 14 |
| | 3 m | | | 0,030471 ± 0,007549* | 0,009279 ± 0,006438 | 10 | 0,035150 ± 0,006253**.# | 0,015955 ± 0,009470 | 9 |
| | 6 m | | | 0,023784 ± 0,005333 | 0,019333 ± 0,004283 | 8 | 0,028911 ± 0,010502 | 0,008601 ± 0,005976 | 7 |
| | 12 m | | | 0,014651 ± 0,006856 | 0,007934 ± 0,007076 | 8 | 0,018031 ± 0,010209 | 0,063761 ± 0,019814* | 5 |

| | | CONTROL | | MONO_SANA | MONO_LCA | | DOBLE_SANA | DOBLE_LCA | |
|---------------|------|----------------------|----|--------------------------|--------------------------|----|--------------------------|--------------------------|----|
| pis2_fz_pct50 | 0 | 0,000354 ± 0,001320 | 50 | -0,000834 ± 0,002209 | -0,002054 ± 0,001970 | 16 | -0,002233 ± 0,001043 | -0,000305 ± 0,001181 | 14 |
| | 3 m | | | -0,003675 ± 0,001226 | -0,003641 ± 0,002957 | 10 | -0,001894 ± 0,001675 | -0,000193 ± 0,001501 | 9 |
| | 6 m | | | -0,002649 ± 0,001269 | -0,000531 ± 0,002025 | 8 | -0,001678 ± 0,000768 | -0,002063 ± 0,001139 | 7 |
| | 12 m | | | 0,000160 ± 0,001352 | 0,000101 ± 0,002451 | 8 | -0,000464 ± 0,002508 | 0,007931 ± 0,003287**.# | 5 |
| pis2_fx_pct95 | 0 | 0,317610 ± 0,057491 | 50 | 0,638776 ± 0,375112 | 0,842941 ± 0,640373 | 16 | 0,115600 ± 0,071529* | 0,468339 ± 0,079002 | 14 |
| | 3 m | | | 0,305355 ± 0,113023 | 0,276946 ± 0,115173 | 10 | 0,207985 ± 0,107221 | 0,398456 ± 0,101950 | 9 |
| | 6 m | | | 0,328896 ± 0,109109 | 0,211694 ± 0,144360 | 8 | 0,308668 ± 0,145275 | 0,398577 ± 0,163107 | 7 |
| | 12 m | | | 0,378415 ± 0,125908 | 0,228816 ± 0,126239 | 8 | -0,026273 ± 0,012953** | 0,754343 ± 0,099062** | 5 |
| pis2_fy_pct95 | 0 | 0,598843 ± 0,051818 | 50 | 0,920766 ± 0,324144 | 1,537531 ± 0,866428** | 16 | 0,531922 ± 0,055948 | 0,669394 ± 0,040442 | 14 |
| | 3 m | | | 0,559558 ± 0,041431 | 0,689621 ± 0,103544 | 10 | 0,550148 ± 0,053160 | 0,560998 ± 0,079449 | 9 |
| | 6 m | | | 0,530933 ± 0,031785 | 0,542104 ± 0,057813 | 8 | 0,426536 ± 0,089415 | 0,481896 ± 0,092523 | 7 |
| | 12 m | | | 0,494037 ± 0,033420# | 0,586460 ± 0,044266 | 8 | 0,489407 ± 0,081134 | 0,516197 ± 0,053887 | 5 |
| pis2_fz_pct95 | 0 | 8,882068 ± 0,246572 | 50 | 13,947241 ± 4,823430 | 21,054102 ± 11,783056 | 16 | 8,557286 ± 0,639003 | 9,182954 ± 0,055344 | 14 |
| | 3 m | | | 8,801196 ± 0,252633* | 10,921318 ± 1,785286 | 10 | 9,134914 ± 0,082298 | 8,228536 ± 0,989021 | 9 |
| | 6 m | | | 9,158727 ± 0,077413 | 9,089993 ± 0,064701# | 8 | 7,895453 ± 1,319505 | 7,916608 ± 1,323415 | 7 |
| | 12 m | | | 9,123262 ± 0,071468 | 9,189272 ± 0,035794 | 8 | 9,219335 ± 0,104329 | 9,236599 ± 0,184970 | 5 |
| pis2_dfx_pct5 | 0 | -0,011885 ± 0,000928 | 50 | -0,021408 ± 0,011606 | -0,017608 ± 0,007005 | 16 | -0,009052 ± 0,001488 | -0,013139 ± 0,000874 | 14 |
| | 3 m | | | -0,009345 ± 0,001789 | -0,011041 ± 0,001312 | 10 | -0,012348 ± 0,001410 | -0,010046 ± 0,001591 | 9 |
| | 6 m | | | -0,010870 ± 0,001107 | -0,011047 ± 0,002617 | 8 | -0,011982 ± 0,002942 | -0,009916 ± 0,002146 | 7 |
| | 12 m | | | -0,011600 ± 0,001124 | -0,010927 ± 0,003183 | 8 | -0,006903 ± 0,002911 | -0,015918 ± 0,002461 | 5 |
| pis2_dfy_pct5 | 0 | -0,016662 ± 0,001305 | 50 | -0,018902 ± 0,004271 | -0,015371 ± 0,001960 | 16 | -0,010789 ± 0,001790* | -0,017571 ± 0,002577 | 14 |
| | 3 m | | | -0,010054 ± 0,001980* | -0,013901 ± 0,003007 | 10 | -0,010788 ± 0,002638 | -0,015097 ± 0,003363 | 9 |
| | 6 m | | | -0,004983 ± 0,001337**,# | -0,005459 ± 0,001685**,# | 8 | -0,002962 ± 0,000572**,# | -0,001633 ± 0,000505**,# | 7 |
| | 12 m | | | -0,006185 ± 0,001870**,# | -0,004634 ± 0,001377**,# | 8 | -0,004978 ± 0,001147**,# | -0,004461 ± 0,001178**,# | 5 |

| | | CONTROL | | MONO_SANA | | MONO_LCA | | DOBLE_SANA | | DOBLE_LCA | |
|----------------|------|------------------------|----|-------------------------|-------------------------|----------|---------------------------|-------------------------|----|-----------|--|
| pis2_dfz_pct5 | 0 | -0,081895 ± 0,003438 | 50 | -0,106395 ± 0,042421** | -0,118754 ± 0,052354** | 16 | -0,069888 ± 0,008297 | -0,084460 ± 0,006926 | 14 | | |
| | 3 m | | | -0,069868 ± 0,005599 | -0,081606 ± 0,015160 | 10 | -0,075274 ± 0,007302 | -0,081931 ± 0,010486 | 9 | | |
| | 6 m | | | -0,062488 ± 0,004757* | -0,059363 ± 0,004373** | 8 | -0,069915 ± 0,013804 | -0,072440 ± 0,014814 | 7 | | |
| | 12 m | | | -0,068231 ± 0,009048* | -0,065215 ± 0,004787* | 8 | -0,075548 ± 0,010186 | -0,072395 ± 0,002311 | 5 | | |
| pis2_dfx_pct50 | 0 | -0,0000016 ± 0,0000004 | 50 | 0,0000022 ± 0,0000017** | 0,0000035 ± 0,0000021* | 16 | 0,0000048 ± 0,0000018** | 0,0000029 ± 0,0000015** | 14 | | |
| | 3 m | | | 0,0000058 ± 0,0000023** | 0,0000099 ± 0,0000088* | 10 | 0,0000029 ± 0,0000011** | 0,0000007 ± 0,0000012 | 9 | | |
| | 6 m | | | 0,0000060 ± 0,0000022** | 0,0000046 ± 0,0000055 | 8 | 0,0000016 ± 0,0000028 | 0,0000046 ± 0,0000032* | 7 | | |
| | 12 m | | | 0,0000045 ± 0,0000043 | 0,0000079 ± 0,0000040** | 8 | 0,0000158 ± 0,0000022**.# | -0,0000031 ± 0,0000044 | 5 | | |
| pis2_dfy_pct50 | 0 | -0,000004 ± 0,000000 | 50 | -0,000002 ± 0,000002 | 0,000007 ± 0,000007 | 16 | -0,000002 ± 0,000002* | -0,000004 ± 0,000002 | 14 | | |
| | 3 m | | | -0,000003 ± 0,000002 | -0,000003 ± 0,000002 | 10 | -0,000001 ± 0,000002 | -0,000002 ± 0,000002 | 9 | | |
| | 6 m | | | -0,000003 ± 0,000003 | -0,000005 ± 0,000001 | 8 | -0,000002 ± 0,000002 | 0,000004 ± 0,000002**.# | 7 | | |
| | 12 m | | | -0,000003 ± 0,000002 | -0,000002 ± 0,000004 | 8 | 0,000004 ± 0,000003** | 0,000002 ± 0,000005 | 5 | | |
| pis2_dfz_pct50 | 0 | -0,000003 ± 0,000001 | 50 | 0,000006 ± 0,000004** | -0,000004 ± 0,000004 | 16 | -0,000002 ± 0,000009 | 0,000006 ± 0,000007 | 14 | | |
| | 3 m | | | -0,000001 ± 0,000003 | -0,000003 ± 0,000004 | 10 | -0,000005 ± 0,000005 | -0,000003 ± 0,000002 | 9 | | |
| | 6 m | | | -0,000011 ± 0,000013 | 0,000004 ± 0,000013 | 8 | 0,000002 ± 0,000008 | -0,000013 ± 0,000007 | 7 | | |
| | 12 m | | | -0,000008 ± 0,000009 | -0,000002 ± 0,000007 | 8 | -0,000006 ± 0,000005 | -0,000012 ± 0,000016 | 5 | | |
| pis2_dfx_pct95 | 0 | 0,012575 ± 0,000909 | 50 | 0,021001 ± 0,008884 | 0,017516 ± 0,005361 | 16 | 0,011944 ± 0,001569 | 0,013612 ± 0,001248 | 14 | | |
| | 3 m | | | 0,010848 ± 0,000959 | 0,015122 ± 0,003750 | 10 | 0,010828 ± 0,000947 | 0,010525 ± 0,001719 | 9 | | |
| | 6 m | | | 0,013472 ± 0,001505 | 0,013815 ± 0,001523 | 8 | 0,010414 ± 0,001835 | 0,013074 ± 0,002313 | 7 | | |
| | 12 m | | | 0,010739 ± 0,001899 | 0,016743 ± 0,004982 | 8 | 0,015421 ± 0,002395 | 0,014523 ± 0,004022 | 5 | | |
| pis2_dfy_pct95 | 0 | 0,022344 ± 0,001057 | 50 | 0,045522 ± 0,017869** | 0,072486 ± 0,043994** | 16 | 0,026237 ± 0,002756* | 0,031011 ± 0,001993** | 14 | | |
| | 3 m | | | 0,030118 ± 0,003703* | 0,042524 ± 0,013272** | 10 | 0,028551 ± 0,003900 | 0,028042 ± 0,004561* | 9 | | |
| | 6 m | | | 0,037148 ± 0,002008**,# | 0,036966 ± 0,003253** | 8 | 0,033311 ± 0,007041* | 0,033594 ± 0,005943** | 7 | | |
| | 12 m | | | 0,040592 ± 0,003020**,# | 0,037562 ± 0,003428** | 8 | 0,033121 ± 0,002420** | 0,030154 ± 0,001651** | 5 | | |

| | | CONTROL | | MONO_SANA | MONO_LCA | | DOBLE_SANA | DOBLE_LCA | |
|----------------|------|---------------------|----|-----------------------|----------------------|----|-----------------------|-----------------------|----|
| pis2_dfz_pct95 | 0 | 0,151915 ± 0,005028 | 50 | 0,194042 ± 0,076621** | 0,250693 ± 0,115896 | 16 | 0,117023 ± 0,015687 | 0,127380 ± 0,009523** | 14 |
| | 3 m | | | 0,122084 ± 0,009340** | 0,127542 ± 0,015630 | 10 | 0,112464 ± 0,012544** | 0,122794 ± 0,019092 | 9 |
| | 6 m | | | 0,105333 ± 0,014186** | 0,108267 ± 0,018840* | 8 | 0,104250 ± 0,023141* | 0,091630 ± 0,021090** | 7 |
| | 12 m | | | 0,115748 ± 0,016354 | 0,107376 ± 0,018457* | 8 | 0,096612 ± 0,012805** | 0,127091 ± 0,027138 | 5 |

