

Sección IV. Capítulo de artroscopia

Análisis biomecánico del ligamento cruzado anterior y del efecto de la rotación del injerto hueso-tendón patelar-hueso

Estudio en cadáveres

Dr. Luis Alfonso Pinzón, Dr. Elio Rueda, Dr. Edgar Muñoz, Dr. Diana Rincón

Resumen

Realizamos un estudio en 46 rodillas de cadáveres, describiendo las características morfológicas y biomecánicas del ligamento cruzado anterior y del injerto hueso-tendón patelar-hueso y realizando un análisis comparativo del efecto que sobre las propiedades mecánicas presenta la rotación de 90 grados sobre su eje. Como resultados se encontró una tensión del ligamento cruzado anterior y del injerto menor a lo reportado en estudios biomecánicos similares, probablemente atribuibles a las características de nuestra población y finalmente se encontró un aumento estadísticamente significativo en términos de resistencia y tensión mediante la rotación del injerto.

Introducción

La reconstrucción de la rodilla con insuficiencia del ligamento cruzado anterior (LCA) es uno de los procedimientos más frecuentemente realizados en la práctica ortopédica, debido a la cada vez mayor incidencia de su lesión y a su precisión diagnóstica; al creciente número de individuos de todas las edades que desean mantener una participación deportiva activa y finalmente a los avances en las técnicas y resultados de las reconstrucciones del mismo, que parecen ofrecer al paciente una buena oportunidad de retornar al nivel de actividad previo a su lesión^{10, 11}.

En recientes años, innumerables estudios que involucran la anatomía, biomecánica y curación del ligamento cruzado anterior han resultado en la búsqueda de técnicas y procedimientos que restablezcan la funcionalidad de la rodilla a un nivel lo más fisiológico posible. Está claramente demostrado en la literatura la integridad funcio-

nal de una reconstrucción de este ligamento mediante la medición instrumentada de la laxitud ligamentaria, artroscopias de revisión, algunas incluyendo biopsia del ligamento; correlación clínica semiológica y sin embargo, el problema de la restauración de una función completamente normal de la rodilla no ha sido aún resuelto. La simple demostración de una estructura intacta reemplazando a un ligamento cruzado anterior roto no necesariamente asegura el restablecimiento de una cinemática y biomecánica normal en la rodilla y por ende el retorno a una actividad normal, lo cual es especialmente cierto en aquellos pacientes que participan de una actividad deportiva^{2, 11, 14, 17, 19}.

El estado del arte del tratamiento de la inestabilidad generada por la ruptura del ligamento cruzado anterior⁶ —en aras de evitar la progresión de su historia natural— ha mostrado que no existe un método ideal que logre restaurar la mayoría de los aspectos biomecánicos tan complejos que involucra el funcionamiento del ligamento indemne, gracias a sus muy particulares propiedades anatómicas y estructurales siendo esta la razón probable de la amplia disparidad de criterios en torno a la decisión de cuál es la mejor manera de tratamiento para estos pacientes^{10, 11}.

La búsqueda de óptimos resultados ha llevado a un detallado análisis de las diferentes varia-

* Instructor Departamento de Ortopedia y Traumatología Hospital de San José.

** Ortopedista Universidad Industrial de Santander.

*** Profesor de Ortopedia y Traumatología Colegio Mayor de Nuestra Señora del Rosario, Hospital de San José.

**** Profesora Ingeniería Mecánica Universidad de los Andes.

bles que influyen los mismos, los cuales comienzan con una adecuada selección del paciente, una evaluación precisa de las lesiones intra y extra articulares asociadas y del estado de los restrictores secundarios; una buena selección del injerto; una excelente técnica quirúrgica que incluye una precisa localización de los túneles, plastia del surco intercondíleo, colocación isofisiológica del implante; tensión y fijación apropiada al injerto, finalizando en una rehabilitación postoperatoria exitosa.

Dentro de estas variables merece destacarse la elección del tipo de implante, la cual ha dependido principalmente de las características anatómicas y vasculares del mismo, pero principalmente del comportamiento biomecánico desde su colocación inicial hasta la fase final de ligamentización^{2, 10, 13, 14}.

En la era moderna, el tercio central del injerto hueso-tendón patelar-hueso (H-TP-H) es uno de los más populares orígenes de remplazo autólogo para el ligamento cruzado anterior y es hacia las características estructurales y mecánicas del mismo hacia donde apuntan hoy muchas de las investigaciones, tratando de identificar su comportamiento viscoelástico bajo carga (creep), efectos de la pretensión y carga cíclica prefijación. El propósito de este trabajo es determinar las propiedades morfológicas y mecánicas del LCA y del complejo hueso-tendón patelar-hueso y reproducir aspectos de la mecánica de su reconstrucción, particularmente con respecto al efecto que la rotación del injerto tiene sobre su fuerza tensil y rigidez, lo cual aún no está muy claramente definido en la literatura, mediante técnicas *"in vitro"* en muestras obtenidas de cadáveres de nuestra población, y si los resultados son relevantes utilizarlos como partida para futuros estudios.

Conceptos biomecánicos

Debido a que gran parte de la función de los ligamentos es resistir cargas tensiles, los estudios experimentales de las propiedades biomecánicas de estos tejidos, son generalmente hechos en tensión, dejando sus inserciones óseas intactas. Cuando la evaluación es hecha de esta manera, medidas de carga y elongación (basadas en desplazamiento entre las mordazas de sujeción) son obtenidas. Una típica curva no lineal, representa el comportamiento del complejo

hueso-ligamento. En esta curva, se pueden diferenciar dos aspectos:

- Una región inicial, de baja rigidez, denominada *"toe"*, en donde sólo pequeñas cargas son requeridas para que una elongación ocurra.
- Una segunda región, de alta rigidez donde cargas significativamente más altas son requeridas para continuar la elongación.

