

Evaluación biomecánica de la eficacia de la preparación del injerto en reconstrucción de LCA

S. Postigo Pozo⁽¹⁾, F. Ezquerro Juanco⁽¹⁾, A. Pérez de la Blanca⁽¹⁾, B. Martín Castilla,⁽²⁾ A. Espejo Reina⁽³⁾, M. Prado Nóvoa⁽¹⁾

(1) Dpto. de Ingeniería Mecánica. Universidad de Málaga
maria.prado@uma.es

(2) Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital Universitario Virgen de la Victoria. Málaga

(3) Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Complejo Hospitalario de Jaen

La técnica quirúrgica más frecuente para la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA) de la rodilla se basa en la utilización de autoinjerto de los tendones isquiotibiales, éste es habitualmente fijado a la tibia con tornillos de interferencia bioabsorbibles. El presente estudio evalúa comparativamente el posible éxito clínico de dos técnicas de preparación del injerto: Grupo A. utilizando el injerto en bucle abierto; Grupo B: suturando ambos extremos del injerto para formar un bucle cerrado. Se realiza un estudio biomecánico in-vitro con modelo porcino, utilizando 14 especímenes divididos aleatoriamente en los dos grupos mencionados. Los especímenes son sometidos a 5000 ciclos de tracción con carga entre 50N y 250N a 1HZ, seguidos de ensayo de tracción hasta rotura a 1mm/s. El principal modo de fallo fue siempre la extracción del tendón del túnel tibial por deslizamiento sobre el tornillo de interferencia. El Grupo A mostró respecto al Grupo B, una reducción significativa del desplazamiento residual tras el ensayo cíclico y un aumento significativo de la carga de fluencia, sin observarse diferencias entre ambos grupos en la rigidez de la fijación. Se observó así mismo un aumento significativo de la rigidez de la fijación a lo largo del ensayo cíclico.

Se concluye que suturar formando un bucle cerrado los extremos distales del injerto de LCA a lo largo de la interfaz tendón-tornillo, mejora de forma significativa la resistencia inicial de la plastia cuando se realiza la fijación tibial con tornillos de interferencia bioabsorbibles en un modelo porcino.

Es necesario poner especial cuidado en el análisis comparativo de resultados de ensayos biomecánicos in-vitro de reconstrucción de LCA cuando impliquen distinto número de ciclos de ensayo

1. INTRODUCCIÓN

Es recomendable y frecuente realizar estudios de la viabilidad y perspectiva de éxito post-operatorio de las técnicas quirúrgicas de reconstrucción de ligamento cruzado anterior (LCA) previos a su aplicación clínica. Los estudios in-vitro evalúan propiedades mecánicas de la reconstrucción que han podido relacionarse con el fallo clínico temprano por rotura o por laxitud excesiva, tales como rigidez, carga de fluencia, carga última o resistencia al deslizamiento ante cargas repetitivas.

En la reconstrucción quirúrgica del LCA una gran mayoría de cirujanos utilizan autoinjertos de tejido blando, frente a la menos frecuente utilización de autoinjertos hueso-tendón-hueso, debido a las complicaciones clínicas asociadas a estos últimos. La fijación tibial del LCA más habitual se realiza mediante tornillos de interferencia bioabsorbibles. La causa más habitual de fallo clínico de esas reconstrucciones deriva del deslizamiento del tendón en el túnel tibial.

La mayoría de las técnicas quirúrgicas descritas en la literatura proponen utilizar el injerto en bucle abierto, con lo que existen dos extremos separados del tendón a ser fijados por el tornillo, en otras ocasiones se propone suturar ambos extremos para formar un bucle cerrado [1-2]. Estudios preliminares realizados en el Laboratorio de Biomecánica de la Universidad de Málaga, pusieron de manifiesto que el modo más habitual de fallo con diversas técnicas de fijación tibial con el injerto en bucle abierto, era el deslizamiento de uno

solo de los extremos del injerto. Estos resultados condujeron a los investigadores a hipotetizar que el suturado de ambos extremos del tendón a lo largo de la interfaz tendón-tornillo de interferencia podría reducir de forma significativa el deslizamiento cíclico y la resistencia a tracción de la plastia.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. Grupos de ensayo

