

---

# Tensiones en los injertos tendinosos del LCA

Método de medición durante el acto quirúrgico

Dr. Roberto Paterson, Dr. Guillermo Máspero

---

**RESUMEN:** La carencia de un adecuado estado de tensión del LCA, además de la inestabilidad ántero-posterior, produce importantes cambios histoquímicos en el tejido conectivo. Estos hechos hacen relevante el conocimiento de los valores de tensión logrados durante la colocación del injerto.

Buscando controlar esta variable, durante la reparación quirúrgica de 94 LCA se midieron los diámetros del tendón y se registraron las fuerzas de tracción que se aplicaron luego de asegurada la fijación condílea y hasta completar la fijación tibial.

Como las fuerzas de tracción se desviaron en distintos ángulos ( $20^\circ$  a  $35^\circ$ ) del eje longitudinal del injerto, se corrigieron, en base a estas diferencias angulares, las magnitudes de las fuerzas de tracción que los injertos soportaron.

Se calcularon las secciones rectas de los injertos tendinosos ajustándolas al área de una elipse. ( $D.d.\pi/4$ ). Utilizando estos valores estimados de las áreas tendinosas y las magnitudes de fuerza de las componentes longitudinales a los ejes de los injertos, se calcularon los valores de tensión ( $F/\text{área}$ ) ejercidas en los injertos durante su colocación.

Los valores de las tensiones determinadas variaron entre un mínimo de  $0,09$  Kilogrametros/Fuerza/ $\text{mm}^2$  ( $= 0,9 \text{ N/mm}^2$ ) y un máximo de  $1,03 \text{ Kgf/mm}^2$  ( $= 10 \text{ N/mm}^2$ ).

Obsérvese que la dispersión de las tensiones calculadas es grande, variando en un orden de magnitud.

Esta gran diferencia en las tensiones logradas, consideramos es uno de los factores que influyen en las variaciones de la estabilidad ántero-posterior que obtuvimos.

**ABSTRACT:** The purpose of this study was to explore the mean stress attained in ACL grafts during surgical fixation. Grafts diameter and traction forces applied during tibial fixation were measured intraoperatively in 94 ACL reconstructions. Traction forces were applied with a variation angles between  $20^\circ$  to  $35^\circ$  from the longitudinal axis.

The magnitude of the real traction graft forces was obtained using ( $F.\cos<$ ). The area of an ellipse ( $D.d.\pi/4$ ) was used to calculate the orthogonal area of the grafts. Mean stress ( $F/\text{area}$ ) during the tibial fixation were calculated using the estimated values of the areas and the longitudinal component of the traction forces applied to the ACL grafts.

Mean stress values were between a minimum of  $0,09 \text{ Kgf/mm}^2$  ( $= 0,9 \text{ f/mm}^2$ ) and maximum of  $1,03 \text{ Kgf/mm}^2$  ( $= 10 \text{ N/mm}^2$ ). Dispersion in mean strain attained was 10 times (one order of magnitude), while difference in traction forces exerted was lower (3 times). This could be one of the factors that influenced the variations of antero-posterior stability obtained in operated knees.

Stress measurements must be continue and statistically correlated with the anteroposterior measurements of knee stability. Longterm viability of the ACL graft looks like a counterbalance between cross section areas and stress attained. The range of most effective ratio is until now, unknown.

---

## INTRODUCCION

---

La carencia de un adecuado estado de tensión en el LCA, además de la inestabilidad ántero-posterior, produce importantes cambios histoquímicos en el tejido conectivo (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7).

Estos hechos hacen relevante el conocimiento del

valor de tensión media logrado durante la colocación del injerto y plantea a su vez la conveniencia de establecer el rango de tensiones medias, umbral y dintel, dentro de los cuales se logran mayor estabilidad articular y mejor resistencia mecánica en el injerto.

En este trabajo se busca determinar la magnitud de

esta variable mecánica para poder controlarla durante el acto quirúrgico.

El propósito de este estudio es el de desarrollar un método de medición para estimar las tensiones medias alcanzadas en los injertos durante la fijación quirúrgica.

## MATERIAL Y METODO

En 94 injertos de LCA, hemos medido la fuerza de tracción que ejercimos sobre el injerto ya colocado en los túneles óseos y con la fijación superior asegurada.

La fuerza de tracción se mantuvo por un lapso de 1 a 2 minutos previos y durante el tiempo de fijación del extremo tibial con tiempos totales que duraron entre 3 y 7 minutos.