Este comportamiento es explicado por el patrón ondulante (*crimp*) de las fibrillas de colágeno a lo largo de la longitud del tendón. Durante la carga inicial el patrón ondulante de las fibras es estirado por pequeñas cargas, después de lo cual, grandes cargas son necesarias para elongar estas fibras.

A medida que se incrementa la carga, un mayor número de fibrillas comienza a ser cargado (reclutamiento). Mostrándose un incremento gradual en la rigidez del tejido, lo cual se demuestra como un curva carga - elongación no-lineal.

Los valores obtenidos de la curva, carga - elongación del complejo hueso - ligamento - hueso, refleja una combinación de las propiedades de la sustancia del ligamento así como de sus sitios de inserción. Estas son las llamadas propiedades estructurales y están representadas por la rigidez lineal, carga última, elongación última y energía absorbida para la falla (área bajo la curva carga - elongación). Debido a que el hueso es considerablemente más rígido que el tejido ligamentario, para determinar las propiedades mecánicas del tejido ligamentario, es necesario excluir el comportamiento de la interfase hueso - tendón, por lo que se reflejan mejor en las curvas Strein - Stress.

Objetivos

Principal

- Comparar el comportamiento biomecánico del complejo hueso - tendón patelar - hueso (H-TP-H) con y sin rotación distal en términos de tensión y rigidez.

Secundarios

- Estudiar las características morfológicas del complejo H-TP-H y del ligamento cruzado anterior (LCA) en nuestra población.

- Analizar el comportamiento biomecánico in vitro del LCA en nuestra población, como referencia para éste y futuros estudios.

Material y métodos

Diseño

Es un estudio de tipo experimental en cadáveres que consta de una parte descriptiva respecto a las características morfológicas y biomecánicas del ligamento cruzado anterior y del tendón patelar; y de una segunda parte de carácter comparativo entre el efecto de rotar y no rotar el complejo H-TP-H.

Población

Las muestras de las rodillas y de los injertos fueron obtenidas de cadáveres frescos con madurez esquelética y edad menor de 50 años, sin distinción de raza ni sexo y con condiciones de peso y estatura similares entre sí y cercanos al promedio de nuestra población. Una vez obtenidas las rodillas se incluyeron en el estudio aquéllas que no presentaron signos artrósicos, lesiones totales o parciales del LCA, sin lesiones meniscales ni muestras de enfermedades de tipo inflamatorio, metabólico o infeccioso activo o como secuela. El proceso de extracción de las muestras fue llevado a cabo en el Instituto de Medicina Legal y Ciencias Forenses gracias a la autorización ya obtenida por parte de la división en investigación de esta entidad.

Tamaño de la muestra

El tamaño de la muestra fue determinado en 40 especímenes de tercios centrales de tendón patelar divididos en dos grupos:

- El primero, evidenciando el efecto que sobre sus propiedades biomecánicas presenta el hecho de rotarlo sobre su eje.
- El segundo, como grupo control, sin efecto de rotación.

Este tamaño se determinó de acuerdo a los datos obtenidos en un estudio piloto previo cuyos resultados fueron incluidos dentro de los resultados finales, y que nos permitió extraer los

valores de las diferentes variables para nuestra población ya que no existen reportes de estudios previos en la literatura para la población y la variable rotación a estudio.

Variables

Dependientes

Complejo H-TP-H convencional: inserción patelar amplia determinada de acuerdo a las características requeridas para la probeta de prueba evitando la concentración de estrés en los puntos de sujeción de la misma por la mordaza y a una longitud total del tercio central del tendón patelar con una ancho en su longitud media de 10 mm y en todo su espesor, con su inserción distal en la tuberosidad tibial también de 2 cm.

Complejo H-TP-H con rotación distal de 90 grados, con iguales características de dimensión y tamaño al complejo H-TP-H.

Complejo fémur distal – LCA intacto – tibia proximal, tomando los 10 cm distales del fémur, cápsula sinovial estructuras intraarticulares y 10 cm proximales de la tibia.

Independientes a estudiar

Características anatómicas del LCA y tendón patelar:

- Longitud (mm), ancho (mm), espesor (mm), medidos en su punto de origen, longitud media e inserción.
- Rotación de la tibia con respecto al fémur al eliminar la rotación intrínseca del LCA medida en grados.

Características mecánicas del LCA y complejo H-TP-H, medidos a través de la aplicación de la curva fuerza - elongación.

- Tensión medida en Newtons.
- Rigidez medida en Newton / mm².
- Resistencia medida en Milipascales (MPa)
- Prueba de desplazamiento anteroposterior (cajón anterior) para el complejo fémur –LCA– tibia, determinando la fuerza requerida para lograr un desplazamiento igual o mayor a 4 mm.

Independientes a controlar

Edad del donante (18 a 50 años), sexo sin diferenciación, peso y estatura corporal cercanos al promedio de nuestra población.

Métodos de medición

Los complejos fémur distal – LCA – tibia proximal y hueso – tendón patelar – hueso fueron medidos en sus características mecánicas mediante pruebas de Strain vs. Stress en el Sistema analizador de materiales electrohidráulico biaxial Instron, en el Centro de Investigación y Desarrollo Tecnológico de la Universidad de los Andes (CITEC) en su laboratorio de resistencia de materiales.

Las características morfométricas fueron medidas mediante instrumentos de medición convencional y el área mediante cálculos aritméticos.

Procedimiento

Las probetas (muestras) obtenidas de patela –tendón patelar– tuberosidad anterior -fueron procesadas posterior a su análisis morfométrico, de acuerdo a los requerimientos mecánicos exigidos para evitar la concentración del estrés en los puntos de sujeción de las mismas y con un ancho promedio de 10 mm y montadas en mordazas especialmente diseñadas para evitar fallas en la interfase hueso ligamento y hueso tendón. Para el complejo fémur distal –LCA– tibia proximal (ya sin cubrimiento sinovial y conservando sólo los meniscos como única estructura intraarticular asociada al LCA) también fue diseñada una mordaza de sujeción que permite angulaciones entre el fémur y la tibia de 30 y 45 grados para las pruebas de desplazamiento anteroposterior y carga axial sobre su eje respectivamente, evitando también fallas por deslizamiento de la probeta.

