

Propiedades biomecánicas del Tendón Patelar y Aquiliano (Consideración para la reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior)

Dr. Hugo J. Sánchez Coello*
Dr. José L. Siverio Mallo**
Dr Gustavo García Rangel***
Dr. Enrique Borrás Beltrán****

Sánchez Coello HJ, Siverio Mallo JL, García Rangel G, Borrás Beltrán E. **Propiedades biomecánicas del tendón patelar y aquiliano. (Consideraciones para la reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior).** Revista Venezolana de Cirugía Ortopédica y Traumatología. 1994; 26:85-90.

Resumen

Diferentes tipos de injertos ligamentarios autólogos han sido utilizados como reemplazo en las lesiones o rupturas del ligamento cruzado anterior. En el presente trabajo realizamos la evaluación de las propiedades biomecánicas del tendón patelar y de Aquiles, sometiéndolos a fuerzas máximas de tensión con velocidad constante, para determinar su resistencia y capacidad de elongación, comparándolos con las propiedades mecánicas del ligamento cruzado anterior, publicados en estudios previos por otros autores. El tendón de Aquiles resultó ser muy rígido, con desgarro temprano de sus fibras proximales, por su disposición anatómica y menor espesor que la extremidad distal en su inserción calcánea.

Abstract

Different types of autologous ligament grafts have been used as replacement in lesions or ruptures of the anterior cruciate ligament. We have evaluated the biomechanical properties of patellar and Aquilean tendons, by studying the under maximum forces of tension at a constant velocity. This allowed us to determine their resistance and elongation capacity, comparing results with the mechanical properties of the anterior cruciate ligament referred to in the literature. The Aquilean tendon was too rigid, with early tear in its proximal fibres, because of their anatomical disposition and thickness, compared to its distal calcaneus insertion. The patellar tendon withstood more force in preparations bone-tendon-bone, with more resistance than that previously reported for the anterior cruciate ligament.

Palabras claves

Biomecánica, Tendón de Aquiles, Tendones, Trasplante de Tejido.

Relevancia clínica

Las propiedades biomecánicas del tendón de Aquiles no han sido descritas en la literatura mundial, para ser utilizado como injerto en las lesiones del ligamento cruzado anterior.

Considerando los estudios previamente publicados, con utilización de otros ligamentos y tendones que no cumplen con las propiedades biomecánicas del ligamento cruzado anterior, se procedió al estudio del tendón de Aquiles, tomando en cuenta que en muchos casos el tendón patelar débil o estrecho de algunos pacientes, es contraindicación para injertarlo como sustituto del ligamento cruzado anterior.

El tendón patelar presenta propiedades biomecánicas aceptables, demostrada por otros autores,²⁰ con mayor éxito como injerto autólogo en las rupturas del ligamento cruzado anterior, y esta ventaja es debida principalmente a la unidad hueso-tendón-hueso, como uno de los factores más importante en la incorporación del mismo.

Introducción

Haciendo un recuento histórico, encontramos que desde 1895 se han publicado muchos trabajos, en busca del injerto ideal para la reconstrucción o sustitución del ligamento cruzado anterior, reportándose en ese año la primera reparación del mismo con sutura directa, realizada por Mayo Robson.⁷ Posteriormente se han publicado procedimientos utilizando alambres, cintilla ilirotibial,⁸ y en 1918 se intenta el primer reemplazo artificial de L.C.A. con suturas de seda.⁹

Entre 1926 y 1941 se realizaron técnicas extra-articulares utilizando la cápsula interna y fascia lata, cintilla ilirotibial de base distal, tendón del biceps, ligamento lateral interno con meniscectomía interna, tendón del semitendinoso de base distal, injertos utilizan-

do tendón de canguro.^{10,11,12,13,14,15,16}

En 1950 se describe la triada desgraciada de O'Donoghue, quien modifica posteriormente la técnica de Hey Groves, utilizando la cintilla ilirotibial de base distal.^{17,18,19}

Jones utiliza 1/3 central del tendón rotuliano de base distal en 1963,²⁰ y Lam la modifica en 1968 colocando el injerto en posición más anatómica.

En 1973, Nicholas describe la técnica 5 en 1 para la inestabilidad rotatoria anterointerna de rodilla.²¹

En 1974 se comienzan a utilizar injertos sintéticos de muy alta densidad, pero con elongación del 350-450%.

