J. MATEO AGUDO*
 A. CALVO DIAZ*
 A. J. M.^a PEREZ GARCIA*
 F. J. PEREZ FRANCES**

*Servicio de Traumatología y Ortopedia.
 Hospital Miguel Servet. Zaragoza.

**Departamento de Mecánica.
 Centro Politécnico Superior
 de Ingenieros. Zaragoza.

Aplicación de nuevas técnicas de investigación biomecánica en cirugía de los tendones flexores

Application of new biomechanical research techniques in surgery of the flexor tendons

Resumen

Con el objeto de investigar la tensión intratendinosa, la distribución de la carga y la orientación de las líneas de fuerza, a nivel de las suturas tendinosas, se proponen 2 métodos: fotoelasticidad y elementos finitos, basados en técnicas utilizadas en ingeniería mecánica.

Obtenida previamente una probeta de resina epoxi, de comportamiento similar al tendón y propiedades fotoelásticas adecuadas para el estudio, se ha mecanizado según el método de sutura y sometido a tracción continua en el banco de carga de un polariscopio, constituyendo 3 grupos con 72 estudios cada uno. Todos los datos obtenidos fueron procesados con un programa para estudios fotoelásticos utilizado por el Departamento de Mecánica y valorados estadísticamente con el Sigma.

Posteriormente se ha realizado el mismo estudio mediante el método de elementos finitos utilizando el módulo Geostar del Cosmos/M v 1.61.

La carga intratendinosa más alta y su distribución central se obtiene en los métodos de lazo (BUNNELL y KLEINERT). Por el contrario, los métodos en cuadro son menos isquemiantes, con menor carga y distribución periférica de la tensión, siendo el método de Kessler el que mejor orientación axial presenta.

Proponemos el método de Kessler, como técnica de elección biomecánicamente, en cirugía de los tendones flexores.

Palabras clave: Tendón flexor. Biomecánica. Sutura.

Summary

Intratendinous stress, load distribution, and the direction of forces on tendon sutures can be studied using two methods: photoelasticity and finite elements, which is based on mechanical engineering techniques.

An epoxy resin probe, which has tendon-like responses and suitable photoelastic properties, was mechanized in accordance with suture method and submitted to continuous traction on a polariscope loading bed. Three groups were used, each consisting of 72 studies. Data was processed with a program for photoelastic studies used by the Department of Mechanics and evaluated statistically with the Sigma test.

The study was repeated using the finite elements method and Geostar module of Cosmos/M v 1.61.

Maximum central tendinous load was found with the bow method (BUNNELL and KLEINERT). Squared methods produced less ischemia, a smaller load and a peripheral distribution of stress, and the Kessler method yielded the best axial orientation.

We propose the Kessler method as the biomechanical technique of choice for flexor tendon surgery.

Key words: Flexor tendon. Biomechanics. Suture.

Introducción

La influencia en la vascularización y cicatrización del método de sutura empleado en la reparación de los tendones flexores

en la vaina digital ha sido ampliamente estudiada^{2, 10, 13, 14, 19, 26, 29}. De la misma forma, el efecto biomecánico de la técnica empleada en la cirugía de los flexores ha interesado desde los trabajos de MASON y ALLEN, pues se reconoce la influencia que la tensión tiene en la cicatrización tendinosa.

Desde estos experimentos²³, realizados en tendones de conejos suturados y sometidos a tracción, se ha intentado mejorar el

Correspondencia:

J. M.^a PEREZ GARCIA. Parque Roma, B-4. 50010 Zaragoza.

método de estudio biomecánico. Posteriores publicaciones como las de URBANIAK³¹ o WRAY y WEEKS³³ se basan en la aplicación progresiva y creciente de la fuerza tensil, sólo conseguida en una máquina Instron. La mayoría de los experimentos^{23, 30, 32, 33} se obtienen después de colocar la pieza en mordazas y aplicar la tensión progresiva hasta que se produce la rotura de la muestra, anotando el valor de la fuerza tensil alcanzada. De la misma forma, recientemente MASS y cols.²⁴ estudian el efecto de la tensión en la cicatrización con un modelo experimental original, sobre cultivo de tendón, sometido a tracción directa.