Las mediciones de los valores de fuerza de tracción las realizamos con un dinamómetro a resorte calibrado con escala a aguja y rangos entre 0 y 20 Kgf (8,9).

Durante la preparación del injerto tendinoso efectuamos la medición de los dos diámetros principales en la zona media del tendón (utilizando un micrómetro tipo Palmer bajo fuerzas de tracción en el injerto de 2 Kgf (= 20 N) y presiones entre las puntas de medida de 20 gf (= 0,2 N) (10, 11, 12, 13).

## RESULTADOS

Los valores de las fuerzas aplicadas variaron entre un mínimo de 5 Kgf (= 50 N) y un máximo de 15 Kgf (= 150N).

Como la dirección de las fuerzas que se ejercieron tenían un ángulo de 15 a 35° respecto al eje longitu-

dinal del injerto (para permitir la colocación de la fijación tibial), se descompuso la magnitud medida en sus dos componentes ortogonales tomándose como valor de la fuerza de tracción la magnitud de la componente longitudinal al injerto (16).

Los valores así corregidos variaron entre un mínimo de 4 Kgf (= 40 N) y un máximo de 14 Kgf (= 140 N). Calculamos a partir de los dos diámetros ortogonales de los tendones injertados, las áreas de sus sec-



Medición del ángulo de desvío (30°) mientras se tracciona el injerto colocado con 14 Kgf

### Gráfico de las áreas

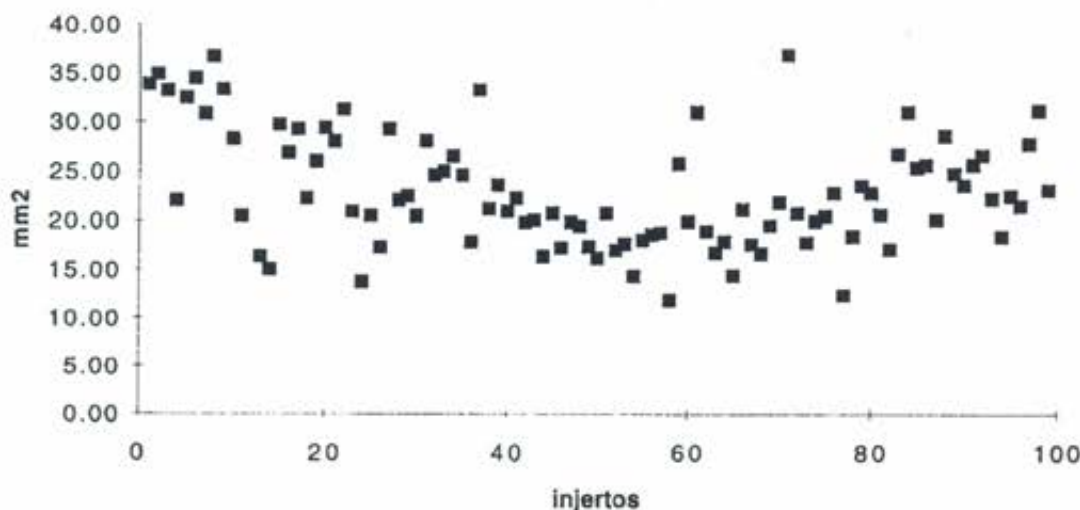
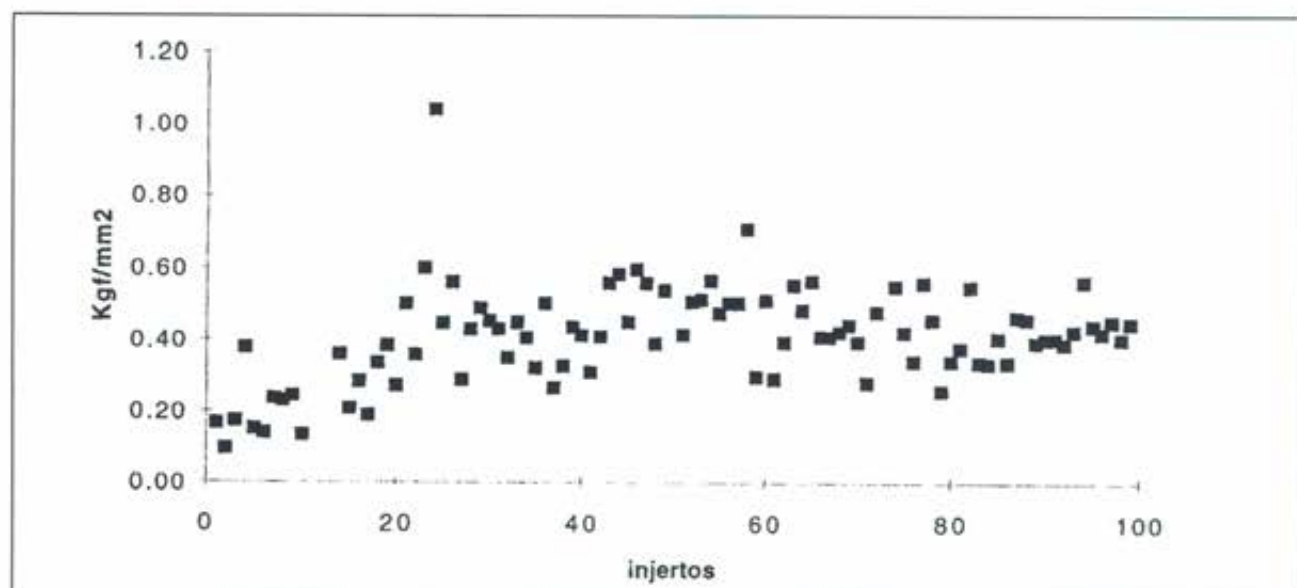


