

INVESTIGACIÓN

# Rotura aguda del tendón de Aquiles

## Comparación biomecánica de tres técnicas de sutura con polietileno trenzado combinado en modelos cadavéricos

JUAN M. YAÑEZ ARAUZ, JAVIER DEL VECCHIO y NICOLÁS RAIMONDI

*Facultad de Ciencias Biomédicas y Hospital Universitario Austral  
Universidad Austral*

### RESUMEN

**Introducción:** La rotura del tendón de Aquiles es una patología frecuente. Si bien el tratamiento quirúrgico es el de elección, existe controversia sobre el tipo de sutura y la técnica reparadora que se debe realizar para permitir la pronta rehabilitación del paciente.

El objetivo del presente estudio es analizar el comportamiento de diferentes técnicas de suturas de aplicación habitual en la reparación del tendón de Aquiles, asociadas con el uso de un hilo de polietileno trenzado combinado con poliéster al ser sometidas a tensión, y determinar cuál es la que mejor permite una rehabilitación más rápida con menor riesgo.

**Materiales y métodos:** Se analizó el comportamiento biomecánico y de resistencia de la sutura de diferentes reparaciones tendinosas de uso corriente (punto de Kessler modificado, punto de Krackow y punto de Bunnell), combinado con un hilo de polietileno trenzado y fibras de poliéster. Se utilizaron 15 cadáveres frescos humanos. La reparación fue sometida a diferentes cargas de fuerzas ténsiles secuenciales progresivas medidas en newton (N). En cada fuerza la diástasis tendinosa y/o la rotura del hilo producida fueron medidas por tres observadores independientes. Los resultados se analizaron mediante pruebas estadísticas de probabilidad y porcentajes.

**Resultados:** La comparación a tensiones de 75 N arrojó los siguientes resultados: Bunnell frente a Krackow:  $t = 2,02$   $p: 0,078$ ; Bunnell frente a Kessler:  $t = -0,775$   $p: 0,461$ ; y Kessler frente a Krackow:  $t = 1,71$   $p: 0,12$ . A tensiones de 135 N, la combinación del material con la sutura de Bunnell presentó diástasis aceptables (8 mm) y bajo índice de falla del hilo (20%). La sutura de Krackow

tuvo una elongación inaceptable a 135 N: 16,5 mm (DE: 6,2) y la sutura de Kessler presentó poca diástasis (3,66 mm), pero alto índice de rotura (80%).

**Conclusiones:** La combinación de material de polietileno trenzado y fibras de poliéster, con la técnica de Krackow, demostró tener alto índice de elongación y diástasis a iguales fuerzas ténsiles en comparación con las suturas de Kessler modificada y de Bunnell. La combinación de la técnica de Bunnell asociada con el material mencionado tuvo gran resistencia a la elongación y bajo índice de fallas. La técnica de Kessler modificada presentó bajo índice de diástasis, pero alto índice de falla de la sutura al ser sometida a cargas superiores a 100 N.

**PALABRAS CLAVE:** Rotura del tendón de Aquiles. Análisis biomecánico de la sutura del tendón de Aquiles. Técnica de sutura.

**ACHILLES TENDON REPAIR. BIOMECHANICAL DIFFERENCES RESULTING FROM THE COMBINATION OF BRAIDED POLYBLEND POLYETHYLENE AND 3 TYPES OF SUTURING TECHNIQUES IN A HUMAN CADAVER MODEL.**

### ABSTRACT

**Background:** Achilles tendon rupture is a common pathology. Although physicians choose surgical treatment, controversy exists with regard to the type of suture and repair technique used to favor the patient's early rehabilitation. This study intends to analyze the behavior of the different suturing techniques commonly used in the Achilles tendon repair in combination with braided polyblend polyester suture, when stretched, and determine the best suturing technique and the suture resistance that best allows for fast rehabilitation and low risk.

**Methods:** We analyzed the resistance and biomechanical behavior of the suture in different widely used tendon repairs (modified Kessler, Krackow, and Bunnell sutures), combined with braided polyblend polyethylene suture

Recibido el 5-3-2008. Aceptado luego de la evaluación el 1-4-2008.

Correspondencia:

Dr. JUAN YAÑEZ ARAUZ  
jmyanez@cas.austral.edu.ar

and polyester fibers. Fifteen fresh human cadavers were used. The repair was subjected to progressive sequential loads, expressed in Newtons, to measure the tensile strength; 3 independent observers measured tendon diastasis and/or suture rupture for each tensile strength.

