



FIJACIÓN DE INJERTOS DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DE LA RODILLA MEDIANTE UN NUEVO MECANISMO. DISEÑO Y ANÁLISIS EXPERIMENTAL

OSCAR MARTEL FUENTES¹, JOSÉ ANTONIO CARTA GONZÁLEZ¹,
GERARDO GARCÉS MARTÍN², JOSÉ M. QUINTANA SANTANA¹,
ALEJANDRO YÁNEZ SANTANA¹, JUAN F. CÁRDENES MARTÍN¹

¹ Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Departamento de Ingeniería Mecánica
Edificio de Ingenierías, Campus Universitario de Tafira, 35017 Las Palmas, España

² Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Departamento de Ciencias Médicas y Quirúrgicas
Edificio de Ciencias de la Salud, Campus Universitario de San Cristóbal, Trasera del Hospital Insular
Doctor Pasteur s/n, 35016 Las Palmas, España

(Recibido 4 de abril de 2004, para publicación 29 de noviembre de 2004)

Resumen – En este estudio se expone el diseño y el análisis experimental de un nuevo mecanismo de fijación del injerto de ligamento cruzado anterior (LCA) de la rodilla, ideado para solucionar los problemas que presentan los dispositivos comerciales existentes. Para los ensayos se utilizaron tibias porcinas y tendones bovinos. Se realizaron 17 reconstrucciones de LCA y cada uno de los conjuntos hueso-sistema de fijación-injerto se sometió a un ensayo de tracción hasta rotura, determinando la fuerza inicial de agarre y la rigidez de la nueva fijación. A la vista de los resultados, 633 ± 202 N de carga máxima y 59 ± 20 N/mm de rigidez, se concluye que el dispositivo proyectado es adecuado para resistir las actividades típicas postoperatorias, si bien es recomendable un rediseño que facilite la colocación del mecanismo.

1. INTRODUCCIÓN

La rotura del Ligamento Cruzado Anterior (LCA en adelante) es la lesión que se da con mayor frecuencia entre las lesiones de ligamentos de la rodilla humana [1]. Teniendo en cuenta que, a su vez, la rodilla es la articulación que más se lesiona en la práctica deportiva y de competición [2], es fácil entender que toda mejora a favor de la reparación de esta lesión sea de considerable interés.

El LCA original se encuentra uniendo la tibia y el fémur por el interior de la articulación, y tiene como función controlar varios movimientos de la articulación de la rodilla, siendo el más importante la traslación anterior de la tibia sobre el fémur [2,3]. Debido a ello, cuando se rompe el LCA se origina una inestabilidad en la articulación y hay que tener en cuenta que la cicatrización espontánea del mismo no es viable [2]. Por tanto, o se interviene (tratamiento quirúrgico) o se deja la rodilla con el LCA roto (tratamiento conservador). El tratamiento conservador, con un adecuado programa de rehabilitación, se suele aplicar a pacientes mayores, o incluso jóvenes, que estén dispuestos a modificar su patrón de actividad. Por el contrario, todo paciente que no esté dispuesto a modificar sus actividades evolucionará probablemente mejor después de la cirugía [2]. Entre las distintas intervenciones quirúrgicas, la más común es la reconstrucción del LCA. Ésta consiste en colocar un injerto en la posición original del ligamento. Para ello es necesario practicar un taladro en la tibia y otro en el fémur e implantar el injerto a través de ellos, de forma que reproduzca lo más aproximadamente posible las funciones del LCA intacto. Se suele colocar un injerto proveniente del propio paciente (autoinjertos).

Obviamente, para que la reconstrucción del LCA funcione, es necesario sujetar el injerto tanto al túnel femoral como al tibial. Actualmente existen diversos dispositivos comerciales (ver Fig. 1), entre los que destacan las grapas, los tornillos con arandela metálica, los tornillos interferenciales, las suturas atadas a un poste, los broches y el tornillo transversal. Todos ellos han sido desarrollados y validados experimentalmente y se distribuyen por distintas compañías fabricantes. Cada uno de estos dispositivos o las técni-