Los complejos H-TP-H fueron divididos en dos grupos de acuerdo a si se rotan o no 90 grados sobre su eje a nivel del bloque óseo tibial. La escogencia del procedimiento de rotación de las muestras se realizó utilizando caso y control de manera que siempre cada complejo extraído de un cadáver, tenía su muestra contralateral en un grupo diferente, disminuyendo de esta forma la

variabilidad dentro del estudio. Estos complejos fueron sometidos a ratas de elongación del 10% / segundo, con una fuerza compresiva en el sentido de su eje de 0.12 Mpa de acuerdo a lo reportado en estudios previos 8.13. Para la valoración del comportamiento mecánico del LCA se realizaron las pruebas con las mismas especificaciones pero manteniendo el complejo a 45 grados de flexión, para las pruebas de tensión y a 30 grados de flexión, a una velocidad de 2mm/seg. para las pruebas de desplazamiento anteroposterior.

Durante las pruebas los especímenes fueron irrigados con SSN para prevenir su deshidratación.

Análisis estadístico

Para la recolección de los datos obtenidos se utilizó una tabla de recolección que contempla todas las variables a estudiar, siendo independiente para el complejo fémur –LCA– tibia en sus dos pruebas y para el complejo H-TP-H, incluyendo tanto los rasgos morfométricos como los mecánicos.

El análisis de los datos comparativos se realizó mediante una prueba T de Student al comparar promedios entre dos grupos, ya que al analizarse la media y la mediana se obtuvieron valores similares, indicando una distribución de las muestras cercanas a lo normal, validando este test. Se determinó el valor de p para cada una de las diferencias obtenidas.

Resultados

Se recolectaron un total de 46 rodillas de 23 cadáveres, utilizando para la implementación de la prueba, desarrollo de las mordazas de sujeción y perfeccionamiento de los aspectos mecánicos del Instron, seis rodillas (seis probetas). Para el análisis biomecánico definitivo y morfológico se utilizaron las 40 rodillas restantes.

A. Características generales

De las cuarenta rodillas examinadas, treinta y cuatro (34) correspondieron al sexo masculino (85 %) y las seis restantes al sexo femenino (15 %).

La edad promedio de los cadáveres fue de 32 años con un rango comprendido entre 19 y 46

años; con un peso y talla promedio de 76 kg (70 a 85 kg) y 1.72 m (1.6 a 1.83) respectivamente de acuerdo a los datos de identificación de los cadáveres dados en Medicina Legal. El 100% de los mismos pertenecía a nuestra raza (mestiza).

B. Características morfométricas del tendón patelar

El análisis de las características morfométricas del tendón patelar se realizó de manera previa a la obtención del tercio central del mismo, tomando la totalidad de la patela y la tuberosidad anterior de la tibia como reparos de medición.

La anchura promedio del tendón patelar en su origen fue 35 mm (valores entre 41 y 29 mm), en su sustancia media fue de 32 mm (37-26 mm) y en su inserción tibial se encontró un ancho promedio de 31 mm (37 a 25 mm).

La longitud promedio fue medida una vez obtenida la probeta del tercio central del tendón patelar y sometiendo éste a una precarga promedio de 20 Newton para alcanzar su máxima longitud sin causar cambios de elongación, obteniéndose un valor promedio de 48.3 mm, con rangos de 37 a 70 mm, y una desviación estándar de 0.555 (Tabla 1).

Tabla 1
Características morfométricas

Parámetro	Longitud	Ancho	Área	Grueso
Muestra				
LCA	34.4 mm	16x10 mm origen 18 mm punto medio 23x13 mm inserción		
Tendón Patelar	48.3 mm	35 mm origen 32 mm punto medio 31 mm	4.6 mm	
Complejo II-TP-II	48.3 mm	10 mm	46 mm ²	4.6 mm

Su espesor en el punto medio (sentido anteroposterior) fue de 4.59 mm con una desviación estándar de 0.97.

C. Características morfométricas del ligamento cruzado anterior

La longitud promedio del ligamento cruzado anterior fue de 34.4 mm, con rangos entre 28 y 40 mm. Su punto de origen femoral fue oval con un diámetro en el sentido del eje femoral de 16 mm promedio y anteroposterior de 10 mm. A nivel de su tercio medio su diámetro mayor fue estimado en 18 mm y en su punto de inserción tibial 23 mm en el sentido anteroposterior y de 13 mm en sentido medio lateral. (Tabla 1).

En cuanto a la rotación de las fibras de los haces que conforman el ligamento cruzado anterior, ésta se midió fijando el segmento femoral de la probeta y dejando libre el segmento tibial de la misma y determinando en grados la rotación de la tibia con respecto al fémur, de acuerdo al método previamente descrito por Samuelson y Drez 22, encontrándose una rotación interna de 40 grados en promedio de la tibia bajo estas condiciones y lográndose un alineamiento paralelo de las fibras del ligamento cruzado anterior con respecto al eje femoral y tibial al desrotar la tibia 50 grados en promedio hacia el cóndilo femoral lateral (Figura 1).



Fig. 1 Rotación interna de las fibras del ligamento cruzado anterior de 40 grados.

D. Características biomecánicas del ligamento cruzado anterior

Pruebas en tensión

Estas pruebas fueron realizadas a 45 grados de flexión de las rodillas traccionando el segmento femoral a una velocidad del 10%/seg, manteniéndose el segmento tibial fijo. Se realizó en un total de 11 muestras (Figura 2).

