

# Análisis de la marcha en pacientes con reconstrucción del ligamento cruzado anterior

## Parte I: Evaluación prequirúrgica

\*\*ARIEL A. BRAIDOT, \*\*RAMIRO BOZZONE, \*\*JOSÉ M. DANIEL, \*DIEGO J. GEMIGNANI, \*\*JUAN P. GIGLI,  
\*\*BERNARDO GOTTLIEB, \*CLAUDIO GREGORUTTI y \*SILVINA ABICHAIN

\*Instituto de Ciencias del Deporte, Paraná, Entre Ríos, \*\*Laboratorio de Biomecánica, Facultad de Ingeniería, UNER, Entre Ríos

### RESUMEN

**Introducción:** La rotura del ligamento cruzado anterior implica una pérdida de la estabilidad en la articulación de la rodilla, de la fuerza de la musculatura circundante y de la funcionalidad. En este trabajo se analiza la evolución del proceso de rehabilitación en pacientes prequirúrgicos con lesión de este ligamento.

**Materiales y métodos:** Se utiliza una técnica de videografía digital, creada en nuestro laboratorio, asociada con los datos dinámicos obtenidos de una plataforma de fuerzas, lo que permite el desarrollo del modelo de segmentos articulados de la marcha del paciente.

**Resultados:** Se evaluaron los ángulos, los momentos y las potencias en las articulaciones del miembro inferior para cada paciente a lo largo del ciclo de marcha.

Se logró la apreciación de dos patrones de marcha característicos: el primero se corresponde con una disminución de la actividad del cuádriceps (*quadriceps avoidance*) y el segundo presenta una actividad aumentada del cuádriceps compensada con una actividad mayor de los isquiosurales y los gemelos. El análisis de la potencia en las articulaciones permite distinguir las alteraciones que se producen en la generación (contracción concéntrica) y la absorción (contracción excéntrica) a causa de la afección de la articulación de la rodilla.

**Conclusiones:** Se puede apreciar la importancia de la evaluación biomecánica previa para decidir la conveniencia de la cirugía, evaluar la terapia de rehabilitación prequirúrgica y tener como referencia en el análisis del seguimiento de los parámetros biomecánicos posquirúrgicos.

**PALABRAS CLAVE:** Biomecánica. Rodilla. Marcha. Ligamento cruzado anterior. Rehabilitación.

**GAIT ANALYSIS OF PATIENT WITH ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION. PART I: PRE-SURGICAL EVALUATION**

### ABSTRACT

**Background:** The injury of anterior cruciate ligament implies a loss of knee joint stability, surrounding muscle strength and functionality. This paper analyzes the rehab evolution in pre-surgical patients with this injury.

**Methods:** Our own digital videographic technique was used, associated to dynamic data obtained from a force platform, that allow to develop the patient's gait link segment model.

**Results:** Angles, moments and powers in the lower limb joints were evaluated in each patient along the gait cycle. Two characteristic gait patterns were obtained, the first corresponds to decreased quadriceps activity (*quadriceps avoidance*), and the second to increased quadriceps activity compensated with additional hamstrings and gastrocnemius activity. The joints' power analysis allows to establish a distinction in the alterations occurring in the generation (concentric contraction) and absorption (eccentric contraction) due to the knee joint injury.

**Conclusions:** The importance of previous biomechanical evaluation can be appreciated, in order, not only to decide on the convenience of the surgery and evaluate the pre-surgical rehabilitation program, but also to take it as reference to analyze the evolution of the post-surgical biomechanical parameters.

**KEY WORDS:** Biomechanics. Knee. Gait. Anterior cruciate ligament. Rehabilitation.

Recibido el 29-3-2006. Aceptado luego de la evaluación el 18-8-2006.

