

I. GOENAGA
F. FORRIOL

Laboratorio de Ortopedia Experimental.
Departamento de Cirugía Ortopédica y
Traumatología.
Clínica Universitaria.
Facultad de Medicina.
Universidad de Navarra.

Ensayos mecánicos en tendones y ligamentos

Mechanical tests of tendons and ligaments

Resumen

El ensayo mecánico de ligamentos y tendones presenta gran variabilidad en la literatura. Ello es debido a las diferentes formas de ensayar estas estructuras y a los objetivos buscados.

Hay que distinguir entre estudios mecánicos articulares, en los que conviene analizar la articulación como una unidad, y ensayos de las estructuras que componen la articulación, se ensayan estos elementos como una probeta cualquiera. Estos últimos ensayos son más homogéneos pero requieren calcular indirectamente a partir de la carga máxima y del desplazamiento, obtenidos con la máquina de ensayos, y de las dimensiones de la muestra, parámetros mecánicos, como son la tensión, la deformación y la energía absorbida durante la rotura para efectuar estudios comparativos.

En el presente trabajo se presenta un método fiable y sencillo para conocer las propiedades mecánicas de los ligamentos y tendones. Estos ensayos presentan, sin embargo, algunas dificultades ya que es difícil medir las dimensiones y el área exacta de la probeta; hay que emplear deformaciones reales y el volumen no es constante durante todo el ensayo mientras que la velocidad empleada es la misma durante toda la prueba.

Palabras clave: Ligamento. Tendón. Deformación. Tensión. Energía. Ensayo.

Summary

The mechanical testing of ligaments and tendons varies widely in the literature because of differences in the testing methods and objectives.

One must distinguish between mechanical studies of joints, in which the joint should be analyzed as a unit, and tests of the joint structures, which are elements that can be tested like any test material. These tests are more homogeneous, but require indirect calculations based on maximum load and displacement, which are obtained with the testing device, and on sample dimensions, mechanical parameters such as tension, deformation, and the energy absorbed during rupture in order to make comparative studies.

This study presents a reliable and simple method for determining the mechanical properties of ligaments and tendons. However, these tests present problems because it is difficult to measure the dimensions and exact area of the test material; true deformations must be used, and volume does not remain constant throughout the test, but velocity does remain constant.

Key words: Ligament. Tendon. Deformation. Tension. Energy. Testing.

Comportamiento mecánico de tendones y ligamentos

Estructuralmente tanto los tendones como los ligamentos son materiales orgánicos compuestos por fibras onduladas de colágeno que se hacen longitudinales cuando se aplica, sobre ellas, una pequeña tensión, equivalente a deformaciones del 4% de la longitud inicial del tendón^{12, 13, 21, 22}. Cuando estas sollicitaciones ceden, el tendón o el ligamento vuelven a su morfología convencional. La diferencia entre un tendón y un ligamento es más anatómica y funcional que estructural

o mecánica, pues los tendones son las porciones de origen o de inserción de los músculos mientras que los ligamentos unen dos superficies óseas de una articulación actuando como estabilizadores de las mismas.

Conocer la morfología detallada del tendón y del ligamento es fundamental para comprender su capacidad para transmitir las sollicitudes. Por otra parte, hablar de las propiedades mecánicas de un tendón o ligamento, es hacer referencia, fundamentalmente, a las sollicitaciones a tensión y, en menor grado, a las de cizallamiento.

En los ensayos mecánicos, la medición de las deformaciones locales de los tendones o ligamentos es problemática. Por definición, la deformación media entre dos secciones transversas, por ejemplo entre las mordazas, puede calcularse simplemente conociendo el desplazamiento de dos puntos conocidos. Sin embargo, es

Correspondencia:

Dr. F. FORRIOL. Dpto. Cirugía Ortopédica. Clínica Universitaria. Universidad de Navarra. Navarra.

importante tener en cuenta que las deformaciones locales en la superficie de un tendón o ligamento sometido a tensión puede ser muy distinta de un punto a otro debido a la compleja estructura de los fascículos de colágeno^{5, 11, 16, 28}. Cuando un tendón se refleja sobre un hueso y está sometido, por lo tanto, a sollicitaciones a compresión y a tensión, las células tienen una morfología redondeada y hay un aumento de glicosaminoglicanos y de proteoglicanos de gran peso molecular. Por el contrario, en el área sometida a tensión, el contenido de glicosaminoglicanos es bajo y las células alargadas²⁵.