Se utilizaron 14 tibias y 14 tendones del flexor digitorum profundus procedentes de material porcino de 6 meses de edad, por tanto esqueléticamente maduro. Los tendones y tibias fueron divididos aleatoriamente en 2 grupos: Grupo A, injerto para reconstrucción de LCA en bucle abierto; Grupo B, injerto para reconstrucción de LCA en bucle cerrado. Se seccionaron los extremos proximales de las tibias, a una longitud aproximada de 12 cm, y se eliminó el tejido blando que las rodeaba. Los especímenes se envolvieron en gasa empapada en solución salina, se introdujeron en bolsas plásticas selladas y se mantuvieron congeladas a -25°C para la mejor conservación de sus propiedades mecánicas [3]. 24 horas antes de la realización del ensayo se inició su descongelación a temperatura ambiente.

Para la preparación de los injertos y posterior reconstrucción quirúrgica se utilizó material específico para reconstrucción del LCA (Stryker® Ibérica S.L., España). En primer lugar se eliminó el tejido blando que rodeaba el tendón. Una vez limpios, fueron seleccionados para tener todos ellos un diámetro de 9mm medido con un calibre de injertos, con el objetivo de eliminar la posible influencia de este parámetro en los resultados del ensayo. El material se conservó y descongeló de la misma manera que se indica para el material óseo.

En el día del ensayo se modeló la operación de reconstrucción, realizada siempre por el mismo cirujano. En primer lugar se fijó el hueso a una mesa de trabajo para la realización del túnel. Se posicionó una aguja guía de 2.4mm a un ángulo de 55° respecto a la plataforma tibial con ayuda una guía tibial de 3 partes, con bala canulada como guía para la introducción de la aguja en la posición exacta. Una vez colocada la aguja guía se perforó el túnel tibial con una fresa de 9mm de diámetro, coincidente con el diámetro del tendón.



Figura 1: Preparación del tendón. a) Grupo A: tendón bucle abierto. b) Grupo B: tendón bucle cerrado

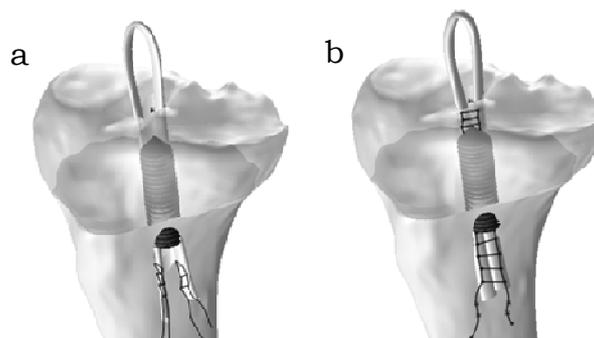


Figura 2: Esquema de la reconstrucción de LCA. a) Grupo A; b) Grupo B

El segundo paso fue la preparación del injerto y su inserción en el túnel tibial. Para las reconstrucciones del Grupo A, se suturaron con puntos de Krackow los 25mm distales de los dos extremos del tendón de forma independiente, utilizando hilo de sutura absorbible trenzado n° 1 (figura 1.a). Se formó un bucle con el tendón y se insertó en el túnel tibial con ayuda de una aguja flexible, de forma que los extremos suturados se sitúan en el extremo exterior distal del túnel. Para simular la longitud intra-articular en la reconstrucción del LCA, el tendón se situó de forma que sobresalía proximalmente 30mm de la meseta tibial. El injerto se tensionó uniformemente desde sus extremos distales y se fijó al túnel tibial con tornillo bioabsorbible Biosteon Wedge (Stryker® Ibérica S.L., España) de 35 mm de longitud y 10mm de diámetro (figura 2.a).

Para las reconstrucciones del Grupo B, los dos extremos del tendón se suturaron unidos de forma que se constituía un bucle cerrado (figura 1.b), utilizando de nuevo la técnica de Krackow y con el mismo hilo de sutura que para el Grupo A, comenzando la sutura a 30mm del punto medio del bucle y con una longitud de al menos 40mm hacia el extremo que cierra el bucle. Esta técnica quirúrgica de sutura de todos los extremos del injerto ha sido descrita previamente por algunos cirujanos [3-4]. La fijación al túnel tibial se realizó de la misma forma y con el mismo tornillo bioabsorbible que para el grupo A, de manera que la sutura se situaba en todo momento en la interfaz hueso-tornillo-tendón (figura 2.b).