Los valores se expresan como media ± EEM

* p<0,05; ** p<0,01 Significativamente diferente respecto de CONTROL

p<0,05; ## p<0,01 Significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO

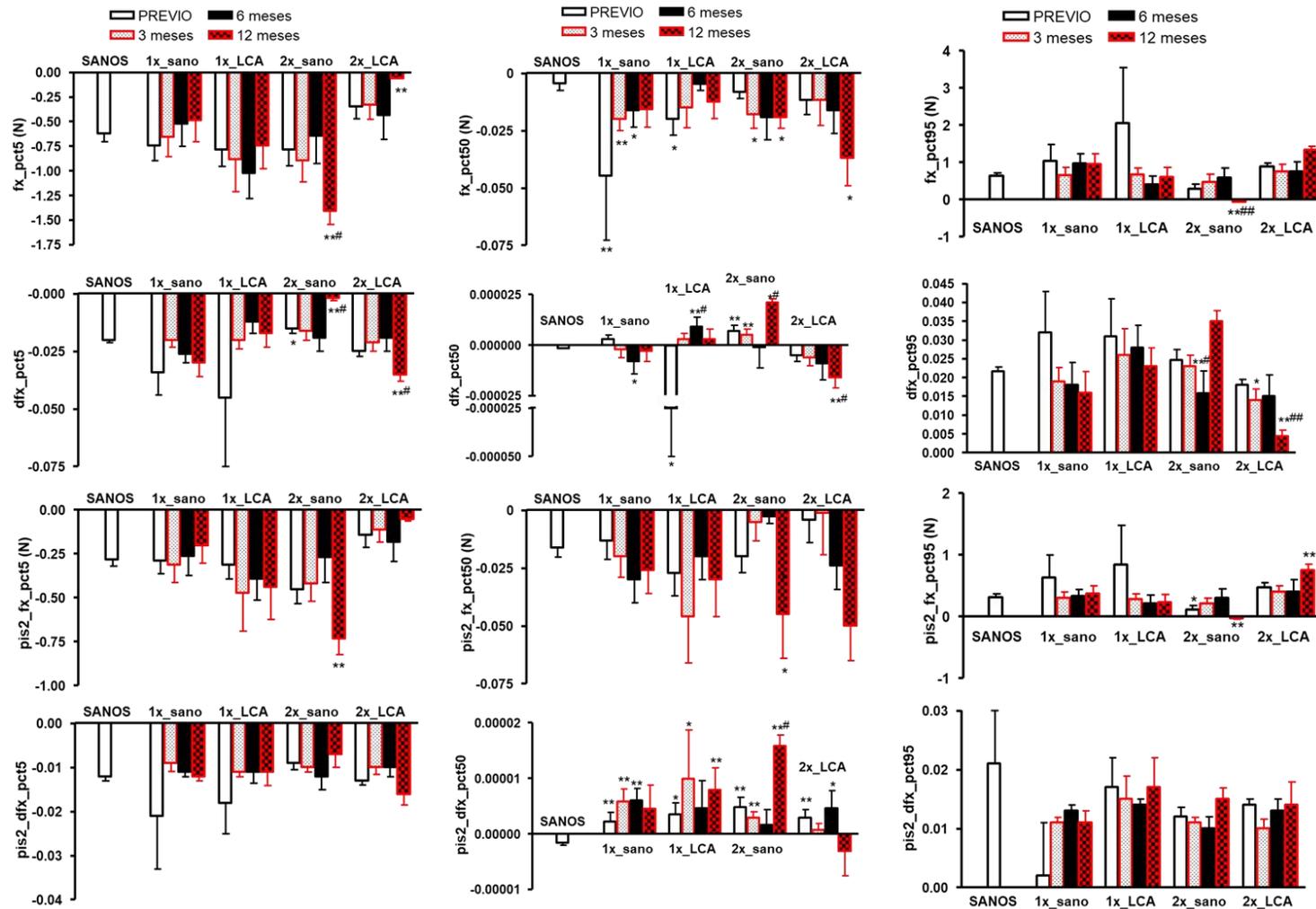


Figura 63. Fuerza y derivada de la fuerza en el eje anteroposterior x, en la pierna de apoyo y en la pierna de salida (pis2_) en la prueba de la marcha con pívot, en sujetos control (SANOS, n=50) y en sujetos con rotura del LCA operados con la técnica del monofascículo en pierna sana (1x_sano) y operada (1x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=16) y a los 3 (n=10), 6 (n=8) y 12 (n=8) meses tras la intervención y con la técnica del doble fascículo en pierna sana (2x_sano) y operada (2x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=14) y a los 3 (n=9), 6 (n=7) y 12 (n=5) meses tras la intervención. Los valores se expresan como media \pm EEM. * $p < 0.05$ y ** $p < 0.01$, Significativamente diferente de sujetos sanos. # $p < 0,05$ y ## $p < 0.01$ Significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO.

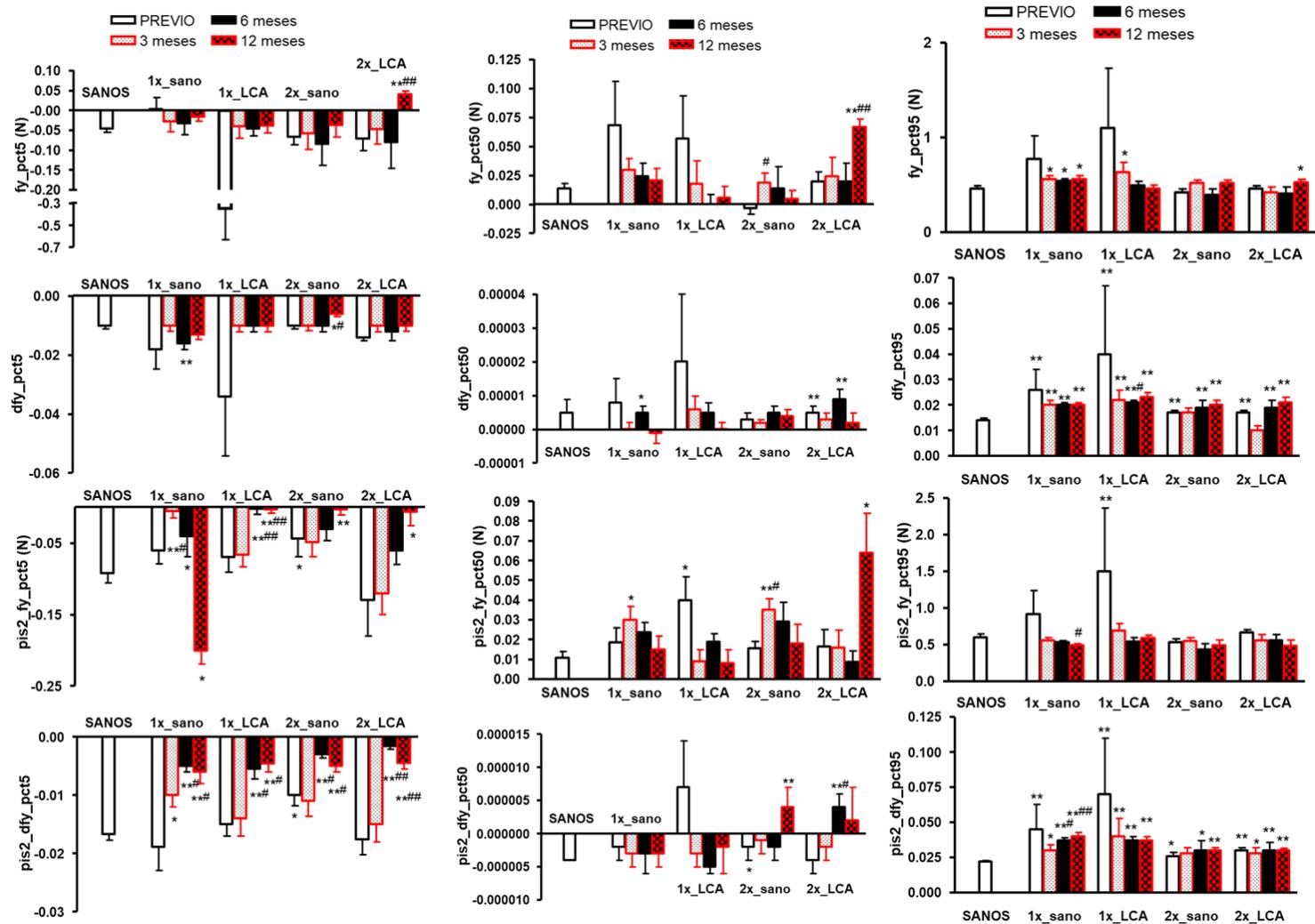


Figura 64. Fuerza y derivada de la fuerza en el eje mediolateral y, en la pierna de apoyo y en la pierna de salida (pis2_) en la prueba de la marcha con pívot, en sujetos control (SANOS, n=50) y en sujetos con rotura del LCA operados con la técnica del monofascículo en pierna sana (1x_sano) y operada (1x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=16) y a los 3 (n=10), 6 (n=8) y 12 (n=8) meses tras la intervención y con la técnica del doble fascículo en pierna sana (2x_sano) y operada (2x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=14) y a los 3 (n=9), 6 (n=7) y 12 (n=5) meses tras la intervención. Los valores se expresan como media \pm EEM. * p<0.05 y ** p<0.01, Significativamente diferente de sujetos sanos. # p<0,05 y ## p<0.01 Significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO.

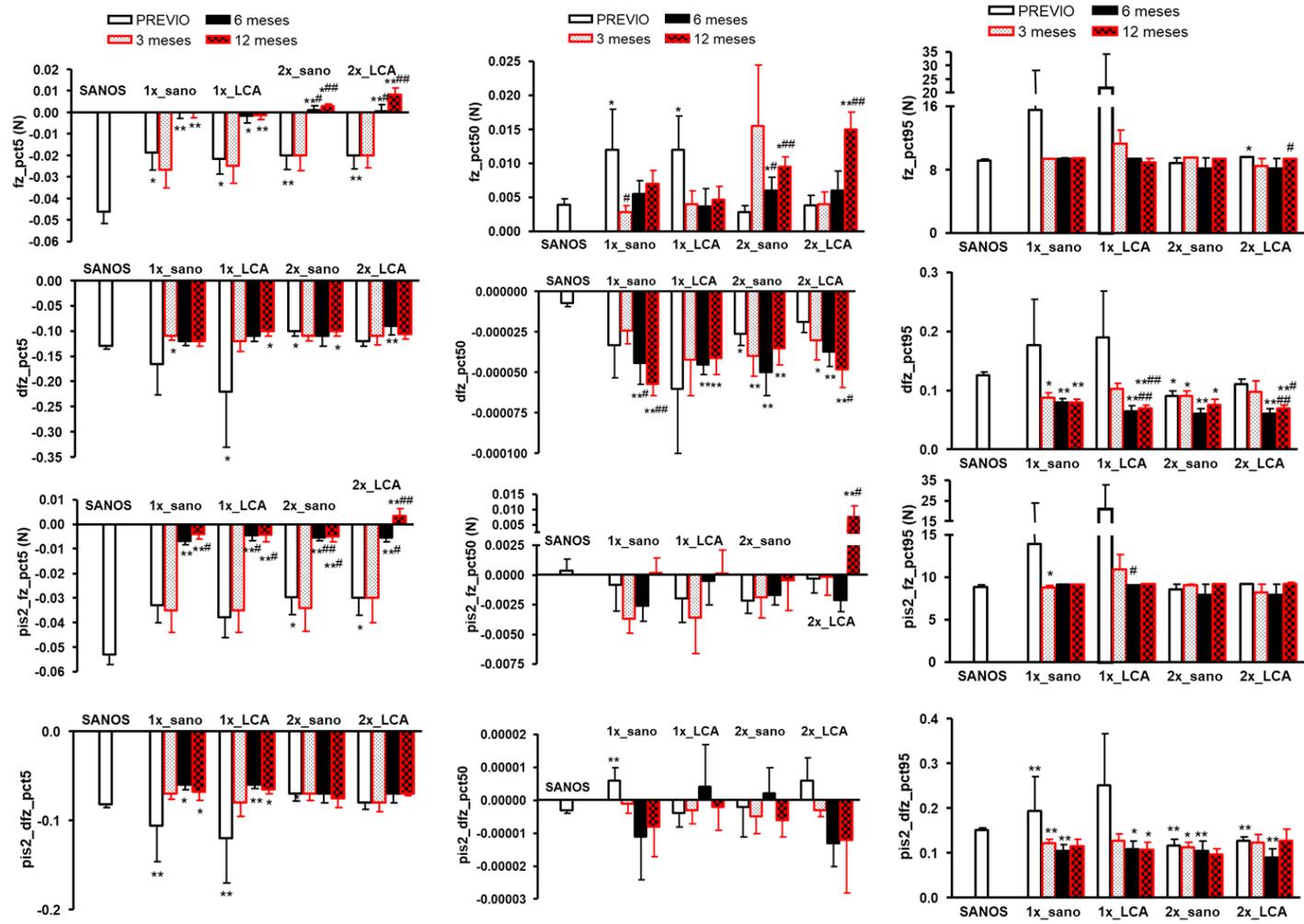


Figura 65. Fuerza y derivada de la fuerza en el eje vertical z, en la pierna de apoyo y en la pierna de salida (pis2_) en la prueba de la marcha con pivót, en sujetos control (SANOS, n=50) y en sujetos con rotura del LCA operados con la técnica del monofascículo en pierna sana (1x_sano) y operada (1x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=16) y a los 3 (n=10), 6 (n=8) y 12 (n=8) meses tras la intervención y con la técnica del doble fascículo en pierna sana (2x_sano) y operada (2x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=14) y a los 3 (n=9), 6 (n=7) y 12 (n=5) meses tras la intervención. Los valores se expresan como media \pm EEM. * $p < 0.05$ y ** $p < 0.01$, Significativamente diferente de sujetos sanos. # $p < 0,05$ y ## $p < 0.01$ Significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO.

3.4. Prueba del equilibrio

La prueba del equilibrio se ha realizado en los sujetos con rotura del LCA, un grupo operados con la técnica de ligamentoplastia monofascículo y el otro grupo con la técnica de doble fascículo. Se ha realizado la prueba antes de la intervención (PREVIO), y a los 3, 6 y 12 meses. Se ha obtenido cada uno de los distintos parámetros tanto para la pierna sana como para la pierna lesionada. Los datos se presentan en la Tabla 9.

Los sujetos tratados con la técnica del monofascículo presentaron valores de valoración global (3 y 6 meses), Romberg ojos abiertos (3 meses), Romberg gomaespuma ojos cerrados (6 meses), control y habilidad (3 y 6 meses), límites de estabilidad (6 meses) y de control rítmico y direccional en el eje mediolateral (3, 6 y 12 meses) significativamente más altos que los sujetos sanos (Figura 66). Los sujetos tratados con la técnica del doble fascículo presentaron valores de valoración Romberg gomaespuma ojos cerrados (3 meses), control y habilidad (3, 6 y 12 meses), límites de estabilidad (3 y 6 meses) y de control rítmico y direccional en el eje mediolateral (3 y 12 meses) significativamente más altos que los sujetos sanos (Figura 66).

Los sujetos tratados con la técnica del monofascículo presentaron valores de reproducibilidad Romberg gomaespuma ojos abiertos (3 meses) significativamente más bajos que los sujetos sanos (Figura 67). Los sujetos tratados con la técnica del doble fascículo presentaron valores de reproducibilidad Romberg ojos abiertos (3 meses), Romberg ojos cerrados (6 meses), Romberg gomaespuma ojos abiertos (3 meses), y sensoriodinámica (3 meses) significativamente menores que los sujetos sanos (Figura 67).

Los sujetos tratados con la técnica del monofascículo presentaron valores de estabilidad en los ejes mediolateral y anteroposterior Romberg gomaespuma ojos

abiertos (3 meses) significativamente más bajos que los sujetos sanos (Figura 68). Los sujetos tratados con la técnica del doble fascículo presentaron valores de estabilidad en el eje anteroposterior Romberg gomaespuma ojos abiertos (3 meses) y Romberg gomaespuma ojos cerrados (6 meses) significativamente menores que los sujetos sanos (Figura 68).

Tabla 9. Prueba de equilibrio en sujetos del grupo control y en sujetos con rotura de LCA, en cada uno de los tiempos de medida, tratados con las técnicas MONO y DOBLE fascículo.