El tendón está modelado como un muelle sencillo, si bien, al igual que la mayoría de los materiales biológicos, sus propiedades mecánicas no son lineales²⁰ y su comportamiento es complejo y tiene propiedades dependientes del tiempo.

Nuestro conocimiento sobre las dimensiones y las secciones, entre cada individuo, de un tendón y su módulo de Young en relación con el tamaño corporal, la edad y las condiciones físicas son desconocidas y se han aplicado valores generales obtenidos a partir de cadáveres²⁶. También la definición anatómica de la longitud tendinosa es un aspecto complicado. Se considera que la longitud anatómica de un tendón viene definida por la distancia desde el origen hasta la inserción del complejo músculo-tendinoso restando la longitud de las fibras musculares¹⁵ y la longitud total de este tendón se considera que tiene una sección transversa constante que puede ser medida en cualquier punto del tendón.

Las propiedades mecánicas de tejidos conjuntivos guardan relación con las fibras de colágeno y sus formas poliméricas, el número de fibras y, también, su organización estructural¹⁷ (Fig. 1). En muchos estudios, la masa de colágeno por peso seco (concentración de colágeno) se ha relacionado con las propiedades mecánicas^{1, 24, 25} siendo, para algunos autores, la resistencia y el módulo de elasticidad independientes

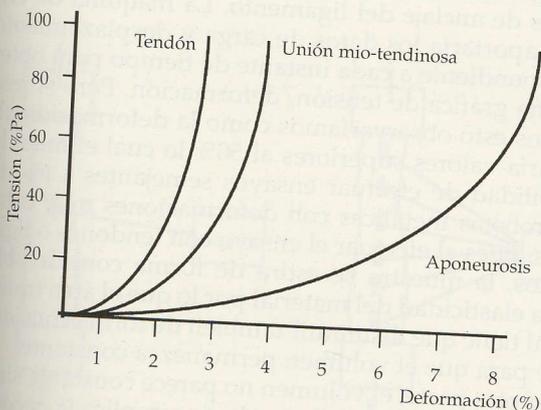


FIG. 1.—Gráfica tensión/deformación para tres estructuras de tejido conectivo. La aponeurosis es más elástica que la unión miotendinosa o el tendón. A tensión tetánica máxima la deformación de la aponeurosis, unión-mio-tendinosa y tendón es de 8, 3,4 y 2% respectivamente

de la longitud y de la sección transversal del ligamento. La cantidad de colágeno por unidad de volumen puede ser un dato de mayor utilidad²⁷ pero, sin embargo, hay que tener en cuenta que las propiedades biomecánicas y bioquímicas de los tendones⁸ y ligamentos^{7, 8, 28} varían internamente. Esta heterogeneidad indica que la densidad de colágeno debe ser cuantificada en diferentes puntos de esas estructuras¹⁸ lo que puede explicar la variedad de resultados obtenidos en los diferentes ensayos mecánicos realizados sobre ligamentos y tendones.

Se ha señalado que la madurez y edad del animal juegan un papel importante, así Vogel, 1976, estudiando la piel de la rata, encontró que la relajación era mucho mayor en animales de 1 mes que en los de 4 meses y todavía menor en los animales de 24 meses de edad. Por su parte, Kennedy y cols. 1976, Haut y cols. 1990, Johnson y cols. 1994, Flahiff y cols. 1995, estudiaron las propiedades viscoelásticas del tendón rotuliano humano congelado y fresco en dos grupos de edades muy diferenciadas y no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. Por el contrario, Noyes y cols. 1990, en los especímenes de cadáveres humanos jóvenes, la rotura del ligamento cruzado anterior se produce con valores medios de 1730 N mientras que en los especímenes obtenidos de donantes de más edad (media: 64 años) la rotura se produce a 734 N.

El ejercicio físico o la inmovilización pueden jugar un papel en las propiedades mecánicas de un tendón debido a los cambios en la superficie de la sección transversa y en el módulo de Young^{23, 26, 29} registrándose aumentos del 21% en las secciones transversales y un 25% en el módulo de Young en los tendones flexores digitales del cerdo después de 8 meses de entrenamiento.

