

INVESTIGACIÓN

Biomecánica del ligamento cruzado anterior: Comportamiento tensional

P. CARRILERO y H. PUEYRREDON

Hospital de Clínicas José de San Martín, Buenos Aires.

RESUMEN: Se han estudiado 19 rodillas cadavéricas para valorar cuantitativamente la intervención del ligamento cruzado anterior y sus bandas anteromedial y posteromedial en la transmisión de fuerzas, mediante un sistema experimental de aplicación de cargas multiaxial y movilización multiplanar y controlada de la articulación, utilizando el transductor en bucle modificado.

Para tal efecto se fabricó la máquina "Genu H" compuesta con sistemas de carga (neumáticos, torquímetros y prensa mecánica), sistema de movimiento en tres planos y sistemas de registro (celda de carga y transductores rotacionales varo valgo y axial).

La conclusión de este estudio es que las fuerzas en el ligamento cruzado anterior normal y en sus fascículos bajo movimientos articulares combinados no pueden ser determinadas como la simple sumatoria de fuerzas que actúan en el ligamento para cada uno de los movimientos individuales, dado su compleja estructura anatómica y mecánica.

PALABRAS CLAVE: Rodilla. Ligamento cruzado anterior. Biomecánica.

BLOMECHANICS OF THE ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT: TENSIONAL BEHAVIOR

ABSTRACT: Nineteen cadaveric knees were studied to quantitatively assess the role of the anterior cruciate ligament, and its anteromedial and posteromedial

fascicles in the transmission of forces, using an experimental system of multiaxial charge placement and controlled multiplanar mobilization of the joint, and a modified transducer.

For that purpose, a machine was developed ("Genu II"), made up of a charging system (pneumatics torquemeter and a mechanical press), a three-plane movement system and a recording device (charging cell, and rotational, varus valgus and axial transducers).

This study leads to the conclusion that forces intervening in the normal anterior cruciate ligament and its fascicles under joint combined movements cannot be determined as a simple addition of the forces acting on the ligament in each individual movement, given the complex anatomic and mechanical structure of the ligament.

KEY WORDS: Knee Joint. Anterior cruciate ligament. Biomechanics.

A partir de las investigaciones de O. C. Brantigan y A. F. Voshell, y cois.⁹ sobre la biomecánica de los ligamentos de la rodilla, se han realizado numerosos trabajos estudiando la participación de estas estructuras^{1,3,12,14,17,24,32,44,48,53} Dichas investigaciones fueron motivadas por la necesidad de clarificar la mecánica de la rodilla, los mecanismos de lesión ligamentaria, los factores que afectan la reconstrucción quirúrgica de los ligamentos y para establecer criterios objetivos de diagnóstico, tratamiento y rehabilitación. Más recientemente, la evaluación funcional de cada uno de estos ligamentos ha sido de importancia para el diseño y desarrollo de elementos protésicos.²⁸

Los primeros estudios sobre la función ligamentaria se basaron en la correlación entre los resultados del examen clínico y los hallazgos de lesión ligamentaria durante la cirugía.²³ Sin embargo, estos estudios fueron controvertidos, debido a su naturaleza cualitativa.^{48,56} También se intentaron correlacionar las lesiones ligamentarias con sus diferentes mecanismos de producción; pero, salvo los mecanis-

Recibido el 9-12-1998. Aceptado luego de la evaluación el 4-5-1999.

Correspondencia:

Dr. P. CARRILERO
Hospital de Clínicas José de San Martín
Servicio de Ortopedia
Paraguay 2350
(1121) Capital Federal
Argentina

mos de lesión más evidentes, las correlaciones no resultaron sencillas.^{35,39}

Debido a estas limitaciones, comienzan a surgir los primeros estudios *in vitro*.

Las primeras líneas de investigación (**cuantitativas**) se basaban en la determinación de las características anatómicas ligamentarias (orientación de las fibras, características de sus inserciones óseas, etc.)⁸ y de la respuesta tensional bajo cargas no registradas mediante la observación y la palpación.^{9,15,16,20,23}

A mediados de la década de 1970 comienzan a realizarse los primeros trabajos **cuantitativos**. Estos estudios analizaron el problema en diferentes direcciones.^{14,18,39,52}

Algunos investigadores evaluaban los efectos de la sección secuencial de los ligamentos en función del aumento del desplazamiento al aplicar cargas, o por la disminución de la carga transmitida a través de la articulación.¹¹ Con este método, si bien se determinó la participación de los ligamentos en función de la dirección de los desplazamientos, no se cuantificó la tensión generada en cada ligamento.

Otros estudios **cuantitativos** consistieron en la determinación de los cambios de longitud de los ligamentos (entre los puntos de inserción)^{2,24} o en la valoración directa de la presión. Los resultados de estas determinaciones fueron expresados en términos relativos con respecto a las determinaciones en una situación de referencia (e.g., 0° de flexión de la rodilla). Dado que el estado de los ligamentos previo a la tensión no fue analizado, los resultados no pudieron ser expresados en términos de tensión.