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|---------------|----------|--------------|----|------------------|----|------------------|----|
| | | MEDIA ± EEM | N | MEDIA ± EEM | N | MEDIA ± EEM | N |
| ValoraciónGLB | Previo | 92,38 ± 0,78 | 26 | 92,74 ± 0,93 | 16 | 92,63 ± 1,33 | 14 |
| | 3 meses | | | 95,27 ± 0,57 * | 10 | 94,10 ± 1,27 | 9 |
| | 6 meses | | | 95,57 ± 0,82 *,# | 8 | 94,27 ± 1,19 | 7 |
| | 12 meses | | | 95,31 ± 0,87 | 8 | 95,57 ± 0,92 | 5 |
| Val_ROA | Previo | 97,06 ± 0,50 | 26 | 95,55 ± 0,76 | 16 | 94,49 ± 1,61 | 14 |
| | 3 meses | | | 98,07 ± 0,37 # | 10 | 94,23 ± 2,03 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,46 ± 0,69 | 8 | 95,94 ± 1,54 | 7 |
| | 12 meses | | | 96,96 ± 0,82 | 8 | 94,75 ± 1,13 | 5 |
| Rep_ROA | Previo | 73,69 ± 4,53 | 26 | 64,69 ± 7,04 | 16 | 76,94 ± 6,10 | 14 |
| | 3 meses | | | 84,44 ± 6,33 | 10 | 50,51 ± 8,47 *,# | 9 |
| | 6 meses | | | 78,36 ± 8,97 | 8 | 80,93 ± 9,97 | 7 |
| | 12 meses | | | 61,59 ± 7,87 | 8 | 73,95 ± 6,72 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|-----------|----------|--------------|----|----------------|----|----------------|----|
| EstML_ROA | Previo | 99,47 ± 0,24 | 26 | 98,94 ± 0,50 | 16 | 99,40 ± 0,37 | 14 |
| | 3 meses | | | 99,54 ± 0,33 | 10 | 99,16 ± 0,45 | 9 |
| | 6 meses | | | 99,79 ± 0,11 | 8 | 99,98 ± 0,02 | 7 |
| | 12 meses | | | 99,35 ± 0,36 | 8 | 99,93 ± 0,07 | 5 |
| EstAP_ROA | Previo | 99,40 ± 0,20 | 26 | 98,76 ± 0,44 | 16 | 98,69 ± 0,46 | 14 |
| | 3 meses | | | 99,25 ± 0,31 | 10 | 98,56 ± 0,50 | 9 |
| | 6 meses | | | 99,43 ± 0,29 | 8 | 99,13 ± 0,38 | 7 |
| | 12 meses | | | 99,19 ± 0,50 | 8 | 99,56 ± 0,19 | 5 |
| Val_ROC | Previo | 96,42 ± 0,82 | 26 | 96,05 ± 0,88 | 16 | 94,20 ± 2,60 | 14 |
| | 3 meses | | | 96,92 ± 0,65 | 10 | 93,18 ± 4,29 | 9 |
| | 6 meses | | | 96,95 ± 0,76 | 8 | 96,06 ± 1,43 | 7 |
| | 12 meses | | | 95,66 ± 1,53 | 8 | 97,01 ± 1,23 | 5 |
| Rep_ROC | Previo | 82,60 ± 4,91 | 26 | 92,66 ± 3,68 | 16 | 62,82 ± 6,52 * | 14 |
| | 3 meses | | | 65,64 ± 8,72 # | 10 | 71,41 ± 8,63 | 9 |
| | 6 meses | | | 89,13 ± 6,17 # | 8 | 67,10 ± 6,61 * | 7 |
| | 12 meses | | | 67,71 ± 8,87 | 8 | 63,61 ± 15,05 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|-----------|----------|--------------|----|----------------|----|----------------|----|
| EstML_ROC | Previo | 98,81 ± 0,42 | 26 | 98,53 ± 0,56 | 16 | 98,75 ± 0,67 | 14 |
| | 3 meses | | | 99,11 ± 0,36 | 10 | 97,91 ± 1,32 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,96 ± 0,68 | 8 | 99,70 ± 0,19 | 7 |
| | 12 meses | | | 97,73 ± 1,045 | 8 | 99,62 ± 0,37 | 5 |
| EstAP_ROC | Previo | 98,68 ± 0,40 | 26 | 97,41 ± 0,78 | 16 | 98,57 ± 0,56 | 14 |
| | 3 meses | | | 97,64 ± 0,66 | 10 | 97,92 ± 1,156 | 9 |
| | 6 meses | | | 98,77 ± 0,56 | 8 | 98,60 ± 0,55 | 7 |
| | 12 meses | | | 98,35 ± 0,69 | 8 | 98,64 ± 0,95 | 5 |
| Val_RGA | Previo | 95,41 ± 0,87 | 26 | 95,24 ± 0,88 | 16 | 93,50 ± 1,03 | 14 |
| | 3 meses | | | 95,09 ± 1,17 | 10 | 92,50 ± 1,55 * | 9 |
| | 6 meses | | | 96,16 ± 0,84 | 8 | 91,75 ± 2,22 | 7 |
| | 12 meses | | | 96,21 ± 1,25 | 8 | 94,16 ± 1,69 | 5 |
| Rep_RGA | Previo | 83,96 ± 4,10 | 26 | 70,98 ± 5,30 * | 16 | 66,00 ± 6,45 * | 14 |
| | 3 meses | | | 77,98 ± 7,85 | 10 | 72,64 ± 7,66 | 9 |
| | 6 meses | | | 83,96 ± 6,43 | 8 | 68,15 ± 10,96 | 7 |
| | 12 meses | | | 89,44 ± 7,13 # | 8 | 84,00 ± 6,43 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|-----------|----------|--------------|----|----------------|----|----------------|----|
| EstML_RGA | Previo | 98,20 ± 0,46 | 26 | 97,01 ± 0,78 | 16 | 98,22 ± 0,587 | 14 |
| | 3 meses | | | 95,82 ± 1,26 * | 10 | 97,48 ± 0,58 | 9 |
| | 6 meses | | | 96,95 ± 1,51 | 8 | 96,90 ± 1,136 | 7 |
| | 12 meses | | | 97,18 ± 1,31 | 8 | 99,29 ± 0,66 | 5 |
| EstAP_RGA | Previo | 98,93 ± 0,37 | 26 | 97,88 ± 0,69 | 16 | 98,34 ± 0,48 | 14 |
| | 3 meses | | | 97,56 ± 0,77 * | 10 | 97,23 ± 0,79 * | 9 |
| | 6 meses | | | 98,09 ± 0,92 | 8 | 96,88 ± 1,10 | 7 |
| | 12 meses | | | 96,93 ± 1,45 | 8 | 98,05 ± 0,80 | 5 |
| Val_RGC | Previo | 91,61 ± 1,69 | 26 | 92,03 ± 2,27 | 16 | 91,95 ± 2,66 | 14 |
| | 3 meses | | | 94,98 ± 2,28 | 10 | 93,99 ± 3,59 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,45 ± 1,80 * | 8 | 90,19 ± 3,59 | 7 |
| | 12 meses | | | 97,44 ± 1,69 | 8 | 97,47 ± 2,28 | 5 |
| Rep_RGC | Previo | 85,60 ± 3,82 | 26 | 85,62 ± 4,45 | 16 | 77,46 ± 6,96 | 14 |
| | 3 meses | | | 84,62 ± 7,06 | 10 | 94,36 ± 3,84 | 9 |
| | 6 meses | | | 95,35 ± 4,36 | 8 | 87,84 ± 6,86 | 7 |
| | 12 meses | | | 76,72 ± 8,12 | 8 | 86, 20 ± 8,48 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|------------|----------|--------------|----|----------------|----|----------------|----|
| EstML_RGC | Previo | 92,62 ± 1,34 | 26 | 91,99 ± 1,69 | 16 | 92,99 ± 1,44 | 14 |
| | 3 meses | | | 91,68 ± 2,31 | 10 | 96,31 ± 1,49 | 9 |
| | 6 meses | | | 94,44 ± 2,15 | 8 | 95,24 ± 1,69 | 7 |
| | 12 meses | | | 92,41 ± 3,46 | 8 | 98,01 ± 1,99 # | 5 |
| EstAP_RGC | Previo | 97,92 ± 0,69 | 26 | 95,51 ± 1,18 | 16 | 97,18 ± 1,24 | 14 |
| | 3 meses | | | 95,15 ± 2,56 | 10 | 97,06 ± 1,63 | 9 |
| | 6 meses | | | 98,21 ± 0,83 | 8 | 92,25 ± 2,42 * | 7 |
| | 12 meses | | | 95,92 ± 2,32 | 8 | 97,83 ± 2,17 | 5 |
| Val_MARCHA | Previo | 96,15 ± 0,69 | 24 | 96,55 ± 0,48 | 16 | 96,04 ± 0,63 | 14 |
| | 3 meses | | | 97,06 ± 0,37 | 10 | 94,55 ± 1,09 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,65 ± 0,25 | 8 | 97,10 ± 0,57 | 7 |
| | 12 meses | | | 97,19 ± 0,39 | 8 | 97,48 ± 0,76 | 5 |
| Rep_MARCHA | Previo | 88,17 ± 5,45 | 26 | 97,54 ± 0,54 | 16 | 96,88 ± 1,41 | 14 |
| | 3 meses | | | 95,70 ± 0,71 # | 10 | 96,80 ± 1,00 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,19 ± 0,87 | 8 | 97,16 ± 0,78 | 7 |
| | 12 meses | | | 98,32 ± 0,53 | 8 | 98,71 ± 0,82 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|---------------|----------|--------------|----|--------------|----|----------------|----|
| Val_SENSDIN | Previo | 95,28 ± 0,65 | 26 | 95,08 ± 0,76 | 16 | 94,04 ± 1,52 | 14 |
| | 3 meses | | | 96,42 ± 0,67 | 10 | 93,69 ± 2,16 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,13 ± 0,60 | 8 | 94,21 ± 1,47 | 7 |
| | 12 meses | | | 96,69 ± 0,91 | 8 | 96,17 ± 0,88 | 5 |
| Rep_SENSDIN | Previo | 83,86 ± 2,31 | 26 | 82,30 ± 2,73 | 16 | 76,02 ± 3,09 * | 14 |
| | 3 meses | | | 81,68 ± 3,02 | 10 | 77,14 ± 4,33 | 9 |
| | 6 meses | | | 88,80 ± 3,07 | 8 | 80,23 ± 2,36 | 7 |
| | 12 meses | | | 78,76 ± 4,95 | 8 | 81,29 ± 4,83 | 5 |
| EstML_SENSDIN | Previo | 97,27 ± 0,49 | 26 | 96,62 ± 0,77 | 16 | 97,34 ± 0,67 | 14 |
| | 3 meses | | | 96,54 ± 0,95 | 10 | 97,72 ± 0,82 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,28 ± 1,01 | 8 | 97,96 ± 0,51 | 7 |
| | 12 meses | | | 96,67 ± 1,51 | 8 | 99,21 ± 0,75 # | 5 |
| EstAP_SENSDIN | Previo | 98,74 ± 0,34 | 26 | 97,39 ± 0,65 | 16 | 98,20 ± 0,61 | 14 |
| | 3 meses | | | 97,40 ± 0,94 | 10 | 97,69 ± 0,92 | 9 |
| | 6 meses | | | 98,62 ± 0,48 | 8 | 96,71 ± 0,91 | 7 |
| | 12 meses | | | 97,60 ± 1,13 | 8 | 98,52 ± 0,84 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|-------------|----------|--------------|----|----------------|----|--------------|----|
| Indice_SOM | Previo | 98,38 ± 0,45 | 26 | 99,11 ± 0,33 | 16 | 97,97 ± 1,34 | 14 |
| | 3 meses | | | 98,26 ± 0,53 | 10 | 97,01 ± 2,91 | 9 |
| | 6 meses | | | 98,68 ± 0,67 | 8 | 99,46 ± 0,43 | 7 |
| | 12 meses | | | 97,98 ± 0,96 | 8 | 99,88 ± 0,12 | 5 |
| Indice_VIS | Previo | 97,85 ± 0,64 | 26 | 98,59 ± 0,57 | 16 | 97,75 ± 0,74 | 14 |
| | 3 meses | | | 96,64 ± 0,96 # | 10 | 97,51 ± 0,79 | 9 |
| | 6 meses | | | 98,13 ± 0,56 | 8 | 94,99 ± 1,60 | 7 |
| | 12 meses | | | 98,69 ± 0,59 | 8 | 98,65 ± 0,65 | 5 |
| Indice_VEST | Previo | 93,13 ± 1,65 | 26 | 94,50 ± 2,18 | 16 | 94,87 ± 1,58 | 14 |
| | 3 meses | | | 94,98 ± 2,24 | 10 | 96,66 ± 1,95 | 9 |
| | 6 meses | | | 97,59 ± 1,43 | 8 | 92,06 ± 2,85 | 7 |
| | 12 meses | | | 98,16 ± 0,98 | 8 | 98,79 ± 1,21 | 5 |
| Indice_DIN | Previo | 98,09 ± 0,56 | 25 | 99,06 ± 0,52 | 16 | 98,64 ± 0,53 | 14 |
| | 3 meses | | | 98,59 ± 0,40 | 10 | 97,04 ± 1,52 | 9 |
| | 6 meses | | | 99,38 ± 0,27 | 8 | 98,21 ± 0,86 | 7 |
| | 12 meses | | | 99,20 ± 0,32 | 8 | 99,57 ± 0,42 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|--------------|----------|--------------|----|-------------------|----|-------------------|----|
| ValCTLHAB | Previo | 90,09 ± 1,13 | 26 | 90,39 ± 1,39 | 16 | 91,23 ± 1,30 | 14 |
| | 3 meses | | | 94,11 ± 0,69 *,# | 10 | 94,50 ± 0,51 *,# | 9 |
| | 6 meses | | | 94,02 ± 1,25 * | 8 | 94,32 ± 0,98 * | 7 |
| | 12 meses | | | 93,92 ± 1,22 | 8 | 94,96 ± 1,06 * | 5 |
| Val_LimEstab | Previo | 89,74 ± 0,64 | 26 | 89,87 ± 0,75 | 16 | 89,74 ± 0,96 | 14 |
| | 3 meses | | | 91,77 ± 0,83 | 10 | 92,57 ± 0,46 *,# | 9 |
| | 6 meses | | | 92,29 ± 0,81 * | 8 | 93,01 ± 0,68 **,# | 7 |
| | 12 meses | | | 91,27 ± 1,39 | 8 | 92,84 ± 1,29 | 5 |
| Val_CRD_ML | Previo | 91,48 ± 1,96 | 26 | 93,56 ± 2,79 | 16 | 94,98 ± 2,60 | 14 |
| | 3 meses | | | 99,35 ± 0,30 ** | 10 | 99,03 ± 0,57 * | 9 |
| | 6 meses | | | 99,45 ± 0,55 **,# | 8 | 96,70 ± 2,58 | 7 |
| | 12 meses | | | 98,56 ± 0,96 * | 8 | 99,88 ± 0,12 *,# | 5 |
| Rep_CRD_ML | Previo | 93,17 ± 2,41 | 26 | 93,98 ± 2,41 | 16 | 98,45 ± 1,20 | 14 |
| | 3 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 10 | 94,40 ± 3,88 | 9 |
| | 6 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 8 | 97,22 ± 2,78 | 7 |
| | 12 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 8 | 100,00 ± 0,00 | 5 |

| | | CONTROL | | LCA_MONO | | LCA_DOBLE | |
|------------|----------|--------------|----|---------------|----|---------------|----|
| Val_CRD_AP | Previo | 89,73 ± 2,43 | 26 | 88,77 ± 3,11 | 16 | 91,94 ± 2,92 | 14 |
| | 3 meses | | | 95,88 ± 1,07 | 10 | 95,77 ± 1,29 | 9 |
| | 6 meses | | | 93,75 ± 3,54 | 8 | 95,91 ± 1,67 | 7 |
| | 12 meses | | | 97,25 ± 1,25 | 8 | 96,41 ± 1,58 | 5 |
| Rep_CRD_AP | Previo | 95,79 ± 1,62 | 26 | 97,60 ± 1,26 | 16 | 94,35 ± 2,87 | 14 |
| | 3 meses | | | 98,51 ± 1,49 | 10 | 97,40 ± 2,60 | 9 |
| | 6 meses | | | 100,00 ± 0,00 | 8 | 100,00 ± 0,00 | 7 |
| | 12 meses | | | 95,02 ± 3,28 | 8 | 97,17 ± 1,78 | 5 |

