

Propiedades mecánicas del ligamento cruzado anterior y el tendón rotuliano empleado como autoinjerto y aloinjerto. Estudio en ovejas

D. SALA y J. R. VALENTI

Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona.

Resumen.—La medición de las propiedades biomecánicas de tendones y ligamentos representa una de las técnicas más importantes para determinar la validez de un injerto. En el presente estudio se ha valorado la resistencia a la tracción del LCA de oveja comparándolo con el injerto de tendón rotuliano (hueso-tendón-hueso) autólogo y homólogo criopreservado en fresco en diferentes períodos de evolución. Según el diseño biomecánico empleado, a los 8 meses de evolución los autoinjertos mostraron una resistencia del 48% y los aloinjertos del 53% con respecto al LCA control, siendo a los 12 meses del 55% y 71% respectivamente. De acuerdo con los resultados se observa que a los 12 meses de evolución, existe todavía un déficit funcional traducido por la diferencia entre la resistencia de los injertos y el LCA control.

BIOMECHANICAL PROPERTIES OF THE ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT AND PATELLAR TENDON USED AS AUTOGRAFT AND ALLOGRAFT. STUDY IN SHEEP

Summary.—Biomechanic properties of tendons and ligaments are considered one of the most important issue in determining the efficiency of a graft. The present study evaluates the mechanical behavior of the anterior cruciate ligament (ACL) and the patellar tendon (bone-PT-bone) of the sheep used as autograft and fresh frozen allograft at different postoperative periods. The maximum load at 8 month was 48% in the autograft group and 53% in the allograft group as compared to the control ACL. At 12 month, maximum load was 55% and 71% respectively. The results indicates that 12 month after grafting there is an evident difference in resistance to traction between normal ACL and the grafts.

INTRODUCCIÓN

La reparación del Ligamento cruzado anterior (LCA) de la rodilla con injertos biológicos ha sido realizada con diversidad de estructuras, tanto autólogas como homologas, y técnicas quirúrgicas variadas. La finalidad última consiste en lograr una colocación idónea de los puntos de inserción utilizando como injerto una estructura lo suficientemente resistente y elástica para reproducir al máximo las características mecánicas de LCA.

En la actualidad el tendón rotuliano (hueso-tendón-hueso) es reconocido como el tejido más adecuado como injerto, ya sea autólogo u homólogo (1, 5, 6, 8, 10, 16, 21, 23, 26, 30).

Diferentes autores han estudiado las características biomecánicas del LCA y sus injertos en diferentes modelos animales y diseños mecánicos. Sin embargo, la complejidad y variedad de los modelos experimentales hace difícil establecer comparaciones.

El objetivo del presente estudio es realizar una comparación de las características biomecánicas del injerto de tendón rotuliano (hueso-tendón-hueso), tanto autólogo como homólogo criopreservado y el LCA de la oveja en distintos períodos tras la cirugía.

Correspondencia:
Dr. D. SALA
Legión Española, 13
46010 Valencia

Tabla I: Distribución de los grupos según el tipo de injerto y el tiempo de evolución.

Grupo	Nº de animales	Evolución
A. LCA control.	6	—
B. Autoinjerto.	5	8 meses
C. Aloinjerto.	5	8 meses
D. Autoinjerto.	5	12 meses
E. Aloinjerto	5	12 meses

MATERIAL Y MÉTODO

Se emplearon 20 ovejas de raza merina, de 4 meses de edad, distribuidas según el tipo de injerto utilizado y el tiempo de evolución (tabla I).

En los grupos de aloinjertos (C y E) la obtención de los injertos se realizó mediante la extracción del tendón rotuliano, en condiciones de esterilidad, unido a la tuberosidad tibial anterior y la rótula, en animales de la misma especie. Los injertos fueron congelados en fresco y mantenidos a -86°C por un mínimo de tres semanas hasta su utilización. Los autoinjertos fueron obtenidos en el mismo acto quirúrgico de la rodilla intervenida.