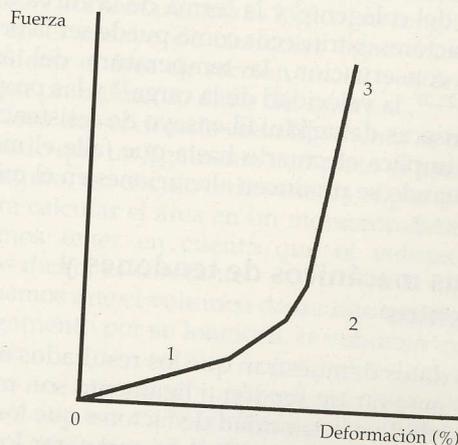


FIG. 2.—Curva tensión/deformación característica de las fibras de colágeno. Región 1: gran deformación con una tensión pequeña. Las fibras se elongan. Región 2: corresponde al límite no lineal de la curva. Región 3: deformación elástica lineal.

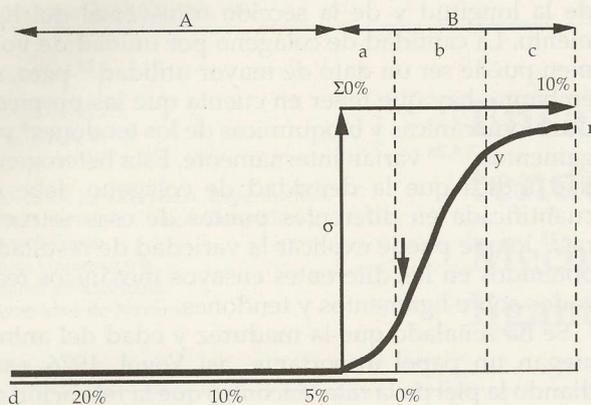


FIG. 3.—Esquema para explicar el comportamiento mecánico de un ligamento. Curva de fuerza (σ)-deformación (S). a. región viscoelástica a; b. región viscoelástica b (las fibras están en tensión); c. región plástica; y, punto de fluencia, donde empieza la deformación permanente; r, punto de rotura a deformación del 10%. A cambio solo de longitud (entre los puntos de inserción de un fascículo); B, cambian la longitud y la deformación. S, coordenada de deformación, referido a cambios de longitud únicamente (0% = fibra no extendida). La escala, expresada en porcentaje, d se refiere sólo a cambios de longitud: 0% = longitud máxima de una fibra extendida con pequeñas fuerzas.

Cuando se aplica una fuerza longitudinal a un tendón, éste muestra una respuesta no lineal con una curva de tensión/deformación característica (Figs. 2 y 3). Inicialmente, una carga pequeña produce una deformación muy grande que guarda una relación lineal. Cuando la carga aplicada aumenta, el tendón resiste hasta que se pierde la relación lineal. Este comportamiento no lineal se relaciona con las uniones inter e intramoleculares del colágeno³ y la forma de la curva dependerá de factores extrínsecos como puede ser la orientación, la conservación, la temperatura del espécimen^{2,3,9,22,27}, la velocidad de la carga¹⁹ y las propiedades intrínsecas del tejido. El ensayo de resistencia a la tracción implica efectuarlo hasta que falle el material que es cuando se producen alteraciones en el mismo.

Ensayos mecánicos de tendones y ligamentos

Estos datos demuestran que los resultados mecánicos tras ensayar un tendón o ligamento son muy variables debido a la cantidad de factores que los modifican. Ello hace que sea difícil de comparar los resultados presentados en la literatura por diferentes autores y que todos los autores utilizan métodos que intentan hacer sencillo un fenómeno complejo. Esta simplificación debe aproximarse lo más posible a la *realidad*.

Para efectuar un ensayo mecánico sobre los tendones o ligamentos se puede utilizar una máquina de ensayos universal estática o dinámica, aunque hay que tener en cuenta el agarre del ligamento a las mordazas.

Antes de realizar un ensayo se deben conocer los datos morfológicos de los especímenes para poder calcular su tensión y su deformación para lo cual es además imprescindible conocer la longitud del ligamento a ensayar.

El ligamento puede estar unido a la pastilla ósea y los tendones, al ser más largos, pueden anudarse a la mordaza. Siempre que sea posible se deben utilizar mordazas de compresión neumática incluidos con un tejido antideslizante que consigue un agarre adecuado, evitando su deslizamiento.

Para estudiar el comportamiento mecánico de los ligamentos y tendones, los ensayos serán a tensión axial, sin buscar posiciones fisiológicas, conviene distinguir entre el ensayo de una estructura ligamentosa o el ensayo de la fisiología articular, colocando las piezas a estudiar verticalmente para comparar su comportamiento mecánico.