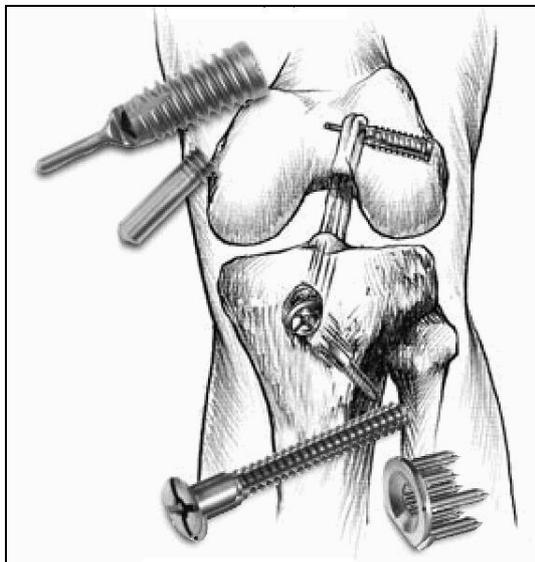


Fig. 1. Distintos tipos de fijación para el LCA. Tornillo transversal en la parte femoral y arandela dentada en la tibial. (Catálogo de Arthrotek, Warsaw, Indiana, USA. © Arthrotek Inc.).

cas asociadas para colocarlos presenta problemas que van desde el número excesivo de incisiones que hay que realizar hasta la escasa fuerza de agarre y rigidez que presentan algunos de estos métodos de fijación.

2. DESCRIPCIÓN DEL DISEÑO DEL NUEVO SISTEMA DE FIJACIÓN

El ideal de fijación de injerto de LCA debe poseer las siguientes características:

1. Gran capacidad de fijación inicial, es decir, alta resistencia hasta que se produzca la fijación biológica (integración entre el injerto y el hueso).
2. Capacidad de resistencia a esfuerzos cíclicos sin pérdida de propiedades, para soportar las cargas de fatiga típicas de la locomoción humana.
3. Rigidez del sistema de fijación lo más parecida posible al del LCA original, para conseguir una estabilidad en la rodilla similar a la anterior a la aparición de la lesión.
4. Capacidad de absorción por el cuerpo a medida que se produce la osteointegración del injerto, de forma que el resultado sea semejante al LCA original.
5. Colocación con el menor daño posible para el injerto, con el objeto de no reducir su resistencia y osteointegración.
6. Técnica quirúrgica con el menor número de incisiones posibles, facilitando así la pronta recuperación del paciente.
7. Facilidad de extracción en el caso de una mala inserción u otro tipo de problemas quirúrgicos.

Teniendo como objetivo el cumplimiento de todas las características mencionadas, en este artículo se presenta el diseño y análisis experimental de un novedoso mecanismo para la fijación de injertos de LCA, realizada en el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. El mecanismo, válido tanto para la fijación tibial como la femoral, se ha diseñado para que, una vez insertado en el canal óseo donde se ha de fijar el injerto, pueda expandirse radialmente y apretar dicho injerto contra las paredes del túnel, evitándose su aflojamiento mediante las fuerzas de rozamiento desarrolladas. El diseño realizado evita que el injerto sufra cortes o perforaciones, proporciona un incremento de la zona de contacto entre hueso e injerto, y contribuye a que la distribución de presiones sea más homogénea.

El mecanismo está compuesto por un tornillo base, hueco y ranurado en sus paredes, sobre las que se disponen cuatro piezas denominadas alas, y que se cierra con una tapa por la parte superior. Las alas pue-