**Results:** Tensile strength comparison at 75N revealed the following results: 1- Bunnell vs. Krackow:  $t= 2.02$   $p:0.078$ ; 2- Bunnell vs. Kessler:  $t= -0.775$   $p:0.461$ ; and 3- Kessler vs. Krackow:  $t= 1.71$   $p:0.12$ . At 135N, the combination of the material and Bunnell suture showed acceptable diastasis (8 mm) and a low suture failure rate (20%). The Krackow suture revealed unacceptable elongation at 135N: 16.5mm (SD: 6.2); and the Kessler suture showed low diastasis (3.66mm) but a high rupture rate (80%).

**Conclusions:** The combination of braided polyblend polyethylene with polyester fibers and the Krackow technique revealed a high elongation rate and diastasis at equal tensile strength values compared to the modified Kessler, and Bunnell sutures. The combination of Bunnell technique and such material showed good elongation resistance and a low failure rate. The modified Kessler technique revealed a low rate of diastasis, but a high suture failure rate when subjected to loads higher than 100N.

**KEY WORDS: Achilles tendon rupture. Biomechanical study. Comparison of different types of sutures. Repair techniques.**

---

Las funciones de los tendones se clasifican en dos categorías: los transmisores de fuerza ténsil, y los de almacenamiento y liberación de energía elástica durante la locomoción. El tendón de Aquiles pertenece a este segundo grupo, también llamados en su conjunto tendones de gran estrés.<sup>1</sup>

En cuanto a las propiedades ténsiles del tendón de Aquiles en una persona viva, se evidenció que la máxima fuerza y estrés que transmite el tendón es de  $875 \pm 85$  N, con una elongación de 12 mm, mientras que cuando una persona camina esta fuerza es de  $\sim 470$  N, con una elongación de  $\sim 7,5$  mm.<sup>1,2</sup>

La rotura del tendón de Aquiles es una patología de alta consulta en la guardia traumatológica y se observa sobre todo en deportistas aficionados. La incidencia mayor es en la cuarta y la quinta década de la vida. Se trata de la segunda lesión tendinosa más frecuente del organismo. Si bien existe controversia en cuanto al tratamiento de esta afección: tratamiento quirúrgico (sea éste a cielo abierto o en forma percutánea) en comparación con el tratamiento conservador, la mayoría de los autores<sup>3,4</sup> coinciden en que el tratamiento quirúrgico y la rehabilitación temprana presentan mejores resultados, menor índice de re-roturas y mejor fuerza de flexión plantar, con menor atrofia del tríceps sural.<sup>5-7</sup>

El tratamiento quirúrgico es el de elección en la reparación de las roturas espontáneas del tendón de Aquiles, pero existen diferentes técnicas y discusiones sobre el tipo de sutura y el punto quirúrgico que se debe realizar.<sup>8-10</sup> Entre las técnicas quirúrgicas, las más utilizadas son las suturas con punto de Kessler modificado, las de tipo Krackow y las de tipo Bunnell.

Por ello, no existe en la actualidad un único método para la reparación de la rotura espontánea del tendón de Aquiles, por lo que la mayoría de los cirujanos se basan en su experiencia y preferencia personales<sup>11,12</sup> en el momento de elegir la sutura y la técnica de síntesis del tendón.

Sin embargo, hay consenso en que el hilo y la técnica de sutura deberían garantizar la aproximación y el cierre de la diastasis tendinosa hasta la curación total del tendón.<sup>13</sup>

Algunos trabajos mencionan que, de acuerdo con el tipo de sutura, es posible dar más precozmente amplitud de movimiento al tendón y acelerar así la recuperación del paciente.<sup>14</sup>

Debido a la incorporación en los últimos años de un tipo de sutura no absorbible de polietileno trenzado combinado y al haberse demostrado mejores propiedades de resistencia,<sup>15</sup> nuestra hipótesis es que dicho hilo utilizado para reparar el tendón de Aquiles debería brindar mayor seguridad a fin de poder rehabilitar más rápidamente al paciente.

Por ese motivo, el objetivo de este trabajo fue analizar el comportamiento de diferentes técnicas de suturas utilizadas en la reparación del tendón de Aquiles, combinadas con el uso de un hilo de polietileno trenzado con fibras de poliéster (Fiber Wire 2.0 Arthrex, Naples, FL. EE. UU.), al ser sometidas a tensión y determinar así cuál sería la mejor, junto con la resistencia del hilo, para permitir una más rápida rehabilitación con el menor riesgo.