En los últimos años se ensayaron varias técnicas experimentales para el análisis directo de la tensión ligamentaria. Una de ellas fue el análisis de la tensión de la superficie ósea próxima a la inserción ligamentaria.²⁹ Sin embargo, al analizar la articulación bajo carga es difícil interpretar la participación relativa del ligamento en la tensión total registrada. Otro método para el análisis directo de la tensión ligamentaria consistió en el uso de transductores (de metal sólido o líquido) en preparados cadavéricos humanos.^{30,31,33,46} Dichos sistemas presentan varias dificultades técnicas: el preacortamiento del ligamento con la colocación del transductor, la dificultad en el registro de la tensión del ligamento con áreas de sección no uniformes, etcétera.

A pesar del perfeccionamiento técnico de los medios de registro y de elementos robóticos sofisticados,¹³ aún persisten importantes divergencias en los resultados obtenidos sobre las tensiones *in situ* del ligamento cruzado anterior bajo carga.

El objetivo del presente trabajo consiste en valorar **cuantitativamente** la intervención del ligamento cruzado anterior y sus bandas anteromedial y posterolateral en la transmisión de fuerzas, mediante un sistema experimental de aplicación de cargas multiaxial y movilización multiplanar y controlada de la articulación, utilizando el transductor en bucle modificado.

Material y métodos

Material de estudio

Para el presente estudio se utilizaron 19 rodillas cadavéricas frescas, obtenidas de amputaciones supracondíleas de fémur (11 mujeres y 8 hombres, entre 47 y 72 años de edad con una media de 63 años), con diagnóstico de patología vascular o diabética no revascularizable. Se descartaron lesiones ligamentarias y/o artrósicas de importancia mediante maniobras semiológicas y radiografías simples. Los preparados cadavéricos fueron osteotomizados a 12 cm de la línea articular en sentido proximal y distal, retirando la totalidad de la piel, el tejido celular subcutáneo y las masas musculares, conservando el aparato extensor y las estructuras capsuloligamentarias. Las rodillas se conservaron a -20°C.

Sistema de registro

- Bucle: Compuesto por un pequeño rectángulo metálico que está sujeto mediante una barra transversal.
- Conductor: Para la medición de la deformidad del bucle, se utilizó un extensómetro eléctrico resistivo (medidor de tensión) Micro Measurement®.¹⁰ El mismo presenta un tamaño de 5,5 mm x 1,5 mm. Dicho extensómetro se caracteriza por contar con un elemento sensible a las deformaciones que sufren los cuerpos sobre los que se los aplica, y por lo cual experimentan variaciones en sus características o comportamiento eléctrico. La extensión crea un campo magnético que al deformarse proporciona un voltaje de salida proporcional a la deformación aplicada.
- Hebilla: Consiste en una barra metálica de 15x4 mm, con tres brazos, uno en cada extremo y un tercero central al cual se fija una horquilla. Sobre el cuerpo de la barra se aplica un semiconductor (medidor de tensión) en la cara superior conformando un cuarto de puente de Wheatstone. Dicho puente es una conexión típica en la que al aplicar una tensión E en los puntos A y B para la tensión de salida $E_0 = 0$ se cumple:

$$R1 \cdot R3 = R2 \cdot R4 = \text{Constante}$$

Luego, si por efectos de la deformación del material sobre el que se encuentra adherido el calibre RD éste experimenta una variación en su resistencia, el puente se desequilibra, dando como consecuencia una tensión de salida E cuya magnitud, debidamente interpretada, nos permite conocer la deformación que la origina.

Instalación del conductor

Para la colocación de los conductores (medidor de tensión) al bucle se siguieron los siguientes pasos:

- Preparación de la superficie: Primero se desengrasó la superficie con clorinato hidrocarbonado y se removieron los contaminantes mediante una ligera abrasión química de la superficie metálica. Finalmente, se sumergió el bucle en una solución alcalina para brindar un adecuado nivel de pH al proceso.
- Pegado del medidor de tensión: Se posicionó el medidor de tensión en la cara inferior, parte media de la hebilla, y se mantuvo en su lugar mediante un adhesivo de cianoacrilato. Luego se sostuvo el medidor de tensión sobre el adhesivo mediante una pinza autostática aplicando una presión uniforme hasta finalizar el fraguado.
- Soldadura de cables a los terminales del medidor de tensión: Se utilizó el cable monofilamento fino de cobre aislado con vinilo y soldadura de aleación.
- Protección: Para aislar el medidor de tensión y su soldadura de la humedad, los contaminantes degradantes y otros elementos nocivos, fueron revestidos con una triple malla de teflón de 0,25 mm por capa. Tiempo de secado: 24 horas. Se emplearon al 7° día dado su aumento de resistencia al trabajo.

- Lector de deformidad: P-3500 medidor de tensión de MM®, Instrumento portátil para la lectura de los conductores. Las mediciones estáticas se muestran directamente en el visor. El puente trabaja con 2 voltios para un voltaje bajo a través del conductor. El factor de trabajo del conductor presenta una sensibilidad de calibrado de 0,001.

Sistema de movilización y carga

Para tal efecto se fabricó la máquina "Genu II" compuesta por (Fig.1):

- Sistemas de carga: neumáticos, torquímetro y una prensa mecánica.
- Sistema de movimiento en tres planos.
- Sistemas de registro: celda de carga, transductores rotacionales, transductor varo/valgo y transductor axial.

Preparación de las rodillas

Una vez descongeladas, el ligamento cruzado anterior se abordó por vía longitudinal mediana parapatelar interna, permitiendo luxar la rótula hacia afuera. Se identificó el ligamento cruzado anterior previa resección del ligamento mucoso.