Gráfico de tensiones



ciones rectas por ajuste al área de una elipse, por considerarla como la figura simple que más se aproximaba a la realidad.

Los valores obtenidos estuvieron entre un mínimo de 12 mm<sup>2</sup> y un máximo de 35 mm<sup>2</sup> (15).

Utilizando estos valores estimados de las áreas tendinosas y las magnitudes de fuerza de las componentes longitudinales a los ejes de los injertos, calculamos los valores de tensión media (fuerza/área) logrados en los injertos durante su colocación.

Los valores de las tensiones determinadas variaron entre un mínimo de 0,1 Kgf/mm<sup>2</sup> (= 1 N/mm<sup>2</sup>) y un máximo de 1 Kgf/mm<sup>2</sup> (= 10 N/mm<sup>2</sup>) (15).

## DISCUSIÓN

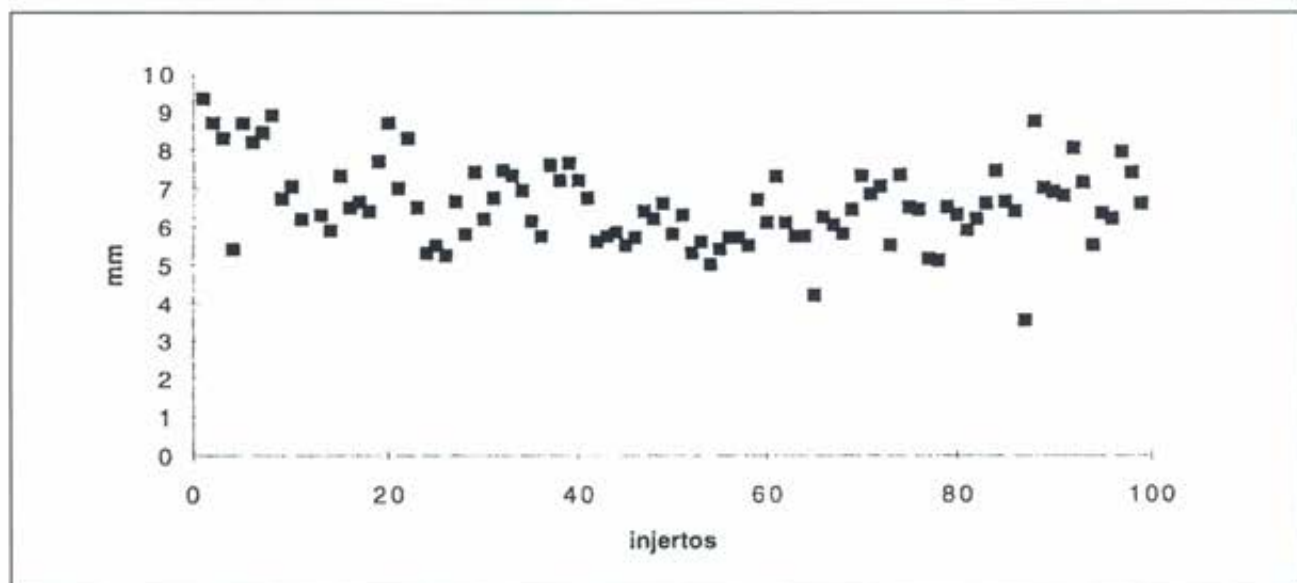
Obsérvese que la dispersión de las tensiones calculadas varían cerca de un orden de magnitud.