La velocidad no debe ser muy alta para evitar arrancamientos, controlando cada prueba con un ordenador, hasta que la fuerza desciende un 15-20% del pico máximo.

Es decir, de cada ligamento se deben conocer las variables biométricas: la anchura, el grosor y la longitud y con la máquina de ensayos conoceremos el desplazamiento máximo y la fuerza de rotura para ese desplazamiento, lo que nos permite conocer también la energía absorbida por el ligamento para su rotura, que no es otra que el área que queda por debajo de la curva tensión/deformación.

Para esto podríamos haber realizado un ensayo a tracción normal parecido al que hay que realizar para probetas metálicas, para lo que bastaría medir el área del ligamento en un punto y la longitud entre los dos puntos de anclaje del ligamento. La máquina de ensayos aportaría los datos de carga y desplazamiento correspondiente a cada instante de tiempo para obtener una gráfica de tensión/deformación. Pero si realizamos esto observaríamos como la deformación alcanzaría valores superiores al 50% lo cual elimina la posibilidad de efectuar ensayos semejantes a los de las probetas metálicas con deformaciones muy inferiores, pues al efectuar el ensayo con tendones o ligamentos, la muestra se estira de forma considerable por la elasticidad del material por lo que el área transversal tiene que disminuir también de forma considerable para que el volumen permanezca constante.

Por otra parte, el volumen no parece constante sino que sufre ligeras variaciones, lo que implica la necesidad de utilizar extensimetría para conocer las deformaciones en cada momento. Para una tensión determinada, deberíamos medir experimentalmente el área de esa sección en cada instante que nos daría la *deformación y las tensiones reales a lo largo del pro-*

ceso de estiramiento. Estas medidas si bien serán diferentes de las obtenidas con anterioridad no variaran de una manera sustancial. Sin embargo, el ligamento no es regular a lo largo de toda su longitud por lo que las deformaciones serán diferentes en cada tramo y las áreas también por lo que las tensiones también variarán. Para conocer estos datos con total exactitud tendríamos que colocar extensómetros en toda la longitud del tendón o ligamento (Fig. 4).

Pero el problema tampoco es tan sencillo pues de este modo conoceríamos la deformación real en una serie de puntos concretos del ligamento donde, también, tendríamos que determinar las áreas de las secciones transversales en cada intervalo de tiempo para conocer las tensiones instantáneas y para ello sería necesario disponer de un método rápido que permitiera realizar las mediciones *in situ* puesto que el ligamento que se ensaya no puede desmontarse sin perder la tensión que soporta en ese momento. La técnica de ensayo se ha ido mejorando pero no se puede olvidar que la propiedad fundamental que gobierna la respuesta del ligamento frente a la tracción es su carácter viscoelástico.

Las curvas tensión/deformación obtenidas a partir de los datos recogidos durante los ensayos tienen un valor relativo pues están tomadas a partir de que las mordazas que sujetan sus extremos se separan a una velocidad constante. Como utilizamos deformaciones reales, la velocidad de deformación no se mantiene de forma constante sino que varía con el tiempo por lo que será necesario utilizar máquinas de ensayo más sofisticadas que las convencionales y que permitan que las mordazas se muevan con una velocidad logarítmica para permitir que la velocidad de deformación del ligamento sea de esta forma constante. La máquina, además, debería programarse para cada ensayo ya que la velocidad debe ir en función de la lon-

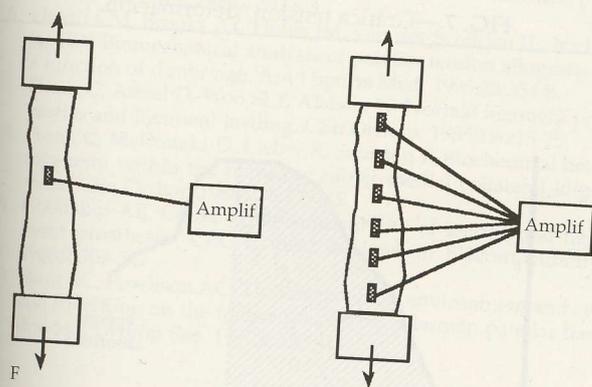


FIG. 4.—Sistema de extensimetría ideal para conocer la deformación de un ligamento, aunque de poca utilidad práctica.

gitud de la muestra que se va a analizar. Así se podría obtener una curva tensión-deformación para una velocidad determinada. Para otras velocidades las curvas tendrían un patrón general similar, pero de distintos valores.