Los valores se expresan como media ± EEM. *p<0,05; ** p<0,01 significativamente diferente respecto de su correspondiente valor en LCA_MONO. # p<0,05 significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO

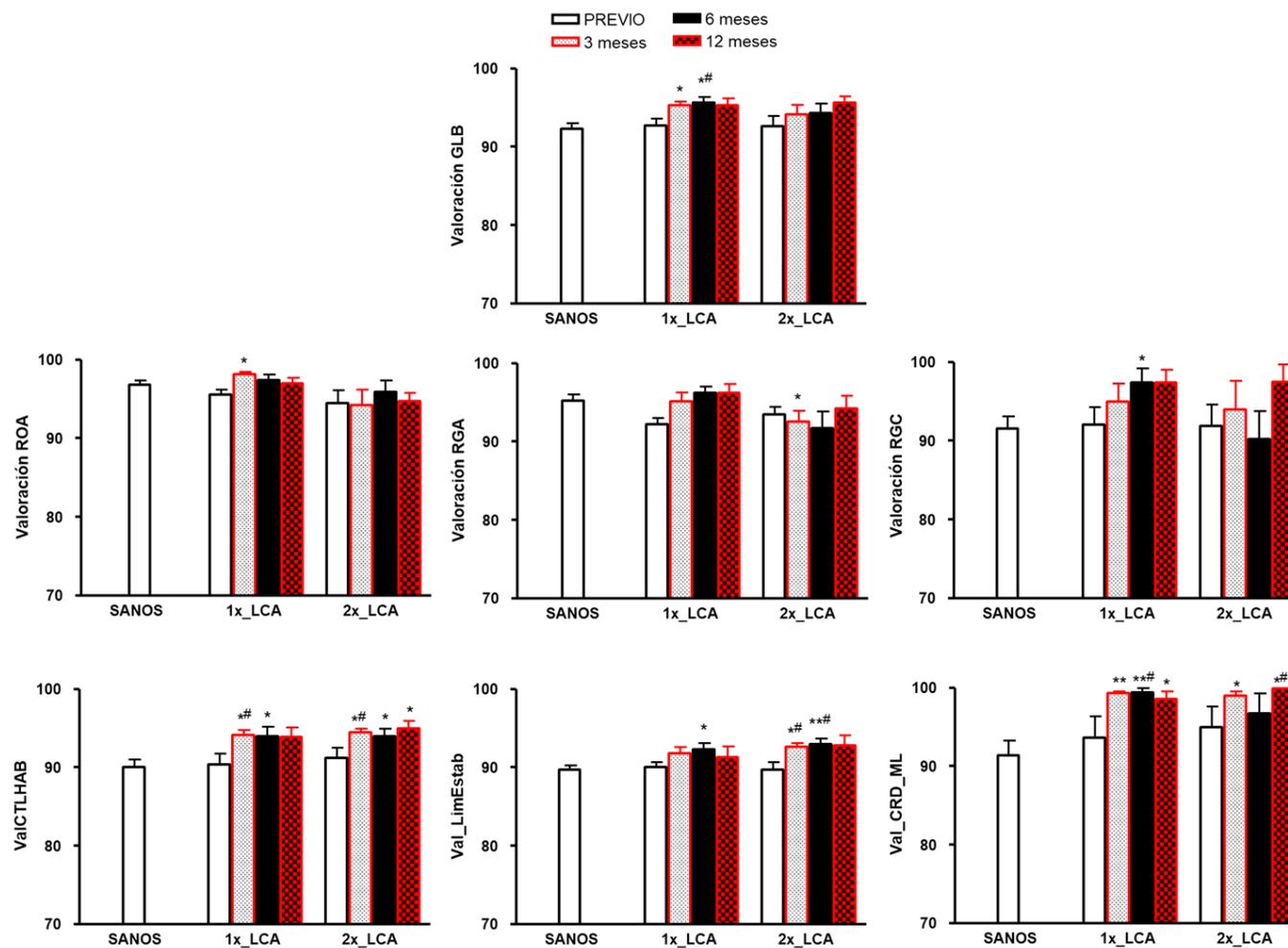


Figura 66. Valoraciones global (GLB), Romber ojos abiertos (ROA), Romberg gomaespuma ojos abiertos (RGA), Romberg gomaespuma ojos cerrados (RGC), Control y habilidad (CTLHAB), Límites de estabilidad (LimEstab) y Control rítmico y direccional en el eje mediolateral (CRD_ML) en la prueba de equilibrio, en sujetos control (SANOS, n=27) y en sujetos con rotura del LCA operados con la técnica del monofascículo (1x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=16) y a los 3 (n=10), 6 (n=8) y 12 (n=8) meses tras la intervención y con la técnica del doble fascículo (2x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=14) y a los 3 (n=9), 6 (n=7) y 12 (n=5) meses tras la intervención. Los valores se expresan como media \pm EEM. * $p < 0.05$ y ** $p < 0.01$, Significativamente diferente de sujetos sanos. # $p < 0,05$ Significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO

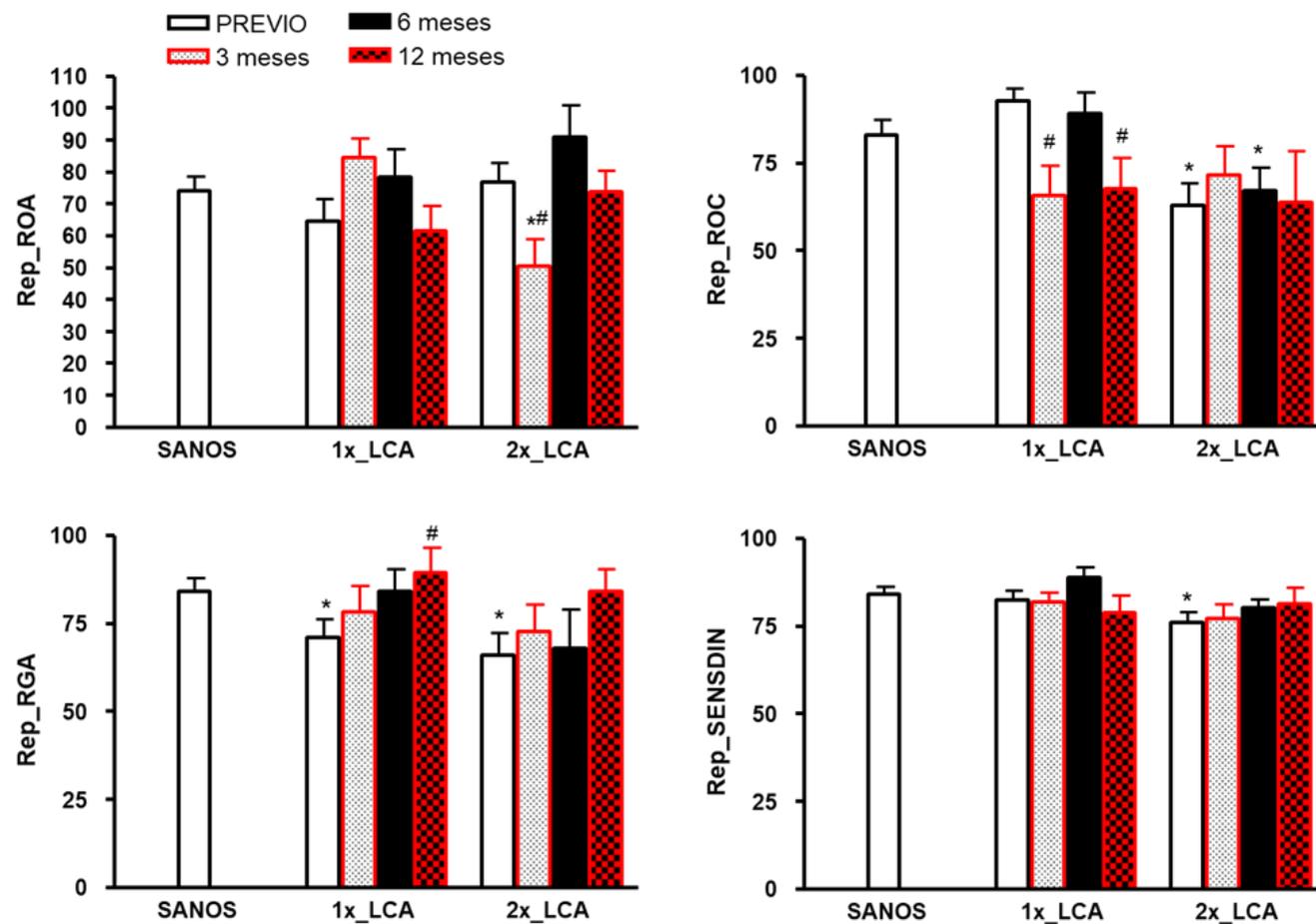


Figura 67. Reproducibilidad Romber ojos abiertos (ROA), Romberg ojos cerrados (ROC), Romberg gomaespuma ojos abiertos (RGA) y Sensoriodinámica (SENDDIN) en la prueba de equilibrio, en sujetos control (SANOS, n=27) y en sujetos con rotura del LCA operados con la técnica del monofascículo (1x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=16) y a los 3 (n=10), 6 (n=8) y 12 (n=8) meses tras la intervención y con la técnica del doble fascículo (2x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=14) y a los 3 (n=9), 6 (n=7) y 12 (n=5) meses tras la intervención. Los valores se expresan como media ± EEM. * p<0.05, Significativamente diferente de sujetos sanos. # p<0,05 Significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO

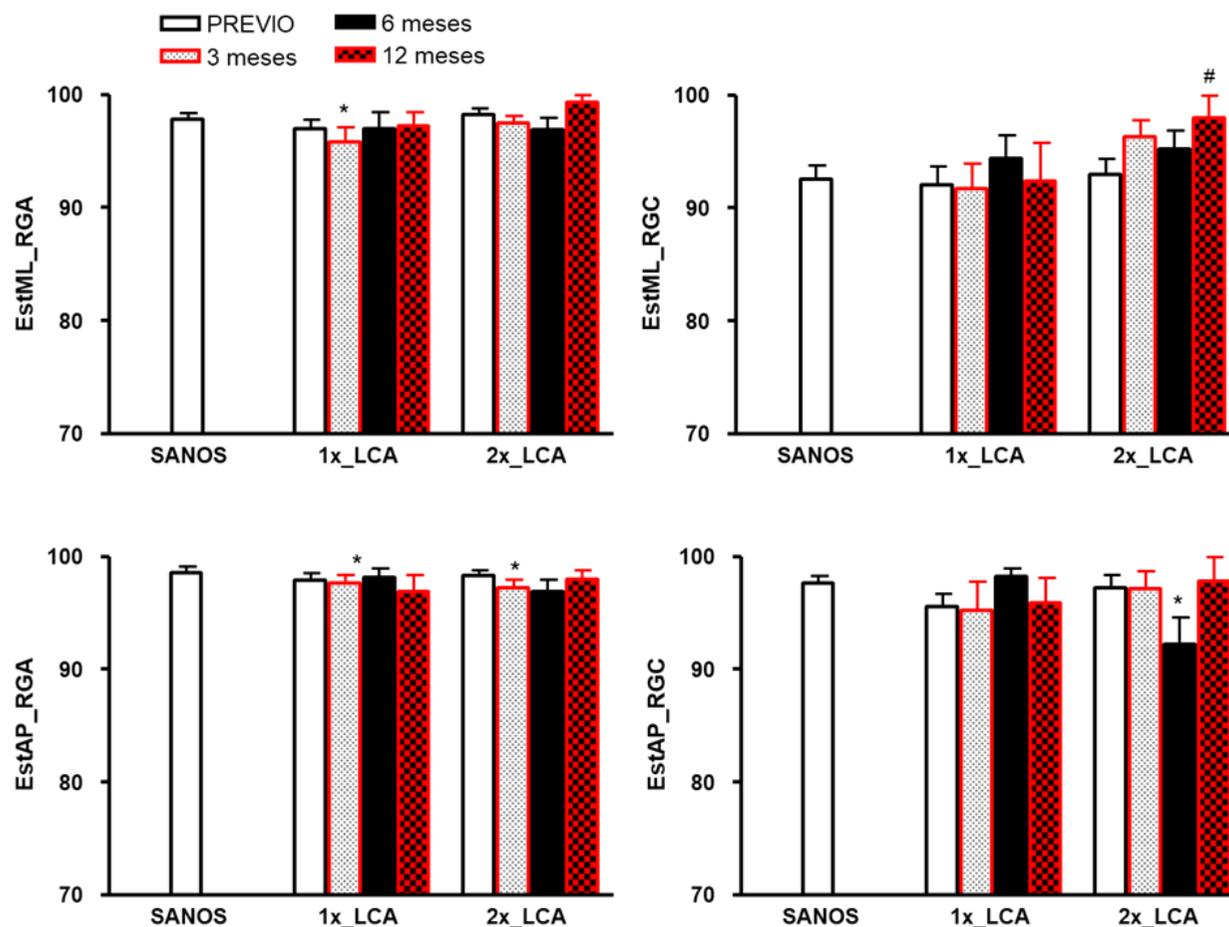


Figura 68. Estabilidad en el eje mediolateral (EstML) y en el eje anteroposterior (EstAP) Romberg gomaespuma ojos abiertos (RGA) y Romberg gomaespuma ojos cerrados (RGC), en la prueba de equilibrio, en sujetos control (SANOS, n=27) y en sujetos con rotura del LCA operados con la técnica del monofascículo (1x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=16) y a los 3 (n=10), 6 (n=8) y 12 (n=8) meses tras la intervención y con la técnica del doble fascículo (2x_LCA) antes de la intervención (PREVIO) (n=14) y a los 3 (n=9), 6 (n=7) y 12 (n=5) meses tras la intervención. Los valores se expresan como media ± EEM. * p<0.05, Significativamente diferente de sujetos sanos. # p<0,05 Significativamente diferente respecto de su correspondiente PREVIO

DISCUSIÓN

1. CONSIDERACIONES GENERALES

El presente estudio se ha realizado en 64 sujetos, 27 sujetos sanos y 30 pacientes con lesión del LCA. Aunque inicialmente se habían seleccionado 37 sujetos con lesión del LCA, 7 fueron excluidos posteriormente del estudio por diversas causas: 4 por lesión solo parcial del LCA; 2 por lesión asociada de menisco y uno por depresión mayor que no siguió el programa de rehabilitación. Los sujetos incluidos en los dos grupos tenían valores de edad, peso y talla homogéneos, que no presentaron diferencias significativas entre ambos grupos. Todos los sujetos incluidos en el estudio fueron varones. Se ha descrito que la reconstrucción del LCA en mujeres tiene peor resultado que en hombres (Ageberg et al., 2010; Clark et al., 2017). El motivo de incluir solo hombres en el estudio fue con el objetivo de eliminar un posible sesgo ante la previsión de que la serie iba a ser relativamente corta y con varios subgrupos. Por otra parte, el hecho de que todos los sujetos fueran menores de 40 años permitía eliminar la influencia de posibles lesiones asociadas, mucho más frecuentes conforme aumenta la edad, sobre todo, lesiones degenerativas. Por ese mismo motivo se excluyeron del estudio aquellos sujetos que pudieran tener patología actual o previa en el grupo de sujetos sanos, o la existencia de patología previa de miembros inferiores o patología asociada a la lesión del LCA en el grupo de sujetos con rotura del LCA. La existencia de dichas patologías hubiera podido comprometer la recuperación postoperatoria o hubieran podido alterar la evaluación funcional de la rodilla.