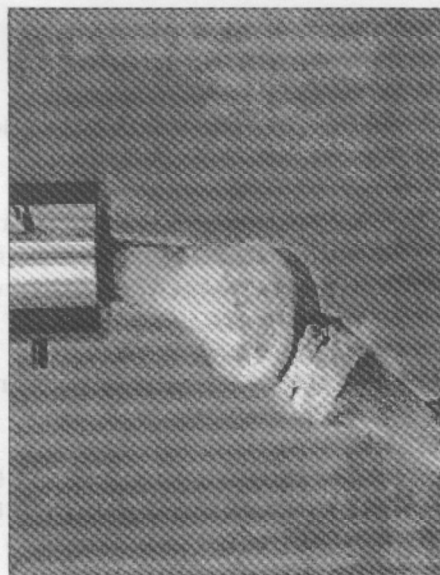


Fig. 2 Pruebas en cajón anterior y en tensión del ligamento cruzado anterior.

Los datos obtenidos muestran una máxima tensión de 1194 Newtons, con una desviación estándar de 462 N y una mediana de 1259 N (Tabla 2).

Tabla 2
Características biomecánicas

Parámetro	Carga Max.	Resistencia	Rigidez	F. Desplaz. 4 mm
Muestra				
LCA	194 N	67.8 Mpa	26 N/mm	237 N
II-TP-II*	1623 N	37.5 Mpa	301 N/mm	
II-TP-II**	1421 N	32.8 Mpa	276 N/mm	
II-TP-II***	825 N	42.3 Mpa	326 N/mm	

* Todas las muestras.

** Muestras sin rotar.

*** Muestras con rotación.

La rigidez fue en promedio de 26.17 N/mm con una desviación estándar de 23.47 N/mm y una mediana de 22.27 N/mm.

El estrés a la máxima carga fue de 67.85 MPa con una desviación estándar de 26.23 MPa.

La falla del tendón se presentó en su sustancia media en el 100% de los especímenes.

Pruebas en cajón

Se realizaron pruebas de deslizamiento anteroposterior de la tibia respecto al fémur a 30 grados de flexión con neutro de rotaciones, a una velocidad de 120 mm/min en un total de 12 rodillas, determinándose la fuerza necesaria para producir una traslación de 4 mm que es considerada como la mínima necesaria para el desarrollo de inestabilidad clínica (Figura 2).

La fuerza requerida fue estimada en 237 Newtons con una desviación estándar de 123 Newtons. (Véase Cajón 1).

Análisis del complejo hueso -tendón patelar-hueso

Las preparaciones de los complejos hueso -tendón patelar- hueso fueron hechas una vez realizadas las evaluaciones morfométricas generales ya descritas. Se realizaron en un total de 40 tendones con unas medidas de 10 mm del tercio central del tendón patelar, con tacos óseos de 20 mm de ancho 30 mm de longitud y 8 mm

de diámetro anteroposterior para ser acoplados a las mordazas y evitar su deslizamiento o concentración de estrés y de acuerdo a lo previamente reportado en la literatura⁵ (Figura 3).

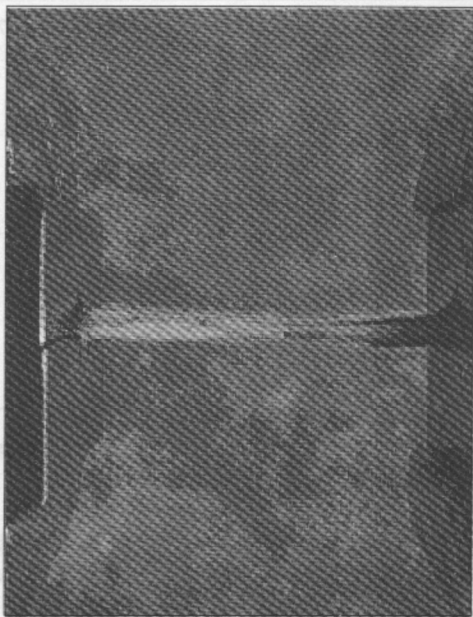


Fig. 3 Prueba en tensión del injerto hueso-tendón patelar-hueso.

Las características generales de los 40 injertos mostraron una longitud promedio de 48.37 mm, área promedio en su punto medio de 46 mm² con una desviación estándar de 9.65 mm y un diámetro anteroposterior en su punto medio de 4.59 mm.

La tensión de la totalidad de las muestras fue en promedio de 1623 N, con una desviación estándar de 512 N.

La resistencia fue de 37.59 MPa con una desviación estándar de 15.67 MPa.

Finalmente la rigidez fue establecida en 301 KN/m (N/mm) con una desviación estándar de 93.9 KN/m

El sitio de la falla del complejo H-TP-H fue en su sustancia media en el 75% (30) de las probetas, cerca a su inserción femoral en 2.5% (1) y cerca de su inserción tibial en el 22.5% restante (9).

Efecto de la rotación del complejo hueso tendón patelar hueso

Se realizaron las pruebas de rotación en 20 tendones, y tomando los 20 restantes como control (Figura 4).

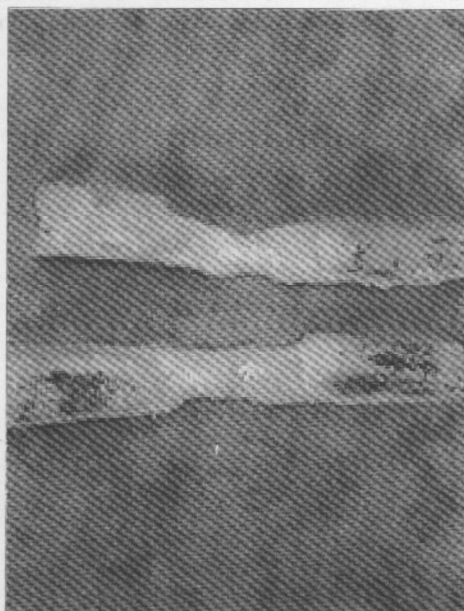


Fig. 4 Injerto hueso-tendón patelar-hueso con y sin rotación de 90 grados sobre su eje.