Mediante artrotomía se disecó el LCA conservando intacta la grasa infrapatelar, posteriormente se seccionó el ligamento y se resecaron los extremos libres. Una vez creado el defecto se procedió a la perforación con punzón de los túneles óseos a nivel del cóndilo femoral externo y la meseta tibial. El injerto fue preparado mediante lavado en suero fisiológico a temperatura ambiente, se colocó una sutura de acero (nº 2) en cada extremo del injerto pasada a través de los fragmentos óseos y los extremos del injerto. Antes de colocar el injerto se realizó un pretensado manual

comprobando la resistencia de las suturas. Finalmente se introdujo el injerto en los túneles óseos comprobando manualmente la tensión en todo el rango de movilidad de la rodilla, se empleó como medio de fijación unas chapas de acero fijadas en las salidas de los túneles óseos (Fig. 1). La rodilla se inmovilizó con un yeso durante una semana y posteriormente los animales fueron trasladados a una granja donde realizaron libremente actividades de marcha y carrera.

Una vez transcurrido el tiempo de evolución los animales fueron sacrificados y se extrajeron ambas rodillas mediante disección extracapsular manteniéndose congeladas hasta su estudio biomecánico.

Los rodillas fueron disecadas hasta obtener una pieza constituida por el fémur y la tibia unidos por el LCA o el injerto. Posteriormente se realizaron osteotomías a nivel femoral y tibial para extraer el LCA o injerto unido en sus extremos a un fragmento óseo (Fig. 2). Posteriormente, cada fragmento óseo se colocó en un molde de madera para ser incluido en metilmetacrilato de forma que la posición relativa de los fragmentos femoral y tibial fuera equivalente a una flexión de la rodilla de 45° , quedando incluidos en metilmetacrilato sólo los fragmentos óseos. Una vez confeccionados los especímenes se colocaron en las mordazas neumáticas del dispositivo para ensayos mecánicos con una presión entre 4 y 5 bares.

El ensayo biomecánico consistió en un sistema de tracción hasta ruptura empleando un dispositivo para ensayos mecánicos (Instron), aplicando una fuerza tensil paralela al eje longitudinal de los especímenes a una velocidad de 250 cm/min, con un pretensado previo de 14 Kg (Fig. 3). Las variables estudiadas fueron la resistencia máxima a la tracción versus el tipo de espécimen.

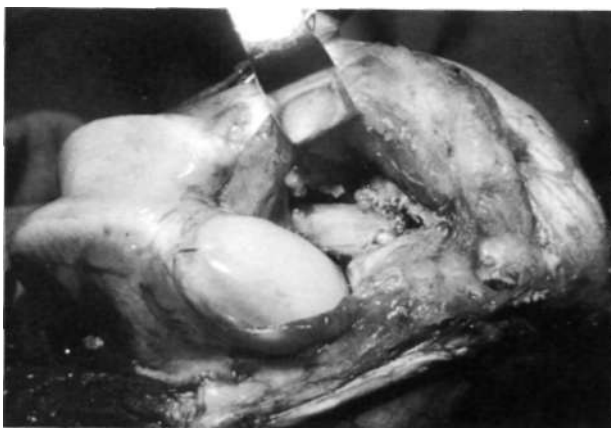


Figura 1. Injerto colocado en los túneles óseos. La tensión inicial fue comprobada manualmente en todo el rango de movilidad de la rodilla.

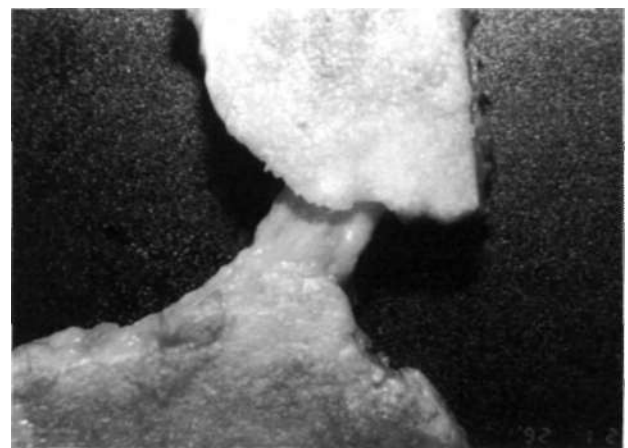


Figura 2. Autoinjerto de 12 meses de evolución unido en sus extremos a un fragmento óseo femoral y tibial.