## Materiales y métodos

Se realizó un estudio de diseño analítico y experimental, mediante ensayos en muestras cadavéricas, con control de variables. Se utilizaron a tal efecto 15 piezas humanas frescas del miembro inferior y los tendones de Aquiles, sin que éstos evidenciaran signos macroscópicos degenerativos o de lesión de las fibras.

### a) Preparación cadavérica

Se disecó el tendón de Aquiles respetando su inserción distal en el calcáneo, sin disecar su inserción proximal muscular y musculotendinosa, manteniendo la configuración del tríceps sural proximal como en la persona viva (pierna completa) (Fig. 1). Se trató así de recrear la rotura más frecuente de éste en la región hipovascularizada<sup>16</sup> emulando lo que sucede in vivo (Fig. 2).



**Figura 1.** Diseción respetando las inserciones proximales.



**Figura 2.** Sección en un sitio frecuente de rotura tendinosa.



**Figura 3.** Osteotomía del calcáneo y montaje para cargas dinamo-métricas.

Se osteotomizó la tuberosidad posterior del calcáneo para poder colocar un clavo de Steinmann transversalmente y dejarla independiente del pie, a fin de realizar las pruebas dinamo-métricas. Se sujetó el miembro inferior en forma vertical, mediante una prensa mecánica destinada a tal efecto. En la tuberosidad del calcáneo a través del clavo de Steinmann se montaron las cargas progresivas y secuenciales para su registro junto con el dinamómetro (Fig. 3).

### **b) Medición previa sección**

Se midió en milímetros la elongación tendinosa normal del Aquiles al ser sometido a una fuerza de 100 N.

Luego se realizó una sección transversal única en los diferentes especímenes, a 40 mm de la inserción ósea distal (sitio frecuente de rotura) para su reparación quirúrgica posterior.

### **c) Reparaciones tendinosas**

Se procedió a realizar combinaciones de técnicas de suturas con un hilo de polietileno trenzado con fibras de poliéster y observar su comportamiento al someter las reparaciones a seis cargas de fuerzas ténsiles secuenciales progresivas medidas en newton. Todas las suturas se utilizaron en forma inmediata después de sacarlas de su envase comercial.

El material de sutura que se evaluó fue polietileno trenzado combinado con fibras de poliéster (FiberWire 2, Arthrex, Na-

ples, Fl. EE. UU.) (Fig. 4). Con él se realizaron las siguientes técnicas de sutura de uso frecuente en la práctica quirúrgica: Kessler modificada (Fig. 5) (doble cruce en el extremo proximal), Krackow<sup>17</sup> (Fig. 6) (variedad un hilo con cuatro eslabones de bloqueo)<sup>18</sup> y Bunnell<sup>19,20</sup> clásica en ambos cabos tendinosos.

Cada nudo de la sutura se ató en forma manual, con doble cruce la primera anudada y simple las tres restantes. Se evitó el uso de instrumentos para no debilitar la sutura.

Todos los nudos se realizaron en la superficie de sección del tendón, dándole la tensión suficiente para lograr un correcto afronte y contacto de los cabos tendinosos seccionados (reproduciendo lo que se realiza en las personas vivas).

Con cada combinación (material-técnica de sutura) se efectuaron cinco suturas tendinosas. En todos los casos se utilizó hilo de sutura 2 de polietileno trenzado combinado con poliéster.



**Figura 4.** Sutura original.

**d) Cargas ténsiles y mediciones**

Se las sometió a tensiones de 20, 30, 50, 75, 100 y 135 newtons en forma secuencial cada 60 segundos. En cada fuerza aplicada, se realizó la medición en milímetros de la diastasis tendinosa, si existía.

La medición fue llevada a cabo por tres observadores independientes (JYA, JDV y NR) y se registró el valor promedio de las tres observaciones.

Se determinó como diastasis ideal tolerada la que no superaba los 3 mm,<sup>21,22</sup> pero se definió diastasis inaceptable o falla cuando superaba los 10 mm.<sup>23,24</sup>

Se registró también a qué fuerza se producía la falla de la sutura, definida como la rotura del hilo.

De esta manera se realizaron en total 15 combinaciones (hilo-técnica) y 90 mediciones por cada observador, las cuales se volcaron a una tabla para su análisis estadístico.

Se utilizó un dinamómetro en la región distal cadavérica para medir las fuerzas de carga y de tensión. La región proximal se fijó en una prensa mecánica.

**e) Análisis estadístico**

Los valores de la diastasis tendinosa se registraron en milímetros.