Correspondencia:

Dr. ARIEL A. BRAIDOT  
Ruta 11 Km 10 - Oro Verde, Entre Ríos  
Tel.: 0343-4975077 int. 121  
abraidot@bioingenieria.edu.ar

La rotura del ligamento cruzado anterior (LCA) implica una pérdida de la estabilidad en la articulación de la rodilla, de la fuerza de la musculatura circundante y de la funcionalidad.<sup>10</sup> Las lesiones del LCA se encuentran entre las más frecuentes; se estima que en el caso de los esquiadores, existen alrededor de 100.000 lesionados del LCA por año en los Estados Unidos.<sup>7</sup> Un tercio de los pacientes con rotura del LCA son capaces de alcanzar los niveles de actividad previos a la lesión, un tercio compensa su deficiencia pero debe modificar algunas de sus actividades y el tercio restante deja de realizarlas debido a la mala funcionalidad de la rodilla lesionada.<sup>5,6,8,9</sup>

Numerosos estudios proponen que la reconstrucción del LCA lesionado lleva a adaptaciones musculares y reprogramación neuromuscular, que modifican la marcha para estabilizar la rodilla y evitar la ocurrencia de nuevas lesiones.<sup>5,6</sup>

Se ha demostrado que los pacientes con lesiones agudas del LCA (menos de un mes luego de la lesión) exhiben diferentes patrones de momentos en la articulación de la rodilla que los pacientes crónicos (más de dos años luego de la lesión).<sup>5,6</sup> Devita y cols.<sup>4</sup> examinaron la marcha de pacientes en la etapa aguda (dos semanas después de la lesión del LCA), antes de la cirugía y luego de ésta a las 3 y a las 5 semanas. Antes de la cirugía y 3 semanas después de su realización, los pacientes exhibieron durante el apoyo un momento extensor sostenido en la rodilla y una significativa y más prolongada reducción del momento extensor de la cadera. Estos patrones de momentos articulares distintivos seguían siendo evidentes a las 5 semanas posteriores a la intervención, pero más similares a los del grupo de control. En cambio, se ha su-

gerido que los pacientes crónicos desarrollan un momento flexor sostenido en la rodilla durante el apoyo medio, definido como patrón de *quadriceps avoidance*, el cual posiblemente sirva para reducir el esfuerzo anterolateral sobre la tibia durante la marcha.<sup>1</sup> Sin embargo, otras investigaciones no han encontrado esta evidencia y sugieren que el momento en la rodilla de los pacientes crónicos alcanza las características previas a la lesión.<sup>5</sup>

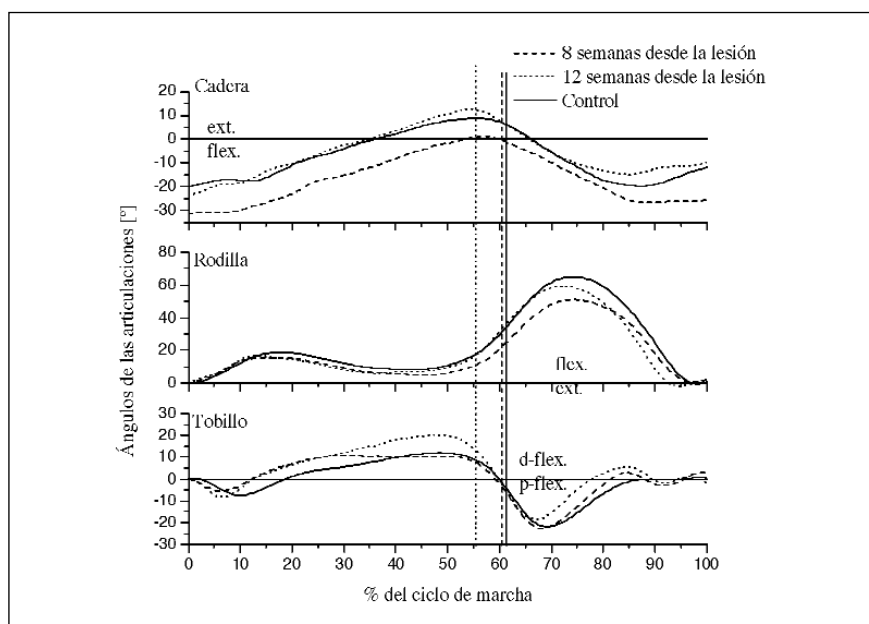
Por ese motivo, es extremadamente importante una mayor comprensión de los cambios funcionales asociados con las roturas del LCA para mejorar los tratamientos quirúrgicos y de rehabilitación.