En 1979 se publica la viabilidad de injertos autólogos en medio intraarticular.^{22,23}

En los años 80, se publican otras técnicas, básicamente modificaciones de las anteriores,^{24,25,26} y estudio de la revascularización del injerto del tendón patelar.^{27,28,29}

Noyes, publica un Análisis Biomecánico de Ligamentos en 1984, siendo uno de los autores que ha investigado y publicado varios trabajos.^{30,31,32,33,34}

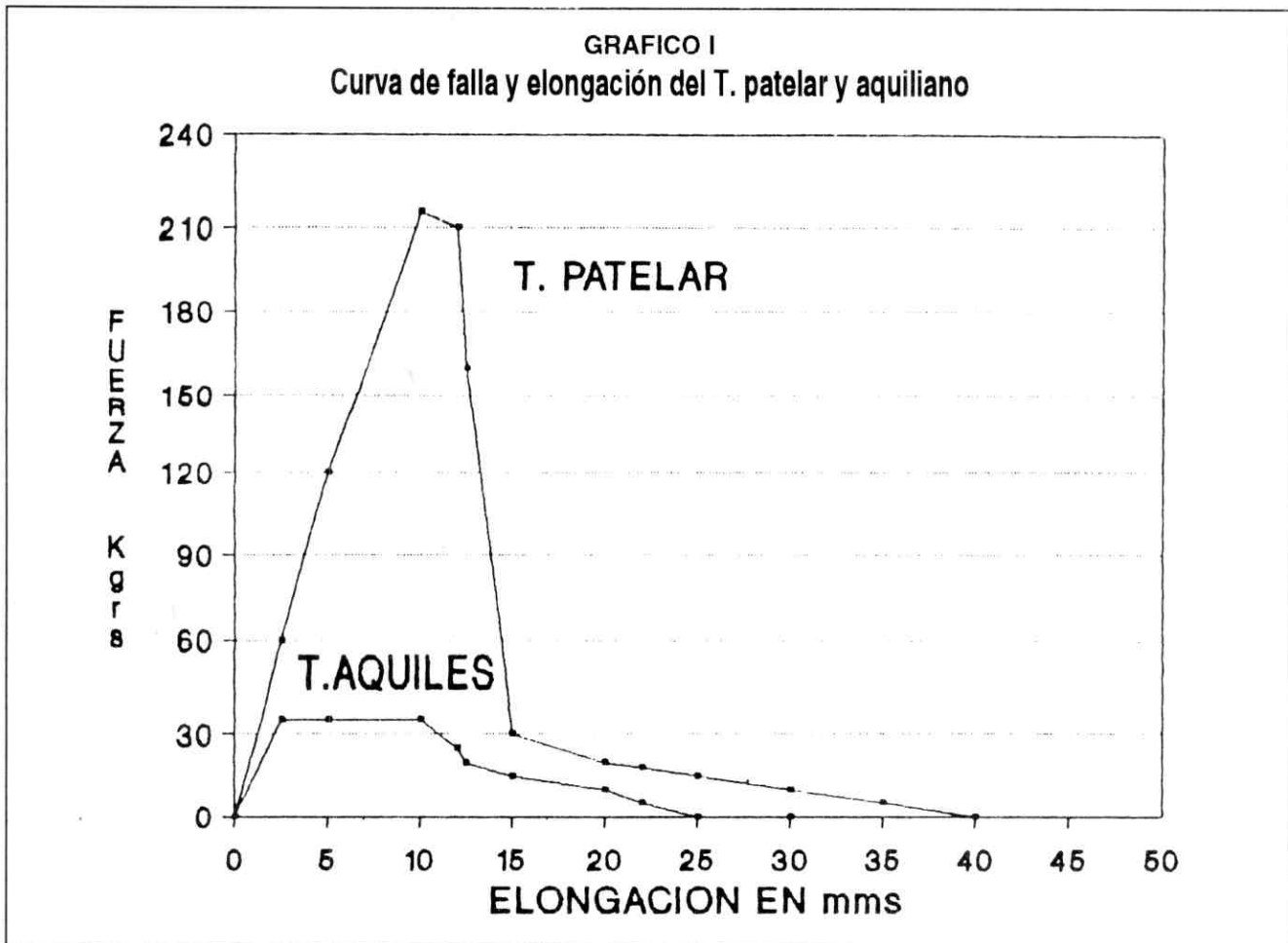
El desarrollo de ligamentos protésicos aumenta en

esta década, utilizando fibra de carbono.³⁵ Dacrón.³⁶ Proplast.³⁷ Prolipropileno. Politetrafluoretileno (Goretex).³⁸ Se continúa utilizando aloinjertos y se introduce la artroscopia en la implantación de ligamentos y fijación con tornillos metálicos y biodegradables.