WRAY y WEEKS³³, en 1980, analizan otra serie de datos en un intento de valorar a la vez la función de deslizamiento y la influencia de las adherencias. Con este método podemos valorar, además de la fuerza tensil, la función de deslizamiento y el grado de adherencias, sirviendo de base a posteriores variaciones del método para mejorar la valoración de las adherencias. Sin embargo, ninguno de ellos ofrece información sobre la distribución intratendinosa de la carga.

URBANIAK y cols.³¹ someten a tracción tendones suturados con diferentes métodos de tenorrafia, con el fin de apreciar el comportamiento de la carga en la zona de sutura, según la técnica empleada. De la misma forma, GREULICH y cols.¹⁵ estudian el comportamiento de los diferentes métodos de sutura, pero en ninguno de los estudios recogen la distribución de la fuerza tensil dentro del tendón ni la orientación de las líneas de fuerza, ya que valoran sólo la resistencia de la sutura y la elongación que se produce, obligados por la dificultad técnica que existe actualmente para implantar captores de carga dentro del tendón.

Por todo ello, a partir de técnicas utilizadas en ingeniería mecánica, para analizar tensiones de piezas en condiciones de carga compleja se proponen 2 técnicas: la fotoelasticidad y el método de elementos finitos, con el objeto de investigar la tensión intratendinosa, la distribución de la carga en el interior de la zona suturada y la orientación de las líneas de fuerza para poder verificar los efectos sobre la vascularización y cicatrización tendinosa, cuando éstos se someten a tracción o tensión con los métodos de movilización precoz pasiva o activa.

Material y métodos

Fotoelasticidad

Para la realización del presente estudio se han utilizado polímeros de resina basados en los trabajos de fotoelasticidad del Departamento de Ingeniería Mecánica. Previamente, con el fin de obtener una probeta fotoelástica que reprodujera fielmente las características biomecánicas de los tendones flexores, se realizaron varias experiencias con diferentes mezclas y proporciones, hasta obtener una pieza con un comportamiento mecánico similar al tendón y propiedades fotoelásticas adecuadas para el estudio.

Las dimensiones óptimas encontradas para la probeta han sido de 15 cm de longitud, 3 de anchura y 1 de grosor,

FIG. 1.—Probeta de ensayo correspondiente a la técnica de Kleinert.

obtenida a partir de una mezcla de resina GY 255 en un 49,09%, endurecedor HY 2963 en un 29,81% y flexibilizante CY 208 en un 21,10%, todos ellos de Ciba-Geigy.

Con el objeto de facilitar la mezcla con cantidades suficientemente amplias utilizamos moldes de 15 × 15 cm y un espesor de 1 cm, obteniendo 5 piezas de ensayo de cada uno de ellos. Para hallar las cantidades necesarias de cada producto, según el porcentaje establecido, hemos aplicado la fórmula:

$$MT = p \cdot VT \text{ (masa total = densidad por volumen total)}$$

siendo la densidad $p = rpr + epe + fpf$ (factor propio de la resina por su densidad, más el factor propio del endurecedor por su densidad, más el factor propio del flexibilizante por su densidad).

La pieza así obtenida se ha mecanizado con un minitaladro, según el método de tenorrafia a estudiar, para permitir el paso del material de sutura (fig. 1).

Los métodos de sutura analizados han sido 6: técnicas de Bunnell, Kleinert, Mason y Allen, Tsuge, Becker y Kessler (fig. 2). Y el material empleado, hilo de acero ino-

FIG. 2.—Métodos de sutura estudiados.

FIG. 3.—Banco de carga del polariscopio con un ensayo preparado para la sutura de Kessler.

xidable, terylene del número 2 y sintofil del 0, constituyendo 3 grupos de estudio:

Grupo 1. Constituido por 72 pruebas, 12 por cada técnica quirúrgica, utilizando hilo de acero como material de sutura.