Instalación del bucle

Una vez identificado el ligamento cruzado anterior mediante disección mínima y sus dos fascículos, anteromedial y posterolateral, se coloca la barra transversal en posición, por debajo del ligamento completo, primero, y luego, secuencialmente, en ambas bandas del ligamento cruzado anterior. Posteriormente, se aplicó la barra longitudinal al ligamento, situando los extremos de la barra transversal sobre los amarres de la barra principal. Finalmente se sujeta mediante puntos de sutura monofilamento 4,0. El bucle modificado en forma de barra fue colocado a 4 mm de la espina tibial.

Evaluación del bucle

Con el fin de identificar y eliminar los puntos de fricción del transductor con el tejido óseo o las partes blandas, se realizó la flexo-extensión de cada rodilla, liberándose la escotadura intercondílea

(condiloplastia) y los tejidos blandos que ocasionaran fricción. Asimismo, la utilización de diferentes tamaños de transductores facilitó la correcta colocación.

Una vez descartada la fricción grosera, y para evaluar el rozamiento menor, empleamos el siguiente procedimiento: se retiró la barra transversal (con lo cual el bucle suturado al ligamento deja de registrar la tensión del ligamento, y por lo tanto toda variación del voltaje expresará rozamiento) y luego se realizó flexo-extensión de la rodilla bajo carga, eliminando todo punto de fricción hasta que ésta no origine variaciones de voltaje.

Montaje de rodilla

Para la colocación de las rodillas en la máquina, se cementaron (con resina epóxica) tanto el fémur como la tibia al cilindro interno del sistema de fijación, finalizando el procedimiento al ensamblar los mismos en el correspondiente cilindro externo en la Genu II.

Calibración del bucle

- Calibración inicial: Para realizarla se aplicaron al transductor cargas progresivas conocidas con una variación de 10 g, obteniéndose una relación lineal que permite extrapolar el valor ED.
- Calibración en el preparado: Al colocar el bucle hay una variación mínima del voltaje debido a las partes blandas. Para reducir al mínimo esta variación, se realizan dos mediciones sin carga y con ligamento laxo: una previa a la aplicación de la carga y la otra después de haber aplicado y retirado ésta, restando el mayor registro al valor obtenido con carga.

T = ED con carga - E D con lig. laxo

Una vez calibrado el sistema de registro, las rodillas fueron sometidas a una carga axial.

Determinaciones

En cada preparado se practicaron las determinaciones en tres oportunidades, sometiendo a la rodilla a una carga axial de 150 N, torque externo/interno: 10 N/m, varo/valgo: 15 N/m, y carga tibial anterior: 200 N, con la rodilla a los 0°, 30°, 60°, y 90° de flexión.

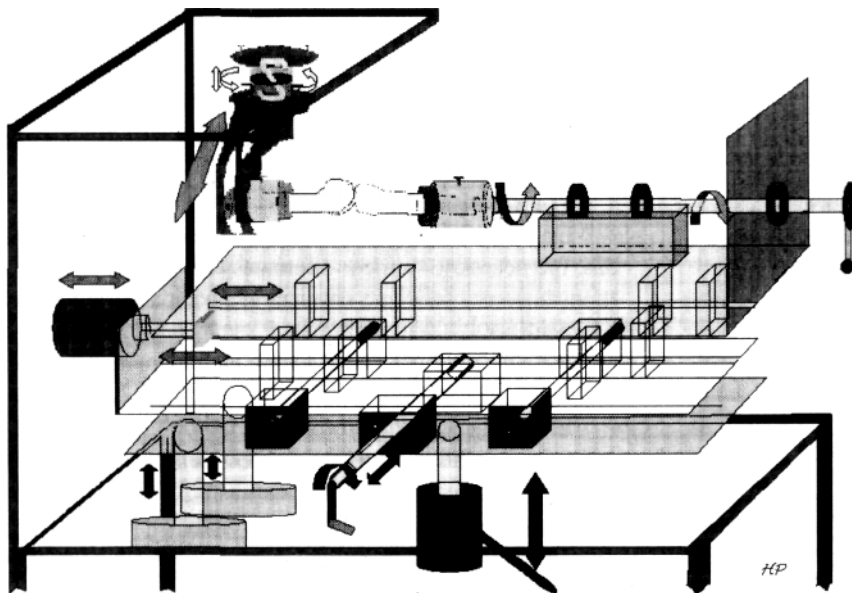


Figura 1. Genu II.

Resultados

Arco normal de movilidad de la rodilla

El ligamento cruzado anterior muestra una tensión mínima entre 30° y 60° de flexión. A mayor flexión, la tensión se incrementó hasta un 20% a los 90° de flexión. Los mayores registros se observaron en la extensión.

Al aplicar una fuerza de 15 N/m en varo, se observó un incremento de la tensión con respecto al patrón normal hasta los 60° de flexión, momento a partir del cual cae por debajo de la normal. El máximo aumento se observó a los 30° (50% de aumento) (Fig. 2).

Al realizar las pruebas en valgo, hubo una disminución tensional inicial hasta los 15° y a partir de ahí los valores normales se duplican.

Con la rotación interna, la tensión se incrementó en forma marcada (por encima del 100%) en relación con la normal, y los mayores registros se produjeron en extensión.