Tantas técnicas realizadas, demuestran la inconformidad con los resultados obtenidos, siendo la más ventajosa hasta hoy la colocación del injerto hueso-tendón patelar-hueso, por las propiedades biomecánicas comparadas y comparados con las de otros ligamentos o tendones utilizados.

La lesión de los ligamentos está relacionada directamente con las propiedades materiales de los mismos y de sus inserciones. Cuando se sobrepasan los límites de elongación del ligamento se produce el patrón de fallo característico al igual que la curva de tensión-estiramiento.^{1,2,3} (Gráfico N° 1).

En la reconstrucción con sustitución del ligamento cruzado anterior u otros ligamentos hay que prestar cuidadosa atención a las dimensiones de los tejidos tisulares: (longitud, anchura, espesor) y el tiempo en que se realiza la cirugía. Muchos otros factores determinan el buen resultado en los procedimientos de



reconstrucción: colocación del injerto; tensión y fijación; revascularización.^{4,5}

Remodelación del tejido colagenoso;⁵ rehabilitación postoperatoria; y protección durante el período de curación.⁶

Nuestro objetivo principal en este estudio, es determinar las propiedades biomecánicas de la unidad hueso-tendón patelar-hueso con los diámetros utilizados en nuestro Departamento, como el injerto más ventajoso en la reconstrucción del L.C.A., comparándolo con las propiedades del ligamento cruzado anterior.

El estudio de las propiedades biomecánicas del tendón de Aquiles ha sido poco estudiado como probable injerto para sustitución del ligamento cruzado anterior.

Material y Métodos

Se estudiaron 32 muestras de tendón patelar y 32 muestras de tendón de Aquiles, obtenidos de 18 cadáveres frescos, con edades comprendidas entre 18 y 27 años (prom. 22,5 años), todos de sexo masculino, realizándose la disección en las primeras 12 horas post-mortem.

Los tejidos fueron congelados a -30°C , previa cubierta de gasas empapadas de solución fisiológica, y ésta a su vez cubierta con plástico y papel aluminio, permaneciendo en congelación por un tiempo de 72 horas hasta 5 días.

Sólo una (1) muestra presentaba lesión del tendón de Aquiles por cicatrización hipertrófica del tendón de Aquiles, la cual fue descartada. La causa de la muerte fue por heridas por proyectil de arma de fuego.

Las muestras de tendón patelar se prepararon con diámetros de 10 mm. de ancho en su parte central,

unidos a fragmento óseo patelar y tuberosidad tibial, reforzándose con alambre, rodeando a los fragmentos óseos y cubierto por metilmetacrilato. La longitud del tendón patelar fue de 46.6 mm. hasta 52,8 mm. (prom. 49,7 mm.) y el espesor desde 4.9 mm. hasta 5.7 mm. (prom. 5.3 mm.) y la anchura desde 9.8 mm. hasta 11.6 mm. (prom. 10.7 mm.). (Tabla N° 1).

Las mediciones de los ligamentos y tendón patelar se realizaron con las muestras colocadas entre las prensas de la máquina, con ligera tensión desde sus extremos, el ancho y espesor fue medido en la parte central de los mismos.

Las muestras de tendón de Aquiles, fueron preparadas tomando la parte medial del mismo, con 8.15 mm. de ancho promedio (7.2 – 9.1 mm.) y espesor entre 5.2 mm. y 5.7 mm. (promedio de 5.45 mm. (promedio de 30.5 mm.), realizándose la fijación de los extremos con sutura de alambre entrecruzados, cubiertas por placas metálicas a presión y reforzadas con alambre sobre la misma.

Los tejidos fueron sometidos a pruebas de tensión en un amáquina universal de ensayo mecánico M.T.S. 810, con capacidad de 25.000 Kgs.

Se aplicaron cargas con velocidad del 1% de acuerdo al área de cada tejido, para determinar la resistencia máxima, índice de elongación, test de falla con aplicación de altas fuerzas.

La máxima carga de tensión soportada por el ligamento cruzado anterior en estudio realizado por Noyes⁹ fue de $1.725 \pm 269 \text{ N}$ (165.77 – 221.55 Kgs.), tomando estos valores como referencia, para el análisis de nuestros resultados.