## Materiales y métodos

Las variables cinemáticas que se estudian son las posiciones, los ángulos, las velocidades y las aceleraciones de los segmentos del miembro inferior y el tronco. Para obtener estas variables se utiliza un sistema de filmación y posterior identificación y reconstrucción de marcadores reflectivos ubicados sobre los extremos de los segmentos. Las filmaciones se realizan de acuerdo con un protocolo preestablecido.<sup>2</sup>

Junto con los datos cinemáticos se registra la fuerza de reacción que el suelo ejerce sobre el paciente (variables dinámicas). Para esto se utiliza una plataforma de fuerzas compuesta por un armazón robusto sobre el que se disponen sensores. Cuando el paciente en estudio camina sobre la plataforma se registran los datos de la fuerza de reacción del piso en las tres direcciones espaciales  $x$ ,  $y$  y  $z$ .<sup>3</sup>

Se aplica el modelo de segmentos articulados para obtener los momentos musculares y las potencias en las articulaciones del miembro inferior.<sup>11</sup> El modelo requiere los datos antropo-



**Figura 1.** Ángulos de las articulaciones para el paciente agudo quirúrgico 1 en función del ciclo de marcha. Registros obtenidos a las 8 (trazo) y 12 (punto) semanas posteriores a la lesión comparados con el grupo de control (continuo). Las líneas verticales indican el despegue de la punta del pie.

métricos además de los datos cinemáticos y dinámicos ya mencionados, y su resolución se realiza mediante un programa en Matlab.

Se estudiaron dos pacientes varones que realizaron trabajo de rehabilitación antes de la cirugía de reconstrucción del LCA. Los registros se efectuaron 4 y 8 semanas luego de sufrir la lesión en el 'paciente 1' y 2 y 4 semanas en el 'paciente 2', de 21 y 27 años de edad respectivamente. Se analizaron los ángulos, los momentos y las potencias en las articulaciones del miembro inferior en función del ciclo de marcha para pacientes con rotura de LCA, confirmada mediante un estudio por resonancia magnética, antes de la cirugía reconstructiva. También se incluyeron las mismas variables para una población de ocho individuos normales de control.

## Resultados

### Paciente prequirúrgico 1

En la figura 1 se presentan los resultados cinemáticos para un paciente agudo prequirúrgico (paciente 1). Se puede observar que en el primer registro, el paciente presenta un incremento en el ángulo de flexión de la cadera. En el segundo registro el ángulo de la cadera es muy similar al de los individuos del grupo de control y evidencia una recuperación de las características de una marcha normal.

En la articulación de la rodilla, durante el período de apoyo, se observa una pequeña reducción del ángulo de flexión en ambos registros. Durante la fase de balanceo, se puede ver que la flexión angular disminuida en el primer registro, respecto del grupo de control, tiende a recuperar los valores normales en el segundo registro. Duran-

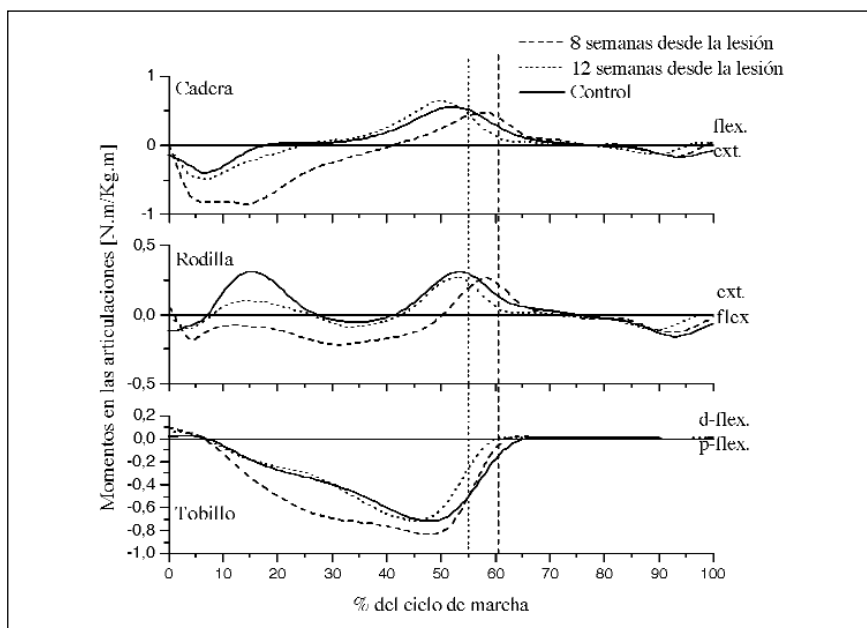
te la fase tardía del apoyo, aumenta el ángulo de dorsiflexión del tobillo a las 12 semanas de la lesión.