En los primeros 15° de flexión, la rotación externa generó registros menores comparados con la curva normal. Con flexión superior a 15° el incremento de la tensión se mantuvo por encima del 20%.

Con la aplicación de una carga tibial anterior se observó un aumento tensional en todos los grados de flexión, observándose los mayores registros en extensión. La curva mostró un comportamiento descendente de 0° a 30°, a partir de los cuales se mantuvo estable (siempre con valores muy superiores a los de la curva normal) (Fig. 3).

Al explorar los fascículos que constituyen el ligamento cruzado anterior encontramos que las fibras anteromediales describen un comportamiento tensional ascendente de 0° a 90°. Los valores más bajos se obtuvieron en extensión. A partir de los 30°, el aumento de la pendiente es semejante al de la curva normal. Los fascículos posterolaterales describen un comportamiento tensional descendente en todo el rango de movilidad. En los primeros 30° de flexión dicho descenso presentó una pendiente muy pronunciada, coincidente con la curva normal. Luego de los 30° de flexión, este descenso se suavizó.

Discusión

Reseña histórica: Desarrollo del concepto bucle

La evaluación directa *in situ* de la tensión ligamentaria o tendinosa continúa siendo un reto para la biomecánica.



Figura 2. Tensión del ligamento cruzado anterior.

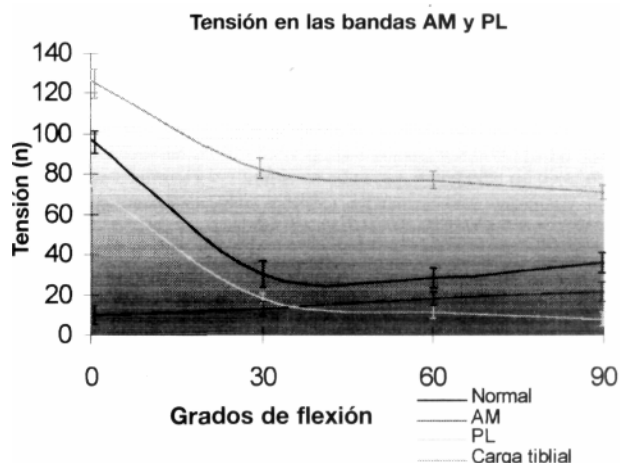


Figura 3. Tensión de las bandas AM y PL.

ca. Salmons y cols., (1969) citados por otros autores^{1,29,30,31,36,38} propusieron para este propósito el uso del transductor en bucle. Para la aplicación de este transductor, una parte o la totalidad de la sección del ligamento se toma con una hebilla constituida por un pequeño rectángulo metálico que está sujeto mediante una barra transversal. Cualquier tensión que sufra el ligamento se trasladará al rectángulo, sufriendo una deformidad proporcional a la tensión ligamentaria. Los medidores de tensión aplicados al rectángulo al sufrir esta deformidad (estimulación mecánica) generan una respuesta eléctrica cuya magnitud es proporcional a la deformidad aplicada. Desafortunadamente, la forma y el tamaño de los rectángulos han limitado su aplicación para la evaluación de muchos ligamentos. Como alternativa, surgió el transductor de bucle modificado por Ahmed, A. y cols.,¹ que permitió evaluar más fidedignamente las tensiones ligamentarias.

Consideraciones técnicas

El empleo del transductor de bucle es una técnica efectiva para la medición directa de la tensión de los ligamentos cruzados. Sin embargo, su correcta utilización implica las siguientes consideraciones:

Transductores

Dada la diversidad de tamaños de las rodillas utilizadas, fue necesario fabricar diferentes tamaños de montajes (transductores) para una correcta evaluación de la tensión ligamentaria.

Reproductibilidad

El análisis de la reproductibilidad del sistema incluyó la posibilidad de repetir el correcto emplazamiento de los transductores, las distintas cargas aplicadas, el múltiple reposicionamiento del preparado en el aparato de movilización y carga y la respuesta del espécimen a la carga externa.

Preacortamiento

El efecto más obvio de la implantación del transductor es el preacortamiento, es decir, el cambio en la longitud de las fibras del ligamento debido a la colocación del transductor. Así, la unidad ligamento-transductor tendrá una longitud menor que el ligamento aislado.

Para disminuir esta causa de error es necesario un transductor de diseño apropiado y ofrecer distintas alternativas de profundidad.

Calibración y registro

La mayor ventaja de los transductores de bucle es que proveen una medición directa de la fuerza. No hay ninguna lectura del bucle si no existe fuerza, a diferencia de otras técnicas de registro que evalúan las tensiones en el ligamento cruzado anterior mediante la medición de los cambios de distancia entre los puntos de inserción.³¹

Sin embargo, uno de los mayores problemas que se plantean con la utilización de estos transductores es la correcta calibración a cero del sistema de registro, debiéndose tener en cuenta la alta sensibilidad al rozamiento con los tejidos y al cambio de temperatura. La calibración a cero se obtiene mediante las pruebas de control del transductor durante condiciones sin carga antes y después de cada prueba de carga.

Sistema dependiente del tiempo

Lewis y cols.^{30,33} observaron que las pruebas de elongación de los preparados como así también las pruebas en los transductores montados sobre el ligamento cruzado anterior aislado eran dependientes del tiempo.

La elongación ligamentaria durante el movimiento es relativamente pequeña, en tanto que la elongación del ligamento cruzado ante la aplicación de una tracción tibial anterior es ligeramente menor que la que se observa cuando la medición se realiza en el ligamento aislado al que se le ha montado un transductor.