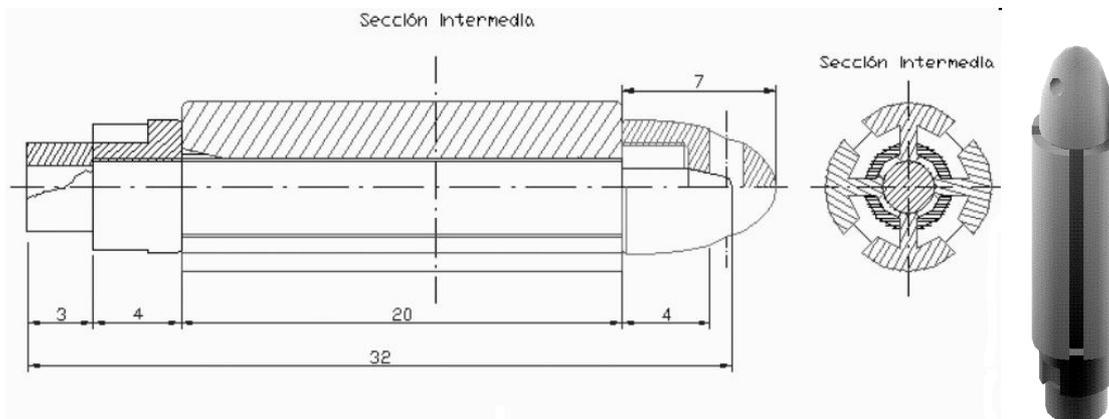


Fig. 2. Esquema (dcha.) y modelo (izda.) del nuevo dispositivo.

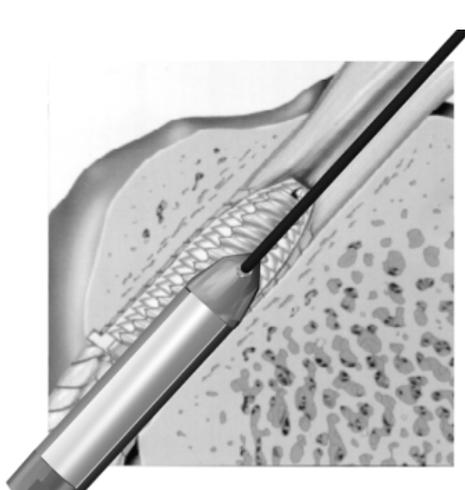


Fig. 3. Introducción del mecanismo.

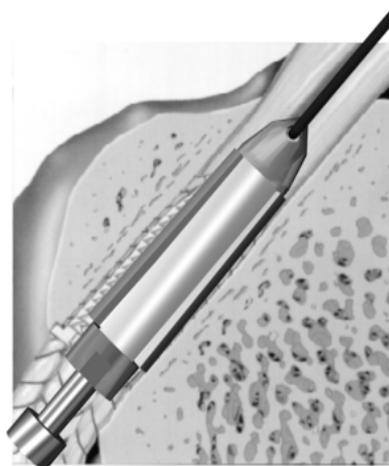


Fig. 4. Introducción del mecanismo.

den desplazarse en sentido radial gracias a las ranuras, pero tienen impedido el movimiento axial debido a la colocación de la tapa. En el interior del tornillo base se coloca la aguja o tornillo interior, que será el encargado de expandir las alas, una vez se ha colocado el mecanismo en su posición anatómica correcta. En la Fig. 2 se aprecia una sección del mecanismo expandido y un montaje del mismo.

El funcionamiento básico del mecanismo es el siguiente: se inserta el mecanismo en el canal óseo realizado para colocar el injerto, a continuación se expande, apretando el injerto contra las paredes del túnel, fijándolo. En la Fig. 3 se observa como el mecanismo es alojado en el interior de la cavidad ósea por medio de un hilo de sutura que ejerce tracción sobre él hasta alojarlo en el final del túnel óseo; en la Fig. 4 se aprecia como mediante la introducción del tornillo interior se produce la expansión radial, fijando el injerto. El roscado que se aprecia en el túnel óseo representa la solución estándar de tornillo interferencial, que se ha sobrepuesto para poder comparar visualmente la posición de ambas fijaciones.

Las dimensiones del mecanismo expansor cerrado, antes de insertarse el tornillo interior, son de 32 mm de largo por 8 mm de diámetro. El diámetro máximo alcanzable, una vez expandido, es de 10.5 mm.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

Para este estudio se utilizaron 17 tibias de cerdo y otros tantos tendones extensores digitales comunes de las patas delanteras de bovinos. Las patas traseras de los cerdos se obtuvieron de varias carnicerías



Fig. 5. Vista frontal del ensayo.