En la curva de momento en la articulación de la cadera (Fig. 2), se aprecia un marcado incremento del momento extensor en la fase inicial del apoyo, que se mantiene prácticamente durante todo el período estanco, en especial durante el primer registro.

En la articulación de la rodilla, se observa un patrón característico de inhibición del cuádriceps (*quadriceps avoidance*) –patrón que se caracteriza por una disminución sostenida del momento extensor en la rodilla durante el período de apoyo– en el primer registro. Estos resultados concuerdan con los presentados por Devita y cols.<sup>4</sup> Se puede ver que en el segundo registro, el paciente evoluciona favorablemente con una tendencia marcada a recuperar las características de momento en la rodilla de una marcha normal (patrón bifásico de momentos: flexión-extensión-flexión-extensión) durante el período de apoyo. En el instante de contacto del talón con el suelo, el paciente presenta momento extensor en la rodilla.

En la articulación del tobillo, se puede apreciar un marcado incremento del momento plantar flexor durante el apoyo en el primer registro. Esto se debe a un aumento de la actividad conjunta entre los músculos posteriores de la tibia y los *hamstrings*. Esta característica desaparece en el segundo registro, en el cual se obtiene una curva casi normal.

Las principales modificaciones en las curvas de potencia (Fig. 3) se pueden observar en la articulación de la cadera, donde existe un marcado incremento en la generación durante la fase temprana del apoyo. Si bien esta característica aún se puede apreciar en el segundo registro,



**Figura 2.** Momentos normalizados con el peso y la estatura del paciente en las articulaciones del miembro inferior para el paciente agudo prequirúrgico 1 en función del ciclo de marcha. Líneas iguales a la figura 1.

la magnitud de la generación de potencia en esta ocasión es más similar a la de los valores normales.

En la articulación de la rodilla, se advierte una disminución de absorción de potencia durante la última parte de la fase de vuelo, que se corresponde con la disminución del ángulo de flexión de la articulación.

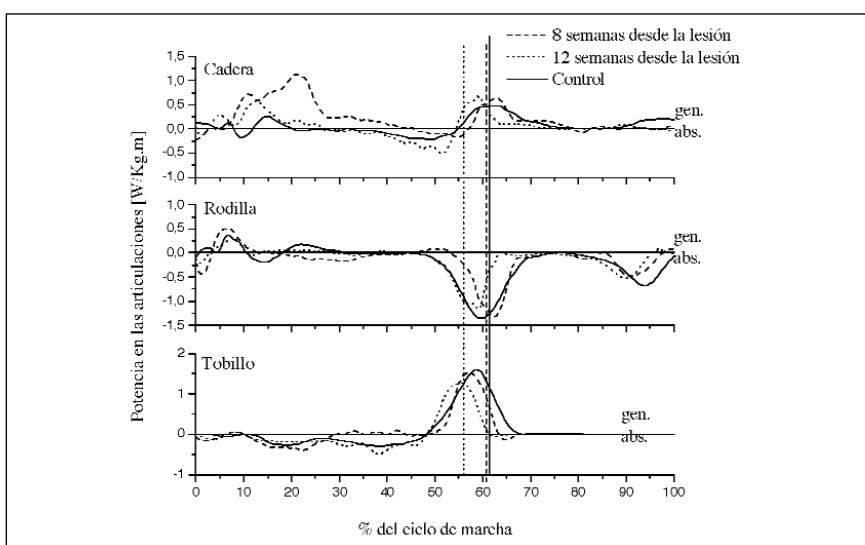
En el tobillo se encuentra disminuida la absorción en el apoyo (subfase de apoyo terminal) del primer registro. En el segundo registro, aumenta la absorción en el apoyo (subfase apoyo terminal), pero disminuye la generación de potencia en el momento previo al despegue de la punta del pie (fase final del período de apoyo, subfase prebalanceo).