1. Grupo sin rotación

Las características generales de los complejos H-TP-H no rotados fueron:

- Longitud: 48.75 mm. Std Dev: 9.71 mm
- Diámetro AP: 4.48 mm. Sta Dev: 0.97 mm
- Área punto medio: 44.89 mm². Sta Dev: 9.76 mm²

Las características biomecánicas fueron las siguientes: (véase Tabla 2).

- Tensión: 1421 Newtons. Std Dev: 411 N.
- Resistencia: 32.81 MPa. Std Dev: 17 MPa
- Rigidez: 276 KN/m. Std Dev: 93 KN/m

2. Grupo con rotación distal de 90 grados

Los datos obtenidos al rotar 90 grados distalmente sobre su eje fueron:

Aspectos morfométricos:

- Longitud: 48 mm. Std Dev: 9.57 mm
- Diámetro AP: 4.7 mm. Std Dev: 97mm
- Área punto medio: 47.13 mm²

Aspectos biomecánicos:

- Tensión: 1824 Newton. Std Dev: 512 N.
- Resistencia: 42.3 MPa Std Dev: 17 Mpa.
- Rigidez: 326.5 KN/m o N/mm². Std Dev: 93 KN/m.

Las gráficas típicas de las curvas carga - elongación corresponden a la figura 5 para el injerto no rotado y el efecto de la rotación en la figura 6.

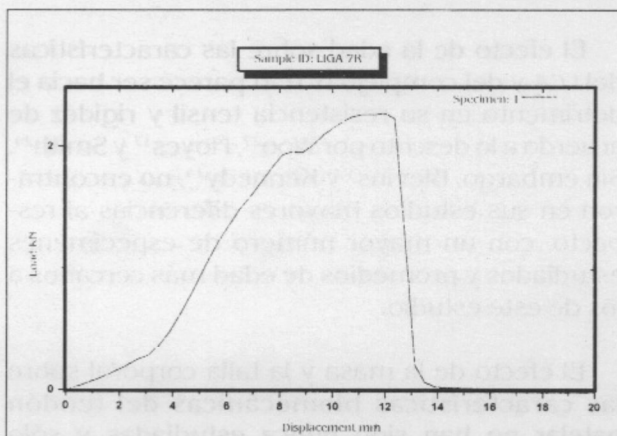


Fig. 5 Curva Carga vs. Elongación sin efecto de rotación sobre el injerto.

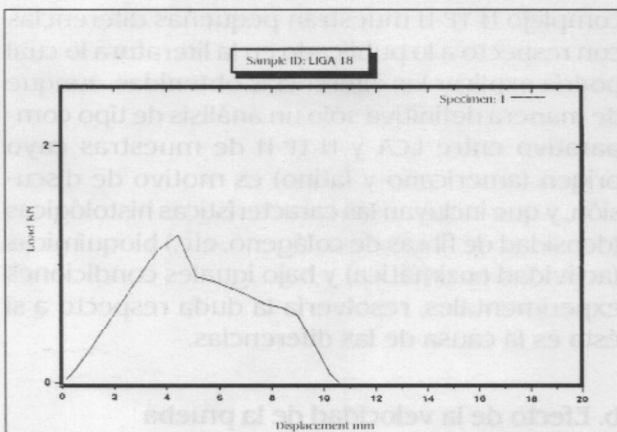


Fig. 6 Curva Carga vs. Elongación con efecto de rotación del injerto.

Análisis estadístico

Se analizaron los promedios obtenidos mediante análisis paramétrico t de Student ya que los datos obtenidos mostraron una media muy cercana a la media lo que indica una distribución aproximada a la normal.

A. Efecto de la rotación del tendón patelar**1. Tensión y resistencia por rotación**

Las diferencias obtenidas para ambas variables mostraron un valor de p de 0.041 y 0.053 para tensión y resistencia respectivamente, teniendo valores de $p < 0.05$ como estadísticamente significativos.

2. Rigidez por rotación

El valor de p fue de 0.093 para las diferencias obtenidas entre estas variables.

Valor de p para significancia estadística es < 0.05 ,

B. Tensión del ligamento cruzado anterior vs. tensión del tendón patelar con y sin rotación**1. Tensión por rotación**

Los promedios obtenidos entre la tensión del LCA y del complejo H-TP-H rotado mostraron un valor de p de 0.0001 y para el LCA y el complejo H-TP-H sin rotación fue p de 0.085. Los valores de p para significancia estadística son $<$ de 0.05.

2. Rigidez por rotación

Las diferencias obtenidas entre la rigidez del LCA y del complejo H-TP-H con y sin rotación mostraron un valor de p de 0.0001. Los valores de p para significancia estadística son < 0.05 .

Discusión y análisis de los resultados

Parece ser claro que a pesar de los mejores esfuerzos, la lesión y la reconstrucción del LCA puede resultar a largo plazo en una gran incapacidad para la misma⁶. Pero independiente de los resultados obtenidos es evidente que la lesión inicial del ligamento es el desencadenante de los cambios osteoartrosicos que es la evolución de la historia natural de su lesión. Sin

embargo, es también claro que la disrupción de la cinemática normal de la articulación, la pérdida de la estabilidad fisiológica y la disfunción neurosensorial y del control motor contribuyen a la aceleración de los procesos degenerativos dentro de la rodilla.

Factores como la colocación del injerto y su fijación, la morfología de la rodilla, así como la rehabilitación de la rodilla tiene un significativo impacto en la estabilidad articular y su función. En adición, las propiedades mecánicas inherentes del injerto durante y después de su implantación puede jugar un papel importante en el mantenimiento de la estabilidad articular.