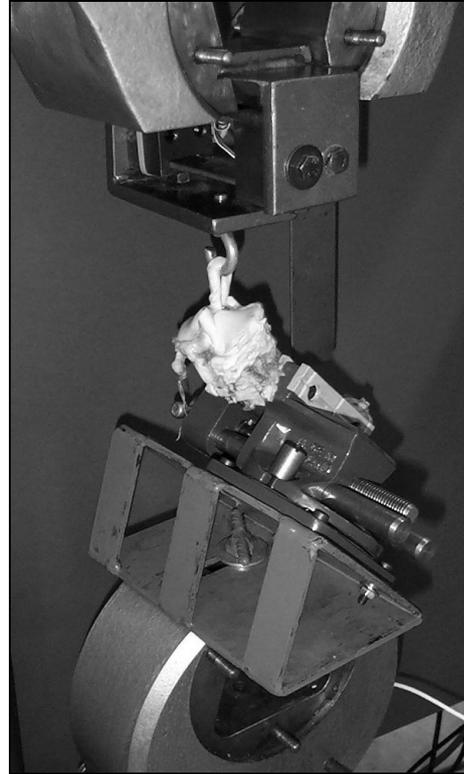


Fig. 6. Vista oblicua del ensayo.

locales, desprovistas de la mayor parte de los tejidos blandos. De estas patas se extrajeron las tibias, eliminando la rótula, el peroné, el fémur y el resto de tejidos blandos. Una vez preparados los huesos de este modo, se congelaron a -20°C . Las extremidades bovinas se obtuvieron directamente en el lugar de sacrificio de los animales. A cada una de las patas se le extrajo el grupo de los tres tendones extensores digitales y se envolvieron con una gasa impregnada en suero fisiológico, congelándolos a -20°C también. Los huesos y tendones se dejaron descongelar a temperatura ambiente las 24 horas previas a la realización de los ensayos. Durante todo el ensayo, se mantuvieron húmedos los especímenes mediante un nebulizador con solución salina normal. El aporte de esta humedad se cuidó especialmente en los tendones, porque son más sensibles a la pérdida de humedad [4].

Con los huesos y tendones preparados se pasó a realizar la reconstrucción de la parte tibial del LCA. Para ello se colocó la tibia sobre una mordaza de banco y se le practicó un taladro de 9 mm de diámetro, formando 45° con el eje natural de la tibia, entrando por la meseta tibial, aproximadamente en la inserción natural del LCA, y saliendo por un lateral de la tuberosidad tibial. A continuación, se colocó el tendón, que actúa como injerto de LCA. El tendón se coloca doblado, mediante la ayuda o de una sutura, dejando el doblez por la meseta tibial y los extremos asomando por el lado opuesto del túnel. Con el injerto correctamente colocado, se insertó el prototipo del nuevo dispositivo, fabricado en aleación de titanio (Ti-6Al-4V) por Talleres Coso SL (Lleida, España). Para ello, se situó éste en la boca del túnel, en medio de las dos ramas del tendón. Con golpes de un impactor se insertó en el taladro, manteniendo el injerto en la zona intermedia de las dos ramas del tendón, gracias a la tensión que le íbamos aplicando manualmente con el hilo de sutura. Con el objeto de conseguir una fijación efectiva, se pasó a expandir el mecanismo mediante el vástago interior, colocando éste en el orificio del mecanismo expansor e impactándolo.

El conjunto hueso-fijación-injerto se sometió a un ensayo de tracción hasta el fallo a 20 mm/min en una máquina universal de ensayos. El hueso se dispuso en la parte inferior de la máquina y el injerto en la parte superior (Figs. 5 y 6). Se diseñó una mordaza para sujetar la tibia inclinada 45° con respecto al eje vertical de la máquina de ensayos, para tirar paralelamente a la dirección del túnel óseo. El apoyo superior