Aunque se ha descrito que la mayoría de lesiones del LCA están relacionados con la actividad deportiva (65-75%) (Frobell et al., 2007; Gianotti et al., 2009), todos los casos de esta serie se corresponden con lesiones producidas en el lugar de trabajo dado que toda la muestra ha sido extraída de los pacientes atendidos en una mutua laboral. Por ello, para evitar posibles sesgos los sujetos sanos incluidos en este estudio

han sido extraídos también de pacientes atendidos en nuestra mutua laboral (Unión de Mutuas, entidad colaboradora de la seguridad social número 267) por cualquier problema o consulta sin relación alguna con miembro inferior.

A todos los sujetos incluidos en el presente estudio se les realizó un análisis biomecánico de la marcha mediante cuatro pruebas: 1) prueba cinemática de la marcha, para caracterizar el patrón de marcha; 2) prueba de análisis cinético de la marcha, para analizar las características de las fuerzas ejercidas contra el suelo, la duración de las pisadas, la simetría entre ambas extremidades y la repetitividad del gesto analizado; 3) prueba de la marcha con pivot, para valorar la estabilidad rotacional de la rodilla alrededor del eje sagital; y 4) prueba de equilibrio. Las pruebas se han realizado en el Centro Médico de Unión de Mutuas de Villarreal con el aparataje y material proporcionado por el Instituto de Biomecánica de Valencia, que está homologado para la realización de este tipo de pruebas (Vivas Broseta et al., 2005; Cortés-Fabregat et al., 2008; Baydal-Bertomeu et al., 2010; Garrido et al., 2010; Sanchis-Alfonso et al., 2011; Balaguer García et al., 2012).

El estudio se ha llevado a cabo en dos fases. La primera consistió en la realización de un estudio clínico transversal en el que se comparó la funcionalidad de la rodilla de los sujetos sanos con la de los sujetos con una rotura completa del LCA, antes de la intervención quirúrgica. En la segunda fase se realizó un estudio clínico experimental comparativo prospectivo y aleatorizado mediante la comparación de la funcionalidad de la rodilla de los sujetos de ambos grupos de intervención quirúrgica, y de cada uno de estos grupos con el grupo control. De los 30 sujetos con lesión del LCA, 16 fueron intervenidos mediante la técnica del monofascículo y 14 con la técnica del doble fascículo, con lo que en esta segunda fase se realizó la valoración postoperatoria a los 3 meses de la intervención, a los 6 meses y al año. El número de sujetos que

completaron todas las pruebas tras la intervención fue disminuyendo, de forma que entre los 16 operados con la técnica del monofascículo se evaluaron 10 sujetos a los tres meses y 8 a los seis y doce meses; entre los 14 sujetos operados con la técnica del doble fascículo, 9 se evaluaron a los tres meses, siete sujetos a los seis meses y 5 sujetos a los 12 meses, siendo por lo tanto la tasa de abandono relativamente alta. En contraste con nuestros resultados, un reciente estudio realizado en 20 atletas con rotura de LCA, a los que se realizó un seguimiento tras la intervención a las 6 semanas, 3 meses y 6 meses, y sus correspondientes 20 sujetos control, no recogen ningún abandono de los sujetos estudiados (Krafft et al., 2017); en otro estudio realizado en 21 futbolistas profesionales, con un seguimiento a los 3 meses, 6 meses, 12 meses y 4 años, tampoco se recoge ningún abandono (Zaffagnini et al., 2014). Una posible explicación de esta alta tasa de abandono radica en la especial relación médico-paciente que se produce en la actividad de las mutuas laborales, donde es habitual que los pacientes dejen de acudir a las citas una vez están de alta laboral, sobre todo en el caso de trabajadores autónomos. En general los pacientes dados de alta tienen mala disposición para abandonar su trabajo el tiempo necesario para acudir a una consulta, y más para desplazarse hasta el Centro Médico de Unión de Mutuas de Villarreal y realizar las correspondientes pruebas. En contraste con esto, los atletas que sufren lesiones tienen una implicación muy estrecha con su médico y una predisposición elevada a colaborar con el equipo terapéutico y a someterse a todo tipo de test y pruebas de evaluación (Zaffagnini et al., 2014; Krafft et al., 2017).

2. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA EN SUJETOS CON ROTURA LCA

En sujetos con rotura de LCA, en la prueba cinemática de la marcha se observó una disminución del ángulo máximo de la rodilla, lo que coincide con lo observado en otras series (Hemmerich et al., 2011), y un aumento de los momentos articulares de

rodilla y tobillo de la pierna lesionada. Las alteraciones cinemáticas de la pierna lesionada han sido atribuidas, al menos en parte, a la atrofia del cuádriceps que aparece tras la rotura del LCA y que se interpreta como un mecanismo protector que reduce la translación tibial anterior y reduce la sensación de inestabilidad rotacional (López Hernández et al., 2011). En la pierna sana de los sujetos lesionados se observa también un aumento de los momentos articulares de rodilla y tobillo y además un aumento de la aceleración angular de la rodilla. Esto sugiere que estas alteraciones en los parámetros angulares en la rodilla lesionada son compensadas mediante cambios en los momentos normalizados de tobillo y de rodilla de ambas piernas. Entre las 2 piernas de los sujetos con rotura de LCA, se observa una menor velocidad angular media de la rodilla y del tobillo y un menor momento de rodilla normalizado en la pierna lesionada respecto de la sana, pero sin que ninguno de los valores sea significativamente diferente respecto del grupo control, lo que sugiere que las pequeñas alteraciones de la rodilla lesionada son compensadas con pequeños cambios adaptativos de la rodilla sana. Está descrito que, de todos los parámetros que se miden en el análisis cinemático de la marcha, solo unos pocos se ven alterados y además, los parámetros que se alteran no son en su mayoría por incapacidad de la rodilla sino por un intento de la rodilla de protegerse frente a la inestabilidad que provoca la rotura del LCA (Fuentes et al., 2011). No obstante, estos cambios compensadores, modificando la biomecánica de la marcha, podrían contribuir a la aparición de osteoartritis de la rodilla (Hall et al., 2012).

La rotura del LCA afecta a la cinética de la marcha, sobre todo a las fuerzas verticales, especialmente en los ejercicios de salto (López Hernández et al., 2011). En la prueba del análisis cinético de la marcha, los sujetos con rotura del LCA presentaron una disminución de la fuerza de frenado, propulsión, despegue y oscilación de la pierna lesionada, mientras que en la pierna sana presentaron disminución de la fuerza de propulsión, sin cambios significativos en el resto de los parámetros medidos en esta

prueba. Hay que resaltar que el parámetro de Valoración Global de la marcha de los sujetos, tanto patológicos como sanos, presentaron valoraciones por encima del 90% de normalidad, indistintamente de la pierna analizada, y sin diferencias significativas entre pierna lesionada y pierna sana de sujetos con rotura del LCA, ni tampoco en ninguna de las dos piernas con los sujetos sanos, lo cual indica que a pesar de la lesión todos los sujetos presentan valores de normalidad en su miembro inferior respecto de este parámetro. Una posible explicación a este hecho puede ser que alguna de las alteraciones en los parámetros observadas no sean consecuencia de la lesión, sino parte de mecanismos adaptativos que permiten al sujeto mantener una marcha global normal (valoraciones por encima del 90%), a pesar de tener alteraciones en diversos parámetros. Estos resultados indican que la rotura del LCA no tiene una importancia elevada en la marcha de los individuos en las condiciones analizadas (en línea recta sobre suelo plano y estable).

En la prueba de la marcha con pívot, el presente estudio muestra que los sujetos con rotura del LCA presentaron una tendencia al aumento de las fuerzas en los tres ejes, anteroposterior, mediolateral y vertical, tanto en la pierna de apoyo como en la pierna de salida, en comparación con los sujetos sanos. El aumento de las fuerzas durante la marcha se transmite a través de ondas de choque desde el pie, por el sistema músculo-esquelético, hasta la cabeza, lo que puede afectar a los amortiguadores naturales (articulaciones, músculos, discos intervertebrales, etc.) y podría provocar cambios degenerativos en los mismos si la situación persistiera durante un tiempo prolongado (Cámara, 2011). Se ha sugerido que en los sujetos con rotura de LCA se producen cambios adaptativos en la marcha, con reducción de la rotación interna de la rodilla y un mayor ángulo de flexión, para prevenir la inestabilidad rotacional anterolateral de la rodilla, que serían menos eficientes para velocidades de marcha elevadas (Fuentes et al., 2011).

En la prueba de equilibrio, en comparación con los sujetos sanos, los sujetos con rotura LCA presentaron una disminución en la puntuación del test Romberg sobre gomaespuma y ojos abiertos (RGA), aunque no presentaron cambios en la Evaluación sensorial dinámica que, como se explicó en el apartado de metodología, valora conjuntamente los resultados obtenidos con las distintas modalidades del test de Romberg (ROA, ROC, RGA, RGC). El resto de parámetros medidos en esta prueba no fueron significativamente diferentes con respecto a los sujetos sanos. La ausencia de grandes diferencias en la prueba de equilibrio puede deberse a que los test de equilibrio con apoyo bipodal no son lo suficientemente sensibles como para detectar las posibles alteraciones del equilibrio o del control postural producidas por las lesiones en el LCA (Lion et al., 2018), en contra de lo que se había descrito en trabajos anteriores (Kouvelioti et al., 2015).

3. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA Y EVOLUCIÓN TEMPORAL EN SUJETOS OPERADOS DE ROTURA DE LCA

En sujetos con rotura de LCA, en la prueba cinemática de la marcha se observó a los tres meses una disminución de rango rodilla y ángulo máximo de la rodilla de la pierna lesionada en los sujetos operados con la técnica del doble fascículo, que se normalizó a los 6 y 12 meses, lo que coincide con trabajos previos, donde se observa que 3 meses es poco tiempo para el restablecimiento de los parámetros de la marcha, y que una correcta rehabilitación consigue mejorar estos parámetros en los siguientes meses (Czamara et al., 20015; Hadizadeh et al., 2016). En un metaanálisis realizado por Li et al. (2013) se observa que la técnica del doble fascículo obtiene valores significativamente mejores que la del monofascículo en relación al déficit de extensión, sin diferencias significativas en relación al déficit de flexión. Otros estudios obtienen buenos resultados en el rango de movilidad de la rodilla, con pequeñas o nulas

restricciones en flexión y extensión, y sin diferencias significativas entre ambas técnicas (Tiamklang et al., 2012; Liu et al., 2016). Estudios biomecánicos han demostrado que, en sujetos con reconstrucción del LCA, se desarrollan cambios neuromusculares con aumento de la contracción de diversos grupos musculares como estrategia para proteger la rodilla frente a la traslación anterior de la tibia, lo que puede provocar estas alteraciones en el rango articular (Boggess et al., 2018). Además, nuestros resultados también mostraron una tendencia al aumento de la velocidad y aceleración angular y de los momentos articulares de rodilla y tobillo tanto en la pierna lesionada como en la pierna sana en ambos grupos de pacientes. A los 12 meses de la intervención, los sujetos operados con la técnica del monofascículo presentaron un aumento de la aceleración angular media de rodilla de la pierna sana, y un aumento de la velocidad angular máxima de rodilla y del momento de rodilla normalizado percentil 5 en ambas piernas. Sin embargo, a los 12 meses de la intervención, los sujetos operados con la técnica del doble fascículo presentaron un aumento de la velocidad angular máxima y de la aceleración angular media de la rodilla en ambas piernas, de la aceleración angular máxima de la rodilla solo en la pierna lesionada, y del momento de rodilla normalizado percentil 5 en la pierna sana, sin diferencias significativas con respecto al control en el resto de los parámetros analizados en esta prueba. El presente estudio sugiere, por lo tanto, que las dos técnicas quirúrgicas ofrecen resultados similares respecto del patrón de marcha, valorado con la prueba cinemática de la marcha, de forma que ninguna de las dos técnicas es superior a la otra para este patrón, observando pequeñas alteraciones en los patrones de la marcha en los 2 grupos a los 12 meses, por lo que, pese a la mejora, ninguna de las 2 técnicas logra restaurar una marcha normal al año de la intervención.