La reconstrucción del ligamento cruzado anterior con el injerto hueso-tendón patelar-hueso isofisiológicamente colocado es hoy en día el método más corrientemente utilizado lográndose tasas de éxito entre el 66% al 94%. El estudio clásico de Noyes¹⁸ sobre las características biomecánicas de este injerto demostró una tensión de 2070 N para 10 mm de ancho con una rigidez aproximada de 480 N/mm. Estudios más recientes respecto a iguales características fueron realizados por Cooper⁸ encontrando valores promedio de 2977 Newtons +/- 516 N, valores muy superiores a los encontrados por Noyes y que se atribuye al diseño de las mordazas, que evitan concentración del estrés y permiten un deslizamiento más suave de la probeta sobre la mordaza, evitando una falla más temprana de la misma.

Los resultados obtenidos en nuestro trabajo utilizando el tercio central del tendón patelar a 10 mm de ancho demostraron una tensión promedio de 1623 N con una desviación estándar (SD) de 512 N, una resistencia de 37.59 MPa (SD 15.67) y finalmente una rigidez de 301 N/mm (SD 93.9); valores ligeramente inferiores a los reportados por otros autores como Noyes y Buttler si tenemos en cuenta desviaciones estándar y el número de muestras a comparar^{5, 18}. Al ser comparados con los valores reportados por Cooper⁸. La diferencia sí es más significativa pero hay que tener en cuenta que el número de muestras analizadas en esta investigación es mucho mayor.

En cuanto a las características biomecánicas del ligamento cruzado anterior se encontraron valores de tensión máxima de 1194 N (SD 462), una rigidez de 26.17 N/mm (SD 23.47) y una resistencia de 67.8 MPa (SD 26.2), lo cual al ser comparada con lo reportado en la literatura no muestra mayores diferencias.

Sin embargo, hay una serie de variables que finalmente pueden alterar los resultados obtenidos y que serán discutidos a continuación.

a. Origen de la muestra

Uno de los objetivos del trabajo fue la evaluación de las características morfométricas y biomecánicas del ligamento cruzado anterior y del complejo H-TP-H en nuestra población, ya que no existen reportes previos en la literatura nacional, y es realmente con relación a ésta que se deben validar los resultados obtenidos. Las diferencias entre nuestra población y la población anglosajona origen de los estudios revisados son bastante obvias pero la influencia sobre el resultado final de las misma es aún motivo de discusión en la literatura.

El efecto de la edad sobre las características del LCA y del complejo H-TP-H parece ser hacia el detrimento en su resistencia tensil y rigidez de acuerdo a lo descrito por Woo²⁷, Noyes¹⁷ y Smith²⁴. Sin embargo, Blevins³ y Kennedy¹⁴, no encontraron en sus estudios mayores diferencias al respecto, con un mayor número de especímenes estudiados y promedios de edad más cercanos a los de este estudio.

El efecto de la masa y la talla corporal sobre las características biomecánicas del tendón patelar no han sido nunca estudiadas y sólo Noyes¹⁷ ha mencionado la masa corporal en sus estudios del LCA pero para un grupo poblacional diferente (48 a 86 años para 72 kg) al estudiado por nosotros.

Las características morfométricas del LCA y del complejo H-TP-H muestran pequeñas diferencias con respecto a lo publicado en la literatura lo cual podría explicar las diferencias obtenidas, aunque de manera definitiva sólo un análisis de tipo comparativo entre LCA y H-TP-H de muestras cuyo origen (americano y latino) es motivo de discusión, y que incluyan las características histológicas (densidad de fibras de colágeno, etc.) bioquímicas (actividad enzimática) y bajo iguales condiciones experimentales, resolvería la duda respecto a si ésta es la causa de las diferencias.

b. Efecto de la velocidad de la prueba

La mayoría de los autores examinan las propiedades mecánicas del LCA, tendón patelar y

otros injertos aplicando ratas de carga a un 100% de elongación por segundo^{2, 5, 8, 17, 18, 24}, argumentando que esta rata de elongación simula las cargas que se experimentan durante una lesión del LCA y que los valores obtenidos pueden ser hasta un 40% mayores que los logrados a ratas menores²⁴. Otros autores^{14, 27}, las han realizado a ratas de elongación entre el 7 y el 28% de elongación por segundo, que son ratas de elongación similares a las experimentadas durante actividades de la vida diaria. En el estudio se utilizaron ratas de elongación del 10%/segundo de acuerdo a los hallazgos publicados por Blevins y Hecker³ que es el único estudio que específicamente a evaluado los efectos de la velocidad de la elongación sobre las propiedades biomecánicas del H-TP-H, no encontrando significancia estadística en las diferencias obtenidas entre el 10 y 100% /segundo. Parece ser que este aspecto es de mayor significancia cuando las pruebas se realizan en muestras provenientes de esqueletos inmaduros donde a ratas más bajas es más probable la falla en el sitio de inserción tibial del complejo H-TP-H o cerca de éste²⁴.

c. Variables experimentales

La muestras fueron obtenidas de cadáveres frescos y procesadas en iguales condiciones a las descritas en estudios precedentes. Tanto las pruebas del LCA como del injerto H-TP-H fueron realizadas por los mismos operadores y bajo las mismas características ambientales de humedad (50%) y temperatura ambiental (73 grados F) y siendo irrigadas con SSN para evitar su deshidratación.

Las mordazas utilizadas fueron exactamente las mismas para los análisis de los dos grupos H-TP-H y una especialmente diseñada para el complejo fémur-LCA-tibia.

Dadas estas condiciones es poco probable que las diferencias obtenidas sean atribuibles a las variables de tipo experimental. Sin embargo, un error experimental se puede desarrollar en la medida del deslizamiento entre los puntos de agarre de la mordaza y la probeta, alterando los valores de la curva carga-elongación, pero esta eventualidad fue calculada desde el inicio del estudio preparando las probetas (especímenes) de manera tal que se evitará su deslizamiento y concentración de estrés, todo lo cual fue corroborado durante el estudio piloto inicial.