### Paciente prequirúrgico 2

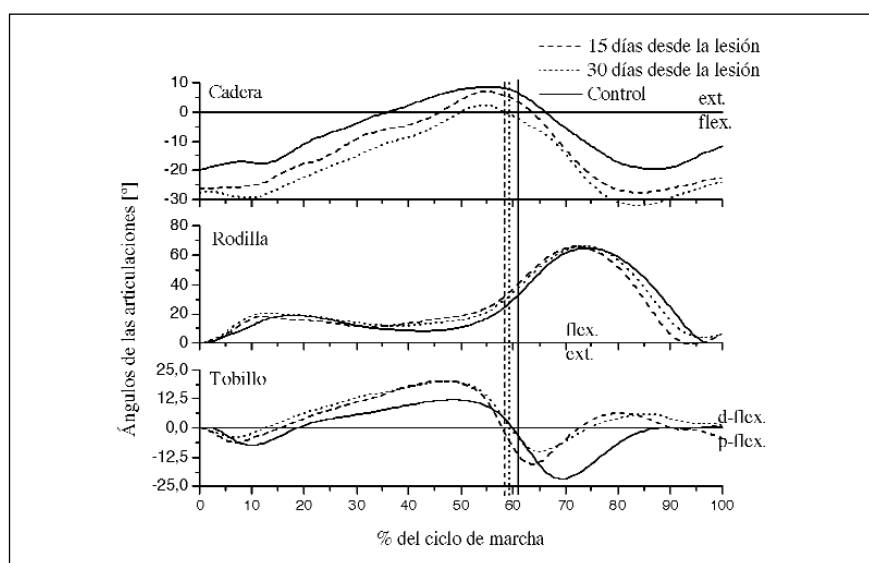
Para el caso del paciente agudo prequirúrgico 2, en la articulación de la cadera (Fig. 4), se encuentra aumentado el ángulo de flexión durante todo el ciclo de marcha respecto de los valores normales.

En la articulación de la rodilla las modificaciones angulares no son demasiado significativas, advirtiéndose en el primer registro una ligera disminución del pico de flexión en el apoyo medio. En el segundo registro se aproxima más a la curva del grupo de control.

En el tobillo, el pico de plantar-flexión posterior al apoyo inicial se produce antes que en la curva correspondien-



**Figura 3.** Potencias normalizadas con el peso y la estatura del paciente en las articulaciones del miembro inferior para el paciente agudo prequirúrgico 1 en función del ciclo de marcha. Líneas iguales a la figura 1.



**Figura 4.** Ángulos de las articulaciones para el paciente agudo prequirúrgico 2 en función del ciclo de marcha. Registros obtenidos a los 15 días (trazo) y 30 días (punto) posteriores a la lesión comparados con el grupo de control (continuo). Las líneas verticales indican el despegue de la punta del pie.

te al grupo de control. En las subfases media, terminal y prebalanceo del período de apoyo se observa una disminución del ángulo de plantar-flexión y un aumento del ángulo de dorsiflexión respecto del grupo de control, que persiste durante el balanceo.