Se analizaron los resultados mediante las mediciones de la media, la mediana y las desviaciones estándares (DE) de cada grupo, y se compararon entre sí. Se analizó la proyección estadística, presumiendo ser significativa aumentando el número de casos. La significación del resultado se evaluó mediante la prueba de Student, aceptando como significativa una  $p \leq 0,05$ . Los análisis se hicieron con el software Stata 8.0.<sup>25</sup>

**Resultados**

Promedio de diastasis con cargas de 30 N:

1. Combinación hilo-Kessler modificado 0,13 mm.
2. Combinación hilo-Krackow (1 hilo y 4 bloques): 1,2 mm.
3. Combinación hilo-Bunnell: 0 mm.

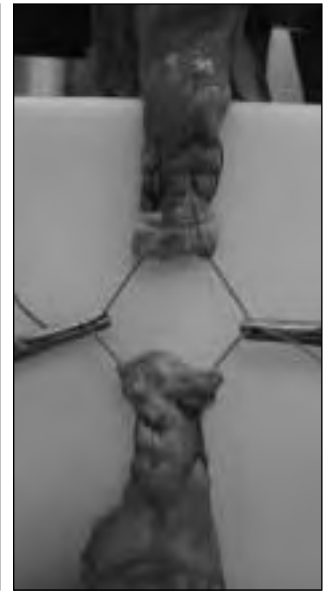
La elongación tendinosa normal del Aquiles al ser sometido a una fuerza de 100 N fue en promedio de 7 mm.

**Valores estadísticos de diastasis con fuerzas de 75 N de las diferentes técnicas (Gráfico A)**

1. Krackow: media = 8,52; IC: 95% 2,988 a 14,07  
Desviación estándar = 7,44  
Mediana = 5,33
2. Bunnell: media = 1,66 IC 95% -3,878 a 7,202  
= 1,53  
Mediana = 0,660
3. Kessler: media = 2,6 IC 95% -3,06 a 8,26  
Desviación estándar = 2,23  
Mediana = 2,33



**Figura 5.** Punto de Kessler modificado.



**Figura 6.** Punto de Krackow utilizado.

Comparación	t	p
Bunnell con Krackow	2,02	0,078
Bunnell con Kessler	-0,775	0,461
Kessler con Krackow	1,71	0,12

Número de fallas del hilo de sutura a 100 N: 3/15 (20%). Las fallas generales de acuerdo con las diferentes técnicas de sutura se muestran en la Figura 8.

Número de fallas del hilo a tensiones de 135 N: (66,6%). Todas las suturas que fallaron se rompieron en la región del nudo y/o el foco de la rotura tendinosa.

No se registraron fallas del hilo intratendinosas ni desgarros del tendón con aflojamiento del material de sutura.

La combinación del material con la sutura de Bunnell presentó buena resistencia a la diastasis (5 mm a cargas de 100 N) y bajo índice de falla del hilo (20% a 100 N).

A cargas de 135 N, las suturas de Kessler produjeron una diastasis de 3,66 mm, pero el índice de rotura del material de sutura fue del 80%.

La técnica de Bunnell presentó diastasis aceptables de 8,16 mm (DE 1,53), con cargas de 135 N.

La sutura de Krackow presentó elongación inaceptable a 135 N: 16,5 mm (DE 6,2).

La comparación entre Bunnell y Krackow arrojó una probabilidad de  $p = 0,078$  (no significativa), pero con proyección significativa aumentando el tamaño muestral.

## Discusión

En el tratamiento de la rotura del tendón de Aquiles en las personas activas se prefiere la resolución quirúrgica,<sup>3</sup> ya que si bien se han informado mayor número de complicaciones en la piel (dehiscencia, infección, etc.), las de la herida son aceptablemente bajas.<sup>26</sup> Además, con la cirugía, el índice de re-roturas es mucho menor, así como la mejoría del resultado funcional en comparación con el tratamiento conservador.

En la actualidad, se prefieren los protocolos de posoperatorio del tendón de Aquiles que permitan una rehabilitación funcional precoz,<sup>27,28</sup> con lo que se pretende lograr una menor morbilidad con mejor función del tobillo y subastragalina, así como disminuir la rigidez y la atrofia muscular, lo que permite la recuperación de una buena fuerza muscular. Por ello, en el presente trabajo se estudiaron las diferentes técnicas de sutura habitualmente realizadas por el cirujano traumatólogo, asociadas con una sutura que permitiría mayor seguridad y menor elongación de la rotura durante su curación.