Grupo 2. Formado también por 72 experimentos, con terylene como sutura.

Grupo 3. Con 72 estudios como los anteriores y sintofil.

En cada caso la probeta fue colocada en el banco de carga de un polariscopio circular para ser sometida a tracción continua, observando en cámara oscura los cambios fotoelásticos producidos (fig. 3). Por medio de un lápiz óptico dibujamos el contorno y mecanizado de la pieza, quedando almacenados los datos en un ordenador AT para el posterior estudio y valoración de los resultados. De la misma forma se hizo con el trazado de las franjas isocromáticas, diferenciando el orden de la línea según la transición del color. De orden 1, cuando la transición ocurre del rojo al azul; de orden 2, si el cambio es entre el rojo y el verde; de orden 3, entre el rojo y el verde claro. Dibujamos también las líneas isoclinas, franjas negras, a intervalos de 15 grados en la configuración del polariscopio, para sucesivas posiciones angulares del polarizador y analizador, permaneciendo la carga constante en el banco de tracción. Cuando la probeta se rompió anotamos la cifra de carga alcanzada y verificamos el mecanizado de la pieza.

Todos los datos obtenidos fueron procesados con un programa instalado en el ordenador para estudios fotoelásticos, utilizado por el Departamento de Mecánica. La complejidad de las líneas de contorno del mecanizado nos ha impedido realizar el cálculo global con el programa, pero nos ha permitido analizar la distribución de la carga de tensión, la orientación de las líneas de fuerza y las cifras de carga internas en relación con los puntos de máxima fuerza (isocromáticas de mayor orden). Los valores obtenidos han sido procesados en una base de datos con el programa de estadística Sigma.

Método de elementos finitos

La otra técnica de investigación biomecánica utilizada es una herramienta matemática que permite analizar modelos de estructuras mediante ordenador bajo determinadas condiciones de carga para estudiar el comportamiento de dichas modelizaciones.

Esta técnica, utilizada en ingeniería civil, aeronáutica y mecánica, recientemente se ha introducido en el campo de la medicina (biomecánica) para aplicaciones sobre la modelización del cuerpo humano, tales como cálculos de flujo sanguíneo a través del corazón y de tensiones en huesos y articulaciones.

Los análisis mediante el MEF serán tan precisos y adecuados como lo sea el software que les da origen y la posterior manipulación de la información. El programa Cosmos/M es un producto del Structural Research and Analysis Corporation of Santa Monica y ha sido diseñado para trabajar tanto en PC's como en *workstations*. Se introdujo en el mercado en el año 1985 y ofrece la ventaja sobre otros paquetes similares de ser más fácil de utilizar, siendo muy potente en cálculos y gráficos.

Para la obtención de los resultados que se presentan posteriormente, con el fin de validar los obtenidos con el estudio fotoelástico, se utilizó el módulo Geostar del Cosmos/M v 1.61. Este módulo permite la modelización geométrica introduciendo puntos de contorno, el posterior mallado y la imposición de condiciones de carga y desplazamientos, así como las propiedades mecánicas y cuantos parámetros sean necesarios para el análisis deseado. Todo esto se puede realizar con sencillez mediante un sistema similar al Windows, empleando ratón.

En los problemas en 3D se emplearon en la geometría mm y newtons para las fuerzas; por tanto, las tensiones en el análisis de Von Mises se obtienen resultados en N/mm^2 , que para expresarlo en kg/cm^2 o bares bastará con multiplicar por $10^2/9,8$. Para la modelización espacial se tomó para el modelo de tendón el elemento sólido (Solid) y para la sutura el elemento viga tridimensional (TRUSS3D) con sección transversal correspondiente a un círculo de radio 0,3 mm.

Para ambos materiales se tomaron como propiedades mecánicas:

- Modelo de tendón en resina epoxi: $E = 3 \times 10^9 N/m^2$, $\mu = 0,3$.
- Modelo de sutura en nylon: $E = 2 \times 10^9 N/m^2$, $\mu = 0,25$.