2.2 Protocolo de ensayo

Los ensayos se realizaron en una máquina de tracción axial de diseño propio. El banco de ensayo dispone en su base de utillaje que permite la orientación tridimensional del espécimen. La tracción puede realizarse con control de carga o de desplazamiento, para lo que el cabezal dispone una célula de carga axial de 5 kN con error inherente de 5N (HBM, Darmstadt, Alemania) y un medidor de desplazamiento del motor de tracción, que no fue utilizado en el ensayo.

El extremo distal de la tibia seccionada se fijó a la base de la máquina de ensayo alineándose el túnel tibial con el eje de tracción, a fin de situarse en la posición más desfavorable. El extremo proximal del injerto se fijó al cabezal de tracción haciendo pasar por el bucle un perno de acero de 8mm fijado a ese cabezal. El injerto se recubrió con gasa que era empapada continuamente con solución salina, a fin de evitar su deshidratación y mantener las propiedades mecánicas a lo largo de la duración de todo el ensayo

Cada espécimen se sometió en primer lugar a un ensayo cíclico, para simular el periodo del post-operatorio inmediato, antes de que el proceso biológico de integración de la plastia altere el mecanismo de fijación del injerto de forma considerable. El ensayo comienza con una precarga inicial de 50N durante 45s seguida de 5000 ciclos de carga entre 50N y 250N a 1Hz, la precarga inicial y los 10 primeros se consideran de reacondicionamiento.

Inmediatamente después de superar el ensayo cíclico, el espécimen se sometió a un ensayo de tracción hasta rotura, para simular el fallo de la reconstrucción causada por una posible sobrecarga. Esta fase del ensayo se inicia de nuevo con una precarga de 50N durante 45s, seguida de una rampa de tracción hasta rotura controlada en desplazamiento a una velocidad de 1mm/s.

Para medir el desplazamiento, tanto para el análisis de resultados como para la realimentación del control del ensayo de tracción, se utilizó un transformador diferencial de variación lineal (LVDT) con resolución de 0.03mm (LVP100 ZA 2.5 Micro-Epsilon, Ortenburg, Alemania). Uno de los extremos del LVDT se unía al cabezal de la máquina y el otro, a través de una rótula esférica, a un tornillo de 5mm que se fijaba al extremo proximal de la tibia en el punto opuesto a la fijación del injerto y a la altura del extremo distal del túnel tibial. Utilizando este sensor en lugar de la medida del desplazamiento del cabezal de la máquina de ensayo respecto a su base, se excluye de la medida la deformación del hueso.

Los resultados de ensayo suministrados por la célula de carga y el sensor inductivo de desplazamiento se muestrearon a 50Hz. En el ensayo cíclico se grabaron los datos durante el periodo de preacondicionamiento y posteriormente se recogieron períodos completos de 10 ciclos cada intervalo de 100 ciclos, incluyéndose tanto los 10 primeros como los 10 últimos ciclos. En el ensayo de tracción hasta rotura se grabaron los datos de carga y desplazamiento de forma continua en todo el intervalo.

2.3. Procesado de resultados

Modo de fallo: Se recogió el momento de fallo de cada espécimen, bien a un determinado número de ciclos en el ensayo cíclico o en el ensayo de tracción hasta rotura si superaba éste. Además se clasificaron según su modo de fallo en: deslizamiento de un extremo del tendón, deslizamiento de ambos extremos, rotura del tendón o rotura del tornillo.

Todos los especímenes fueron inspeccionados tras completar el ensayo buscando un posible desplazamiento del tornillo dentro del túnel tibial, ruptura parcial o desgarro del injerto o de la sutura u otras anomalías.

Ensayo cíclico: se calculó el *desplazamiento residual* de la fijación causada por el ensayo cíclico, como la diferencia entre la medida del sensor LVDT en carga mínima al inicio del ensayo, descontando el preacondicionamiento, y tras completar los 5000 ciclos.