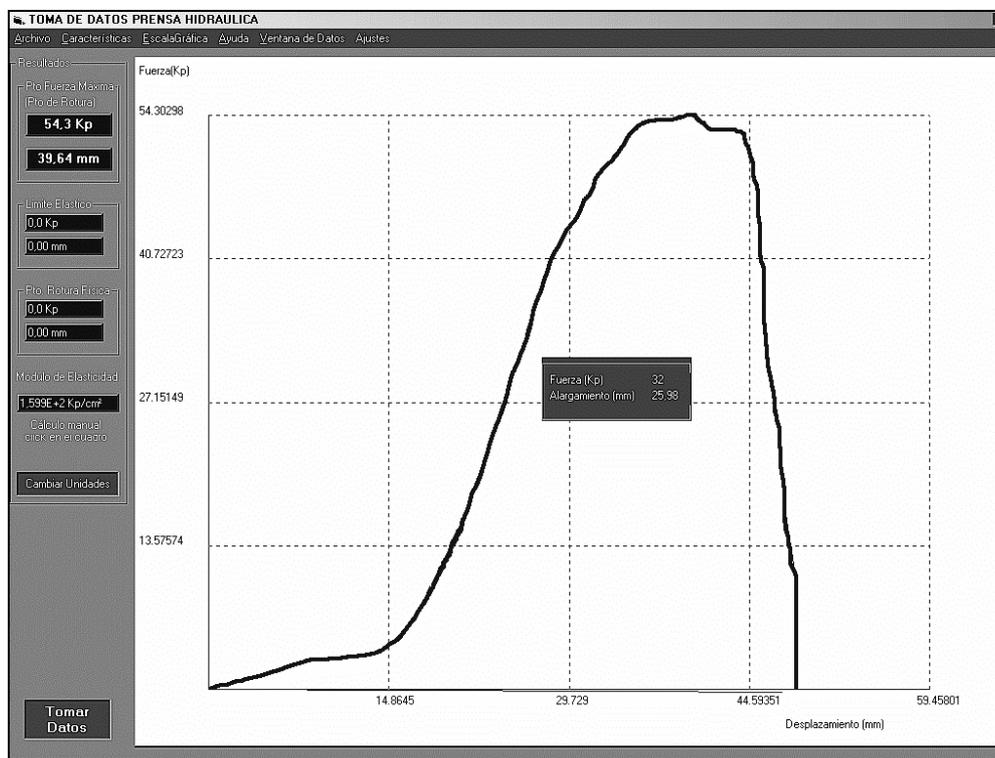


Fig. 7. Gráfico fuerza-alargamiento obtenido en los ensayos.

está formado por un gancho unido a la célula de carga, en donde se coloca el doblez del injerto. Para cada ensayo se obtiene el gráfico fuerza-alargamiento (Fig. 7), el modo de fallo, y la carga y el deslizamiento máximos.

4. RESULTADOS

La carga máxima, la rigidez y el modo de fallo obtenido en cada uno de los ensayos se puede observar en la Tabla 1. Respecto a la rigidez hay que indicar que ésta se ha calculado como la pendiente de la parte lineal de la gráfica fuerza-alargamiento obtenida en los ensayos, despreciando con ello el deslizamiento que se produce en la zona de pie (*toe-in region*) que se puede presentar al principio del gráfico, como el que se ve en la Fig. 7.

El valor medio de la carga máxima fue de 633 ± 202 N (media \pm desviación típica). El valor medio para la rigidez en el conjunto hueso-sistema de fijación-injerto fue de 59 ± 20 N/mm.

5. DISCUSIÓN

La primera consideración que vamos a hacer es acerca de la validez de los tejidos empleados. El uso de hueso porcino ha sido ampliamente utilizado por numerosos autores que han llevado a cabo ensayos sobre injertos de LCA [5-13], por lo que puede ser considerado casi como un estándar. Por otra parte, el uso de tendones bovinos viene avalado por experiencias de otros investigadores [13,14]. Asimismo, el uso de la tibia viene respaldado por el hecho de que la fijación tibial es más débil que la femoral [15-17].

La carga máxima obtenida es elevada (633 ± 202 N) comparada con las halladas por otros investigadores con los sistemas de fijación estándar sobre rodillas porcinas. Nagarkatti *et al.* [5], para un tornillo interferencial, obtuvieron 404 ± 103 N de fuerza máxima; To *et al.* [18] obtuvieron 430 ± 27 N, para una fijación con broche (aunque con rodillas humanas); y Paschal *et al.* [6] obtuvieron 535 ± 169 N con torni-

Tabla 1. Carga máxima, rigidez y modo de fallo para cada ensayo.