La variabilidad de los resultados puede ser debida a la forma de medir el área de sección o a las diferencias en la sección de los diferentes especímenes. Algunos grupos utilizan calibres y asumen que el ligamento tiene una sección rectangular¹⁰ mientras que otros utilizan micrómetros de presión constante⁴. Además de los diferentes aparatos utilizados para medir, las diferencias en el cálculo del área produce variaciones en el módulo de elasticidad y resistencia a la tensión última. Los especímenes que presentan una mayor sección presentan una carga menos uniforme con el resultado de un módulo y resistencia menores. También el medio en el que se realiza el ensayo produce variaciones, por ejemplo, los ligamentos ensayados en un baño salino tienen un módulo de elasticidad mucho mayor y presentan una resistencia mucho mayor pero valores de deformación mucho menores que los que se ensayan en un goteo salino¹⁰. También la localización de los puntos elegidos para medir las deformaciones tienen su influencia sobre los valores del módulo de elasticidad³⁰. En nuestro estudio hemos simplificado la medición del área de sección considerando el ligamento rotuliano completo con una sección elíptica y el tercio central como una superficie rectangular.

Modelo simplificado para ensayos de tendones y ligamentos

Consideramos que el ligamento mantiene un volumen constante y que al estirarse disminuyen sus diámetros y aumenta, como es lógico, su longitud, por lo que en el ensayo de cualquier ligamento debemos considerar el área de sección inicial y el área de sección en un momento dado del ensayo.

El área de sección de cada ligamento se obtiene simulando que un ligamento completo se asemeja a un rectángulo, un círculo o una media elipse (Fig. 5).

Para calcular el área en un momento determinado, debemos tener en cuenta que el volumen, como hemos dicho, es constante.

Sabemos que el volumen de un ligamento es el área del ligamento por su longitud, el volumen inicial será (Fig. 6):

$$V_o = A_o \times L_o$$

donde A_o , es el área inicial y L_o , la longitud inicial, por su parte, el volumen en un momento determinado será:

$$V_f = A_f \times L_f$$

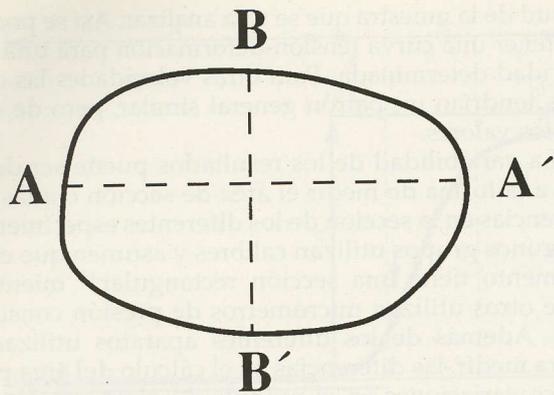


FIG. 5.—Cálculo de la sección de un ligamento completo, conociendo el diámetro transversal (AA') y el diámetro antero-posterior (BB').

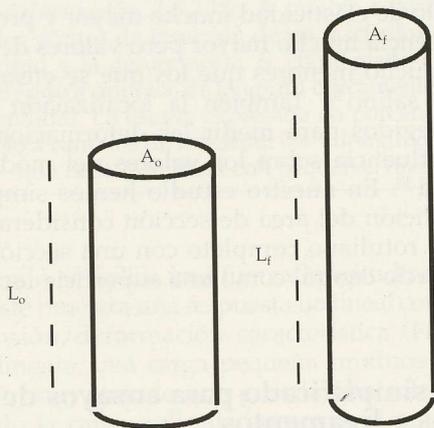


FIG. 6.—Cálculo del volumen antes y después del estiramiento (A_o : sección inicial; L_o : longitud inicial; A_f : sección final; L_f : longitud final).

donde L_f será la longitud inicial más el desplazamiento que ha realizado en ese momento,

$$L_f = L_o + \text{desplazamiento}$$

Como consideramos que el volumen es constante durante todo el proceso,

$$V_o = V_f$$

sustituyendo las fórmulas,

$$A_o L_o = A_f (L_o + \text{desplazamiento})$$

de donde la sección en un momento dado será:

$$A_f = A_o L_o / L_o + \text{desplazamiento}$$

La tensión es la relación que existe entre la carga, expresada en Newtons (N), y la superficie, es decir la fuerza que se efectúa por unidad de superficie y viene expresada en N/mm^2 .