Para estudiar la posible evolución de la rigidez de la fijación, se evaluó la *rigidez cíclica específica* cada 100 ciclos, como la media de la pendiente de la región lineal de la curva carga-desplazamiento en 10 intervalos de tracción, asumiéndose linealidad cuando el coeficiente de correlación de Pearson en la región era mayor o igual a 0.99. La variación absoluta de la rigidez cíclica específica se computó como su variación entre el primer bloque de 10 ciclos, descartado el preacondicionamiento, y el último bloque. La variación porcentual de rigidez cíclica específica se calculó como la variación porcentual con respecto al valor en el primer bloque de ciclos.

Ensayo de rotura: se calculó la *rigidez* de la fijación como la pendiente de la curva carga-desplazamiento, con los mismos criterios de linealidad descritos para el ensayo cíclico.

La *carga de fluencia* se estableció en el punto donde la pendiente de la curva carga-desplazamiento claramente decrece, abandonando la región lineal. Específicamente se situó en el primer punto posterior a la región lineal utilizada para el cálculo de la rigidez que se separa de la línea de regresión más de 0.03mm, valor correspondiente al 0.1% de deformación media.

Por último, para facilitar comparaciones con estudios previos, se calculó la *carga de rotura*.

Análisis estadístico: se calcularon los valores medios y desviaciones típicas de las variables mencionadas en los apartados anteriores para cada uno de los dos grupos de ensayo. Se realizaron análisis U de Mann-Whitney para encontrar posibles diferencias significativas entre los grupos, ya que no había evidencias previas de que los datos pudiesen ajustarse a distribución normal, cuando $p \leq 0.05$ se considera que existen diferencias significativas. Para este estudio se utilizó el software PASW Statistics, versión 18.0.1 (IBM, Chicago, IL, EEUU).

3. RESULTADOS

Modo de fallo: Sólo 2 especímenes del Grupo A no superaron el ensayo cíclico, por lo que no pudieron ser sometidos a ensayo de rotura. El modo de fallo en el Grupo A fue deslizamiento bien de 1 extremo del injerto (4 especímenes, 1 en ensayo cíclico) o de los 2 extremos (3 especímenes, 1 en ensayo cíclico). No se observaron signos de desgarro en tendón o sutura ni desplazamiento del tornillo. En el Grupo B, el modo de fallo de 5 especímenes fue deslizamiento en este caso de las 2 bandas suturadas del tendón, sin desgarros ni desplazamiento del tornillo, mientras que en 2 casos se produjo la rotura del injerto en un punto más proximal que su interfaz con el tornillo. Es importante destacar que en estos 2 casos, tanto la carga de fluencia (919.8N y 663.6N) como la carga de rotura (1020.1N y 946.5N) supusieron los mayores valores registrados para todos los especímenes.

Ensayo cíclico: Durante el ensayo cíclico todos los especímenes mostraron algún grado de deslizamiento del tendón respecto al túnel tibial, que no implicaba desplazamiento del tornillo observable. El desplazamiento residual de la fijación en el Grupo A fue significativamente inferior en el Grupo B ($p=0.019$) (Tabla 1).

Ambos grupos mostraron un incremento de la rigidez cíclica específica a lo largo del ensayo (figura 3), con diferencias significativas entre el valor de la rigidez al inicio y al final del ensayo cíclico dentro de cada grupo en un análisis de muestras dependientes. Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos para el valor de la rigidez cíclica específica a ningún número de ciclos. El aumento de rigidez fue importante en los primeros 2000 ciclos para el Grupo A y en los primeros 3000 ciclos para el Grupo B, observándose una tendencia hacia la estabilización (variaciones inferiores al 5%) a partir de entonces. Si bien la variación tanto absoluta como porcentual de la rigidez cíclica específica fue mayor para el grupo A (Tabla 1), que presentó una menor rigidez media inicial, solo se

apreciaron diferencias significativas entre los grupos en el valor porcentual, con menor variación en el Grupo B.