Esto sugiere que la mayor dependencia del tiempo observada cuando se carga un espécimen es debida a la atrición del transductor por los tejidos y no al estiramiento del preparado, aunque esto último ocurra en algún grado.

Ahmed y cols.³ también informan este efecto dependiente del tiempo con los transductores de bucle. La dependencia del tiempo en la medición de la fuerza del ligamento con el transductor de bucle durante la prueba de la articulación, se obtuvo mediante una prueba de lectura del transductor en el mismo punto, luego de la aplicación de carga, y dando un tiempo para que el preparado y los ligamentos se relajaran después de retirar la carga y antes de aplicar una nueva carga. Los autores no han encontrado una manera satisfactoria de eliminar completamente este fenómeno.

Efectos del comportamiento reológico del ligamento El espesor del ligamento o del grupo de fibras incluidas en el transductor disminuye no sólo con el incremento de la

tensión ligamentaria, sino también con el tiempo de aplicación de la tensión. Esta disminución en el espesor es más pronunciada en aquellas partes de las fibras ligamentarias que están en contacto con el transductor.

La respuesta del transductor a una tensión dada es entonces una función de la historia de carga del ligamento. Para garantizar la correcta interpretación de la respuesta del transductor en términos de tensión en el ligamento, la historia de carga de la unidad ligamento-transductor durante la calibración debe ser idéntica a aquella durante las mediciones. Como esto es impracticable, es necesario acondicionar el ligamento de manera tal que la respuesta del transductor responda sólo a la magnitud de la tensión. Desafortunadamente el complejo comportamiento reológico de los tejidos biológicos y su degradación progresiva durante el tiempo de los experimentos *in vitro*, no permiten alcanzar un estado ideal previo al estudio.

Análisis y comparación con otros trabajos biomecánicos

Los primeros trabajos

En sus ya clásicos trabajos, Brantigan y Voshell y cols.⁹ realizaron apreciaciones visuales de los movimientos ligamentarios y de sus cambios tensionales. Hallaron que el ligamento cruzado anterior permanece tenso en todo el arco de movilidad de la rodilla, registrando los mayores valores durante la extensión.

Kennedy y cols.^{22,23} publicaron que la longitud ligamentaria mínima ocurre a los 35° de flexión.

Edwards y cols.,¹² utilizando medidor de tensión mercuriales, describieron las fuerzas ligamentarias, registrando una tensión ligamentaria mínima a los 40° de flexión.

Ninguno de los autores antes mencionados midieron segmentos específicos del ligamento ni cuantificaron la tensión ligamentaria.

Arms y cols.² demostraron que las fibras del ligamento cruzado anterior se relajan desde la extensión completa hasta los 35° de flexión y que con una flexión mayor, el ligamento vuelve a tensarse.

Kapandjii²¹ publicó que la rotación externa disminuye la tensión ligamentaria. Sin embargo, otros autores^{14,1} sostienen lo opuesto.

Nosotros encontramos que la rotación externa aumenta la tensión comparada con el patrón de tensión normal pasivo por encima de los 30° de flexión. Sin embargo, debajo de este valor, la tensión disminuye. De todas formas, el aumento de la tensión con la rotación externa en ningún momento es tan importante como el que se esperaría si el ligamento cruzado anterior limitara significativamente la rotación externa. En rotación interna, la tensión de dicho ligamento aumenta marcadamente (duplicando la tensión observada con la rotación externa).

Modelos matemáticos

Lew y Lewis y cols.²⁹ realizaron mediciones antropométricas tendientes a realizar un modelo matemático para

calcular *in vitro e, in vivo* la longitud ligamentaria en rodillas humanas.

Sus resultados indicaron que la flexión de la rodilla elonga mínimamente las fibras anteromediales, mientras que las posterolaterales sufren un acortamiento de 2 mm con la flexión de rodilla. Estas mediciones las realizaron a partir de las prominencias óseas. El método, si bien es interesante, presenta errores en las mediciones de hasta un 17% debido a la variación en la correcta ubicación de los reparos óseos. Además esta técnica no puede predecir la carga en el ligamento medido, ya que sólo brinda información sobre los patrones de longitud.

Blankevoort y cols.⁷ diseñaron un modelo matemático tridimensional. Observaron que el ligamento cruzado anterior se tensa principalmente en extensión y con rotación interna. Sin embargo, la sumatoria de las fuerzas de contacto no mostraron diferencias significativas entre la rotación interna y externa, aun cuando éstas fueron mayores en extensión que en flexión. También cuantificaron el efecto restrictivo del ligamento y de la superficie articular de contacto, concluyendo que desde el momento en que no se aplican cargas compresivas a la rodilla, las fuerzas de contacto de las superficies articulares son resultantes del balance axial de las fuerzas ligamentarias.

Bradley y cols.,⁸ mediante un modelo matemático que estudia la orientación de las fibras ligamentarias en el plano sagital y los cambios de longitud, arriban a conclusiones semejantes.

Abundan en la literatura^{7,41,55} las descripciones del ligamento cruzado anterior como fibras elásticas lineales o no lineales entre sus inserciones femorales y tibiales, y ellas son útiles para una aproximación primaria. Pero se ha observado que estos modelos predicen tensiones altas en el ligamento y que no son compatibles con el módulo elástico de las fibras de colágeno.