$$T = F/A$$

La deformación se obtiene conociendo la longitud inicial y el desplazamiento que se efectúa en cada momento, y viene expresada en porcentaje

$$y = (L_o + \text{desplazamiento} / L_o) \times 10$$

sin embargo, en el estudio de los materiales viscoelásticos, con los ligamentos, por sus grandes deformaciones, tiene mayor interés, la deformación logarítmica, también llamada deformación real, que se obtiene:

$$y = l_n (L_o + \text{desplazamiento} / L_o) \times 100$$

Con la tensión y la deformación se pueden obtener las gráficas de tensión-deformación (Fig. 7). Además, se ha obtenido la energía absorbida (E) (Fig. 8) en la

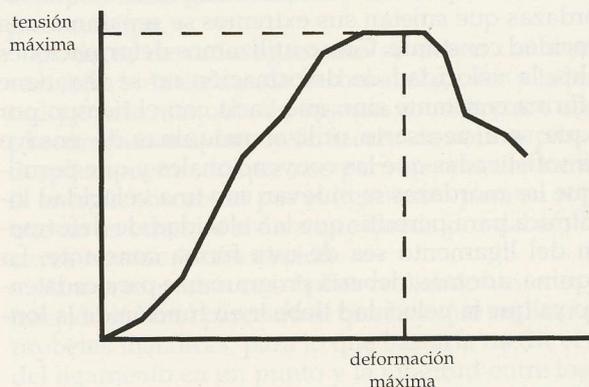


FIG. 7.—Gráfica tensión/deformación.

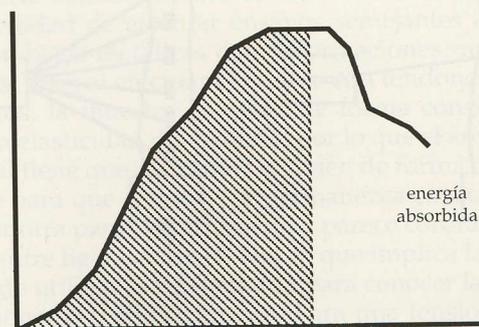


FIG. 8.—Cálculo de la energía absorbida máxima (rayado).

rotura medida en (wattios), siendo la energía por volumen (E_v), la relación entre la energía absorbida en la rotura y el volumen de la pieza, o representado gráficamente, la superficie que queda por debajo de la curva de tensión/deformación.

$$E_v = E / (A_0 \times \text{longitud entre las mordazas})$$

Al obtenerse una relación no lineal entre tensión y deformación, no se puede hablar de un módulo de elasticidad propiamente dicho, ya que éste requiere la existencia de una relación lineal entre ambas. Lo que tendremos será, en el mejor de los casos, una función de elasticidad propia del material para cada una de las diferentes velocidades de deformación. Tampoco conviene olvidarse que al realizar las mediciones del área de las diferentes secciones del ligamento debe usarse, evidentemente, un método no destructivo y rápido pues se trata de un material viscoelástico que si se deja sometido a una deformación constante se adapta a la nueva situación produciendo una relajación de tensiones. Hay otros factores que, también, influyen en los ensayos mecánicos de los materiales viscoelásticos como son las inserciones óseas, el medio donde se realizan las condiciones de humedad, temperatura, velocidad de deformación, etc.