En la prueba de análisis cinético de la marcha, en los sujetos operados con la técnica del monofascículo se observó a los tres meses de la intervención una disminución del tiempo de apoyo y un aumento de la velocidad y de las fuerzas de frenado y de

propulsión, que se normalizaron completamente a los 6 y 12 meses. Por el contrario, los sujetos operados con la técnica del doble fascículo no presentaron diferencias significativas con respecto al control en ninguno de los parámetros y a ninguno de los tiempos medidos tras la intervención. Como se ha comentado anteriormente, el aumento de las fuerzas durante la marcha se transmite a través de ondas de choque desde el pie, por el sistema músculo-esquelético, hasta la cabeza, lo que puede afectar a los amortiguadores naturales (articulaciones, músculos, discos intervertebrales, etc.) que podrían provocar cambios degenerativos en los mismos si estos cambios persistieran en el tiempo (Cámara, 2011), y que no se da en nuestros pacientes, ya que normalizaron los valores de fuerza a partir de los seis meses. De forma similar a lo comentado en el apartado anterior, hay que resaltar que el parámetro de Valoración Global de la marcha de los sujetos, tanto patológicos como sanos, presenta valoraciones por encima del 90% de normalidad, indistintamente de la pierna analizada, y sin diferencias significativas entre pierna lesionada y pierna sana de sujetos con rotura del LCA, ni tampoco en ninguna de las dos piernas con los sujetos sanos, a ninguno de los tiempos medidos, lo cual indica que, a pesar de la lesión, todos los sujetos presentan valores de normalidad en su miembro inferior respecto de este parámetro. Con todo lo comentado anteriormente, podríamos concluir que no se observan diferencias entre el tipo de intervención quirúrgica realizada en cuanto al resultado final, del mismo modo que, en general, no se observan trastornos importantes en la dinámica de la marcha en ninguno de los instantes analizados con ninguna de las dos intervenciones realizadas. Nuestros resultados, por tanto, cuestionan la utilidad de esta prueba de análisis cinético de la marcha en la valoración de sujetos con patología de LCA, cuya principal limitación es la rotación articular, que no es detectada en esta prueba. Por lo tanto, aunque con pequeñas diferencias a los 3 meses, el presente trabajo sugiere que los resultados de ambas técnicas en relación a las fuerzas ejercidas contra el suelo, la duración de las

pisadas, la simetría entre ambas extremidades y la repetitividad del gesto durante la marcha analizados con la prueba del análisis cinético de la marcha son similares, de forma que ninguna de las dos técnicas es superior a la otra para esta prueba.

En la prueba de la marcha con pívot se observa una alteración en la fuerza de reacción del suelo en los tres ejes estudiados, a los distintos tiempos de estudio (3, 6 y 12 meses tras la intervención), tanto en la pierna de apoyo como en la pierna de salida, y con las dos técnicas quirúrgicas empleadas. Es interesante destacar que a los 12 meses tras la cirugía persisten algunas de estas alteraciones, más en los sujetos operados con la técnica del doble fascículo que en los sujetos operados con la técnica del monofascículo, lo que resulta realmente sorprendente ya que, precisamente, la técnica del doble fascículo se introdujo con el objetivo de conseguir una mayor estabilidad rotacional que la que se alcanzaba con una técnica monofascículo (Yagi et al., 2007; Li et al., 2013; Czamara et al., 2015). Así, por ejemplo, si nos fijamos en los valores correspondientes al percentil 50, en sujetos operados con la técnica del doble fascículo, a los 12 meses persiste un aumento de los valores de fuerza y derivada de la fuerza en el eje anteroposterior en la pierna de apoyo, tanto en la pierna operada como en la pierna sana, mientras que en la pierna de salida sólo se observó un aumento de la fuerza a los 12 meses en la pierna sana; sin embargo, en sujetos operados con la técnica del monofascículo solo presentaron un aumento de la fuerza en el eje anteroposterior en la pierna de salida para la pierna operada, sin persistir cambios significativos en el resto de los valores medidos. En el eje mediolateral, a los 12 meses tras la intervención, los sujetos operados con la técnica del monofascículo no presentaron diferencias respecto del control, tanto en la pierna de apoyo como en la pierna de salida en sus valores de fuerza y derivada de la fuerza; sin embargo, los sujetos operados con la técnica del doble fascículo presentaron un aumento de la fuerza en la pierna operada de la pierna de apoyo, y un aumento de la derivada de la fuerza en la pierna sana de la pierna de salida,

sin diferencias significativas en el resto de los valores medidos en este eje. En el eje vertical, para el percentil 50, en los sujetos operados con la técnica del doble fascículo a los 12 meses, la fuerza de la pierna de apoyo persistía aumentada en la pierna operada tanto en la pierna de apoyo como en la pierna de salida, sin persistir cambios en este parámetro a los 12 meses en sujetos operados con la técnica del monofascículo. Por lo tanto, nuestros resultados sugieren que la ligamentoplastia con la técnica del doble fascículo deja, paradójicamente, peor estabilidad rotacional de la rodilla a los 12 meses que la técnica del monofascículo o al menos, una mayor alteración de las fuerzas en el test de la macha con pivot. Se viene discutiendo en los últimos años la superioridad de la técnica del doble fascículo sobre las técnicas monofascículo, ya que mientras numerosos estudios no muestran diferencias en los resultados obtenidos con ambas técnicas, otros muestran que los resultados obtenidos con la técnica del doble fascículo en la estabilidad rotacional de la rodilla, son superiores a los obtenidos con la técnica del monofascículo (Tiamklang et al., 2012; Czamara et al., 2015). Quizás las diferencias en los resultados puedan estar en relación con la duración del seguimiento postoperatorio de los pacientes. Así, cuando se tiene en cuenta este factor, no se han encontrado diferencias significativas entre las dos técnicas a medio plazo (6 meses - 2 años), mientras que a largo plazo (2-5 años) sí que se ha visto que la técnica del doble fascículo obtiene mejores resultados de estabilidad rotacional que la técnica del monofascículo, superioridad que desaparece a partir de los 5 años (Tiamklang et al., 2012). Más recientemente, Liu et al (2016) hicieron un seguimiento durante siete años de 64 pacientes con rotura LCA, la mitad de ellos operados con la técnica del doble fascículo y la otra mitad con la del monofascículo, y observaron que los resultados en relación a la estabilidad rotacional fueron satisfactorios, y que ninguna técnica era superior a la otra. No obstante, hay que considerar también que en alguno de los estudios mencionados (Czamara et al., 2015; Liu et al., 2016) utilizan una variante "anatómica" de la técnica

monofascículo, en la que el túnel femoral se realiza a través de un portal anteromedial accesorio en vez de hacerse a través del túnel tibial, como en la técnica descrita en este trabajo.

En las pruebas del equilibrio, los sujetos operados con la técnica del monofascículo presentaron una disminución significativa de la estabilidad mediolateral y anteroposterior RGA a los tres meses, que revirtió en las mediciones posteriores, mientras que los sujetos operados con la técnica del doble fascículo presentaron una disminución de la reproducibilidad ROA y de la estabilidad anteroposterior RGA a los tres meses, y una disminución de la reproducibilidad ROC y de la estabilidad anteroposterior RGC a los seis meses, que también revirtió en los controles posteriores. A los 12 meses tras la intervención, ninguno de los parámetros fue menor que el control con independencia de la técnica quirúrgica utilizada. Es necesario destacar que con ambas técnicas y para los tres tiempos evaluados tras la cirugía, los resultados obtenidos en todas las valoraciones (global, ROA, RGA, etc.) que se calculan mediante este grupo de pruebas son mayores al 90%, indicando esto que ninguno de los sujetos analizados, tanto patológicos como sanos, muestran síntomas de padecer algún tipo de patología que afecte al equilibrio. Como todos los sujetos patológicos analizados padecían lesiones ligamentosas, concretamente rotura del LCA, cuya principal función es la de proporcionar estabilidad articular frente a movimientos de rotación interna y de traslación anterior de la tibia frente al fémur, parece lógico pensar que los test empleados en esta prueba, realizados de manera bipodal y estática, no reflejan de manera fiel la realidad de dicha lesión. Así, se propone para futuros estudios la inclusión en el protocolo de nuevas pruebas que evalúen el equilibrio de manera monopodal de modo que los requerimientos de la rodilla en el control postural sean mayores, así como también se propone la inclusión de alguna prueba que evalúe la capacidad de reequilibrio y estabilización dinámico-estático. Al igual que en nuestra serie, en otros trabajos tampoco se han

encontrado diferencias en los test de equilibrio con apoyo bipodal similares a los utilizados en nuestro trabajo, lo que sugiere que estos test no son lo suficientemente sensibles como para detectar posibles alteraciones del equilibrio o del control postural producidas por las lesiones en el LCA (Lion et al., 2018). Por lo tanto, aunque con pequeñas diferencias, el presente trabajo sugiere que los resultados de ambas técnicas quirúrgicas sobre el equilibrio con apoyo bipodal son similares, de forma que ninguna de las dos técnicas es superior a la otra para esta función.

4. CONSIDERACIONES FINALES

Como se ha comentado en el apartado correspondiente, la rotura del LCA es una lesión muy frecuente, que además afecta predominantemente a sujetos jóvenes y con un grado de actividad elevado, con lo que resulta irrenunciable conseguir una recuperación funcional óptima con el tratamiento, generalmente quirúrgico. Como también se ha comentado, la existencia de tantas técnicas quirúrgicas diferentes, es indicativo de que ninguna es claramente superior a las demás, por lo que la técnica de elección para la reconstrucción del LCA está todavía por determinar. El presente estudio clínico muestra, de manera objetiva, que la rotura del LCA produce alteraciones funcionales en la marcha, que afectan tanto a la pierna lesionada como a la pierna sana, y también evalúa la recuperación funcional a lo largo de un año tras la reparación quirúrgica de la lesión con dos técnicas distintas, la ligamentoplastia con doble fascículo y la ligamentoplastia monofascículo, observando que las dos consiguen buena recuperación funcional, aunque no se llega a recuperar completamente la funcionalidad de la marcha, y con pequeñas o nulas diferencias en cuanto a los resultados entre ambas técnicas. Por tanto, la ausencia de diferencias significativas en la estabilidad rotacional a favor de la técnica de doble fascículo, obliga a cuestionarse su utilización, ya que esta técnica aumenta la complejidad y el tiempo quirúrgico y además, es una técnica que

tiene un mayor coste, ya que utiliza el doble de implantes (2 endobutton y 2 tornillos). Una alternativa sería la técnica monofascículo "anatómica", donde se realiza el túnel femoral a través de un portal anteromedial accesorio en vez de a través del túnel tibial como en la técnica monofascículo utilizada en este trabajo; esta variante no implica un aumento de gasto respecto a la monofascículo "transtibial", y solo un mínimo aumento del tiempo quirúrgico, situándose por lo tanto entre las 2 técnicas descritas; además, al colocar la plastia más horizontal daría, al menos teóricamente, una mayor estabilidad rotacional (ya hemos visto como la técnica de doble fascículo no ha sido superior a la técnica monofascículo "transtibial"), y sería quizá una alternativa válida en espera del desarrollo de una nueva técnica que consiguiese una restauración anatómica y funcional más cercana a la anatomía y fisiología del individuo sano. Lógicamente, como todo estudio clínico, tiene las limitaciones propias del diseño, que se ha realizado con pacientes varones que acuden a una mutua laboral, y con una tasa de abandono para el seguimiento postquirúrgico de los pacientes relativamente elevada. Además, no podemos excluir que las alteraciones biomecánicas que aparecen en los sujetos con rotura del LCA no existieran antes de la rotura y que ejercieran de predisponentes de la misma. Por otra parte, el avance constante de los conocimientos médicos y biomecánicos, la mejora constante en las técnicas quirúrgicas y de anestesia y la mejora de los tratamientos de rehabilitación, también pueden limitar la interpretación de los resultados del presente estudio. La mejora en los test de evaluación biomecánica del miembro inferior junto con la aparición de nuevas técnicas en el tratamiento artroscópico de la rotura del LCA y en la rehabilitación, contribuirán a una mejor comprensión de los cambios funcionales de estos pacientes y contribuirán también a mejorar los resultados funcionales del tratamiento, consiguiendo una mejor estabilidad rotacional de la rodilla y una restauración completa de la biomecánica de los miembros inferiores, que ayudarán a minimizar las complicaciones a largo plazo de estos sujetos.

CONCLUSIONES

1. La rotura del LCA produce alteración del patrón de marcha, alteración de las fuerzas ejercidas contra el suelo, la duración de las pisadas, la simetría entre ambas extremidades y la repetitividad del gesto durante la marcha, la alteración de la estabilidad rotacional de la rodilla en el eje sagital y la alteración del equilibrio con apoyo bipodal.
2. El tratamiento quirúrgico de la ligamentoplastia, sea mediante la técnica del monofascículo o mediante la técnica del doble fascículo, consigue una mejoría de la alteración funcional con pequeñas diferencias entre ambas técnicas.
 - 2.1. Las dos técnicas quirúrgicas ofrecen resultados similares respecto del patrón de marcha, de forma que ninguna de las dos técnicas es superior a la otra para este patrón.
 - 2.2. Las dos técnicas ofrecen resultados similares en relación a las fuerzas ejercidas contra el suelo, la duración de las pisadas, la simetría entre ambas extremidades y la repetitividad del gesto durante la marcha, de forma que ninguna de las dos técnicas es superior a la otra para estos parámetros.
 - 2.3. En los sujetos incluidos en este estudio, la ligamentoplastia con la técnica del doble fascículo deja, en contra de lo esperado, peor estabilidad rotacional de la rodilla a los 12 meses que la técnica del monofascículo.
 - 2.4. Las dos técnicas ofrecen resultados similares sobre el equilibrio con apoyo bipodal, de forma que ninguna de las dos técnicas es superior a la otra para esta función.

3. Son necesarios nuevos estudios para determinar cuáles son los mejores test de evaluación anatómica y funcional del paciente con rotura del LCA y para determinar la técnica quirúrgica ideal de la reparación y la estrategia rehabilitadora, ya que los estudios actuales todavía no ofrecen una respuesta definitiva.