Para las suturas del tendón de Aquiles, la recomendación fue utilizar materiales de polidioxanona,<sup>29</sup> así como para los tendones flexores de la mano son las suturas con nailon o poliéster. En el presente análisis se evaluó el material de polietileno trenzado combinado con poliéster, comúnmente utilizado junto con los anclajes óseos (como material de sutura de éstos), observando buenas propiedades ténsiles, y según Yamagami y cols.,<sup>30</sup> con mayor resistencia a la elongación respecto de la polidioxanona.

Los escasos estudios que demuestran la evolución de la sutura y la diastasis producida durante la recuperación del tendón tratado quirúrgicamente<sup>23,24</sup> mencionan que el promedio de apertura o diastasis en el sitio de reparación fue de 10 a 12 mm a pesar de la inmovilización enyesada, con buena recuperación funcional. Por ello, en el presente trabajo, las diastasis mayores de 10 mm fueron tomadas como inaceptables (fracaso de la técnica y/o del material de sutura).

La sutura con la técnica de Kessler modificada ha demostrado resistir la movilización temprana en diversos protocolos quirúrgicos, a partir de la cuarta semana de operado el paciente.<sup>27,28,35</sup> En la actualidad se tiende a disminuir los tiempos de inmovilización posoperatoria y de descarga del peso corporal. En el presente estudio, la sutura tipo Kessler modificada asociada con polietileno trenzado combinado presentó buena tolerancia hasta los 75 N de carga, a partir de los cuales comenzó a ceder o a fallar.

Algunos autores<sup>31,32</sup> mencionan que las técnicas de sutura con múltiples cruces (tipo Bunnell) presentan mayores diastasis al ser sometidas a cargas de tensión. En este trabajo no se ha encontrado con la combinación con técnica de Bunnell, tensando el hilo antes de la realización del nudo, una diferencia estadísticamente significativa en

la diastasis del foco de rotura respecto del punto de Kessler modificado.

Watson y cols.<sup>33</sup> compararon las técnicas de Krackow (punto en cadena), de Kessler y de Bunnell, con material de Ethibond y llegaron a la conclusión que la técnica de Krackow presenta una mejor resistencia en la sutura. En el presente estudio, se observaron como inconvenientes de esta técnica la necesidad de mayor longitud del hilo y mayor índice de diastasis. Creemos que esto último está dado por el reajuste producido durante las cargas de fuerza transmitidas al tendón y a la sutura en los bloqueos realizados (eslabones de sutura). Agregado a ello, la necesidad de mayor longitud de material de sutura llevaría a la mayor elongación de éste (misma elongación, sumada a la mayor superficie, determina mayor elongación final).

Sin embargo, el amarre del tendón con esta técnica resultó altamente satisfactorio.

Respecto del tipo de material utilizado, Komatsu y cols.<sup>34</sup> describen en su trabajo que la sutura óptima con la fibra de polietileno trenzado combinado debe tener aproximadamente 6 nudos para permitir un buen bloqueo y evitar que se desanude, con el consiguiente aflojamiento y diastasis. En este trabajo se realizaron sólo cuatro nudos con la siguiente configuración: el primero doble y tres simples invertidos (lo que pudo haber disminuido la fortaleza de la sutura).

Finni y cols.<sup>2</sup> estudiaron que la carga sobre el tendón de Aquiles durante la marcha presenta picos de 1.450 N (DE 500). Durante la carrera, Scott y Winter<sup>28</sup> mencionan que dicha carga puede aumentar a 5.740 N. Pero de acuerdo con Maganaris,<sup>1</sup> el promedio de soporte de fuerzas durante la marcha está por debajo de los 470 N, con elongaciones del tendón de ~7,5 mm. Según los resultados obtenidos en el presente análisis, ambas cargas son francamente mayores que las que soportan las diferentes técnicas de sutura estudiadas con este tipo de material. Por ello, consideramos que no es posible permitir la carga o la movilización del tendón en forma inmediata en el posoperatorio.

Una limitación del presente estudio es que la sección realizada al tendón (corte), creada en muestras cadavéricas, es neta y no remeda la mayoría de las roturas espontáneas. Sin embargo, en coincidencia con Jaakkola y cols.,<sup>37</sup> es muy difícil reproducir en el espécimen la lesión que suele verse en el ser vivo. No obstante, como las comparaciones se efectuaron sobre modelos cadavéricos humanos, creemos que los resultados son válidos y comparables. Asimismo, por las características de la desorganización fibrilar que se produce en la lesión en una persona viva, creemos que la técnica de Bunnell –que demostró buena resistencia con el hilo utilizado– permitiría una buena toma en el segmento proximal del Aquiles y una recuperación más precoz, con menor riesgo que las comparaciones.