Nº	CARGA N	RIGIDEZ N/mm	MODO DE FALLO
1	325	65	Salida del tendón con tornillo
2	480	85	Salida tendón con tornillo en medio
3	510	70	Salida tendón solo.
4	707	40	Salida tendón con tornillo en medio
5	770	35	Salida tendón con tornillo en medio
6	487	36	Salida tendón solo
7	911	81	Salida tendón con tornillo en medio
8	386	57	Salida tendón con tornillo en medio
9	475	47	Salida tendón solo.
10	477	28	Salida tendón solo.
11	554	42	Salida tendón solo.
12	736	74	Salida tendón con tornillo en medio
13	497	46	Salida tendón solo
14	732	101	Salida tendón solo.
15	782	60	Salida tendón con tornillo en medio
16	962	76	Salida tendón con tornillo en medio
17	965	68	Salida tendón con tornillo en medio

llo interferencial. Sin embargo, hay otros autores que han alcanzado valores mayores que el presentado en esta investigación. Kousa *et al.* [9] obtuvieron 863 ± 192 N y Rupp *et al.* [7] 785 ± 210 N, ambos utilizando tornillo interferencial de titanio. Como se puede observar, la variabilidad entre los resultados obtenidos en diferentes estudios es elevada, probablemente por la diferencia de protocolo seguido en los ensayos (tipo de tejido, edad de los tejidos, velocidad de ensayo, etc.). Por tanto, se estima conveniente realizar un estudio experimental del nuevo dispositivo frente al método de fijación más ampliamente utilizado, como es el tornillo interferencial. De esta forma, se podrá efectuar una comparación directa en las mismas condiciones, para poder obviar la dispersión de resultados existente entre los distintos investigadores.

Hay que tener en cuenta que las fuerzas ejercidas en el sitio de fijación del injerto durante las actividades típicas del postoperatorio van de 152 a 450 N [19-21]. De otro modo, también se estima que la carga sobre el LCA en actividades diarias es del orden del 20% de su resistencia [22,23]. Como la carga que aguanta el LCA de un joven adulto es 2500 N [23], 2195 ± 427 N [24] o de 1994 ± 206 N [25] es razonable suponer una carga de 500 N como la carga diaria. Por tanto, parece lógico admitir que un método de fijación deba alcanzar al menos 500 N si la rodilla va a ser intensivamente rehabilitada, porque hay que tener en cuenta que, hasta que se produzca la osteointegración, toda la resistencia de la reconstrucción depende de la fijación. Entonces, de acuerdo a los resultados expuestos, nuestro mecanismo resulta adecuado para resistir una rehabilitación intensiva.

Respecto a la rigidez, es importante no perder de vista que el objetivo que se persigue con una reconstrucción del LCA es la recuperación funcional del paciente y, por tanto, reducir la inestabilidad articular. A mayor rigidez, menos desplazamiento y, por tanto, menos laxitud [26]. Para conseguir esta meta, lograr

una rigidez lo más parecida posible al LCA intacto es, según algunos autores [12,18], más importante que alcanzar su resistencia última, especialmente durante la rehabilitación intensiva [13].

La rigidez obtenida en nuestro caso ha sido de 59 ± 20 N/mm. Comparándola con análisis de las rigideces obtenidas por otros autores, se observa una excesiva variabilidad. Así, por ejemplo, Magen *et al.* [13] obtienen un valor de 226 ± 56 N/mm y Stapleton *et al.* [27] otro de 36 ± 14 N/mm, ambos con tornillo interferencial. Esto se debe muy probablemente a la distinta definición de lo que se considera la variable desplazamiento por cada uno de los autores. Esto hace la comparación de rigideces bastante complicada. Además, si se ensaya toda la rodilla, la rigidez será menor que si se ensaya sólo una de las partes. Así como para la carga máxima se hacía recomendable un estudio comparativo entre el nuevo dispositivo presentado aquí y uno comercial estándar, en el caso de la rigidez, la comparación directa se hace imprescindible, para poder valorar la bondad del nuevo dispositivo de fijación.