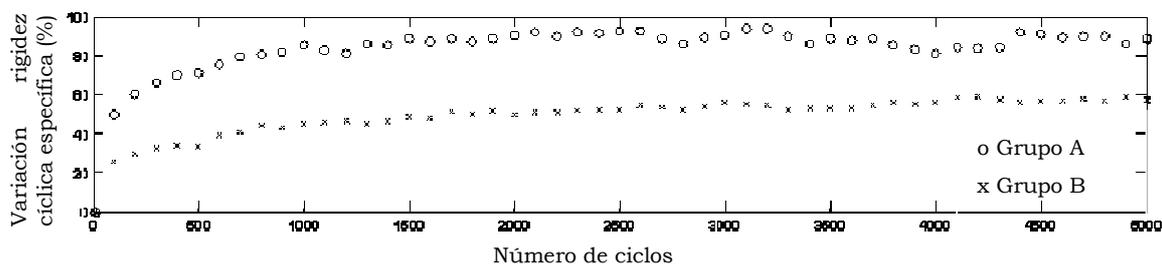


Figura 3: Evolución de la variación de la rigidez específica de ensayo cíclico

Ensayo de rotura: Tanto la carga de fluencia como la de rotura del Grupo A fue significativamente superior a la del Grupo B (Tabla 1). No se encontraron diferencias significativas en cuanto al valor de la rigidez (Tabla 1) en el ensayo de rotura, como tampoco había sucedido con la rigidez cíclica específica.

Adicionalmente se realizó un análisis ANOVA de muestras pareadas para buscar diferencias entre la rigidez cíclica específica al final del ensayo y la calculada en el ensayo de rotura, donde no se apreciaron diferencias. Obviamente la diferencia sí era significativa entre la rigidez cíclica específica al inicio del ensayo cíclico y la calculada en el ensayo de rotura.

Variable	Grupo A	Grupo B
Desplazamiento residual (mm)	9.7 (4.9)	3.5 (2.7)*
Variación rigidez cíclica absoluta (N/mm)	188.97 (58.1)	128.6 (53.6)
Variación rigidez cíclica porcentual (%)	48.8 (6.7)	35.9 (8.3)*
Rigidez (N/mm)	341.4 (50.7)	310.0 (107.3)
Carga de fluencia (N)	370.8 (46.2)	570.9 (174.1)*
Carga de rotura (N)	562.6 (97.4)	873.6 (103.9)*
Desplazamiento en carga última (mm)	8.57 (6.28)	14.01 (6.23)

Tabla 1. Media (desviación típica) de los resultados de ensayo. *: diferencias significativas ($p \leq 0.05$)

4. DISCUSIÓN

El estudio se ha diseñado prestando especial atención a eliminar la variabilidad de aquellos parámetros que no son objeto de análisis pero que pudiesen afectar a los resultados. Así las reconstrucciones se realizaron con material biológico muy uniforme, material porcino de la misma raza y edad que había crecido en las mismas condiciones de alimentación y movilidad. Los tendones utilizados como injertos se seleccionaron para ser todos del mismo diámetro y longitud. Todas las reconstrucciones fueron practicadas por un mismo cirujano ortopédico, en el mismo laboratorio y con el mismo material. Las técnicas quirúrgicas fueron las mismas para los dos grupos, excepción hecha de la técnica de preparación del inserto.

Las fijaciones tibiales se sometieron a 5000 ciclos de carga entre 50N y 250N a 1Hz de frecuencia, para simular el post-operatorio inmediato, antes de que el proceso biológico de integración altere el mecanismo de fijación del injerto de forma considerable. Este rango de carga [3,5-6] así como el número de ciclos [7-9] se ha empleado en estudios anteriores. El valor máximo, 250N, corresponde a un valor intermedio de carga sobre el ACL en actividades moderadas, situación que puede darse en el post-operario con rehabilitaciones agresivas. La carga de tracción se aplica en la dirección del túnel tibial, lo que no reproduce la situación anatómica. Se ha seleccionado así para situarse en el caso más desfavorable de cara al fallo por deslizamiento de la fijación, por ser este el fallo más probable, y para centrar el efecto tensor sobre la fijación que se quiere ensayar, aunque suponga eliminar el efecto de la fricción sobre el tendón a la salida del túnel en la meseta tibial.

Se han seleccionado tres parámetros biomecánicos que se considera más representativos para juzgar el éxito clínico de la intervención: desplazamiento residual tras carga cíclica,

valor relacionado con la laxitud sin carga de la rodilla reconstruida; rigidez, como valor relacionado con su laxitud bajo carga; y carga de fluencia, relacionado con el fallo de la reconstrucción por sobrecarga. Aunque se ha calculado el valor de la carga de rotura, para permitir la comparación con otros estudios, se considera que la carga de fluencia es el valor más representativo para la evaluación del fallo [3, 10-11], puesto que si aparecen cargas de tracción mayores el daño será permanente y la elongación de la fijación crecerá muy rápidamente hacia valores de laxitud no admisibles en la práctica clínica (Tabla 1).