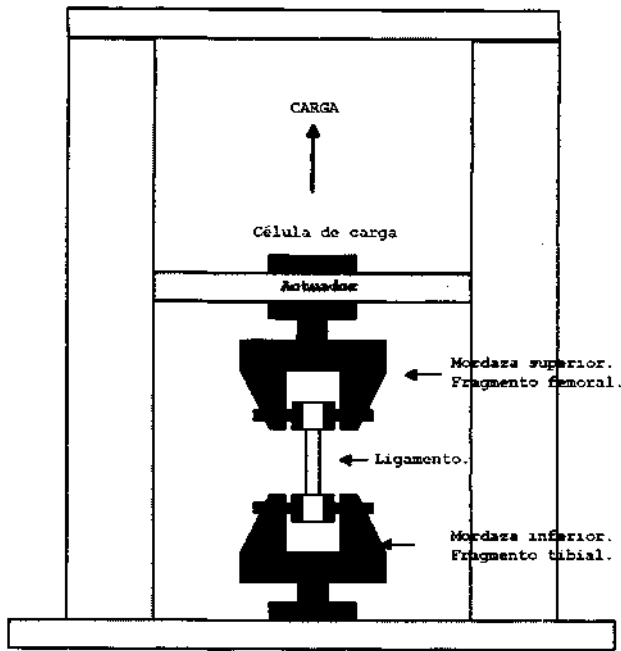


Figura 3. Diseño biomecánico. El espécimen queda colocado en las mordazas neumáticas a una presión entre 4 y 5 bares.

Para el análisis estadístico se aplicó el test de Wilcoxon para variables no paramétricas no apareadas, tomando una probabilidad del 90%.

RESULTADOS

La resistencia máxima media del grupo control (grupo A) fue de 705 Newtons (N) (rango: 945N - 565N). El modo de ruptura fue en tres casos a nivel distal, en dos casos a nivel proximal y en un caso por avulsión doble (tabla II).

A los 8 meses de evolución en el grupo B la media de la carga máxima fue de 338N (rango: 472N - 263N) representando el 48% del grupo A, y en el grupo C fue de 372N (rango: 507N - 242N), 53% del LCA control. Un animal del grupo B murió antes de cumplir su período postoperatorio por lo que dicho grupo quedó formado por 4 especímenes.

Tabla II: Resistencia a la tracción. Grupo LCA Control.

Especímen	Modo de ruptura	Carga máxima (N)
1	Doble avulsión	577
2	Distal	945
3	Proximal	565
4	Distal	943
5	Distal	605
6	Proximal	594

N = Newtons.

Tabla III: Resistencia a la tracción en los distintos grupos de injertos.

Especímen	Modo de ruptura	Carga máxima (N)
Autoinjerto 8 m.	Doble avulsión	472
	Distal	270
	Distal	347
	Distal	263
Aloinjerto 8 m.	Proximal	462
	Distal	507
	Distal	242
	Distal	391
	Distal	260
Autoinjerto 12 m.	Distal	373
	Distal	251
	Distal	508
	Distal	429
	Distal	148
Aloinjerto 12 m.	Distal	579
	Distal	503
	Distal	521
	Distal	411
	Proximal	1144

N = Newtons.

A los 12 meses de evolución el grupo D mostró un valor de carga máxima de 390N (rango: 148N - 508N) (55% del LCA control) y el grupo E un valor medio de 503N (rango: 1144N - 411N) (71% del LCA control) (tabla III).