Resultados

Estudio de la tensión intratendinosa

En la figura 4 pueden verse los valores medios hallados de carga intratendinosa para cada método de sutura, con cifras similares (kg/cm) en todos los grupos, independientemente del material de sutura utilizado.

Encontramos diferencias estadísticamente significativas

MÉTODOS DE SUTURA

FIG. 4.—Tensión de carga. Intratendinosa.

entre las técnicas de sutura. La tensión intratendinosa es menor para los métodos en cuadro y para las suturas con puntos de apoyo (KESSLER, TSUGE, MASON y ALLEN y BECKER), con cifras de carga correspondientes a franjas isocromáticas de primer orden. Los métodos de lazo (BUNNELL y KLEINERT) dan las cifras más altas de tensión intratendinosa, con franjas isocromáticas de orden 2 para la técnica de Kleinert y de orden 3 para la de Bunnell (figs. 5, 6 y 7).

Sólo encontramos una pequeña diferencia para la técnica de Kessler en el grupo 1, con una tensión ligeramente mayor que en los otros grupos. También en el método de Bunnell encontramos cifras algo menores en la serie 3, con sintofil como material empleado en la tenorrafia (tabla I).

Estudio de la tensión de ruptura

Los valores encontrados (fig. 8) son similares en cada grupo, independientemente del método de sutura empleado, diferenciándose solamente en relación con el material

FIG. 5.—Tensiones mínimas en el método de Kessler.

FIG. 6.—Sutura de Kleinert con franjas isocromáticas de 2°.

utilizado. Los valores más altos se dan en el grupo 1, cuando se empleó acero, y los más bajos con sintofil, serie 3.

La resistencia del mecanizado de la pieza a la tracción sólo se alteró en el grupo 1, deteriorando el acero los túneles de paso, llegando a cortar la resina. Es importante señalar que más de la mitad de las piezas mecanizadas para el método de Kessler resistieron la fuerza de ruptura, sin alterarse por la tracción del acero en este grupo.

Distribución de la carga de tensión intratendinosa

La mayor tensión interna se distribuye en las zonas centrales, cuando empleamos los métodos de Bunnell y Kleinert. En las otras técnicas la distribución de la carga intratendinosa se realiza en las zonas periféricas, quedando la zona central de la probeta con cifras mínimas de tensión.

FIG. 7.—Tensiones altas en la técnica de Bunnell con isocromáticas hasta de 3°.

Tabla I. Tensión de carga intratendinosa en los 3 grupos encontrados con los diferentes métodos de sutura

KESSLER: $12,4944 \pm 3,2829$
 TSUGE: $12,7806 \pm 3,6126$
 $t = -0,32918$. No significativo.
 MASON y ALLEN: $13,925 \pm 4,5233$
 $t = -1,7107$. $p < 0,1$. Casi significativo.
 BECKER: $13,6389 \pm 4,3429$
 $t = -1,2759$. No significativo.
 KLEINERT: $19,6472 \pm 4,1343$
 $t = -7,9398$. $p < 0,001$. Significativo.
 BUNNELL: $31,5944 \pm 3,5484$
 $t = -25,3651$. $p < 0,001$. Significativo.

FIG. 8.—Tensión de carga. Ruptura.

Orientación de las líneas de fuerza

Para los métodos en cuadro y con bucles de anclaje la dirección de las líneas de fuerza es axial, fundamentalmente paralelas al eje del modelo, con pocas franjas isocromáticas en sentido transversal o perpendicular, casi siempre a nivel de los puntos de anclaje o mecanizado de la pieza. El método de Kessler presenta la mejor orientación axial y menor componente de dirección perpendicular al eje.

Al contrario, con el método de Kleinert, y sobre todo con el de Bunnell, la orientación de las líneas de fuerza se halla en dirección perpendicular al eje de la pieza, en torno a los cruces de la sutura dentro de la pieza.