Consideramos que estas diferencias en las tensiones logradas son determinantes en las variaciones de la estabilidad ántero-posterior que obtuvimos.

Apréciase también que, a pesar de que efectuamos sistemáticamente la toma del injerto patelar con cortes medidos en un ancho de 10 mm, los anchos que se miden con el micrómetro (en las condiciones antes señaladas), son bastante menores, variando entre un mínimo de 5,0 mm y un máximo de 9,35 mm.

Esta dispersión parece estar relacionada con

Gráfico de anchos





Fotografía del injerto relajado



Foto del mismo injerto traccionado con 2 Kgf

variaciones en el número, diámetro, distribución y densidad de las fibras de colágeno así como en el mayor o menor contenido de agua molecularmente ligada, de los injertos estudiados.

Estas diferencias serían las que modifican en el injerto, su compacidad y consistencia (16, 17, 18). No puede descartarse tampoco, el posible cambio en la disposición espacial de parte de las fibras periféricas (desplazamientos radiales) y su incidencia en las medidas obtenidas.

Obsérvese el cambio general de la disposición de las fibras y especialmente de las periféricas entre el injerto relajado y el mismo bajo tensión. Entre el área y las tensiones medias existe una buena correlación inversa (coeficiente -0,83). Está indicando que cuanto mayor es el área del injerto menor ha sido la tensión lograda.

Esta observación nos llevó, para mantener poco dispersos los valores de las tensiones medias, a utilizar la siguiente regla práctica:

- 1) Cuando la suma de los dos diámetros medidos es de 1 mm o menos, traccionamos con 8 Kgf.
- 2) Cuando esta suma es mayor, traccionamos con 12 Kgf.

#### ESTADISTICAS DE LOS INJERTOS

<b>espesor</b>	<b>ancho</b>	<b>coef. correl.</b>
media:	media:	<b>0.17</b>
4.42	6.55	
desvío stand:	desvío stand:	
0.75	1.05	
<b>área</b>	<b>tensión</b>	<b>coef. correl.</b>
media:	media:	<b>-0.83</b>
23.87	0.40	
desvío stand.:	desvío stand.	
5.78	0.14	

El rango de tensión media logrado durante la fijación del injerto de LCA aparece como una variable quirúrgica a tener en cuenta.

Consideramos de interés continuar con las mediciones de las tensiones medias que se logran en los injertos para correlacionarlas estadísticamente con los valores normalizados (KT-1000) de la movilidad antero-posterior de las rodillas reparadas.

La viabilidad a largo término de los injertos de LCA parecieran depender, además de su rehabilitación vascular y celular, de un equilibrio entre las áreas de las secciones rectas y las tensiones, que en función de esas áreas, soportan las fibras de colágeno durante su función (1, 2, 3, 4, 5, 6, 19, 20, 21, 22, 23).

Está generalmente aceptado que las magnitudes de las áreas de los injertos deben igualar y si es posible superar a las de un ligamento normal, que parece ser de  $31 \pm 5 \text{ mm}^2$ , aunque no está normalizado el método de medición (14, 24). Es necesario tener en cuenta que el conocimiento del valor del área es un dato necesario pero no suficiente para determinar las condiciones de resistencia mecánica del injerto.

Con nuestro método de determinación, las áreas más frecuentes de los injertos, estuvieron entre 18 y  $30 \text{ mm}^2 (\pm 1 \text{ desvío standard})$ .

Los rangos de las tensiones medias más efectivas son todavía desconocidos.