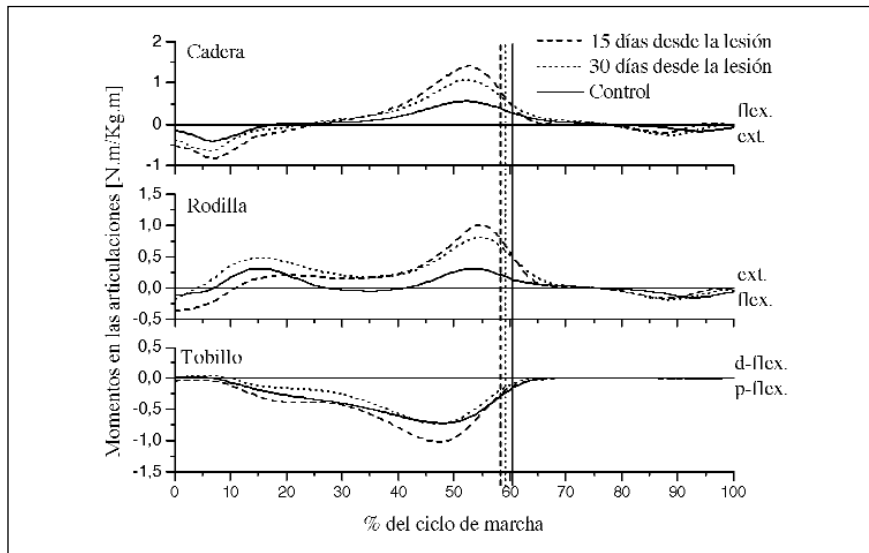
En la articulación de la cadera (Fig. 5) se nota un aumento del momento extensor en la fase inicial del apoyo en forma similar a lo detallado para el paciente 1. En la parte final del apoyo se encuentra un incremento importante en el momento flexor en la articulación de la cadera.

En la rodilla, existe un momento flexor aumentado en el momento de contacto del talón con el suelo en el primer registro. En la subfase de apoyo medio presenta un sostenido momento extensor. El momento extensor está

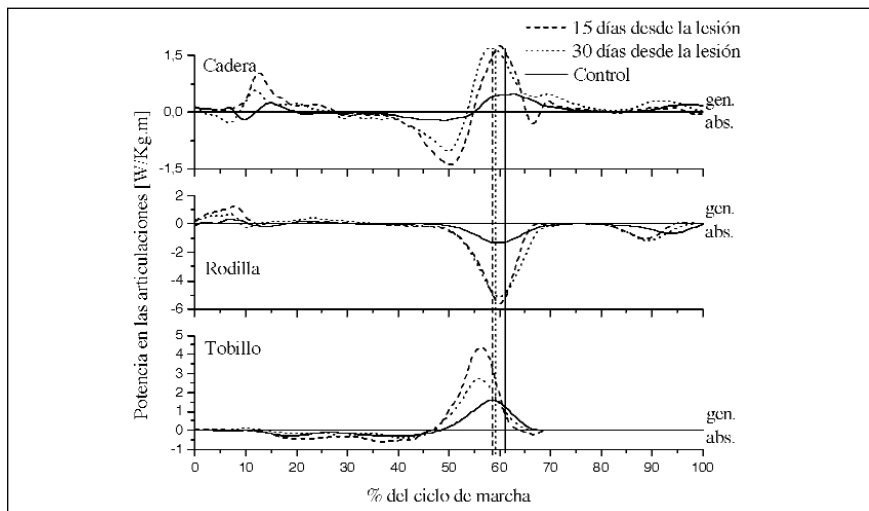
aumentado respecto de los valores del grupo de control en las subfases de apoyo terminal y prebalanceo. Este incremento persiste en la primera parte de la subfase de balanceo inicial.

Para el caso de la articulación del tobillo, se aprecia un pequeño aumento del momento plantar-flexor prácticamente durante toda la fase de apoyo en el primer registro. Lo opuesto sucede en el segundo registro.

En la articulación de la cadera (Fig. 6) se encuentra levemente aumentado el valor de generación de potencia durante el apoyo inicial respecto del grupo de control. En la subfase de apoyo terminal existe un momento flexor aumentado con velocidad angular extensora también aumentada, por lo que se desarrolla un gran pico de absorción de potencia en el primer registro. En el momento del



**Figura 5.** Momentos normalizados con el peso y la estatura del paciente en las articulaciones del miembro inferior para el paciente agudo prequirúrgico 2 en función del ciclo de marcha. Líneas iguales a la figura 4.



**Figura 6.** Potencias normalizadas con el peso y la estatura del paciente en las articulaciones del miembro inferior para el paciente agudo prequirúrgico 2 en función del ciclo de marcha. Líneas iguales a la figura 4.

prebalanceo, el momento flexor continúa aumentado, pero la velocidad angular pasa a ser flexora, por lo que existe una gran generación de potencia para impulsar el miembro inferior a nivel de la articulación de la cadera, iniciando activamente el balanceo. En el segundo registro esta transición se produce un poco antes del despegue y muestra los mismos picos exagerados que en el primero.