El único estudio conocido por los autores que analiza la influencia de la sutura de los dos extremos del tendón cuando éste se fija con tornillo de interferencia [12], encuentra un aumento significativo de la carga última en el ensayo de rotura al unir los extremos (333N frente a 637N), al igual que el presente estudio con modelo porcino aunque con valores sensiblemente diferentes (567 frente 874 N, $p = 0.003$). La diferencia cuantitativa entre ambos resultados puede ser atribuida al diferente material óseo utilizado, bloques de hueso sintético sin forma anatómica en el mencionado estudio, y al hecho de que en ese caso no se sometieron las fijaciones a cargas cíclicas previas, que pueden alterar sensiblemente las propiedades mecánicas de la fijación, como pone de manifiesto la importante variación de rigidez entre el inicio y final del ensayo (figura 3). Además el presente estudio destaca la diferencia encontrada en otras variables que se consideran más representativas del éxito clínico de la intervención, como se ha argumentado previamente. Concretamente se ha encontrado que el suturar los extremos del injerto en bucle cerrado supone un descenso significativo del desplazamiento residual tras el ensayo cíclico (3.5mm frente a 9.7mm, $p=0.02$) así como un aumento significativo de la carga de fluencia de la fijación (570.9N frente 370.8 N, $p=0.005$), sin diferencias significativas en la rigidez. Puede por tanto inferirse que el cierre del bucle probablemente reducirá la laxitud de la rodilla reconstruida en el post-operatorio inmediato tanto en situaciones sin carga como bajo carga, además de considerar que la reconstrucción soportará mayores solicitaciones sin fallo por sobrecarga.

La reducción significativa del desplazamiento residual puede atribuirse a una reducción del deslizamiento del tendón sobre el tornillo de interferencia, puesto que éste fue el modo de fallo de todos de los especímenes, excepto los injertos que se rompieron a cargas mayores que las que causaron el deslizamiento, y que no se encontraron en ningún caso evidencias de desplazamiento del tornillo en el túnel, de igual forma a la que manifiestan otros estudios similares [4,13]. La reducción del deslizamiento puede atribuirse a la imposibilidad de deslizar una banda del injerto sobre la otra. En los especímenes con el tendón en bucle abierto el modo de fallo más frecuente fue el deslizamiento de una sola de las bandas. Es más, en los casos en que ambas bandas fueron extraídas del túnel tibial no existe evidencia de que lo hiciesen simultáneamente, siendo posible que se produjera inicialmente el deslizamiento de una banda sobre la otra, con la consiguiente reducción del material en la interfaz hueso-tendón-tornillo y el posterior deslizamiento de la segunda banda con resistencia reducida. La reducción del deslizamiento puede también achacarse a una mejor disposición del injerto con respecto al tornillo en el Grupo B, efectivamente en la preparación de los especímenes del Grupo A, se observó en diversas ocasiones que al roscar el tornillo en el túnel tibial los extremos del tendón se superponían entre si, a pesar de estar tensionados para tratar de mantenerlos en extremos diametralmente opuestos de las paredes del túnel, como marca la técnica quirúrgica. Este problema desaparece con la preparación del Grupo B, donde toda el área de ambos extremos del tendón cosidos trabaja como un conjunto para aumentar la resistencia al deslizamiento. Por otra parte, la presencia de puntos de sutura en la interfaz con el tornillo puede favorecer el agarre de las puntadas con los filetes del tornillo, creando conexiones sutura-tornillo que suplementan la fijación y dificultan el deslizamiento.

En los dos especímenes del Grupo B en los que se produjo la rotura del tendón, consideramos que éste no se vio debilitado por la sutura. El desgarro se produjo en un área más proximal que la interfaz tendón-tornillo y, sobre todo, sucedió a las cargas más altas de entre todas las de rotura, es decir, más altas que las que supusieron el deslizamiento del tendón en cualquiera de los otros casos.