En cuanto al análisis de las pruebas en desplazamiento anteroposterior de la tibia con respecto al fémur a 30 grados de flexión, los datos obtenidos demuestran que para reproducir un desplazamiento de 4 mm en este sentido se requirió una fuerza de 237 +/- 123 N, valores similares a los reportados por Butler⁵, quien practicó una prueba de iguales características en tres cadáveres, para lograr un desplazamiento de 5 mm, necesitando una fuerza de 333 N. Se escogió un desplazamiento de 4 mm, porque es el actualmente aceptado como el mínimo requerido para producir inestabilidad, y que generalmente se presenta al aplicar una fuerza de 200 N o más¹⁵. Esta fuerza requerida es similar a la soportada durante actividades de moderadas a extenuantes y es superior a la fuerza aplicada manualmente (45 a 90 N) durante las pruebas de estabilidad de la rodilla.

Esto permite diferenciar la existencia de unas fuerzas clínicas y otras funcionales. Las fuerzas clínicas son pequeñas cargas aplicadas a la rodilla durante el examen clínico, mientras que las fuerzas funcionales son cargas mayores "in vivo", que se presentan durante actividades de moderadas a extenuantes. La cantidad de laxitud depende en gran medida de la carga aplicada; por lo tanto durante el examen articular la inestabilidad puede ser mínima, sin predecir siempre la presencia de inestabilidad cuando se vaya a estar frente a moderada o gran actividad, lo cual sería de valor en presencia de un ligamento cruzado anterior macroscópicamente sano pero laxo, o en presencia de rupturas parciales (ya que la fuerza requerida para el desplazamiento es muy inferior a la requerida para su falla estructural), lo cual es aún más obvio cuando se examina la rodilla teniendo unos estabilizadores secundarios indemnes.

El tercio central del tendón patelar tuvo el 135% de la resistencia tensil con respecto al LCA, lo cual es similar a los valores obtenidos por Noyes¹⁸ (1725 N) pero inferiores comparados con otros autores como Woo²⁷ (2160 N), y especialmente por Cooper (2977 N)⁸. De todas maneras estos datos reflejan el hecho de que el tercio central del tendón patelar es probablemente más fuerte en comparación con el LCA en nuestra población.

En respuesta a la hipótesis del efecto de la rotación del injerto hueso-tendón patelar-hueso 90 grados sobre su eje a nivel distal, se encontró

un significativo incremento ($p < 0.05$) de su resistencia tensil (cerca de un 30%), comparado con el grupo que no, sin cambiar en mayor medida su rigidez. Estos resultados están de acuerdo con aquéllos obtenidos por Cooper⁸, quien realizó un estudio similar en dos grupos de diez (10) tendones patelares a iguales dimensiones.

En este estudio la oportunidad de obtener ambos tendones patelares de cada cadáver, ofrece la posibilidad de pensar que esencialmente cada tendón tenía la misma longitud, geometría, ancho, grueso y densidad de colágeno y demás componentes estructurales, disminuyen la variabilidad de los resultados, asumiendo que las propiedades biomecánicas de cada par de tendones es idéntica al ser procesados y preparados de igual manera, dando aún más validez a estos resultados.

Probablemente el efecto de la rotación sea atribuible a un agrupamiento más uniforme de la estructura del tendón, permitiendo una carga más uniforme sobre sus fibras⁸. Es importante anotar que esta situación encontrada "in vitro" no necesariamente se correlaciona con los datos que podrían encontrarse "in vivo", ya que durante su reconstrucción el tendón patelar es pasado a través de túneles y cursa alrededor de ángulos creados por estos túneles, lo cual eventualmente podría cambiar sus propiedades biomecánicas, por angulación, redirección y carga no uniforme.

Los resultados obtenidos muestran como ventajosa la práctica de la rotación del injerto, desde el punto de vista mecánico, lo cual sumado a que facilita su fijación con el tornillo de interferencia; a que remeda una orientación más anatómica de sus fibras; al tener una mejor excursión dentro del surco intercondíleo con menor posibilidad de pinzamiento, lo muestran como cercano a ese comportamiento isofisiológico, tan buscado por los diferentes autores,^{8, 9, 20, 22, 25}