En cuanto al modo de fallo, y como era previsible, por la resistencia de los tendones, todos los fallos se registraron en el sitio de la fijación. Específicamente, los modos de fallo fueron tres: 1: salida del injerto arrastrando el sistema de fijación (*salida de tendón con tornillo*); 2: salida del injerto arrastrando el sistema de fijación entre las dos ramas del tendón (*salida de tendón con tornillo en medio*); y 3: salida del injerto sólo, dejando el sistema de fijación insertado en el túnel óseo, bien una rama del mismo o las dos ramas (*salida de tendón con tornillo*). El modo de fallo que lleva aparejados mayores valores de la resistencia inicial de fijación (ver Tabla 1) es la salida de las dos ramas del tendón con el tornillo en medio. Esto nos indica algo importante: el nuevo dispositivo aguantará más si, a la hora de la intervención, se logra que quede colocado en medio de los dos tendones. La explicación de la mayor fuerza de agarre se puede deber a la disposición de las superficies en contacto. Así, en el caso de que el nuevo dispositivo quede situado en medio, dos superficies de contacto del injerto tocan al hueso y otras dos hacen contacto con el metal del tornillo; son, por tanto, cuatro superficies de contacto con interfases distintas. Por el contrario, en el caso de que el tornillo entre excéntrico a los tendones, éstos sólo tendrán una superficie de contacto óseo, otra metálica y una doble de tendón-tendón; teniendo, por tanto, tres superficies de contacto, siendo una de ellas de mal comportamiento al deslizamiento (contacto tendón-tendón).

Finalmente, aún teniendo en cuenta los elevados valores de fuerza de agarre, los golpes necesarios, tanto para su introducción como para su expansión, fueron de una intensidad algo elevada para lo que sería recomendable en una intervención quirúrgica normal. Teniendo en cuenta que la intervención real se ha de realizar con la técnica artroscópica, estos impactos se hacen bastante complicados. Por ello, se propone como mejora de rediseño del dispositivo, roscar el vástago expansor interior y cambiar las dimensiones del mecanismo, de forma que se logre una mayor expansión. Así, el mecanismo entraría sin necesidad prácticamente de impactarlo y toda la fuerza de agarre se debería a la expansión, al prescindir la introducción roscada de impactos.

6. CONCLUSIONES

A la vista de los resultados de este estudio, el nuevo mecanismo resulta adecuado para resistir las actividades típicas postoperatorias, porque su resistencia es superior a 500 N, que es la carga máxima esperada durante ese periodo. Además, se observa que la posición en la que queda colocado el nuevo mecanismo dentro del túnel óseo es importante para obtener un alto valor de carga y rigidez. Así, lo que se debe lograr, con una cuidada técnica operatoria es que el mecanismo quede insertado en medio de las dos ramas del tendón. Por otra parte, se hace necesario un rediseño del mecanismo, para facilitar la introducción y expansión del mismo. Por último, es altamente recomendable, en posteriores experiencias, realizar un estudio comparativo entre el dispositivo aquí presentado y uno comercial estándar, de forma que se garantice la igualdad de condiciones de ensayo entre ambos métodos de fijación.

REFERENCIAS

- [1] KC Miyasaka, DM Daniel, ML Stone, P Hishman. *The incidence of knee ligament injuries in the general population.* Am J Knee Surg;4:3-8. 1991.