En cuanto al mecanismo de ruptura lo más frecuente fue que ésta se produjera en la porción distal del espécimen, aunque en algunos casos se observaron otros lugares de ruptura (tabla III). Las diferencias entre los grupos B, C, D y E con respecto al control fueron tendentes a la significación ($p < 0,1$), si bien las diferencias entre los grupo B y C, así como D y E no fueron significativas ($p > 0,1$).

DISCUSIÓN

Los ligamentos de la rodilla están diseñados para proporcionar una adecuada estabilidad con los movimientos articulares, esta función es alcanzada gracias a su capacidad de resistencia a la tracción. Por tanto, la viabilidad y funcionalidad de un injerto es determinada en último término por su capacidad para resistir fuerzas de tracción.

Para reproducir con mayor exactitud las condiciones fisiológicas de la rodilla se han diseñado distintos tipos de modelos experimentales empleando para la medición el fémur y la tibia unidos solamente por el LCA o su injerto. En la mayoría de los trabajos se ha estudiado el comportamiento mecánico

del complejo fémur-LCA-tibia (CFLT), tratando de reproducir la fuerza que actúa sobre el ligamento «in situ» (2, 4, 17, 19, 20, 24, 27-29), mientras que otros autores han analizado solamente el ligamento o injerto unido a sus inserciones óseas (13, 18).

El empleo del CFLT para estudio mecánico tiene variantes con respecto al ángulo de flexión de la rodilla y la dirección de la fuerza aplicada. Así, existen varias formas o configuraciones de medición combinando los dos parámetros antes mencionados. La configuración más usada es la rodilla a 45° de flexión con la fuerza aplicada en sentido perpendicular al eje tibial (2, 17-20, 27). Otras configuraciones empleadas son con la fuerza ejercida en el eje tibial (14), o aplicando la fuerza paralela al LCA al eje del LCA (3, 7, 24). Clancy (4), Yoshiya (29), McFarland (14), Butler (3), Vasseur (27), Nikolaou (15) y Thorson (25) emplearon la configuración de 45° de flexión, Shino (24), Drez (7) y Jackson (11) lo hicieron con 30° de flexión. Rogers realizó un estudio en el que compara cuatro diferentes configuraciones (22) observando que la mayor resistencia se obtiene colocando la rodilla a 45° de flexión aplicando la fuerza en sentido de cajón anterior. Sin embargo, Figgie (9) observó que la mayor resistencia se obtiene con la rodilla en completa extensión. En el diseño empleado en el presente estudio los fragmentos óseos quedan colocados en los moldes de madera de tal forma que reproducen aproximadamente la configuración de 45° de flexión con la fuerza paralela al LCA.

Para la medición de las propiedades mecánicas del LCA como estructura aislada se ha empleado el sistema de agarre mediante mordazas lisas (13, 18). Noyes y cols, realizaron un importante estudio biomecánico comparando los diferentes tejidos utilizados como injertos en el hombre (18). Para estructuras como la fascia lata y el tendón del recto interno empleó mordazas con dientes sinusoidales, las inserciones óseas del tendón rotuliano fueron incluidas en metilmetacrilato y posteriormente colocadas en las mordazas. En nuestra experiencia hemos comprobado que los fragmentos óseos colocados directamente en

las mordazas neumáticas son rápidamente aplastados, por esta razón fueron incluidos en metilmetacrilato para lograr un buen agarre sin desestructurar el espécimen, evitando al mismo tiempo las distorsiones causadas por el agarre directo del ligamento en las mordazas. Por otra parte, al ser aplicada la fuerza directamente sobre los fragmentos óseos incluidos en metilmetacrilato no hay posibilidad de que dicha fuerza sea absorbida por deformación en otros puntos diferentes al espécimen.

Los valores de carga máxima media en los grupos B y C representan aproximadamente el 50% del valor para el grupo Control, y posteriormente aumentan hasta el 55% en el grupo D y el 71% en el grupo E.