Los resultados obtenidos con el método de elementos finitos coinciden y confirman lo hallado en el estudio fotoelástico (fig. 9). Con la sutura de Bunnell y la de Kleinert se puede apreciar la mayor tensión intratendinosa y su distribución central, mientras en las técnicas en cuadro la carga en la zona de la sutura es menor y fundamentalmente periférica.

Discusión

Los resultados obtenidos de tensión intratendinosa demuestran que existen cambios importantes, dentro de la zona suturada, en relación con el método de anastomosis empleado. Las técnicas de lazo ocasionan una mayor tensión intratendinosa, y por tanto, teóricamente, afectan más la vascularización, con la consiguiente isquemia en zona de reparación. Estos datos contradicen lo expuesto por KETCHUM¹⁹, que piensa que la tensión ocasiona isquemia de la misma forma, independientemente del método de sutura utilizado.

El material de sutura utilizado influye poco en los valores de carga internos. Las cifras ligeramente superiores, encontradas, para la técnica de Kessler, cuando utilizamos el acero, coincide con aquellas piezas alteradas en su mecanizado, originando franjas isocromáticas de segundo orden en esas zonas, en relación directa con el efecto mecánico cortante del material de sutura. En relación con los valores inferiores mostrados en el grupo 3, para la técnica de Bunnell, puede explicarse por la menor resistencia del sintofil, dando cifras de ruptura en esos casos inferiores a

32,85 kg/cm, que en nuestro modelo corresponden al valor de carga de las franjas isocromáticas de tercer orden, impidiendo la aparición de las mismas. En conjunto explicaría los resultados aleatorios, en relación con el material de sutura, descritos por URBANIAK y cols.³¹

Las cifras de tensión de ruptura guardan sólo relación directa con la resistencia del material de sutura y no con el método empleado. Estos resultados no corresponden con la clínica y trabajos experimentales. El presente estudio excluye precisamente la influencia de la técnica de sutura en la resistencia a la ruptura, puesto que el material de la probeta (polímero de resina) supera con creces la resistencia del material de sutura, no haciendo trasladables los resultados a la clínica en este apartado. Sin embargo, hemos considerado necesario recoger estos datos para explicar el comportamiento intratendinoso, ya que nos orienta sobre el nivel de carga en la pieza, no llegando a rebasar el orden de las isocromáticas el valor de la fuerza tensil de ruptura.

En relación con la distribución de la carga intratendinosa, aunque KETCHUM¹⁹ muestra que la tensión en la zona

FIG. 9.—Distribución de la carga mostrada con el método de elementos finitos.

reparada ocasiona isquemia, independientemente del método de anastomosis utilizado, la distribución central de las tensiones de carga alta en las suturas en lazo explican los peores resultados obtenidos por diversos autores^{15, 31} con estas técnicas. De la misma forma, la distribución periférica con el resto de métodos confirman esos resultados, siendo el método de Kessler el que mejor comportamiento mecánico ofrece a la tracción, siendo la técnica de elección cuando se utiliza en el postoperatorio movilización activa^{3, 4, 5, 12, 16, 17, 18, 34}, controlada^{6, 8, 10, 20, 21, 22} o pasiva^{3, 9, 13, 14, 34}.

Llama la atención, sin embargo, la distribución central y los valores altos de carga intratendinosa con el lazo sencillo de Kleinert, que explicaría los malos resultados obtenidos en revisiones clínicas rigurosas^{7, 11, 28} y que han ocasionado modificaciones a la técnica inicial. Por tanto, no recomendamos su empleo para la movilización postoperatoria, dado el mal comportamiento biomecánico a la tracción de este método.

La orientación de las líneas de fuerza corroboran lo expuesto anteriormente y explica también la influencia en la cicatrización y orientación de las adherencias. El efecto negativo de la tensión en la cicatrización ha sido demostrado¹⁹. No obstante, la orientación axial de la tensión intratendinosa creemos que actúa ordenando las fibras de colágena y supone un estímulo en el proceso reparador para orientar axialmente las adherencias, siendo la verdadera causa de los mejores resultados con las técnicas de movilización postoperatoria sin tensión en la sutura, siempre que utilicemos una sutura del tipo Kessler.