Resultados

El tendón patelar es más largo que el ligamento

TABLA N° 1
Diámetros de los tejidos

Tejido	N°	Largo (mm)	Ancho (mm)	Espesor (mm)
L.C.A.	6*	26.9±1	–	–
T. Patelar** (central)	32	49.7±6	10.7±0.9	5.3±0.8
T. Aquiles (medial)	31	38.5±1.8	8.1±1.9	5.4±0.2

(*) Noyes.¹⁶

(**) Unidad hueso-tendón patelar-hueso.

cruzado anterior, el cual mide 38 mm. de longitud en promedio, y 10 mm. de espesor, mientras que el tendón de Aquiles, con espesor promedio de 5.4 mm. y ancho de 8 mm. y longitud de 38.5 mm. en su parte central libre de los agarres en sus extremos, reportó una tensión máxima de 301 ± 51.3 N (25.5 Kgs. – 35.9 Kgs.), significando sólo el 17.4% comparándola con la tensión máxima soportada por el ligamento cruzado anterior reportada por Noyes¹⁶ (Tabla N° 2), provocando desgarro a nivel de las preparaciones en los extremos del mismo con bajas aplicaciones de fuerza, no pudiéndose determinar la elongación del mismo, ni el índice de falla, por debilidad de su porción proximal, debido a la distribución de sus fibras y espesor disminuido.

La porción central del tendón patelar, soportó una tensión máxima de 2.047 ± 217 N (118.6%) de la fuerza que soporta el ligamento cruzado anterior,³⁹ con elongación de 11.2 mm. a 13.4 mm. (prom. 12.3 mm.) con velocidad de tensión del 1% (Gráfico N° 1), presentando desgarro en su inserción distal en 21 muestras (65.62%), desgarro central en 8 (25%) y desgarro proximal en 3 muestras (9.3%). La curva de falla está representada en el Gráfico N° 1.

Discusión

La estabilización de la articulación de la rodilla, la cual es de naturaleza inestable, se debe a varios factores entre los que mencionamos la disposición anatómica y funcional de sus inserciones, el material que los constituye (colágeno tipo I, 70% de su peso seco).^{40,41,42} El colágeno está dispuesto según un complejo orden jerárquico con redes de fibrillas; fibras; unidad subfascicular rodeado de paratenon; uniones cruzadas del colágeno y los componentes de la matriz extracelular (agua, proteoglicanos)⁴³ y su método exclusivo de fijación al hueso, con fibras de colágeno del ligamento, interdigitados con las del hueso adyacente. Este cambio brusco está mediado por una zona de transición microscópica con fibrocartilago y fibrocartilago mineralizado, evitando la concentración de la tensión en el lugar de inserción. Todos estos componentes y propiedades están directamente relacionados.^{44,45,46}

Los distintos componentes del ligamento reciben carga con diferentes niveles de tensión,⁴⁶ mostrando un comportamiento mecánico no-lineal, reportándose como anisótropas (distintas propiedades según distintas direcciones) y viscoelásticas (propiedades tiempo-dependientes). La curva de tensión-estiramiento de los ligamentos es al principio cóncava hacia arriba,

TABLA N° 2
Tensión máxima del tendón patelar y Aquiles

Tejido	Tensión Máxima N	% L.C.A.
L.C.A.*	1.725±269	100%
Tendón Patelar	2.047±217	118.6%
Tendón Aquiles	301±51.3	18.4%

(*) Valores reportados por Noyes.³⁹

mostrando una pendiente creciente al aumentar la tensión.

Un estudio reciente,² demostró que las unidades hueso-ligamento-hueso, se estiran de manera no uniforme con un máximo de deformación producido cerca de la zona de inserción del ligamento en el hueso o en la misma zona.

Los ligamentos de la rodilla son un tanto elásticos para permitir movimientos multifásicos a lo largo del arco de movilidad normal, como rígidos para resistir los movimientos que pueden sobrepasar la movilidad normal.

La propiedad viscoelástica, se refiere a la deformación progresiva con la aplicación de carga constante y otra de relajación de tensión paulatina al aplicarse una fuerza constante.

Las cifras absolutas de las propiedades ligamentarias varían según los estudios, debido a las variaciones en la metodología de los mismos, como velocidad de estiramiento y forma de analizar los datos.^{47,48}

Conclusión

- Las dimensiones y estructura anatómica del tendón de Aquiles no lo favorece como opción de injerto en la reconstrucción del L.C.A., debido a la disposición geométrica de las fibras de colágena y al índice dependiente del comportamiento (o respuesta a los estímulos). Es más fuerte en su extremidad distal, pero con menor grosor en su extremidad proximal, necesiándose mayor superficie de tejido para tomarlo en cuenta como donador, debilitando sensiblemente el tendón de Aquiles restante y su función.