Los análisis de elementos finitos pueden ser una herramienta prometedora para el estudio de las deformaciones volumétricas, pero actualmente representan aplicaciones infrecuentes de complejas ecuaciones numéricas que no son adecuadas para las simulaciones con tejidos blandos.^{49,50}

Otros modelos más complejos, como los viscoelásticos, son incapaces de simular la cinemática de la rodilla. Asimismo los presentes modelos son calculados sólo para condiciones terapéuticas restringidas.

Estudios de longitud ligamentaria

Otras investigaciones enfocaron los cambios de la longitud ligamentaria.

Kurosawa y cols.²⁵ realizaron la medición simultánea de los cambios de la longitud de los ligamentos cruzados durante el movimiento de la rodilla, encontrando que, durante la flexión de la rodilla, las fibras del ligamento cruzado anterior se elongan en el mismo grado en que se acortan las fibras del ligamento cruzado posterior. En este estudio,

los autores seccionaron longitudinalmente las rodillas en dos mitades, y esto varía las relaciones articulares. Además, el aparato que describen para la reproducción de la posición y movimiento es manejado manualmente y trabajaron en solo tres rodillas.

Estudios de tensión ligamentaria

Se han realizado amplias investigaciones^{4,7,11,43,45,54} tendientes a evaluar la tensión del LCA cuando la rodilla es sometida a diversas cargas externas. Se encontró que una carga axial compresiva aumenta efectivamente la estabilidad articular al limitar la traslación anteroposterior tibial.^{1,18,27} Markolf y cols.⁴² comunicaron una disminución de la traslación anteroposterior de la tibia de 39% y 30% a 0° y 20° de flexión de rodilla, respectivamente, cuando una fuerza de contacto tibiofemoral de 925 N era combinada con una carga anterior de 100 N.

Muchos otros estudios^{19, 26,40,57} han documentado la fuerte asociación entre la carga tibial anterior y la rotación axial. A medida que la traslación tibial anterior aumenta con el aumento de la rotación tibial, la tensión ligamentaria aumenta exponencialmente.

Arms y cols.² observaron que la fuerza del cuádriceps incrementa la tensión del LCA (fibras anteromediales) en los primeros 45° de flexión y que, por encima de los 60°, la disminuye.

Nosotros observamos que en los primeros 30° de flexión, el comportamiento tensional de la curva normal responde principalmente a las fibras posterolaterales. Superando los 30° de flexión, predomina la acción de las fibras anteromediales.

Estudios de robótica

Mediante un manipulador robótico en combinación con un sensor universal de momentos de fuerza, Livesay y cols.,³⁴ estudiaron los efectos de la carga anterior tibial sobre las fuerzas *in situ* en el LCA y sus fascículos AM y PL, en función del ángulo de flexión de la rodilla. Sus resultados muestran que la magnitud de las fuerzas *in situ* en el LCA son máximas a 15° de flexión de la rodilla y mínimas a 90° de flexión. Estos resultados difieren ligeramente de los comunicados por Markolf y cols.,^{37,38} quienes notaron que las mayores fuerzas *in situ* ocurrían a los 5° de hiperextensión.

Ahmed y cols.¹ y Kennedy y cols.²² informaron resultados similares; hallaron que el cambio en las fuerzas *in situ* de la banda AM se produce entre los 30° y 90° de flexión. La observación de que las fuerzas *in situ* en la bandeleta permanecen relativamente constantes con respecto al ángulo de flexión, también coincide con los argumentos de otros autores,^{21,32,47} de que el fascículo anteromedial contiene fibras "guía" que siempre están bajo tensión.³⁸ También se correlaciona con el análisis de Sidles y cols.,⁴⁸ que sostienen que el fascículo anteromedial contiene fibras isométricas que se encuentran activas a lo largo de todo el rango de flexión.

Acercas de las fibras posterolaterales, su tensión en respuesta a una carga anterior tibial es mayor que la magnitud de las fuerzas *in situ* en el fascículo anteromedial, cuando la rodilla es extendida a partir de los 45°.

Los diferentes hallazgos en los fascículos AM y PL con respecto al ángulo de flexión y a la carga tibial anterior implican que cada banda puede participar en forma aislada, pero igualmente importante, en la compleja función del LCA. Así, cuando se restaura la función de la rodilla con un ligamento cruzado reconstruido, se debería tener en cuenta la participación de ambos fascículos del ligamento.

Es importante reconocer que esta información refleja la

función del LCA y sus fascículos sólo bajo una carga tibial anterior. En realidad, el LCA tiene una participación múltiple en el mantenimiento de la estabilidad de la rodilla incluyendo la limitación en varo y en valgo y las rotaciones interna y externa.

Una conclusión importante de este estudio es que las fuerzas en el ligamento cruzado anterior normal y en sus fascículos bajo movimientos articulares combinados no pueden ser determinadas como la simple sumatoria de fuerzas que actúan en el ligamento para cada uno de los movimientos individuales, dada su compleja estructura anatómica y mecánica.