Bibliografía

- Amiel D, Frank C, Harwood F, Fronck J, Akeson W. Tendons and ligaments: a morphological and biochemical comparison. *J Orthop Res.* 1984;1:257-65.
- Arms S, Boyle J, Johnson R, Pope M. Strain measurement in the medial collateral ligament of the human knee: autopsy study. *J Biomechanics.* 1983;16:491-6.
- Benedict JV, Walker LB, Harris EH. Stress-strain characteristics of unembalmed human tendon. *J Biomechanics.* 1968;1:53-63.
- Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Sodd AN. On the interpretation of our anterior cruciate ligament data. *Clin Orthop.* 1985;196:26-34.
- Butler DL, Hulse DA, Kay MD y cols. Biomechanics of cranial cruciate ligament reconstruction in the dog. II. Mechanical properties. *Vet Surg.* 1983;12:113-8.
- Flahiff CM, Brooks AT, Hollis JM, van der Schilden JL, Nicholas RW. Biomechanical analysis of patellar tendon allografts as a function of donor age. *Am J Sports Med.* 1995;23:354-8.
- Frank C, Amiel D, Woo SLY, Akeson W. Normal ligament properties and ligament healing. *Clin Orthop.* 1985;196:15-25.
- Frank C, McDonald D, Lieber R, Sabiston P. Biochemical heterogeneity within the maturing rabbit medial collateral ligament. *Clin Orthop* 1988;236:279-85.
- Goodship AE, Cooke P. Biocompatibility of tendon and ligament prostheses. *CRC Critical Reviews in Biocompatibility.* 1988;2:303-34.
- Haut RC, Powlison AC. The effects of test environment and cyclic stretching on the failure properties of human patellar tendons. *J Orthop Res.* 1990;8:532-40.
- Jiménez ML, Brown T D, Brand R A. The effects of grip proximity on perceived local *in vitro* tendon strain. *J Biomechanics.* 1989;22:949-55.
- Jones R, Smith SA. On rupture of the cruciate ligaments of the knee and on fractures of the spine of the tibia. *Br J Surg.* 1914;1:70-89.
- Jozsa L, Lehto M, Kvist M, Balint BJ, Reffy A. Alterations in dry mass content of collagen fibers in degenerative tendinopathy and tendon rupture. *Matrix* 1989;9:140-9.
- Kennedy JC, Hawking RJ, Willis RB, Danylchuck KD. Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. *J Bone Joint Surg.* 1976;58-A:350-5.
- Ker RF. Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep (Ovis Aries). *J Exp Biol* 1981;92:283-302.
- LaMontagne M, Dore R, Yahia H, Dorlot JM, Meunier A. Mechanical properties (*in vitro*) of human patellar and quadriceps tendons measured by mercury straining gages. 4th Int Conf on Mechanics in Medicine and Biology, Buffalo, 1984.
- Lapiere CM, Nussgens B. Collagen pathology at the molecular level. En: *Biochemistry of collagen.* GN Ramachandran y AH Reddi, Nueva York, Plenum Press, 1976.
- Mommersteeg TJA, Blankevoort L, Kooloos JGM y cols. Nonuniform distribution of collagen density in human knee ligaments. *J Orthop Res.* 1994;12:238-45.
- Noyes FR, De Lucas 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;56A:236-53.
- Proske U, Morgan DL. Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. A review. *J Biomechanics.* 1987;20:75-82.
- Renstrom P, Johnson RJ. Overuse injuries in sports: A review. *Sports Med.* 1985;2:316-33.
- Rigby BJ, Hirai N, Spikes JD, Eyring H. The mechanical properties of rat tail tendon. *J Gen Physiol.* 1959;43:265-83.
- Vilarta R, Vidal BC. Anisotropic and biomechanical properties of tendons modified by exercise and denervation: aggregation and macromolecular order in collagen bundles. *Matrix* 1989;9:55-61.
- Vogel KG, Koob TJ. Structural specialization in tendons under compression. *Int Rev Cytol.* 1989;115:267-93.
- Vogel KG, Ordog A, Pogany G, Otah J. Proteoglycans in the compressed region of human tibialis posterior tendon and ligaments. *J Orthop Res.* 1993;11:68-77.
- Voigt M, Bojsen-Moller F, Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P. The influence of tendon Young's modulus, dimensions and instantaneous moment arms on the efficiency of human movement. *J Biomechanics.* 1995;28:281-91.
- Walker PS, Rovick JS, Robertson DD. The effects of knee brace hinge design and placement on joint mechanics. *J Biomechanics.* 21:965-74.
- Woo SL-Y, Peterson RH, Ohland KJ, Sites TJ, Danto MI. The effects of strain rate on the properties of the medial collateral ligament in skeletally immature and mature rabbits: a biomechanical and histological study. *J Orthop Res.* 1990;8:712-21.
- Woo SL-Y, Simon BR, Kuei SC, Akeson WH. Quasilinear viscoelastic property of normal articular cartilage. *J Biomech Eng.* 1980;102:85-90.
- Woo SLY, Gómez MA, Akeson WH. The time and history-dependent viscoelastic properties of canine medial collateral ligament. *J Biomech Eng.* 1981;103:293-8.