- No cabe duda de que el tendón patelar represente hoy por hoy la mejor alternativa para la reconstrucción de ligamentos cruzados, como quedó demostrado en este estudio y otros de la literatura mundial. Siempre y cuando se tomen las mínimas previsiones necesarias

para su toma y preparaci3n del injerto hueso-tend3n-hueso, garantiza la reconstrucci3n ligamentaria aprovechando al m3ximo sus propiedades biomec3nicas, a pesar de que no iguale las propiedades biomec3nicas del ligamento cruzado.

Bibliograf3a

1. Frizen M. y cols. Rheological analysis of soft collagenous tissue. 1: Theoretical considerations. *J Biomech* 1969; 2:13.
2. Noyes FR, DeLucas JL, Torvik PJ. Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: An analysis of strain rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. *J Bone Joint Surg (Am)* 1974; 56:236-253.
3. Viidik A. Biomechanics and functional adaptations of tendons and joint ligaments, en Evans FG (ed): *Studies on Anatomy and Function of Bone and Joints*. Nueva York, Springer-Verlag, 1966.
4. Butler DL, Noyes FR, Grood ES, Olmstead ML, Hohn RB. The effects of Vascularity on the Mechanical Properties of Primate Anterior Cruciate Ligament Replacements. *Trnas Orthop Res Soc* 1983; 8:93.
5. Noyes FR, Butler DL, Paulos LE, Grood ES. Intraarticular Cruciate Reconstruction. I: Perspectives on Graft Strength Vascularization, and Immediate Motion after Replacement. *Clin Orthop* 1983; 172:71-77.
6. Paulos L, Noyes FR, Grood E, Butler DL. Knee Rehabilitation after anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Repair. *Am J Sports Med* 1981; 9:140-149.
7. Mayo Robson AW. Ruptured crucial Ligament and their repair by operation. *Am Surg* 1903; 37:716-718.
8. Hey Groves EW. Operation for the repair of crucial ligaments. *Lancet* 1917; 2:674-675.
9. Smith A. The diagnosis and treatment of injuries of the crucial ligaments. *Br J Surg* 1918; 6:176-189.
10. Bennett GE. The use of fascia for the reinforcement of relaxed joint. *Arch Sur* 1926; 13:655-666.
11. Cubbins WR, Conleyn AH, Callahan JJ. A new method of operating of repair of ruptured cruciate ligement of the knee joint. *Surg Gynecol Obstet* 1932; 54:299-306.
12. Mauck HP. A new operative procedure for instability of the knee. *J Bone Joint Surg* 1986; 18:984-990.
13. Campbell WC. Reapair of the ligaments of the knee. *Surg Gynecol Obstet* 1936; 62:964.
14. Palmer I. On the injuries of the ligaments of the knee joint. *Acta Chir Scand (suppl)* 1938; 53.
15. Macey HB. A new operative procedure for repair of ruptured cruciate ligaments of the knee joint. *Surg Gynecol Obstet* 1939; 69:108-109.
16. Brantigan OC, Voshell IF. The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint. *J Bone Joint Surg* 1941; 23:44-66.
17. Augustine RW. The unstable knee. *Am J Jurg* 1956; 92:380-388.
18. D'Donoghue DH. Surgical treatment of fresh injuries to the major ligaments of th knee. *J Bone Joint Surg (Am)* 1950; 32:721-738.
19. D'Donoghue DH. A method for replacement of the anterior cruciate ligament of the knee. *J Bone Joint Sur (Am)* 1963; 45:905-924.
20. Jones KG. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: A technique using the central one. Third of the patellar ligament. *J Bone Joint Surg (Am)* 1963; 45:925-932.
21. Nicholas JA. The five-one reconstruction for anteromedial instability of the knee. *J Bone Joint Surg (Am)* 1973; 55:899-922.
22. Chiroff RT. Experimental replacement of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Am)* 1975; 57:1124-1127.
23. Noyes FR, Butler DL, Paulos LE y cols. Intra-articular cruciate reconstruction. I: Perspective on graft strength, vascularization and immediate motion after replacement. *Clin Orthop* 1983; 172:71-77.
24. Lemoire M. Reinforcement of tendon and ligaments with carbon fibre. *Clin Orthop* 1985; 146:169.
25. Puddy G. Method for reconstruction of the anterior cruciate ligament using the semitendinosus tendon. *Am J Sports Med* 1980; 8:402-404.
26. Zariczny B. Reconstruction of the anterior cruciate ligament using free tendon graft. *Am J Sports Med* 1983; 11:164-176.
27. Arnoczky SP, Tarrin GB, Marshall JL. Anterior cruciate ligament replacement using patellar tendon. *J Bone Joint Surg (Am)* 1982; 64:217.
28. Clancy WG Jr, Ragesh GN, Rosenberg TD y cols. Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg (Am)* 1981; 63:1.270-1.284.
29. Houghston JC, Norwood LA. Th eposterolateral drawer test and external rotational recurvatum test for posterolateral rotatory instability of the knee. *Clin Orthop* 1980; 147:82-87.
30. Noyes FR, DeLucas JL, Torvik PJ. Biomechanics of anterior Cruciate Ligament Failure: An analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of Failure in Primates. *J Bone Joint Surg* 1974; 56-A(2):236-253.
31. Grood ES, Noyes FR, Butler DL, Suntay WJ. Ligamentous and Capsular Restraint Preventing Straight Medial and Lateral Laxity in intact human cadaver knees. *J Bone Joint Surg* 1981; 63-A:1.257-1.269.
32. Noyes FR, Moar PA, Matthews DS, Butler DL. The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. *J Bone Joint Surg* 1983; 65-A:154-162.
33. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MSS. Biomechanical Analysis of Human Ligament Grafts used in Knee-Ligament Repairs and Reconstructions. *J Bone Joint Surg* 1984; 66-A:344-352.
34. Noyes FR, Barber SD. The effect of a ligament-aumentation device on Allograft Reconstructions for chronic ruptures of the Anterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg* 1992; 74-A:960-973.
35. Jenkins DHR, Mckibbin B. The role of flexible carbon fibre implants astendon and ligament substitutes in clinical practice. *J Bone Joint Surg (Br)* 1980; 62:497-499.
36. Rodkey WG, Cabaud HE, Feagin JA, y cols. A partially