En el estudio realizado por Shino y cols., empleando el tendón rotuliano homólogo como injerto, el valor de la carga máxima a las 52 semanas fue del 35% del LCA control en perros (24). McFarland y cols. observaron un valor del 23% del control (14), Clancy y cols, encontraron que a los 12 meses el tendón rotuliano autólogo tenía un 47% del valor de carga máxima del LCA control (4). Las diferencias de los anteriores con respecto al presente estudio pueden ser atribuidas a dos factores; en primer lugar el diseño de estudio biomecánico es diferente a los anteriores por cuanto no se emplea el complejo fémur-ligamento (injerto)-tibia, y en segundo lugar los animales realizaron actividades normales de marcha y carrera, lo cual se puede considerar como un estímulo importante para la regeneración de los injertos según lo apunta el estudio realizado por Noyes y cols. (17). En contraste con los resultados del presente estudio Jackson y cols, observaron que a los 6 meses el tendón rotuliano autólogo mostró un valor de carga máxima del doble del tendón rotuliano homólogo (12).

En conclusión, los resultados del presente estudio indican que los autoinjertos y aloinjertos crioconservados en fresco empleados como sustituto del LCA en la oveja sufren un proceso de incorporación similar, traducido por los valores de resistencia a la tracción a los 8 y 12 meses postoperatorios. Sin embargo, en ese tiempo de evolución no alcanzan la resistencia propia del LCA.

Bibliografía

1. **Aerts P.** Free patellar tendon grafting as augmentation or as substitution for acute isolated ACL tears. Preliminary results. *Acta Orthop Belg* 1988; 54: 401-5.
2. **Ballock RT, Woo S L-Y, Lyon R, Hollis M, Akeson WH.** Use of patellar tendon autograft for anterior cruciate ligament reconstruction in the rabbit: A long term histologic and biomechanical study. *J Orthop Res* 1989; 7: 474-85.
3. **Butler D, Grood E, Noyes F.** Mechanical properties of primate vascularized vs. nonvascularized patellar tendon grafts: changes over time. *J Orthop Res* 1989; 7: 68-79.