En la articulación de la rodilla se encuentra aumentada la generación de potencia durante el apoyo inicial, sobre todo en el primer registro. En las subfases de prebalanceo y balanceo inicial hay una gran absorción de potencia en la articulación de la rodilla. Esta potencia se genera en la cadera y en el tobillo y se absorbe en la rodilla.

En el tobillo también existe una generación de potencia notablemente mayor que para el grupo de control en las subfases de prebalanceo y balanceo inicial.

## Discusión

El incremento en el ángulo de flexión de la cadera de ambos pacientes serviría para disminuir la posibilidad de desplazamiento anterior de la tibia mediante la acción de los músculos isquiosurales, por su función biarticular. Esta adaptación también podría deberse a una respuesta intuitiva para disminuir el dolor en la articulación.

El aumento del ángulo de dorsiflexión del tobillo durante la fase tardía del apoyo del segundo registro para el paciente 1 y ambos registros para el paciente 2 contribuiría a la estabilidad de la articulación de la rodilla mediante la acción combinada de los músculos plantar-flexores y los isquiosurales. Al aumentar la dorsiflexión los gemelos traccionan hacia atrás al fémur a través de su inserción femoral. Esta acción, sumada a una activación de los isquiosurales, contribuye a la estabilización por la rigidez (bloqueo) que provoca en la rodilla.

En el paciente 2, el pico de plantar-flexión posterior al apoyo inicial se produce antes que en la curva correspondiente al grupo de control. Esto daría la pauta de la existencia de una disminución en la actividad del músculo tibial anterior, responsable de evitar la caída brusca del pie en el momento del contacto del talón.

El incremento del momento extensor de cadera en la fase inicial del apoyo en ambos pacientes es necesario para frenar la inercia de la parte superior del cuerpo debido al aumento del ángulo de flexión de la cadera. Asimismo, sirve para disminuir la posibilidad de desplazamiento anterior de la tibia mediante una contribución activa de los músculos *hamstrings*. Hacia la parte final del apoyo del paciente 2 se encuentra incrementado el momento flexor de la cadera; esto se podría deber a que el paciente emplea el momento muscular activo (principalmente *psoas* y recto anterior) para despegar el miembro inferior del suelo y comenzar el balanceo.

En el paciente 1, el momento extensor en la rodilla en el instante de contacto del talón con el suelo posiblemente

te sea una estrategia para lograr un incremento de la rigidez articular. Este aumento de la compresión articular podría disminuir la posibilidad de desplazamiento anterior de la tibia respecto del fémur. Aunque una mayor actividad del cuádriceps en parte genera una tensión anterior a nivel del tendón rotuliano que tendería a la traslación anterior de la tibia, se postula que la rigidez provocada por esta contracción aumentada del cuádriceps genera una estabilidad de mayor relevancia por el componente compresivo del propio tendón.

En la articulación de la rodilla, el paciente 1 presenta una disminución sostenida del momento extensor durante el período de apoyo, lo cual indica una disminución de la actividad del cuádriceps (*quadriceps avoidance*); mientras que el paciente 2, por el contrario, presenta una actividad aumentada del cuádriceps que se observa por el momento extensor sostenido y aumentado hacia el final de la fase de apoyo.

El incremento del momento plantar-flexor del tobillo en el primer registro del paciente 1 durante el apoyo se corresponde con un aumento de la actividad de los gemelos que traccionan hacia abajo y hacia atrás al fémur, considerando además que se produce un aumento en la actividad de los *hamstrings* que traccionan hacia arriba y hacia atrás a la tibia, lo que rigidiza la articulación y contribuye a evitar la traslación anterior de la tibia respecto del fémur.

En el paciente 1, el incremento en la generación de potencia en la articulación de la cadera durante la fase temprana del apoyo se corresponde con la generación del grupo muscular de los glúteos e isquiosurales. Además, la disminución del pico de absorción de potencia durante la última parte de la fase de vuelo en la articulación de la rodilla se corresponde con una disminución en la absorción de los *hamstrings* (momento flexor con velocidad angular extensora de la rodilla).