Otras limitaciones del estudio fueron el volumen de casos evaluados y que no se tomaron todos los factores

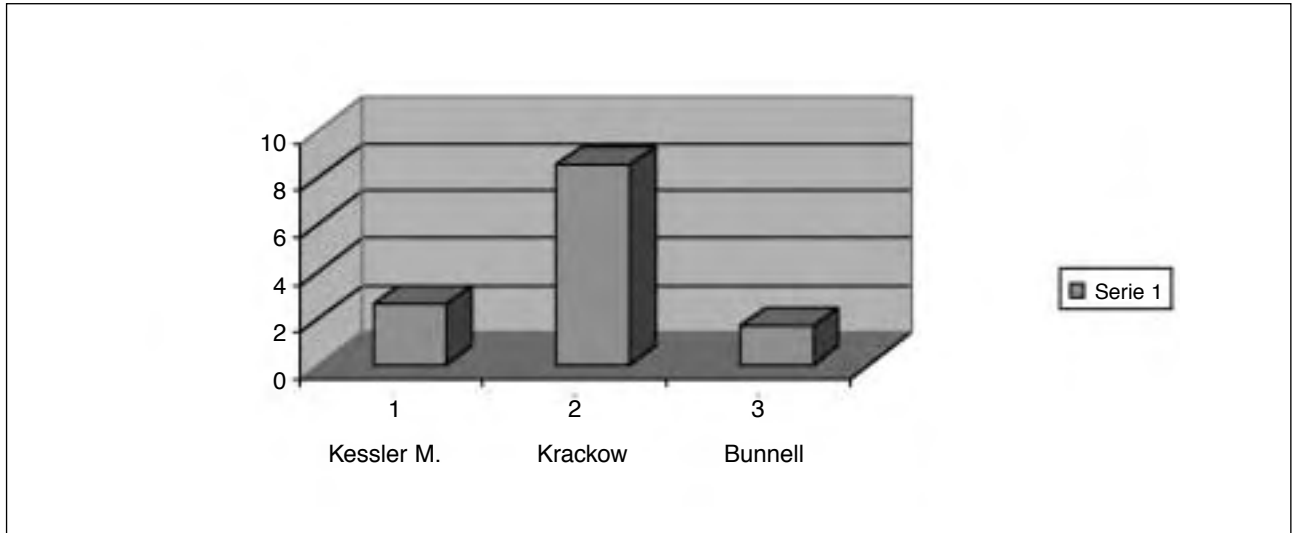


Figura 7. Diastasis con cargas de tensión a 75N según técnica.

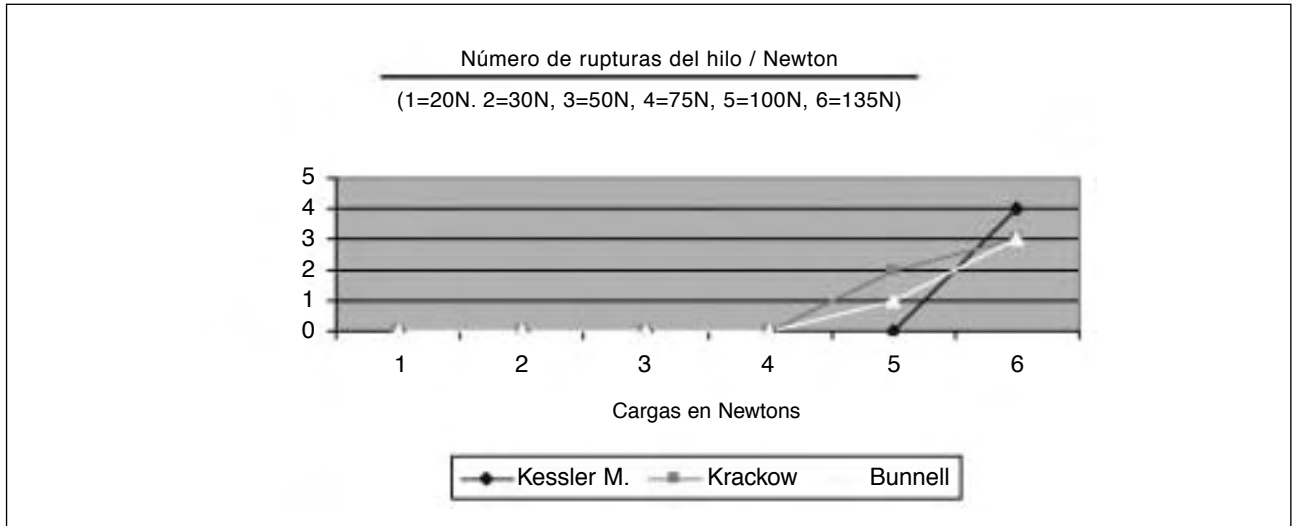


Figura 8.