Referencias bibliográficas

1. **Ahmed, AM; Hyder, DL; Burke, DL, y Chan, KH:** In vitro ligament tension pattern in the flexed knee in passive loading. *J Orthop Res*. 5: 217-230, 1987.
2. **Arms, SW; Pope, MU; Johnson, RJ; Fischer, RA; Arvidsson, I, y Eriksson, E:** The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med*, 12: 8-18, 1984.
3. **Barry, D, y Ahmed, AM:** Design and performance of a modified buckle transducer for the measurement of ligament tension. *J Biomechanical Eng*, 108: 149-152, 1986.
4. **Beynnon, BD; Fleming, DC; Johnson, RJ, y cols.:** The measurement of elongation of anterior cruciate ligament graft in vivo. *J Bone Jt Surg (A)*, 76:520-531, 1994.
5. **Beynnon, BD; Johnson, RJ; Fleming, BC, y cols.:** The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and nonweightbearing knee. *Am J Sports Med*, 25: 353-359, 1997.
6. **Beynnon, BD; Fleming, DC; Johnson, RJ, y cols.:** Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med*, 23: 24-34, 1995.
7. **Beynnon, BD; Fleming, BC; Johnson, RJ, y cols.:** Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med*, 23: 24-34, 1995.
8. **Bradley, J; Fitzpatrick, D; Daniel, D; Shercliff, T, y O'Connor, J:** Orientation of the anterior cruciate ligament in the sagittal plane. *J Bone Jt Surg (B)*, 70: 94-99, 1988.
9. **Brantigan, OC, y Voshell, AF:** The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint. *J Bone Jt Surg (A)*, 23: 44-66, 1941.
10. **Brown, TD; Sigal, L; Njus, GO; Njus, NM; Singerman, RJ, y Drand, RA:** Dynamic performance characteristics of the liquid metal strain gage. *J Biomechanics*, 19: 163-173, 1986.
11. **Butler, DL; Noyes, FR, y Grood, ES:** Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *J Bone Jt Surg (A)*, 62: 259-270, 1980.
12. **Edwards, RG; Lafferty, JF, y Lange, KO:** Ligament strain in the human knee joint. *J Basic Engr ASME Trans*, 3: 131 -136, 1970.
13. **Fujie, H; Mabuchi, K; Woo, SL; Livesay, GA; Arai, S, y Tsukamoto, Y:** The use of robotics technology to study human joint kinematics: A new methodology. *J Biomech Eng*, 115: 211-217, 1993.
14. **Fukubayashi, T; Torzilli, PA; Sherman, MF, y Warren, RF:** An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. *J Bone Jt Surg (A)*, 64: 258-264, 1982.
15. **Girgis, FG; Marshall, JL, y Monajem, AR:** The cruciate ligaments of the knee. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop*, 106:216-231, 1975.
16. **Grood, ES; Stowers, SF, y Noyes, FR:** Limits of movement in the human knee. *J Bone Jt Surg (A)*, 70: 88-97, 1988.
17. **Henning, CE; Lynch, MA, y Glyck, KR:** An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med*, 13: 22-26, 1985.
18. **Hsieh, HH, y Walker, PS:** Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Jt Surg (A)*, 58: 87-93, 1976.
19. **Howe, JG; Wertheimer, C; Johnson, RI, y cols.:** Arthroscopic strain gage measurement of the normal anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*, 6: 198-204, 1990.
20. **Inaba, HI; Arai, MA, y Watanabe, WW:** Influence of the varus-valgus instability on the contact of the femoro-tibial joint. *Proc Inst Mech Engr*, 204: 61-64, 1990.
21. **Noe, M; McGurek-Burleson, E, y Hollis, JM:** Treatment of the medial collateral injury. 1: The importance of anterior cruciate ligament on the varus-valgus knee laxity. *Am J Sports Med*, 15: 15-21, 1987.
22. **Kennedy, JC, y Fowler, PJ:** Medial and anterior instability of the knee. An anatomical and clinical study using stress machines. *J Bone Jt Surg (A)*, 53: 1257-1270, 1971.
23. **Kennedy, JC; Weinberg, HW, y Wilson, AS:** The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. *J Bone Jt Surg (A)*, 56: 233-235, 1974.
24. **Kennedy, JC; Hawkins, RI, y Willis, RB:** Strain gauge analysis of knee ligaments. *Clin Orthop*, 129: 225-229, 1977.
25. **Kurosawa, H; Yamakoshi, K; Yasuda, K, y Sasaki, T:** Simultaneous measurement of changes in length of the cruciate ligaments during knee motion. *Clin Orthop*, 265: 233-240, 1991.
26. **Lipke, JM; Janecki, CJ; Nelson, CL, y cols.:** The role of incompetence of the anterior cruciate and lateral ligaments in anterolateral and anteromedial instability. *J Bone Jt Surg (A)*, 63: 954-960, 1981.