La rigidez cíclica específica es una rigidez dinámica que simula actividades en vivo, frente a la calculada en el ensayo de rotura donde se eliminan los posibles efectos viscosos, dada la reducida velocidad de carga. Se trata de la rigidez en la región de cargas inferiores (<250N), si bien dentro del rango existente en rehabilitaciones agresivas, como ya se ha argumentado. El aumento observado en su valor puede deberse tanto a la rigidización del tendón, de la fijación o de ambos. Se ha comprobado en ensayos in-vitro que el tendón, humano y porcino, sufre una rigidización fisiológica en ensayos cíclicos [14-15], posiblemente debido a sus características viscoelásticas. La rigidez cíclica específica del tendón aumenta hasta cierto punto y después experimenta un descenso, coincidente con su daño estructural en los instantes previos a la rotura. Este daño estructural local puede explicar el crecimiento no-monótono que se observa en la figura 3. Respecto a la fijación, el aumento de su rigidez puede deberse al asentamiento del injerto en los filetes del tornillo, que ocurriría en los primeros ciclos del ensayo.

El observado aumento de la rigidez de la fijación durante el ensayo clínico, pone de manifiesto que debe ponerse especial cuidado cuando se comparan ensayos in-vitro que impliquen fijaciones de ligamentos realizados con distintos protocolos. Tanto si se realizan análisis comparativos entre resultados de ensayos de rotura precedidos o no por cargas cíclicos, como si se trata de resultados de ensayos cíclicos de distinta duración.

Nuestro trabajo presenta una serie de limitaciones. Como en muchos otros estudios biomecánicos in-vitro para evaluación de la reconstrucción de ACL, se ha utilizado un modelo porcino, al ser especímenes fácilmente disponibles y considerados adecuados para la reproducción del comportamiento de la rodilla humana joven en cuanto a su tamaño, forma y calidad ósea [16-19]. Sin embargo, los valores numéricos obtenidos no pueden ser extrapolados directamente a humanos, puesto que los modelos porcinos se ha comprobado que sobreestiman la resistencia última y subestiman la elongación cuando se comparan con modelos humanos cadavéricos [10-11], aunque los donantes humanos presentan gran disparidad en tamaño y calidad ósea. En nuestro caso todas las tibias procedían de material porcino de la misma raza, misma edad y con el mismo nivel de actividad, lo que asegura su uniformidad, aspecto que se considera una ventaja importante para un estudio comparativo como el abordado. El tendón del flexor digitorum profundus sí se considera un sustituto aceptable del tendón humano, al tener ambos similares propiedades mecánicas [19-20,21].

La otra limitación importante se debe al hecho de tratarse de un estudio in-vitro, que por tanto solo puede referirse al post-operatorio inmediato.

5. CONCLUSIONES

Suturar formando un bucle cerrado los extremos distales del injerto de LCA a lo largo de la interfaz tendón-tornillo de interferencia, mejora de forma significativa la resistencia inicial de la plastia y reduce la laxitud cuando se realiza la fijación tibial con tornillos de interferencia bioabsorbibles en un modelo porcino.

En la práctica clínica, una preparación del tendón como la mencionada es un procedimiento enormemente sencillo y sin coste adicional.

6. REFERENCIAS

- [1] DA Charlick, DN Caborn *Alternative soft tissue graft preparation technique for cruciate ligament reconstruction*. Arthroscopy 16 (8) (2000), E20
- [2] D Johnson. *Anterior cruciate reconstruction using hamstring graft fixed with bioscrews and augmented with the endopearl*. Tech Orthop 20(2005), 264-271
- [3] P Kousa, TLN Järvinen, M Vihavainen, P Kannus, M Järvinen. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction: Part II: tibial site. Am J Sports Med 31 (2003), 182-188
- [4] F Adam, D Pape, K Schiel, O Steimer, D Kohn, S Rupp. *Biomechanical properties of patellar and hamstring graft tibial fixate on techniques in anterior cruciate ligament reconstruction: experimental study with roentgen stereometric analysis*. Am J Sports Med 32 (2004),71-78.