determinantes para una correcta reparación tendinosa, como son, además de la técnica y el material de sutura (evaluados aquí), la presencia de degeneración microscópica y de enfermedades sistémicas asociadas, así como un protocolo de rehabilitación. De cualquier modo, el objetivo propuesto se cumplió, ya que se analizaron dos variables fundamentales en la reparación quirúrgica del tendón.

### Conclusiones

Se ha comprobado que la combinación de material de polietileno trenzado con fibras de poliéster con la técnica de Krackow tiene alto índice de elongación y diastasis a

iguales fuerzas ténsiles en comparación con las suturas de Kessler modificada y de Bunnell.

Por su parte, la combinación de la técnica de Bunnell asociada con el material mencionado tuvo gran resistencia a la elongación y bajo índice de fallas.

La técnica de Kessler modificada presentó bajo índice de diastasis, pero alto índice de falla de la sutura al ser sometida a cargas superiores a 100 N.

A pesar de la buena resistencia, debido a las cargas que soporta el tendón de Aquiles durante la marcha, demostradas en estudios realizados en animales y en seres humanos, creemos fundamental proteger con inmovilización la sutura durante las primeras 2 semanas, de acuerdo con los tiempos de curación y el soporte de cargas del Aquiles.

## Bibliografía

1. **Beskin JL, Sanders RA, Hunter SC, et al.** Surgical repair of Achilles tendon ruptures. *Am J Sports Med.* 1987 15:1-8.
2. **Bhandari M, Guyatt GH, Siddiqui F, et al.** Treatment of acute Achilles tendon ruptures: a systematic overview and meta-analysis. *Clin Orthop* 2002; (400):190-200.
3. **Bunnell S.** Tendons. technic of tendon repair. In: Boyes JH, editor. *Bunnell's surgery of the hand.* 5ta ed. Philadelphia. Lippincott; 1970. p.393-456.
4. **Cetti R, Christensen SE, Ejsted R, Jensen NM, Jorgensen U.** Operative versus nonoperative treatment of Achilles tendon rupture. A prospective randomized study and review of the literature. *Am J. Sports Med.*1993; 21:791-799.
5. **Cretnik A, Zlaipah L, Smorkolj V, Kosanovic M.** The strength of percutaneous methods of repair of the Achilles tendon.: a biomechanical study. *Med Sci Sports Exerc.* 2000 ; 32 (1):16-20.
6. **Finni T, Komi PV, Lukkariniemi J.** Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1998;77(3):289-91.
7. **Hatanaka H, Manske PR.** Effect of suture size on locking and grasping flexor tendon repair techniques. *Clin Orthop.* 2000; (375):267-74.
8. **Inglis AE, Sculco TP.** Surgical repair of ruptures of the tendo achillis. *Clin Orthop.* 1981; (156): 160-169.
9. **Jaakkola J, Hutton W, Beskin J, Lee G.** Achilles Tendon Rupture Repair: Biomechanical Comparison of the Triple Bundle Technique versus the Krakow Locking Loop Technique. *Foot Ankle Int.* 2000; 21 (1): 14-17.
10. **Kim SH, Ha KI, Kim SH, Kim JS.** Significance of the internal locking mechanism for loop security enhancement in the arthroscopy knot. *Arthroscopy* 2001;17:850-855.
11. **Komatsu F, Mori R, Uchio Y.** Optimum surgical suture material and methods to obtain high tensile strength at knots: problems of conventional knots and the reinforcement effect of adhesive agent. *J Orthop Sci* 2006;11:70-4.
12. **Krackow KA, Thomas SC, Jones LC.** A new stitch for ligament-tendon fixation. *J Bone Joint Surg. AM.* 1986; 68 (5):764-766.
13. **Leppilahti J, Orava S.** Total Achilles tendon rupture: A review. *Sports Med* 1998; 25: 79-100.
14. **Lewis N, Quitkin HM.** Strength analysis and comparison of the Teno Fix Tendon Repair System with the two-strand modified Kessler repair in the Achilles tendon. *Foot Ankle Int.* 2003;24(11):857-60.
15. **Lo IK, Burkhart SS, Chan KC, Athanasiou K.** Arthroscopic knots: determining the optimal balance of loop security and knot security. *Arthroscopy* 2004; 20:489-502.
16. **Maganaris CN, Paul JP.** Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. *J Biomech.* 2002 Dec;35(12):1639-46.
17. **Mandetbaum R, Myerson, M. S., and forster, R.** Achilles tendon ruptures. A new method of repair, early range of motion, and functional rehabilitation. *Am J Sports Med.* 1995; 23: 392-395.
18. **McKeon BP, Heming JF, Fulkerson J, Langelang R.** The Krackow Stitch: a biomechanical evaluation of changing the numbers of loops versus the numbers of sutures. *Arthroscopy*, 2006; 22 (1):33-37
19. **Moller M, Movin T, Granhed H, Lind K, Faxen E, Karlsson J.** Acute rupture of tendon Achilles. A prospective randomised study of comparison between surgical and non-surgical treatment. *J Bone Joint Surg Br.* 2001;83(6):843-8.
20. **Mortensen NH, Saether J, Steinke MS, Staehr H, Mikkelsen SS.** Separation of tendon ends after Achilles tendon repair. A prospective, randomized, multicenter study. *Orthopedics* 1992; 15:899-903.
21. **Mortensen NH, Saether J.** Achilles tendon repair: a new method of Achilles tendon repair tested on cadaverous materials. *J Trauma.* 1991;31(3):381-4.
22. **Mortensen, HM; Skov O, Jensen PE.** Early motion of the ankle after operative treatment of the rupture of the Achilles tendon: a prospective randomized clinical and radiographic study. *J. Bone Joint Surg. AM.* 1999; 81(7):983-990.
23. **Nystrom B, Holmlund D.** Separation of tendon ends after suture of Achilles tendon. *Acta Orthop Scand* 1983; (54):620-621.
24. **Nyyssonen T, Luthje P.** Achilles tendon ruptures in South-East Finland between 1986-1996, with special reference to epidemiology, complications of surgery and hospital costs. *Ann Chir Gynaecol* 2000;89:53-57.
25. **Park HG, Moon DH, Yoon JM.** Limited Open Repair of Ruptured Achilles Tendons with Bunnel-Type Sutures. *Foot Ankle Int.* 2001; 22 (12): 985-987.
26. **Saltzman CL, Tarse DS.** Achilles tendon injuries. *J Am Acad Orthop Surg* 1998; 6:316-325.
27. **Saw Y, et al.** Early mobilization after operative repair of ruptured Achilles tendon. *Injury* 1993; 24(7):479-484.
28. **Scott SH, Winter D A.** Internal forces of chronic running injury sites. *Med Sci Sports Exerc* 1990; 22 (3): 357-69.