De la misma forma, los métodos de Bunnell o de lazo sencillo tipo Kleinert, con mayor tensión intratendinosa, y además distribución de la misma en sentido transversal, ocasionan una isquemia importante y peor cicatrización. Esto confirma la peor resistencia de estos métodos, demostrada experimentalmente^{15, 31}.

Conclusiones

Proponemos el método de Kessler como técnica de elección en la cirugía de los tendones flexores. Produce menor carga en la zona suturada, la tensión intratendinosa central es mínima y la orientación de las líneas de fuerza es axial y periférica. Con este método los efectos isquémicos en los extremos suturados son mínimos, favoreciendo una mejor orientación del tejido cicatricial y unas adherencias laxas en sentido axial.

Las suturas en lazo, tipo Bunnell o Kleinert (lazo sencillo), son las que tienen peor comportamiento mecánico, no siendo recomendables en la reparación tendinosa.

Bibliografía

- ALAEZ, J., y PI-FOLGUERA, J.: «Aplicación de la técnica de Kleinert a la reparación inmediata de los flexores en el canal digital». *Rev. Ortop. Traum.*, 26B: 237-244, 1982.
- BERGLJUNG, L.: «Vascular reactions in tendon healing. Stereo-microangiographic studies of tendon suturing techniques and tendon tendon transplantation». *Angiology*, 21: 375, 1970.
- BRIGHT, D. S., y URBANIAK, J. S.: «Direct measurements of flexor tendon tension during active and passive digit motion and its application to flexor tendon surgery». *Orthop. Res. Soc.*, 1: 240, 1976.
- BRUNELLI, G., y MONINI, L.: «Technique personnelle de suture des tendons fléchisseurs des doigts avec mobilisation immédiate». *Ann. Chir. Main*, 1: 92-96, 1982.
- BRUNELLI, G.; VIGASIO, A., y BRUNELLI, F.: «Slip-knot flexor tendon suture in zone II allowing immediate mobilisation». *Hand*, 15: 352-358, 1983.
- BULLON DE CASTRO, A., y DEL FRESNO, C.: «Sutura de tendones flexores seguida de movilización pasiva precoz». *Rev. Esp. Cir. Mano*, 26: 35-55, 1983.
- CANTERO, J.: «Cirugía de urgencia de los tendones flexores». *Rev. Esp. Cir. Mano*, 22: 9-36, 1981.
- CELLI, L.; LANDI, A., y MINGIONE, A.: «La tenorrafia primaria dei tendini flessori nel canale digitale (problemi di tecnica operatoria)». *Riv. Chir. Mano*, 13: 247-253, 1976.
- DURAN, R. J., y HOUSER, R. G.: «Controlled passive motion following flexor tendon repair in zones 2 and 3». En: *AAOS Symposium Tendon Surgery in the Hand*, pp. 105-114, CV Mosby Co. St. Louis, 1975.
- EJESKAR, A.: «Flexor tendon repair in no man's land: Results of primary repair with controlled mobilization». *J. Hand Surg.*, 9: 171-177, 1984.
- FOUCHER, G., y MERLE, M.: «La suture des tendons fléchisseurs selon la technique de Kleinert». *Ann. Chir. Main*, 3: 170-172, 1984.
- FURLOW, L. T.: «The role of tendon tissues in tendon healing». *Plast. Reconstr. Surg.*, 57: 39-49, 1976.
- GELBERMAN, R. H.; AMIEL, D.; GONSALVES, M.; WOO, S. L., y AKESON, W. H.: «The influence of protected passive mobilization on the healing of flexor tendons: A biochemical and microangiographic study». *Hand*, 13: 120-128, 1981.
- GELBERMAN, R. H.; WOO, S. L.; LOTHINGER, K.; AKESON, W. H., y AMIEL, D.: «Effects of early intermittent passive mobilization on healing canine flexor tendons». *J. Hand Surg.*, 7: 170-175, 1982.
- GREULICH, M.; LANZ, V., y GLOCKNER, J.: «Sennennaht im bereich der sehnenecheide. Experimentelle untersuchungen». *Handchirurgie*, 9: 113-118, 1977.
- HERNANDEZ, A.; VELASCO, F., y RIVAS, A.: «Preliminary report on early mobilization for the rehabilitation of flexor tendons». *Plast. Reconstr. Surg.*, 40: 354-358, 1967.
- HESTER, T. R., Jr.; HILL, L., y NAHAI, F.: «Early mobilization of repaired flexor tendons within digital sheath using an internal profundus splint: Experimental and clinical data». *Ann. Plast. Surg.*, 12: 187-198, 1984.
- KESSLER, I., y NISSIM, F.: «Primary repair without immobilization of flexor tendon division within the digital flexor sheath». *Acta Orthop. Scand.*, 40: 587-601, 1969.
- KETCHUM, L. D.; MARTIN, N. L., y KAPPEL, D. A.: «Experimental evaluation of factors affecting the strength of tendon repairs». *Plast. Reconstr. Surg.*, 59: 708-719, 1977.
- KLEINERT, H. E.; KUTZ, J. E.; ASHBELL, T., y MARTINEZ, E.: «Primary repair of lacerated flexor tendons in no man's land». *J. Bone Jt. Surg.*, 49A: 577, 1967.
- KLEINERT, H. E.; KUTZ, J. E.; ATASOY, E., y STORMO, A.: «Primary repair of flexor tendons». *Orthop. Clin. North. Am.*, 4: 865-876, 1973.
- LISTER, G. D.; KLEINERT, H. E.; KUTZ, J. E., y ATASOY, E.: «Primary flexor tendon repair followed by immediate controlled mobilization». *J. Hand Surg.*, 2: 441-451, 1977.
- MASON, M. L., y ALLEN, H. S.: «The rate of healing of tendons. An experimental study of tensile strength». *Ann. Surg.*, 113: 424-456, 1941.
- MASS, D. P.; GOTTLEIB, L.; GREENWALD, D. P., y TUEL, R. J.: «Biomechanical analysis of wound healing tissue in vitro». X Congreso Nacional SECMA, p. 43, Madrid, 1991.
- MATTHEWS, P.: «Vascular changes in flexor tendons after injury and repair: An experimental study». *Injury*, 8: 227, 1977.
- NYSTROM, B., y HOLMLUND, D.: «Separation of sutured tendon ends when different suture techniques and different suture materials are used». *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 17: 19-23, 1983.