biodegradable device for repair and reconstruction of injured tendons. *Am J Sports Med* 1987; 13:242-247.

37. Kennedy JC. Application of prosthetics to anterior cruciate ligament reconstruction and repair. *Clin Orthop* 1983; 172:125-128.

38. Bolton CW, Brickman WC. The gore-tex expanded polytetrafluoroethylene prosthetic ligament. *Clin Orthop* 1988; 196:202-213.

39. Noyes FR, Grood ES. The strength of the Anterior Cruciate Ligament in Humans and Rhesus Monkeys. Age-Related and Species-Related changes. *J Bone Joint Surg* 1976; 58-A:1.074.

40. Akeson WH, Frank CB, Amiel D. Ligament biology and biomechanics, en Finerman G. (ed): *AAOS Symposium on Sport Medicine: The Knee*. San Luis. CV. Mosby Co., 1985:111-151.

41. Frank CB, Amiel D, Akeson WH. Healing of the medial collateral ligament of the knee: A morphological and biochemical assessment in rabbits. *Acta Orthop Scand* 1983; 54:917-923.

42. Frank CB, Woo SL-Y, Amiel D, y cols. Medial collateral ligament healing. A multidisciplinary assessment in rabbit. *Am J Sports Med* 1983; 11:379-389.

43. Andriachi T, Sabiston P, Dehaven K, y cols. Ligaments: Injury and Repair, en Woo SL-Y, Buckwalter JA (eds): *Injury and Repair of the Musculoskeletal soft Tissues*. Park Ridge, Ill, American Academy of Orthopaedic Surgeons 1987; 103-128.

44. Arnoczky S.PL. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 1983; 172:19-25.

45. Frank CB, Annel D, Woo SL-Y. Normal ligament properties and ligament healing. *Clin Orthop* 1985; 196:15-25.

46. Jack EA. Experimental rupture of the medial collateral ligament of the knee. *J Bone Joint Surg (Br)* 1950; 32:396-402.

47. Butler DL, Grood ES, Noyes FR y cols. On the interpretation of our anterior cruciate ligament data. *Clin Orthop* 1985; 196:26-34.

48. Jackson DW, Grood ES, Cohn BT, y cols. The effect of in situ freezing on the anterior cruciate ligament. *Trans Orthop Res Soc* 1989; 14:321.