BIBLIOGRAFÍA

1. Aga C, Wilson KJ, Johansen S, Dornan G, La Prade RF, Engebretsen L. Tunnel widening in single- versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 Apr;25(4):1316-1327.
2. Ahn JH, Lee YS, Jeong HJ, Park JH, Cho Y, Kim KJ, Ko TS. Comparison of transtibial and retrograde outside-in techniques of anterior cruciate ligament reconstruction in terms of graft nature and clinical outcomes: a case control study using 3T MRI. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2017 Mar;137(3):357-365.
3. Ageberg E, Forssblad M, Herbertsson P, Roos EM. Sex differences in patient-reported outcomes after anterior cruciate ligament reconstruction: data from the Swedish knee ligament register. *Am J Sports Med.* 2010 Jul;38(7):1334-42.
4. Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br.* 1991 Mar;73(2):260-7.
5. Ardern CL, Ekås GR, Grindem H, Moksnes H, Anderson AF, Chotel F, Cohen M, Forssblad M, Ganley TJ, Feller JA, Karlsson J, Kocher MS, LaPrade RF, McNamee M, Mandelbaum B, Micheli L, Mohtadi N, Reider B, Roe J, Seil R, Siebold R, Silvers-Granelli HJ, Soligard T, Witvrouw E, Engebretsen L. 2018 International Olympic Committee consensus statement on prevention, diagnosis and management of paediatric anterior cruciate ligament (ACL) injuries. *Br J Sports Med.* 2018 Apr;52(7):422-438.
6. Balthazard B, Currat D, Degache F. Fundamentos de biomecánica. EMC – Kinesiterapia - Medicina Física 2015;36(4):1-8; 2015.
7. Bahr R, Holme I. Risk factors for sports injuries--a methodological approach. *Br J Sports Med.* 2003;37(5):384-92.
8. Balaguer García R, Pitarch Corresa S, Baydal Bertomeu JM, Morales Suárez-Varela MM. Static posturography with dynamic tests. Usefulness of biomechanical

- parameters in assessing vestibular patients. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2012 Sep-Oct;63(5):332-8.
9. Baydal-Bertomeu JM, Viosca-Herrero E, Ortuño-Cortés MA, Quinza-Valero V, Garrido-Jaen D, Vivas Broseta MJ. Estudio de la eficacia y fiabilidad de un sistema de posturografía en comparación con la escala de Berg. *Rehabilitación* 2010; 44(4): 304-10.
 10. Benjaminse A, Gokeler A, van der Schans CP. Clinical diagnosis of an anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006 May;36(5):267-88.
 11. Bernard M, Hertel P, Hornung H, Cierpinski T. Femoral insertion of the ACL. Radiographic quadrant method. *Am J Knee Surg.* 1997;10(1):14-21.
 12. Bhattacharyya R, Ker A, Fogg Q, Spencer SJ, Joseph J. Lateral Intercondylar Ridge: Is it a reliable landmark for femoral ACL insertion?: An anatomical study. *Int J Surg.* 2018;50:55-59.
 13. Björnsson H, Andernord D, Desai N, Norrby O, Forssblad M, Petzold M, Karlsson J, Samuelsson K. No difference in revision rates between single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a comparative study of 16,791 patients from the Swedish national knee ligament register. *Arthroscopy.* 2015 Apr;31(4):659-64.
 14. Boggess G, Morgan K, Johnson D, Ireland ML, Reinbolt JA, Noehren B. Neuromuscular compensatory strategies at the trunk and lower limb are not resolved following an ACL reconstruction. *Gait Posture.* 2018 Feb;60:81-87.
 15. Calvo R, Anastasiadis Z, Calvo Mena R, Figueroa D. Elección del injerto en la reconstrucción de ligamento cruzado anterior. ¿Existe un injerto ideal? *Rev Esp Artrosc Cir Articul.* 2017;24(Supl.1):59-66

16. Cámara J. Fuerza de reacción del suelo durante la marcha. Componente vertical y antero-posterior. *Revista Educación física y deporte*. 2011; 30-2:607-625.
17. Cha PS, Brucker PU, West RV, Zelle BA, Yagi M, Kurosaka M, Fu FH. Arthroscopic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: an anatomic approach. *Arthroscopy*. 2005 Oct;21(10):1275.
18. Clark RA, Bell SW, Feller JA, Whitehead TS, Webster KE. Standing balance and inter-limb balance asymmetry at one year post primary anterior cruciate ligament reconstruction: Sex differences in a cohort study of 414 patients. *Gait Posture*. 2017 Feb;52:318-324.
19. Clarke HD, Scott WN, Insall JN, Pedersen HB, Math KR, Vigorita VJ, Cushner FD. Anatomía. En: Scott WN Editor. *Insall y Scott Cirugía de la Rodilla Volumen Uno*. Madrid: Elsevier España, S.A.; 2007 (ed. en español). p. 3-66.
20. Cortés-Fabregat A, Baydal-Bertomeu JM, Vivas-Broseta MJ, Garrido-Jaén D, Peydro MF, Alcántara-Alcover E, Alemany-Mut S, Atienza-Vicente C. Contribución del análisis cinético de la marcha a la valoración de los trastornos del equilibrio de origen otorrinolaringológico. *Rehabilitación (Madr)*. 2008;42(4):187-94.
21. Costa LA, Foni NO, Antonioli E, Teixeira de Carvalho R, Dias Paião I, Lenza M, Ferretti M. Analysis of 500 anterior cruciate ligament reconstructions from a private institutional register *PLoS One*. 2018; 13(1): e0191414.
22. Czamara A, Markowska I, Królikowska A, Szopa A, Domagalska Szopa M. Kinematics of Rotation in Joints of the Lower Limbs and Pelvis during Gait: Early Results-SB ACLR Approach versus DB ACLR Approach. *Biomed Res Int*. 2015;2015:707168.
23. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 1991;10(5):575-587.

24. Dejour D, Vanconcelos W, Bonin N, Saggin PR. Comparative study between mono-bundle bone-patellar tendon-bone, double-bundle hamstring and mono-bundle bone-patellar tendon-bone combined with a modified Lemaire extra-articular procedure in anterior cruciate ligament reconstruction. *Int Orthop*. 2013 Feb;37(2):193-9.
25. Dhawan A, Gallo RA, Lynch SA. Anatomic Tunnel Placement in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Am Acad Orthop Surg*. 2016 Jul;24(7):443-54.
26. Drews BH, Seitz AM, Huth J, Bauer G, Ignatius A, Dürselen L. ACL double-bundle reconstruction with one tibial tunnel provides equal stability compared to two tibial tunnels. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2017 May;25(5):1646-1652.
27. Farrow LD, Chen MR, Cooperman DR, Victoroff BN, Goodfellow DB. Morphology of the femoral intercondylar notch. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Oct;89(10):2150-5.
28. Ferretti M, Doca D, Ingham SM, Cohen M, Fu FH. Bony and soft tissue landmarks of the ACL tibial insertion site: an anatomical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012 Jan;20(1):62-8.
29. Fluhme DJ, Kaplan LD, Fu FH. Capítulo 18. Rodilla y pierna. En: Greene WB, Editor. *Netter Ortopedia*. Masson SA; 2007. p. 395-426.
30. Frobell RB, Lohmander LS, Roos HP. Acute rotational trauma to the knee: poor agreement between clinical assessment and magnetic resonance imaging findings. *Scand J Med Sci Sports*. 2007;17(2):109-114.
31. Frobell RB, Roos EM, Roos HP, Ranstam J, Lohmander LS. A randomized trial of treatment for acute anterior cruciate ligament tears. *N Engl J Med*. 2010 Jul 22;363(4):331-42.
32. Frobell RB, Roos HP, Roos EM, Roemer FW, Ranstam J, Lohmander LS. Treatment for acute anterior cruciate ligament tear: five year outcome of randomised trial. *BMJ*. 2013 Jan 24;346:f232.

33. Fu FH, Jordan SS. The lateral intercondylar ridge--a key to anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Oct;89(10):2103-4.
34. Fu FH, Karlsson J. A long journey to be anatomic. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010 Sep;18(9):1151-3.
35. Fuentes A, Hagemester N, Ranger P, Heron T, de Guise JA. Gait adaptation in chronic anterior cruciate ligament-deficient patients: Pivot-shift avoidance gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011 Feb;26(2):181-7.
36. García-Germán Vázquez D, Delgado Martínez AD, Díaz Martín A. Tema 58: Anatomofisiología de la rodilla. Fracturas del extremo distal del fémur. Fracturas de rótula. En: 4º Programa de Actualización de Cirugía Ortopédica y Traumatología. CursoCOT 2015-2017. 2017. p. 1-19.
37. Garrick JG, Requa RK. ACL injuries in men and women—how common are they? In: Griffin, editor. *Prevention of noncontact ACL injuries*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopedic Surgeons; 2001.
38. Garrido IM, Deval JC, Bosch MN, Mediavilla DH, Garcia VP, González MS. Treatment of acute Achilles tendon ruptures with Achillon device: clinical outcomes and kinetic gait analysis. *Foot Ankle Surg*. 2010 Dec;16(4):189-94.
39. Geeslin AG, Chahla J, Moatshe G, Muckenhirn KJ, Kruckeberg BM, Brady AW, Coggins A, Dornan GJ, Getgood AM, Godin JA, LaPrade RF. Anterolateral Knee Extra-articular Stabilizers: A Robotic Sectioning Study of the Anterolateral Ligament and Distal Iliotibial Band Kaplan Fibers. *Am J Sports Med*. 2018; 46(6):1352-1361.
40. Gianotti SM, Marshall SW, Hume PA, Bunt L. Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. *J Sci Med Sport*. 2009 Nov;12(6):622-7.

41. Gómez A, García-Germán D, Espejo Reina A, López E, Tamimi I, Espejo Baena A. Revisión sistemática: ligamento anterolateral de la rodilla. *Rev Esp Artroc Cir Articul.* 2018;25(1):56-70.
42. Hadizadeh M, Amri S, Mohafez H, Roohi SA, Mokhtar AH. Gait analysis of national athletes after anterior cruciate ligament reconstruction following three stages of rehabilitation program: Symmetrical perspective. *Gait Posture.* 2016 Jul;48:152-158.
43. Hall M, Stevermer CA, Gillette JC. Gait analysis post anterior cruciate ligament reconstruction: knee osteoarthritis perspective. *Gait Posture.* 2012;36(1):56-60.
44. Hara K, Arai Y, Ohta M, Minami G, Urade H, Hirai N, Watanabe N, Kubo T. A new double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using the posteromedial portal technique with hamstrings. *Arthroscopy.* 2005 Oct;21(10):1274.
45. Haro M. Laboratorio de análisis de marcha y movimiento. *Rev Med Clin Condes* 2014;25(2):237-247.
46. Hemmerich A, van der Merwe W, Batterham M, Vaughan CL. Double-bundle ACL surgery demonstrates superior rotational kinematics to single-bundle technique during dynamic task. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011 Dec;26(10):998-1004.
47. Hernández L, Micheo W, Amy E. Rehabilitation update for the anterior cruciate ligament injured patient: Current concepts. *Bol Asoc Med P R.* 2006;98(1):62–72.
48. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *American Journal of Sports Medicine* 2006;34(2): 299–311.
49. Hofbauer M, Muller B, Wolf M, Forsythe B, Fu FH. Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Oper Tech Sports Med* 2013; 21:47-54.

50. Hutchinson MR, Ash SA. Resident's ridge: assessing the cortical thickness of the lateral wall and roof of the intercondylar notch. *Arthroscopy*. 2003 Nov;19(9):931-5.
51. Irrarrázaval S, Albers M, Chao T, Fu FH. Gross, Arthroscopic, and Radiographic Anatomies of the Anterior Cruciate Ligament: Foundations for Anterior Cruciate Ligament Surgery. *Clin Sports Med*. 2017 Jan;36(1):9-23.
52. Iriuchishima T, Fu FH, Ryu K, Suruga M, Yahagi Y, Aizawa S. Sagittal femoral condyle morphology correlates with femoral tunnel length in anatomical single bundle ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2018;26:1110-1116.
53. Iriuchishima T, Ryu K, Aizawa S, Fu FH. Blumensaat's line is not always straight: morphological variations of the lateral wall of the femoral intercondylar notch. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2016 Sep;24(9):2752-7.
54. Iwahashi T, Shino K, Nakata K, Otsubo H, Suzuki T, Amano H, Nakamura N. Direct anterior cruciate ligament insertion to the femur assessed by histology and 3-dimensional volume-rendered computed tomography. *Arthroscopy*. 2010 Sep;26(9 Suppl):S13-20.
55. Jarbo KA, Hartigan DE, Scott KL, Patel KA, Chhabra A. Accuracy of the Lever Sign Test in the Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Orthop J Sports Med*. 2017 Oct 11;5(10):2325967117729809.
56. Järvelä S, Kiekara T, Suomalainen P, Järvelä T. Double-Bundle Versus Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Prospective Randomized Study With 10-Year Results. *Am J Sports Med*. 2017 Sep;45(11):2578-2585.
57. Karikis I, Ahldén M, Casut A, Sernert N, Kartus J. Comparison of outcome after anatomic double-bundle and antero-medial portal non-anatomic single-bundle

- reconstruction in ACL-injured patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 Apr;25(4):1307-1315.
58. Karlsson J, Irrgang JJ, van Eck CF, Samuelsson K, Mejia HA, Fu FH. Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, part 2: clinical application of surgical technique. *Am J Sports Med.* 2011 Sep;39(9):2016-26.
59. Kassam AM, Schranz PJ, Mandalia VI. Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: The Use of the Anterior Horn of the Lateral Meniscus as a Guide to Tibial Tunnel Placement. *Arthrosc Tech.* 2016 Aug 1;5(4):e809-e814.
60. Kim YC, Tawonsawatruk T, Woon HH, Yum JW, Shin MJ, Bravo RS, Nha KW. The Effect of Different Sagittal Angles of the Tibial Guide on Aperture Widening of the Tibial Tunnel during Modified Transtibial Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Randomized In Vivo Study. *Knee Surg Relat Res.* 2017 Mar 1;29(1):26-32.
61. Knudson D. *Fundamentals of Biomechanics* 2nd ed. Springer 2007.
62. Kondo E, Yasuda K, Azuma H, Tanabe Y, Yagi T. Prospective clinical comparisons of anatomic double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedures in 328 consecutive patients. *Am J Sports Med.* 2008 Sep;36(9):1675-87.
63. Kondo E, Merican AM, Yasuda K, Amis AA. Biomechanical comparison of anatomic double-bundle, anatomic single-bundle, and nonanatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sports Med.* 2011 Feb;39(2):279-88.
64. Kouvelioti V, Kellis E, Kofotolis N, Amiridis I. Reliability of Single-leg and Double-leg Balance Tests in Subjects with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Controls. *Res Sports Med.* 2015;23(2):151-66.
65. Krafft FC, Stetter BJ, Stein T, Ellermann A, Flechtenmacher J, Eberle C, Sell S, Potthast W. How does functionality proceed in ACL reconstructed subjects?

- Proceeding of functional performance from pre- to six months post-ACL reconstruction. *PLoS One*. 2017 May 31;12(5):e0178430.
66. Kvist J, Kartus J, Karlsson J, Forssblad M. Results from the Swedish national anterior cruciate ligament register. *Arthroscopy*. 2014 Jul;30(7):803-10.
 67. Lange T, Freiberg A, Dröge P, Lützner J, Schmitt J, Kopkow C. The reliability of physical examination tests for the diagnosis of anterior cruciate ligament rupture-A systematic review. *Man Ther*. 2015 Jun;20(3):402-11.
 68. Lansdown D, Ma CB. The Influence of Tibial and Femoral Bone Morphology on Knee Kinematics in the Anterior Cruciate Ligament Injured Knee. *Clin Sports Med*. 2018 Jan;37(1):127-136.
 69. Lee DH, Kim HJ, Ahn HS, Bin SI. Comparison of Femoral Tunnel Length and Obliquity Between Transtibial, Anteromedial Portal, and Outside-In Surgical Techniques in Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Meta-analysis. *Arthroscopy*. 2016 Jan;32(1):142-50.
 70. Lelli A, Di Turi RP, Spenciner DB, Dòmini M. The "Lever Sign": a new clinical test for the diagnosis of anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2016 Sep;24(9):2794-7.
 71. Leyes M, Forriol F. Historia de la reparación del ligamento cruzado anterior. *Rev Esp Artrosc Cir Articul*. 2017;24(Supl.1):38-58.
 72. Li X, Xu CP, Song JQ, Jiang N, Yu B. Single-bundle versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: an up-to-date meta-analysis. *Int Orthop*. 2013 Feb;37(2):213-26.
 73. Lion A, Gette P, Meyer C, Seil R, Theisen D. Effect of cognitive challenge on the postural control of patients with ACL reconstruction under visual and surface perturbations. *Gait Posture*. 2018 Feb;60:251-257.