Bibliografía

1. **Arcnoczky S.P.; Warren R.F.; Ashlock M.A.**: Replacement of the anterior cruciate ligament using a patellar tendon allograft: An experimental study. *J Bone Joint Surg* 68A: 376-378, 1986.
2. **Beynon B.D.; Johnson R.J.; Fleming B.C.**: The measurement of elongation of anterior cruciate ligament grafts in vivo. *J Bone and Joint Surg* 76: 520-531, April 1994.
3. **Blevins F.T.; Hecker A.T.; Bigler G.T.**: The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon - bone allografts. *Am J Sport Med.* Vol. 22. N° 3. 328-333, 1994.
4. **Blum M.; Garth W.; Lemons J.**: The effects of graft rotation on attachment site separation distances in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sport Med.* Vol. 23: 282-287, 1995.
5. **Buttler D.L.; Noyes F.R.; Grood E.S.**: Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg* 62: 259-270, 1980.
6. **Caborn D.N.; Brent M.J.**: The natural history of the anterior cruciate ligament deficient knee: A review. *Clinics in Sports Medicine.* Vol. 12. Number 4. October 1993.
7. **Clancy W.G.; Nelson D.A.; Reider B. et al.**: Anterior cruciate ligament reconstruction using one-third of the patellar tendon augmented by extraarticular tendon transfers. *J Bone Joint Surg (Am)* 64: 352, 1982.
8. **Cooper D.E.; Deng X.; Burstein A.; Warren R.**: The strength of the central third patellar tendon graft. A biomechanical study. *Am J Sports Med.* Vol. 21, 818-824, 1993.
9. **Drez D.J.; DeLee J.; Holden J.P. et al.**: Anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon - bone allografts. A biological and biomechanical evaluation in goats. *Am J Sport med.* Vol. 19 N° 3. 256-263, 1991.
10. **Fu FH; Swenson T.M.**: Anterior cruciate ligament reconstruction: Long - Term results using autograft tissue. *Clinics in Sport Medicine.* Vol. 12. N° 4. October. 709-722, 1993.
11. **Insall; Windsor; Scott; Kelly; Aglietti**: *Surgery of the Knee.* 2nd Ed. Churchill Livingstone.
12. **Jaureguito J.W.; Paulos L.E.**: Why grafts fail. *COOR.* N° 325. 25-41, 1996.
13. **Jones K.G.**: Reconstruction of the anterior cruciate ligaments using central one - third of the patellar ligament. *J Bone and Joint Surg* 45: 925, 1963.
14. **Kennedy J.C.; Hawkins R.J. Willis R.B.**: Tension studies of human knee ligaments. *J Bone and Joint Surg.* 58. N° 3. 350-355, April 1976.
15. **Markolf K.L.; Burchfield D.M.; Shapiro M.M.**: Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part I. *J Bone and Joint Surg.* Vol. 78. N° 11: 1720-1727, November 1996.
16. **Markolf K.L.; Burchfield D.M.; Shapiro M.M.**: Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part II. *J Bone and Joint Surg.* Vol. 78. N° 11: 1728-1734, November, 1996.
17. **Noyes F.R.; Grood E.S.**: The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. *J Bone and Joint Surg* Vol. 58-A. N° 8: 1074-1082, December 1976.
18. **Noyes F.B.; Buttler D.L.; Grood E.S. et al.**: Biomechanical analysis of Human Ligament Grafts used in knee - ligaments repairs and reconstructions. *J. Bone Joint Surg.* Vol. 66. N° 3. 344-352, March 1984.
19. **Noyes F.R.; Barber -Weinstein S.D.**: Reconstruction of the anterior cruciate ligament with human allograft. *J Bone Joint Surg.* Vol. 78A. N° 4 524-537, April 1996.
20. **Paulos LE; Rosenberg TD; Cherf J.**: Anterior cruciate ligament reconstruction with autografts. *Clinics in Sport Medicine.* Vol. 10. Number 3. 469-486, July 1991.
21. **Rougraff B.; Shelbourne K.D.; Gerth P.K.**: Arthroscopic and histologic analysis of human patellar tendon

autografts used for anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med. Vol. 21. N° 2: 277-284, 1993.

22. **Samuleson T.S., Drez D., Maletis G.:** Anterior criciate ligamnet reconstruction. Reproduction of normal graft rotation. Am J Sports Medicine. Vol. 24. N° 1. 67-71, 1996.

23. **Simon S., Judson W.:** Ortopaedic Basic Science. AAOS. 1994.

24. **Smith B., Lisesay G., Woo S.:** Biololgy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. Clinics in Sport Medicine. Vol. 12. N° 4. 671-684, October 1993.

25. **Veltri D.M.:** Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Clinics Sport Med. Vol. 16. N° 123-144, January 1997.

26. **Woo S., Fu F. et al:** Biomechanics of the knee ligaments. J Bone Joint Surg. Vol. 75. N° 11. 716-727, November 1993.

27. **Woo S., Hollis J.M., Adams D.J.:** Tensile propierties of the human femur anterior cruciate ligament tibia. The effects of speciemen age and orientation. Am Journal Sports Med Vol. 19: 217-225, 1991.

Resumen

El presente estudio pretende evaluar biomecánicamente el comportamiento del ligamento cruzado anterior (LCA) tras la reconstrucción y revisión del ligamento cruzado anterior.

Experimentalmente se tomaron 20 especímenes de tendón rotuliano de cadáveres frescos y se preparó un sistema "ligamento-substitución-injerto" que se sometió a tensiones progresivas hasta su ruptura, cronometrando una resistencia máxima de 342 Newtons en algunos tendones.

Entre abril 1995 y abril 1997 se efectuaron 45 pacientes por insatisfacción del LCA con edad promedio 30,4 años evaluados por un post-op con tests de Lachman, Cúchery y AOC. Se presentaron luego de 22,9 meses de seguimiento resultados clínicos y funcionales en el 70% y roturas y roturas en el 10%.

Se concluyó que el comportamiento en una alternativa segura y confiable que permite evitar potenciales complicaciones de otros dispositivos de fijación proximal del ligamento que reemplaza el LCA.

Palabras clave: ligamento anterior, Ligamento cruzado anterior.

en inestabilidad recurrente por falla en los elementos de fijación.

Recientemente el tornillo tipo korsak de Bunnell de diseño es el que proporciona una estabilidad inicial hasta 4-5 Newtons pero al parecer sus ventajas se han sobre dimensionado si tenemos en cuenta que su función depende de la estabilidad ósea e integridad del túnel femoral.

Recientemente Rosenberg usando un botón interior (Endobutton) en la fijación proximal del ligamento que reemplaza el LCA ha reportado resultados satisfactorios en una serie de más de 500 casos resaliando evidentes ventajas sobre otros métodos de fijación.

En nuestro medio hemos realizado un estudio experimental y clínico usando un botón interior para la fijación proximal en el fémur con resultados satisfactorios.

Introducción

Si bien es cierto la instabilidad sintomática del ligamento cruzado anterior es considerada por medio de diferentes técnicas e innumerables modificaciones realizadas por arthroscopia, con éxitos reportados entre 75% y 90% (Ritchie, 1987), también lo es que los dispositivos de fijación proximal del injerto están sujetos a controversias aún no definidas en cuanto a la calidad de la fijación y a potenciales errores en su colocación. Friedman, 1997¹ a reportado hasta un 8% los fracasos consistentes

*Ortopedista Traumatólogo Universidad de Santander.
venez. Docente Universidad Industrial de Santander.
**Ortopedista Traumatólogo (UIB). Docente Universidad Industrial de Santander. Clínica San Luis. Bucaramanga.
Colombia. Primer premio trabajo libro "43º Congreso Nacional de Ortopedia y Traumatología", Bogotá - 1998.