29. **Speck M, Klaue K.** Early full weight bearing and functional treatment after surgical repair of acute Achilles tendon rupture. *Am. J. Sports Med.* 1998; 26 (6):983-90.
30. **Stanish W.** Healing of soft tissue: time constraints. *Int. Soc. Arthros. Knee Surg. Orthop. Sports Med.* 2000.
31. **StataCorp.** Stata Statistical Software: Release 8. 2003 College Station, TX: StataCorp LP.
32. **Tanaka T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, Yang C, An KN.** Gliding characteristics and gap formation on locking and grasping tendon repairs: a biomechanical study in a human cadaver model. *J Hand Surg AM.* 2004;29:6-14.
33. **Theobald P, Benjamin M, Nokes L, Pugh N.** Review of the vascularisation of the human Achilles tendon. *Injury* 2005; 36:1267-72.
34. **Watson TW, Jurist KA, Yang KH, Shen KL.** The strength of Achilles tendon repair: an in vitro study of the biomechanical behavior in human cadaver tendons. *Foot Ankle Int.* 1995;16:191-95.
35. **Wong J, Barrass V, Maffulli N.** Quantitative Review of Operative and Nonoperative Management of Achilles Tendon Ruptures. *Am J Sports Med.* 2002;30 (4): 565-75.
36. **Wüst D, Meyer D, Favre P, Gerber Ch.** Mechanical and handling properties of braided polyblend polyethylene sutures in comparison to braided polyester and monofilament polydioxanone sutures. *Arthroscopy*, 2006; 11:1146-53.
37. **Yamagami N, Mori R, Yotsumoto T, Hatanaka H, Takao M, Uchio Y.** Biomechanical differences resulting from the combination of suture materials and repair techniques. *J Orthop Sci* 2006; 11:614-19.