#### BIBLIOGRAFIA

1. Guan Y, Butler DL, Dormer SG, Cummings J F: Contribution of Anterior Cruciate Ligament Subunits during anterior drawer in the human knee, 37th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1991, p. 589.
2. Fleming . C, Beynonn BD, McLeod WD, Howe JG, Pope MH: The effect of Tension and Placement of

- a Prosthetic Anterior Cruciate Ligament on the Anteroposterior Laxity of the Knee, 37th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1991, p. 591.
3. Oster DM, Grood E S, Feder S M, Butler DL, Noyes FR: Anterior Translation and ACL Graft Tension in the Goat Knee: Effects of Flexion Angle and Initial Tension at the Time of Graft Installation, 37th Ann., Meet. Orth. Res. Soc., 1991, p. 600.
  4. Harper J, Amiel D, Harper J: Changes in Collagenase and Inhibitor in Ligaments and Tendon During Early Development of Stress Deprivation, 37th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1991, p. 114.
  5. Beynon BD, Huston DR, Pope MH, Fleming B C, Johnson RJ, Nichols C E, Reström P: The Effect of ACL Reconstruction Tension on the Knee and Cruciate Ligaments, 38th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1992, p. 657.
  6. Keira M, Yasuda K, Hayashi K, Yamamoto N, Kaneda K: Mechanical Properties of the Tibial Insertion, 38th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1992, p. 661.
  7. Butler & al.: Tendon Mechanics, 1979, Exc. Sport Sci. Rev., 6; 125-181.
  8. Livesay GA, Fujie H, Blomstrom G, Kashiwaguchi S and Woo SL: Determination of the in-situ Forces in the Human Anterior Cruciate Ligament with a Universal Force Sensor, 39 th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1993, p. 1.
  9. Shino K, Hamada M, Tanaka M, Matsui Y and Doi T: In vivo Direct Measurement of Load Applied to QCL Grafts.
  10. Máspero G, Paterson R: Aparato para tracción medida de los injertos tendinosos; reunión de la Asoc. Arg. de Artroscopía del 25/7/1994.
  11. Jackson DW: Bone-Patellar-Bone Autografts, Arthroscopic Surgery Seminars 1991, Phoenix, Arizona, U.S.A.
  12. Jackson DW: ACL Allografts, Present, Status and Usage, Arthroscopic Surgery Seminars 1991, Phoenix, Arizona, U.S.A.
  13. Hamer CD, Livesay GA, Choi NY, Fujie H, Fu FH, Y Woo S L: Evaluation of the Sizes and Shapes of the Human Anterior and Posterior Cruciate Ligaments: A Comparative Study, 38th Ann. Orth. Res. Soc., 1992, p. 123.
  14. Cromer AH: Física para ciencias de la vida, Editorial Reverté S. A., 1975, Parte I Mecánica, Capítulos 1, 2 y 3.
  15. Jou D, Llebot JE, y Pérez-García C: Física para ciencias de la vida, Serie Schaum-Mac Graw-Hill, 1986, Capítulo 2: Elasticidad.
  16. Trestik CL, Leonard ME, Lieber RL: Physiological Implications of Tendon Compliance, 37th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1991, p. 133.
  17. Hart RA, Newton PO, Woo SL: Quantitative Morphology of the Anterior Cruciate and Medial Collateral Ligaments, 37th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1991, p. 181.
  18. Lieber RL, Leonard ME, Brown C G: Comparison of Tendon and Aponeurosis Properties During Passive Stretch and Active Muscle Contraction, 38th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1992, p. 152.
  19. Paterson R: Características biológicas y mecánicas de los tendones - Consideraciones acerca de su estructura resistente, Curso de Instrucción sobre Lesiones Tendinosas en el Deporte, XXIV Congr. Arg. Ort. y Trum.; XIII Jorn. Riopl. Orth y Traum., 5/8 dic. 1987.
  20. Vanderby R Jr., Vailas AC, Graf B K, Thielke R.J, Ulm MJ, Kohles SS: Acute Effects of Unweighting on the MCL-Tibia Insertion, 37th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1991, p. 159.
  21. Steiner ME, Mizrahi J, Hecker A., Chayet B, Myer ER, Brown C, Hayes WC: Strength in Graft Fixation in ACL Reconstruction, 37th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1991, p. 599.
  22. Burks RT, Leland R: Determination of Graft Tension Before Fixation in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, Arthroscopy, The Jour. of Arthrosc. and Rel. Surg., vol 4, N°4, p. 260-266, 1988.
  23. Burks R T: Cruciate Graft Tensioning, Surgical Rounds for Orthop., p. 57-61, febr. 1989.
  24. Butler DL, Guan Y, Kay M D, Feder S M and Cummings JF: Location-Dependent Variations in the Material Properties of Anterior Cruciate Ligaments Subunits, 37th Ann. Meet. Orth. Res. Soc., 1991, p. 234.