4. **Clancy WG, Narechania RG, Rosemberg T, Gmeiner JG, Wisnefske DD, Lange TA.** Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys. A histological, microangiographic and biomechanical analysis. *J Bone Joint Surg* 1981; 63A: 1270-84.
5. **Clancy WG Jr, Nelson DA, Reider B, Narechania RG.** Anterior cruciate ligament reconstruction using one-third of the patellar ligament, augmented by extraarticular tendon transfers. *J Bone Joint Surg* 1982; 64A: 352-9.
6. **Cross M, Harris J, Slater HK.** Recent developments in the treatment and repair of anterior cruciate ligament injuries in the athlete. *Sports Medicine* 1990; 10: 349-54.
7. **Drez D, DeLee J, Holden J, Arnoczky S, Noyes F, Roberts T.** Anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone allografts. A biological and biomechanical evaluation in goats. *Am J Sports Med* 1991; 19: 256-63.
8. **Engebretsen L, Benum P, Fasting O, Molster A, Strand T.** A prospective, randomized study of three surgical techniques for treatment of acute ruptures of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 1990; 18: 585-90.
9. **Figgie H, Bahniuk E, Heiple K, Davy D.** The effects of tibial-femoral angle on the failure mechanics of the canine anterior cruciate ligament. *J Biomech* 1986; 9: 89-91.
10. **Ivey FM, Blazina ME, Fox JM, Del-Pizzo W.** Intraarticular substitution for anterior cruciate ligament insufficiency. A clinical comparison between patellar tendon and meniscus. *Am J Sports Med* 1980; 8: 405-10.
11. **Jackson DW, Grood ES, Arnoczky SP, Butler DL, Simon TM.** Freeze dried anterior cruciate ligament allografts. Preliminary studies in a goat model. *Am J Sports Med* 1987; 15: 295-303.
12. **Jackson DW, Grood ES, Goldstein JD, Rosen MA, Kurzweil PR, Cummings JF, Simon TM.** A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in the goat model. *Am J Sports Med* 1993; 21(2): 176-85.
13. **Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB, Danylchuk KD.** Tension Studies on Human Knee Ligaments. Yield Point, Ultimate Failure, and Disruption of the Cruciate and Tibial Collateral Ligaments. *J Bone Joint Surg* 1976; 58A: 350-5.
14. **McFarland E, Morrey B, An K, Wood M.** The relationship of vascularity and water content to tensile strength in a patellar tendon replacement of the anterior cruciate in dogs. *Am J Sports Med* 1986; 14: 436-48.
15. **Nikolaou PK, Seaber AV, Glisson RR, Ribbeck BM, Bassett FH.** Anterior cruciate ligament allograft transplantation. Long term function, histology, revascularizations and operative technique. *Am J Sports Med* 1986; 14: 348-60.
16. **Noyes F, Barber S.** The effect of an extra-articular procedure on allograft reconstructions for chronic ruptures of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 1991; 73A: 882-92, 289.
17. **Noyes FR.** Functional Properties of Knee ligaments and Alterations Induced by Immobilization. A Correlative Biomechanical and Histological Study in primates. *Clin Orthop* 1977; 123: 210-42.
18. **Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS.** Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg* 1984; 66A: 344-52.
19. **Noyes FR, De Lucas JL, Torvik PL.** Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament Failure: An Analysis of Strain-Rate Sensitivity and Mechanisms of Failure in primates. *J Bone Joint Surg* 1974; 58A: 236-53.
20. **Noyes FR, Grood ES.** The Strength of Anterior Cruciate Ligament in Humans and Rhesus Monkeys: Age related and Species related Changes. *J Bone Joint Surg* 1976; 58A: 1074-82.
21. **O'Brien SJ, Warren RF, Pavlov H, Panariello R, Wickiewicz TL.** Reconstruction of the cronicaly insufficient anterior cruciate ligament with central third of the patellar ligament. *J Bone Joint Surg* 1991; 73A: 278-86.
22. **Rogers GJ, Milthorpe BK, Muratore A, Schindhelm K.** Measurement of the mechanical properties of the ovine ACL B-L-B complex. *Biomaterials* 1990; 11: 89-96.
23. **Sandberg R, Balkfors B.** The durability of anterior cruciate ligament reconstruction with the patellar tendon. *Am J Sports Med* 1988; 16: 341-3.
24. **Shino K, Kawasaki T, Hirose H, Gotoh I, Inoue M, Ono K.** Replacement of anterior cruciate ligament by an allogenic tendon graft. An experimental study in the dog. *J Bone Joint Surg* 1984; 66B: 672-81.
25. **Thorson E, Rodrigo J, Vasseur P, Sharkey N, Heitter D.** Replacement of ACL. A comparisson of autografts and allografts in dogs. *Acta Orthop Scand* 1989; 60: 555-60.
26. **Tibone JE, Antich TJ.** A biomechanical analysis of ACL reconstruction with patellar tendon. A two year followup. *Am J Sports Med* 1988; 16: 332-5.
27. **Vasseur PB, Rodrigo UJ, Stevenson S, Clark G, Shonkey N.** Replacement of the Anterior Cruciate Ligament with a bone-ligament-bone anterior cruciate ligament allograft in dogs. *Clin Orthop* 1987; 219: 268-77.
28. **Webster DA, Werner FW.** Freeze-dried flexor tendons in anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop* 1983; 181: 238-43.
29. **Yoshiya S, Andrich JT, Manley MT, Bauer TW.** Graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction. An in vivo study in dogs. *Am J Sports Med* 1987; 15: 464-70.
30. **Zaricznyj B.** Reconstruction of the anterior cruciate ligament using free tendon graft. *Am J Sports Med* 1983; 11: 164-75, 408.