La generación de potencia aumentada del tobillo del paciente 2 en las subfases de prebalanceo y balanceo inicial, como se menciona arriba, se corresponde con un gran pico de generación de potencia en la cadera y con un gran pico de absorción en la rodilla. Esto indicaría una reducción en la eficiencia de aprovechamiento de la potencia generada. Es decir, el intercambio de potencia entre los segmentos se encuentra alterado.

## Conclusiones

Ambos pacientes realizaron rehabilitación prequirúrgica por un período mayor de un mes. Se apreció objetivamente una tendencia a las curvas de control (individuos sanos), que se acompaña por una mejora de los parámetros clínicos: dolor y edema antes de la instalación de un patrón de marcha característico de un paciente crónico. En este contexto, es interesante reconocer que la recuperación de los parámetros biomecánicos del paciente 1 en

la marcha se aproxima a los de control. Si este paciente no aspira a practicar actividades deportivas exigentes se le podría sugerir no realizar la cirugía de reconstrucción del LCA.

Se aprecian dos patrones de marcha característicos: el primero correspondiente a una disminución de la actividad del cuádriceps (*quadriceps avoidance*),<sup>4</sup> observado en el paciente 1, y el segundo, que es en principio el que se correspondería con el patrón más habitual de pacientes agudos,<sup>4</sup> observado en el paciente 2. Además, se pudo mostrar que el aumento de flexión en la cadera contribuye a la contención de la tibia hacia atrás. El análisis de la potencia en las articulaciones permite distinguir las alteraciones que se producen en los patrones de generación y absorción a partir de la afección de la articulación de la

rodilla en estos pacientes. Estos resultados particulares se corresponden con los publicados<sup>1,4-6</sup> y permiten apreciar la importancia de la evaluación biomecánica previa para decidir la conveniencia de la cirugía, evaluar la terapia de rehabilitación prequirúrgica y tener como referencia en el análisis de resultados del seguimiento de los parámetros biomecánicos posquirúrgicos.

Este primer trabajo, en el que se analizaron sólo dos pacientes, corresponde a la primera fase de un conjunto de análisis de la marcha de pacientes con lesión y reconstrucción del LCA. En la continuidad del trabajo se están obteniendo resultados de un mayor número de pacientes prequirúrgicos y posquirúrgicos que permitirían generalizar estos hallazgos, con resultados estadísticamente válidos.

### Bibliografía

1. **Berchuck M, Andriacchi T, Bach BR, et al.** Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72(6):871-7.
2. **Braidot A, Cian L, Cherniz A, et al.** Desarrollo de sistema de videografía digital para análisis de la marcha. II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, La Habana Cuba, 23 al 25 de mayo de 2001.
3. **Braidot A, Galiano L.** Medición de variables dinámicas durante la marcha. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado, Brasil, 29 al 31 de mayo de 2001.
4. **Devita P, Hortobagyi T, Barrier J.** Gait biomechanics are not normal after anterior cruciate ligament reconstruction and accelerate rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(10):1481-8.
5. **Ferber R, Osternig LR, Woollacott MH, et al.** Gait mechanics in chronic ACL deficiency and subsequent repair. *Clin Biomech.* 2002;17(4):274-85.
6. **Ferber R, Osternig LR, Woollacott MH, et al.** Reactive balance adjustments to unexpected perturbations during human walking. *Gait Posture.* 2002;16(3):238-48.
7. **Hurwitz DE, Andriacchi TP, Bush-Joseph CA, et al.** Functional adaptations in patients with ACL-deficient knees. *Exerc Sport Sci Rev.* 1997;25:1-20.
8. **Knoll Z, Kiss RM, Kocsis L.** Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14(3):287-94.
9. **Noyes FR, Farber SD, Mangine RE.** Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med.* 1991;19(5):513-8.
10. **Rudolph KS, Eastlack ME, Axe MJ, et al.** 1998 Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8(6):349-62.
11. **Winter DA.** *Biomechanics and motor control of human movement.* New York: Wiley; 1990.