- [5] [FS Kamelger, U Onder, W Schmoelz, K Tecklenburg, R Arora, C Fink. *Suspensory fixation of grafts in anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical comparison of 3 implants.* Arthroscopy 25 (2009),767–776
- [6] M Trump, DM Palathinkal, L Beaupre, D Otto, P Leung, A Amirfazli. *In vitro biomechanical testing of anterior cruciate ligament reconstruction: Traditional versus physiologically relevant load analysis.* Knee 18(2011),193–201
- [7] N Kitamura, K Yasuda, M Yamanaka, H Tohyama. *Biomechanical comparisons of three posterior cruciate ligament reconstruction procedures with load-controlled and displacementcontrolled cyclic tests.* Am J Sports Med 31(2003),907–914
- [8] T Kudo, H Tohyama, A Minami, K Yasuda. *The effect of cyclic loading on the biomechanical characteristics of the femurgraft- tibia complex after anterior cruciate ligament reconstruction using Bone Mulch screw/WasherLoc fixation.* Clin Biomech 20(2005), 414–420
- [9] DG Nagarkatti, BP McKeon, BS Donahue, JP Fulkerson. *Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation.* Am J Sports Med 29(2001),67–71
- [10] HE Magen, SM Howell, ML Hull. *Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts.* Am J Sports Med 27(1999), 35–43
- [11] JT Nurmi, H Sievänen, P Kannus, M Järvinen, TLN Järvinen. *Porcine tibia is a poor substitute for human cadaver tibia for evaluating interference screw fixation.* Am J Sports Med 32(2004), 765–771
- [12] J Bravman, C Ishak, J Gelber, S Namkoong, L Jazrawi, FJ Kummer *The interaction between the whipstitch sutures of multi-strand ACL grafts and interference screw fixation.* Bull Hosp Jt Dis 63(2006),156–157
- [13] MP Walsh, CA Wijdicks, BM Armitage, BD Westerhaus, JB Parker, RF Laprade. *The 1:1 versus the 2:2 tunnel-drilling technique: optimization of fixation strength and stiffness in an allinside double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction—a biomechanical study.* Am J Sports Med 37(2009),1539–1547
- [14] A. Blythea, T. Taskerb, P. Ziouposa. *ACL graft constructs: In-vitro fatigue testing highlights the occurrence of irrecoverable lengthening and the need for adequate (pre)conditioning to avert the recurrence of knee instability.* Technology and Health Care 14 (2006) 335–347
- [15] F. Adam, D. Pape, K. Schiel, O. Steimer, D. Kohn, S. Rupp. *Ligament Reconstruction : Experimental Study With Roentgen Stereometric Analysis Biomechanical Properties of Patellar and Hamstring Graft Tibial Fixation Techniques in Anterior Cruciate Ligament.* Am J Sports Med (2004) 32, 71
- [16] [HC Chang, J Nyland, A Nawab, R Burden, DN Caborn. *Biomechanical comparison of the bioabsorbable RetroScrew system, BioScrew XtraLok with stress equalization tensioner, and 35-mm Delta Screws for tibialis anterior graft-tibial tunnel fixation in porcine tibiae.* Am J Sports Med 33(2005),1057–1064
- [17] A Espejo-Baena, F Ezquerro, A Perez de la Blanca, J Serrano-Fernandez, F Nadal, E Montañez-Heredia. *Comparison of initial mechanical properties of 4 hamstring graft femoral fixation systems using nonpermanent hardware for anterior cruciate ligament reconstruction: an in vitro animal study.* Arthroscopy 22(2006), 433–440
- [18] JJ Lee, K Otarodifard, BJ Jun, MH McGarry, GF III Hatch, TQ Lee. *Is supplementary fixation necessary in anterior cruciate ligament reconstructions?* Am J Sports Med 39(2011),360
- [19] DE Meuffels, PT Docter, RA van Dongen, G Kleinrensink, JAN Verhaar, M Reijman. *Stiffer fixation of the tibial double-tunnel anterior cruciate ligament complex versus the single tunnel: a biomechanical study.* Arthroscopy 26, (2010) S35–S40
- [20] K Miyata, K Yasuda, E Kondo, H Nakano, S Kimura, N Hara. *Biomechanical comparisons of anterior cruciate ligament: reconstruction procedures with flexor tendon graft.* J Orthop Sci 5(2000), 585–592
- [21] DL Hamner, CH Brown Jr, ME Steiner, AT Hecker, WC Hayes. *Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques.* J Bone Joint Surg Am 81(1999), 549–557