27. Levy, IM; Torzilli, PA, y Warren, RF: The effect of medial meniscectomy on the anterior-posterior motion of the knee. *J Bone 'Jt Surg (A)*, 64: 883-889, 1981.
28. Lew, WD, y Lewis, JL: The effect of knee prosthesis geometry on cruciate ligament mechanics during flexion. *J Bone Jt Surg (A)*, 64: 734-739, 1982.
29. Lew, WD, y Lewis, JL: A technique for calculating in vivo ligament lengths with application to the human knee joint. *J Biomechanics*, 11: 365-377, 1978.
30. Lewis, JL; Lew, WD, y Schmidt, J: A note on the application and evaluation of the buckle transducer for the knee ligament force measurement. *ASME J Biomechanical Engr*, 194: 125-128, 1982.
31. Lewis, JL; Lew, WD, y Schmidt, J: Description and error evaluation of an in vitro knee joint testing system. *ASME J Biomechanical Engr*. 110:238-248, 1988.
32. Lewis, JL; Jasty, M; Schafer, M, y Wixson, R: *Functional load directions for the two bands of the anterior cruciate ligament*. 26° Annual ORS, Atlanta; pág. 307, 1980.
33. Lewis, JL, y Fraser, GA: *On the use of buckle transducers to measure knee ligaments forces*. Proceedings of 1979 Biomechanics Symposium; págs. 71-73, 1979.
34. Li, G; Rudy, T; Allen, C; Sakane, M, y Woo, S: Effect of combined axial compressive and anterior tibial loads on in situ forces in the anterior cruciate ligament: A porcine study. *J Orthop Res*, 15: 122-127, 1988.
35. Mains, OB; Andrews, JG, y Stonecipher, T: Medial and anterior-posterior ligament stability of the human knee, measured with stress apparatus. *Am J Sports Med*, 5: 144-153, 1977.
36. Manouel, M; Pearlman, HS; Belakhlef, A, y Brown, TD: A miniature piezoelectric polymer transducer for in vitro measurement of the dynamic contact stress distribution. *J Biomechanics*, 5: 627-635, 1992.
37. Markolf, KL; Burchfield, DM; Shapiro, MM; Shepard, MF; Finerman, GA, y Slauterbsk, JL: Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res*, 13: 930-935, 1995.
38. Markolf, KL; Gorek, IE; Kabo, JM, y Shapiro, MS: Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. *J Bone Jt Surg [A]*, 72: 557-567, 1990.
39. Markolf, KL; Bagar, WL; Shoemaker, ST, y Amstutz, U: The role of joint load in knee stability. *J Bone Jt Surg (A)*, 63: 570-585, 1981.
40. Monahan, JL; Grigg, P, y Papas, AM: In vivo strain patterns in the four major canine knee ligaments. *J Orthop Res*, 2: 408-418, 1984.
41. More, RC; Karras, DT; Neiman, R; Fritschy, D; Woo, S, y Daniel, DM: Hamstrings: an anterior cruciate ligament protagonist - an in vitro study. *Am J Sports Med*, 21: 231-237, 1993.
42. More, RC, y Markolf, KL: Measurement of stability of the knee and ligament forces after implantation of a synthetic anterior cruciate ligament. In vitro measurement. *J Bone Jt Surg (A)*, 70: 1020-1031, 1988.
43. Norwood, LA, y Cross, MJ: Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. *Am J Sports Med*, 7: 23-26, 1979.
44. Ostgaard, SE; Helmig, P; Nielsen, S, y Hvid, I: Anterolateral instability in the anterior cruciate ligament deficient knee: A cadaver study. *Acta Orthop Scand*, 62: 4-8, 1991.
45. Paulos, L; Noyes, FR; Grood, E, y Butler, DL: Knee rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction and repair. *Am J Sports Med*, 9: 140-148, 1981.
46. Renstrom, P; Arms, SW; Stanwyck, TS; Johnson, RI, y Pope, MU: Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *Am J Sports Med*, 14: 83-87, 1986.
47. Sapega, A; Moyer, R; Schneck, C, y Komalahiranya, N: Testing for isometry reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Jt Surg (A)*, 72: 259-267, 1990.
48. Sidles, JA; Larson, RV; Garbini, JL; Downey, DJ, y Matsen, FA III: Ligament length relationships in the moving knee. *J Orthop Res*, 6: 593-610, 1988.
49. Sommer, HJ, y Miller, NR: A technique for the calibration of instrumented spatial linkages used for biomechanical kinematic measurements. *J Biomechanics*, 14: 91-98, 1981.
50. Sommer, HJ, y Miller, NR: A technique for kinematic modeling of anatomical joints. *J Biomechanical Engr*, 102: 311-317, 1980.
51. Stone, JE; Madsen, NH; Milton, JL, y Swinson, WF: Developments in the design and use of liquid metal strain gages. *Exp Mech*, 23: 129-139, 1983.
52. Sullivan, O; Levy, M; Sheskier, S; Torzilli, P, y Warren, R: Medial restraints to anterior-posterior motion of the knee. *J Bone Jt Surg (A)*, 66:930-936, 1984.
53. Suntay, WJ; Grood, ES; Hefzy, MS; Butler, DL, y Noyes, FR: Error analysis of a system for measuring three dimensional joint motion. *J Biomechanical Engr*, 105: 127-135, 1983.
54. Torzilli, PA; Deng, X, y Warren, RF: The effect of joint compressive load and quadriceps muscle force on the knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee. *Am J Sports Med*, 22: 105-112, 1994.
55. Townsend, MA; Izak, M, y Jackson, RW: Total motion knee goniometry. *J Biomechanics*, 10: 183-193, 1977.
56. Van Duk, R; Huiskes, R, y Selvik, G: Roentgen stereophotogrammetric methods for time evaluation of time three dimensional kinematic behavior and cruciate ligament length patterns of time human knee joint. *J Biomechanics*, 12: 727-731, 1979.
57. Wascher, DC; Markolf, KL; Shapiro, MS, y Finerman, GA: Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. *J Bone Jt Surg (A)*, 75: 377-386, 1993.