74. Liu Y, Cui G, Yan H, Yang Y, Ao Y. Comparison Between Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With 6- to 8-Stranded Hamstring Autograft: A Prospective, Randomized Clinical Trial. *Am J Sports Med.* 2016;44(9):2314-22.
75. Lloréns R, Colomer-Font C, Alcañiz M, Noé-Sebastián E. BioTrak: análisis de efectividad y satisfacción de un sistema de realidad virtual para la rehabilitación del equilibrio en pacientes con daño cerebral. *Neurología.* 2013 Jun;28(5):268-75.
76. López Hernández G, Fernández Hortigüela L, Gutiérrez JL, Forriol F. Protocolo cinético en la rotura del ligamento cruzado anterior. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2011;55(1):9—18.
77. Lord BR, El-Daou H, Sabnis BM, Gupte CM, Wilson AM, Amis AA. Biomechanical comparison of graft structures in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 Feb;25(2):559-568.
78. Mackenzie R, Palmer CR, Lomas DJ, Dixon AK. Magnetic resonance imaging of the knee: diagnostic performance studies. *Clin Radiol.* 1996 Apr;51(4):251-7.
79. Maestro A, Rodriguez L. Out-in aimer for PL bundle in double-bundle ACL reconstruction based on standard single-bundle technique. *Eur Orthop Traumatol.* 2012;3:147-149.
80. Maestro A, Sicilia A, Rodriguez L, Garcia P, Fdez-Lombardia J, Guerado E. ACL reconstruction with single tibial tunnel: single versus double bundle. *J Knee Surg.* 2012 Jul;25(3):237-43.
81. Mall NA, Lee AS, Cole BJ, Verma NN. The functional and surgical anatomy of the anterior cruciate ligament. *Oper Tech Sports Med* 2013; 21:2-9.
82. Markatos K, Kasetta MK, Lалlos SN, Korres DS, Efstathopoulos N. The anatomy of the ACL and its importance in ACL reconstruction. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2013 Oct;23(7):747-52.

83. Marshall JL, Warren RF, Wickiewicz TL, Reider B. The anterior cruciate ligament: a technique of repair and reconstruction. *Clin Orthop Rel Res.* 1979;143:97-106.
84. Massey PA, Harris JD, Winston LA, Lintner DM, Delgado DA, McCulloch PC. Critical Analysis of the Lever Test for Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Insufficiency. *Arthroscopy.* 2017 Aug;33(8):1560-1566.
85. McNair PJ, Marshall RN, Matheson JA. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *N Z Med J.* 1990;103: 537-539.
86. Mediavilla I, Margalet E, Martín C. Resultados quirúrgicos de la reconstrucción del LCA mediante técnica de doble fascículo. *Cuadernos de Artroscopia* 2011; 18 (45): 12-19.
87. Miller MD. Reconstrucción del ligamento cruzado anterior con fascículo único. En: Miller MD, Cole BJ, Cosgarea AJ, Sekiya AK, editores. *Cirugía de la Rodilla en la Lesión Deportiva.* Barcelona: Elsevier S.L.; 2010a. p. 279-297.
88. Miller MD. Reconstrucción compleja del ligamento cruzado anterior (doble fascículo y revisión). En: Miller MD, Cole BJ, Cosgarea AJ, Sekiya AK, editores. *Cirugía de la Rodilla en la Lesión Deportiva.* Barcelona: Elsevier S.L.; 2010b. p. 299-313.
89. Mochizuki T, Muneta T, Nagase T, Shirasawa S, Akita KI, Sekiya I. Cadaveric knee observation study for describing anatomic femoral tunnel placement for two-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2006 Apr;22(4):356-61.
90. Monk AP, Davies LJ, Hopewell S, Harris K, Beard DJ, Price AJ. Surgical versus conservative interventions for treating anterior cruciate ligament injuries. *Cochrane Database Syst Rev.* 2016 Apr 3;4:CD011166.
91. Morgan CD, Kalman VR, Grawl DM. Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1995 Jun;11(3):275-88.

92. Mulligan EP, Anderson A, Watson S, Dimeff RJ. The diagnostic accuracy of the lever sign for detecting anterior cruciate ligament injury. *Int J Sports Phys Ther.* 2017 Dec;12(7):1057-1067.
93. Naendrup JH, Zlotnicki JP, Chao T, Nagai K, Musahl V. Kinematic outcomes following ACL reconstruction. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2016 Dec;9(4):348-360.
94. Nashner LM, Black FO, Wall C 3rd. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *J Neurosci.* 1982 May;2(5):536-44.
95. Norman D, Metcalfe AJ, Barlow T, Hutchinson CE, Thompson PJ, Spalding TJ, Williams MA. Cortical Bony Thickening of the Lateral Intercondylar Wall: The Functional Attachment of the Anterior Cruciate Ligament. *Am J Sports Med.* 2017 Feb;45(2):394-402.
96. Oka S, Schuhmacher P, Brehmer A, Traut U, Kirsch J, Siebold R. Histological analysis of the tibial anterior cruciate ligament insertion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016 Mar;24(3):747-53.
97. Otsubo H, Shino K, Suzuki D, Kamiya T, Suzuki T, Watanabe K, Fujimiya M, Iwahashi T, Yamashita T. The arrangement and the attachment areas of three ACL bundles. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012 Jan;20(1):127-34.
98. Ozel O, Yucel B, Orman O, Demircay E, Mutlu S. Comparison of Anteromedial and Transtibial ACL Reconstruction Using Expandable Fixation. *Orthopedics.* 2017;40(3):e532-e537.
99. Özkaya N, Goldsheyder D, Nordin M. *Fundamentals of Biomechanics. Equilibrium, motion and deformation.* Project Editor: Dawn Leger. Fourth edition. Springer 2017.

100. Parkar AP, Adriaensen MEAPM, Vindfeld S, Solheim E. The Anatomic Centers of the Femoral and Tibial Insertions of the Anterior Cruciate Ligament: A Systematic Review of Imaging and Cadaveric Studies Reporting Normal Center Locations. *Am J Sports Med.* 2017 Jul;45(9):2180-2188.
101. Putz R, Pabst R. Miembro inferior. En: Putz R, Pabst R Editores. *Atlas de Anatomía Humana Sobotta Tomo 2.* Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.; 2000 (ed. en español). P. 262-388.
102. Quigley TB. Injuries to the ligaments of the knee. *Clin Orthop Rel Res.* 1954; 3:20-8.
103. Richards PJ, McCall I, Kraus A, Jones M, Maffulli G, Bridgman S, Maffulli N. Diagnostic performance of volume and limited oblique MRI of the anterior cruciate ligament compared to knee arthroscopy. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2016 Sep;6(2):216-223.
104. Sadoghi P, Borbas P, Friesenbichler J, Scheipl S, Kastner N, Eberl R, Leithner A, Gruber G. Evaluating the tibial and femoral insertion site of the anterior cruciate ligament using an objective coordinate system: a cadaver study. *Injury.* 2012 Oct;43(10):1771-5.
105. Sánchez Alepuz E. Técnica artroscópica con doble fascículo y doble túnel para la reparación del LCA. En: Sánchez Alepuz E, editor. *Guía de las técnicas artroscópicas paso a paso en las lesiones de Rodilla.* Depósito legal: V-2012-2010 Mayo 2010b: 86-91.
106. Sánchez Alepuz E. Técnica quirúrgica para la reparación del LCA con STG. Técnica monotúnel. En: Sánchez Alepuz E, editor. *Guía de las técnicas artroscópicas paso a paso en las lesiones de Rodilla.* Depósito legal: V-2012-2010 Mayo 2010a: 69-76.

107. Sanchis-Alfonso V, Baydal-Bertomeu JM, Castelli A, Montesinos-Berry E, Marín-Roca S, Garrido-Jaén JD. Laboratory evaluation of the pivot-shift phenomenon with use of kinetic analysis: a preliminary study. *J Bone Joint Surg Am.* 2011 Jul 6;93(13):1256-67.
108. Sandberg R, Balkfors B, Nilsson B, Westlin N. Operative versus non-operative treatment of recent injuries to the ligaments of the knee. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg (Am).* 1987;69-A:1120-6.
109. Sasaki N, Ishibashi Y, Tsuda E, Yamamoto Y, Maeda S, Mizukami H, Toh S, Yagihashi S, Tonosaki Y. The femoral insertion of the anterior cruciate ligament: discrepancy between macroscopic and histological observations. *Arthroscopy.* 2012 Aug;28(8):1135-46.
110. Schreiber VM, Jordan SS, Bonci GA, Irrgang JJ, Fu FH. The evolution of primary double-bundle ACL reconstruction and recovery of early post-operative range of motion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 May;25(5):1475-1481
111. Schub DL, Altahawi F, F Meisel A, Winalski C, Parker RD, M Saluan P. Accuracy of 3-Tesla magnetic resonance imaging for the diagnosis of intra-articular knee injuries in children and teenagers. *J Pediatr Orthop.* 2012 Dec;32(8):765-9.
112. Secrist ES, Frederick RW, Tjoumakaris FP, Stache SA, Hammoud S, Freedman KB. A Comparison of Operative and Nonoperative Treatment of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *JBJS Rev.* 2016 Nov 22;4(11).
113. Shimodaira H, Tensho K, Akaoka Y, Takanashi S, Kato H, Saito N. Tibial Tunnel Positioning Technique Using Bony/Anatomical Landmarks in Anatomical Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthrosc Tech.* 2017 Jan 9;6(1):e49-e55.
114. Siebold R, Ellert T, Metz S, Metz J. Tibial insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament: morphometry,

- arthroscopic landmarks, and orientation model for bone tunnel placement. *Arthroscopy*. 2008 Feb;24(2):154-61.
115. Siebold R, Schuhmacher P, Fernandez F, Śmigielski R, Fink C, Brehmer A, Kirsch J. Flat midsubstance of the anterior cruciate ligament with tibial "C"-shaped insertion site. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015 Nov;23(11):3136-42.
116. Siebold R, Schuhmacher P. Restoration of the tibial ACL footprint area and geometry using the Modified Insertion Site Table. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012 Sep;20(9):1845-9.
117. Śmigielski R, Zdanowicz U, Drwięga M, Ciszek B, Ciszowska-Łysoń B, Siebold R. Ribbon like appearance of the midsubstance fibres of the anterior cruciate ligament close to its femoral insertion site: a cadaveric study including 111 knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015 Nov;23(11):3143-50.
118. Suomalainen P, Moisala AS, Paakkala A, Kannus P, Järvelä T. Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: randomized clinical and magnetic resonance imaging study with 2-year follow-up. *Am J Sports Med*. 2011 Aug;39(8):1615-22.
119. Sukur E, Akman YE, Senel A, Unkar EA, Topcu HN, Ozturkmen AY. Comparing Transtibial and Anteromedial Drilling Techniques for Single-bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Open Orthop J*. 2016 Sep 30;10:481-489.
120. Suruga M, Horaguchi T, Iriuchishima T, Yahagi Y, Iwama G, Tokuhashi Y, Aizawa S. Morphological size evaluation of the mid-substance insertion areas and the fan-like extension fibers in the femoral ACL footprint. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2017 Aug;137(8):1107-1113.
121. Tampere T, Van Hoof T, Cromheecke M, Van der Bracht H, Chahla J, Verdonk P, Victor J. The anterior cruciate ligament: a study on its bony and soft tissue anatomy

- using novel 3D CT technology. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 Jan;25(1):236-244.
122. Tiamklang T, Sumanont S, Foocharoen T, Laopaiboon M. Double-bundle versus single-bundle reconstruction for anterior cruciate ligament rupture in adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 2012 Nov 14;11:CD008413.
123. Tian S, Wang B, Liu L, Wang Y, Ha C, Li Q, Yang X, Sun K. Irradiated Hamstring Tendon Allograft Versus Autograft for Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Midterm Clinical Outcomes. *Am J Sports Med.* 2016 Oct;44(10):2579-2588.
124. Tian S, Ha C, Wang B, Wang Y, Liu L, Li Q, Yang X, Sun K. Arthroscopic anatomic double-bundle ACL reconstruction using irradiated versus non-irradiated hamstring tendon allograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 Jan;25(1):251-259.
125. van Eck CF, van den Bekerom MP, Fu FH, Poolman RW, Kerkhoffs GM. Methods to diagnose acute anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis of physical examinations with and without anaesthesia. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013 Aug;21(8):1895-903.
126. Vivas Broseta MJ, Baydal Bertomeu JM, Peydro de Moya MF, Garrido Jaén JD. Contribución del análisis cinético de la marcha a la valoración de los trastornos del equilibrio. *Rev Biomecánica* 2005;44:5-7.
127. Wagih AM. Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using in situ hamstring graft with 4 tunnels. *Arthrosc Tech.* 2013 Dec 19;3(1):e49-56.
128. Willems PA, Schepens B, Detrembleur C. Marcha normal. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física* 2012;33(2):1-29.
129. Wipfler B, Donner S, Zechmann CM, Springer J, Siebold R, Paessler HH. Anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon versus hamstring tendon: a

- prospective comparative study with 9-year follow-up. *Arthroscopy*. 2011 May;27(5):653-65.
130. Xu H, Zhang C, Zhang Q, Du T, Ding M, Wang Y, Fu SC, Hopkins C, Yung SH. A Systematic Review of Anterior Cruciate Ligament Femoral Footprint Location Evaluated by Quadrant Method for Single-Bundle and Double-Bundle Anatomic Reconstruction. *Arthroscopy*. 2016 Aug;32(8):1724-34.
131. Yagi M, Kuroda R, Nagamune K, Yoshiya S, Kurosaka M. Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;454:100-7.
132. Yahagi Y, Iriuchishima T, Horaguchi T, Suruga M, Tokuhashi Y, Aizawa S. The importance of Blumensaat's line morphology for accurate femoral ACL footprint evaluation using the quadrant method. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2018;26:455-461.
133. Zaffagnini S, Grassi A, Marcheggiani Muccioli GM, Tsapralis K, Ricci M, Bragonzoni L, Della Villa S, Marcacci M. Return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction in professional soccer players. *Knee*. 2014 Jun;21(3):731-5.
134. Zantop T, Petersen W, Fu FH. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Oper Tech Orthop* 2005;15(1):20–8.