- [2] L Munuera. *Introducción a la traumatología y la cirugía ortopédica*. Mc-Graw-Hill Interamericana. ISBN: 84-486-0136-X. 1996.
- [3] TD Sisk. *Lesiones de la rodilla. Capítulo 33 en Campbell: Cirugía ortopédica. 8ª edición*. Editorial Médica Panamericana. 1993.
- [4] RB Martin, DB Burr, NA Sharkley. *Skeletal Tissue Mechanics*. Springer-Verlag. New York. 1998.
- [5] DG Nagarkatti, BP McKeon, BS Donahue, JP Fulkerson. *Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation*. The American Journal of Sports Medicine. Vol. 29 n°1. pp 67-71. 2001.
- [6] SO Paschal, MD Seemann, RB Ashman, et al. *Interference fixation versus postfixation of bone-patellar tendon bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. A biomechanical comparative study in porcine knees*. Clinical Orthopaedics and Related Research. Number 300, pp 281-287. J.B. Lippincott Company, 1994.
- [7] S Rupp, R Seil, A Schneider, DM Kohn. *Ligament graft initial fixation strength using biodegradable interference screws*. J Biomed Mater Res (Appl Biomater) 48: 70-74, 1999.
- [8] R Becker, D Voigt, C Stärke, et al. *Biomechanical properties of quadruple tendon and patellar tendon femoral fixation techniques*. Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc. 9: 337-342. 2001.
- [9] P Kousa, TLN Järvinen, P Kannus, M Järvinen. *Initial fixation strength of bioabsorbable and titanium interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction. Biomechanical evaluation by single cycle and cyclic loading*. Am J Sports Med. Vol. 29 N°4. pp 420-425. 2001.
- [10] P Kousa, TLN Järvinen, M Vihavainen, et al. *The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: Tibial site*. Am J Sports Med 31: 182-188. 2003.
- [11] R Seil, S Rupp, PW Krauss, A Benz, DM Kohn. *Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model*. Am J. Sports Med. 26: 815-819. 1998.
- [12] Y Ishibashi, TW Rudy, GA Livesay et al. *The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: Evaluation using a robotic testing system*. Arthroscopy; 13: 177-182. 1997.
- [13] HE Magen, SM Howell, ML Hull. *Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft graft tissue*. Am J Sports Med.: 27 n°1: 35-43. 1999.
- [14] M Guirea, AA Amis, P Aichroth. *Cyclic load testing of hamstrings tendon ACL reconstruction fixation*. Journal of Biomechanics, 31 (Supplement) pp: 145. 1998
- [15] CH Brown, AT Hecher, JA Hipp, et al. *The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament graft*. Am J Sports Med 21; 880-886. 1993.
- [16] M Hulstyn, PD Fadale, J Abate, et al. *Biomechanical evaluation of interference screw fixation in a bovine patellar bone-tendon-bone autograft complex for anterior cruciate ligament reconstruction*. Arthroscopy; 9: 417-424. 1993.
- [17] M Kurosaka, S Yashiya, JT Andrish: *A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation for anterior cruciate ligament reconstruction*. Am. J. Sports Med., 15: 225-229, 1987.
- [18] JT To, SM Howell, ML Hull. *Contributions of femoral fixation methods to the stiffness of anterior cruciate ligament replacements at implantation*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery. Vol. 15 N°4 (May-June), Pp 379-387. 1999.
- [19] KL Markolf, JF Gorek, JM Kabo, et al. *Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique*. J Bone Joint Surg 72A: 557-567. 1990
- [20] FR Noyes, DL Butler, ES Grood, et al. *Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstructions*. J Bone Joint Surg 66A: 344-352, 1984
- [21] CE Henning, MA Lynch., KR Glick. *An in vivo strain gage study of elongation of the ACL*. Am J Sports Med 13; 22-26. 1985.
- [22] BD Beynon, BC Fleming, RJ Johnson, et al. *Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo*. Am J Sports Med 23; 24-34. 1995.
- [23] CB Frank, DW Jackson. *The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg 79(10): 1556-1576, 1997.

- [24] NJ Rowden, D Sher, GJ Rogers, K Schindhelm. *Anterior cruciate ligament graft fixation: Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers*. Am J Sports Med. 25 N°4; 472-478. 1997.
- [25] SU Scheffler, NP Südkamp, A Göckenjan, et al. *Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: the impact of fixation level and fixation method under cyclic loading*. Arthroscopy: 18. N°3 (March), 304-315. 2002.
- [26] ME Steiner, AT Hecker, CH Brown, WC Hayes. *Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts*. Am J Sports Med 22:240-6; 1994.
- [27] TR Stapleton, DT Curd, CL Baker. *Initial biomechanical properties of anterior cruciate ligament reconstructions autografts*. Journal of the Southern Orthopaedic Association. Vol 8, No. 3, Fall 1999.

ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT GRAFT FIXATION. DESIGN AND EXPERIMENTAL ANALYSIS OF A NEW DEVICE

Abstract – In this study, we present the design and experimental analysis of a new fixation mechanism for the graft of the anterior cruciate ligament (ACL) of the knee, planned to solve the problems associated with existing commercial devices. In the tests, porcine tibias and bovine tendons were used. 17 reconstructions of the ACL were made and a pullout test to failure was performed for each bone-fixation device-graft complex, recording the initial strength and stiffness of the new fixation. As the results shows, 633 ± 202 N maximum load and 59 ± 20 N/mm stiffness, it is concluded that the projected device is suitable to resist the normal postoperative activities. Nevertheless, a redesign of the device in order to facilitate the introduction of the device is recommended.