27. POST, D.: «Fotoelasticidad». En: Tuppeny, W. H., y Kobayashi, A. S.: *Análisis experimental de tensiones*, pp. 64-99. Ed. Urmo. Barcelona, 1965.
28. ROBIN, E. M.: *Reparation des tendons fléchisseurs selon la technique de Kleinert*. Thèse (Nancy), 1978.
29. SERADGE, H.: «Elongation of the repair configuration following flexor tendon repair». *J. Hand Surg.*, 8: 182-185, 1983.
30. STRICKLAND, J. W., y GLOGOVAC, S. V.: «Digital function following flexor tendon repair in zone II: A comparison of immobilization and controlled passive motion techniques». *J. Hand Surg.*, 5: 537-543, 1980.
31. URBANIAK, J. R.; CAHILL, J. O., y MORTENSON, R. A.: «Tendon suturing methods analysis of tensile strenghts». En: *AAOS Symposium on Tendon Surgery in the Hand*, pp. 70-80, C. V. Mosby Co. St. Louis, 1975.
32. WEEKS, P. M., y WRAY, R. C.: «Rate and extent of functional recovery after tendon grafting with and without silicone rod preparation». *J. Hand Surg.*, 1: 174-180, 1976.
33. WRAY, R. C., y WEEKS, P. M.: «Experimental comparison of technics of tendon repair». *J. Hand Surg.*, 5: 144-148, 1980.
34. YOUNG, R. E. S., y HARMON, J. M.: «Repair of tendon injuries of the hand». *Ann. Surg.*, 151: 562-566, 1960.