

Fijación transversa biodegradable de las plastias del LCA

J. Vaquero, C. Vidal

**Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología
Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid.**

Correspondencia:
D. Javier Vaquero
Pasaje de los Ancianos, 22
28034 Madrid



Desde el punto de vista biomecánico, en la realización de una plastia de LCA la fijación de la misma al hueso suele ser el eslabón más débil. Siguiendo las últimas tendencias debe soportar, en un primer momento, las fuerzas generadas durante la marcha del paciente y la rehabilitación precoz de su rodilla y, por tanto, es fundamental conocer la magnitud de las fuerzas que se generan en estas actividades para conseguir un sistema de fijación que las supere. Por fortuna, esta situación crítica es temporal, ya que desde el primer día se desencadenan fenómenos de cicatrización de la plastia en contacto con el hueso, que van a colaborar a aumentar la fijación de la misma hasta tomar el relevo de dispositivo utilizado⁽¹⁾.

Distintos estudios han demostrado que durante la flexoextensión se alcanzan tensiones máximas de 120 newtons en el injerto⁽²⁾, que se obtienen en los ángulos cercanos a la extensión máxima o a partir de los 120° de flexión. Durante la marcha normal, las fuerzas generadas tienen intensidades similares⁽³⁾.

Recientemente, un estudio de Frank y Jackson⁽⁴⁾ ha demostrado que durante la rehabilitación precoz, la plastia puede verse sometida a fuerzas que rondan los 500 newtons. Éste tiene que ser, por tanto, el valor mínimo que debe

garantizar cualquier sistema de fijación de nuestras plastias, suponiendo que estos vectores actuaran en el eje de la plastia, lo que no es cierto a nivel de la fijación femoral donde la angulación disminuye, sin duda, la resultante de las fuerzas que actúan sobre el injerto (**Figura 1**).

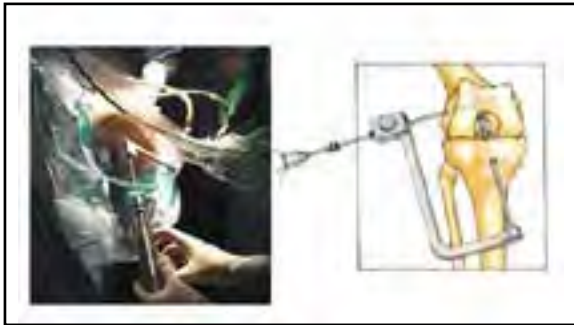
FIJACIÓN ACTUAL DE LAS DISTINTAS PLASTIAS

Durante los últimos 15 años, los tornillos de interferencia han proporcionado una sólida fijación en las plastias de tendón rotuliano⁽⁵⁾, donde la fijación de hueso contra hueso proporcionaba una solidez muy superior a los mencionados valores, siendo ésta una de las mayores ventajas de este tipo de las plastias hueso-tendón-hueso. Sólo la utilización de tornillos de pequeños diámetros (5 mm), la desproporción entre el tamaño de la pastilla y el túnel o una divergencia entre el tornillo y el fragmento óseo superior a los 25°⁽⁶⁾ pueden mermar la excelencia de esta fijación.

La aparición de tornillos biodegradables ha aportado importantes ventajas (menor daño al injerto, posibilidad de controles con resonancia magnética nuclear (RMN), facilitar una eventual cirugía de revisión, etc.) sin disminuir la calidad del anclaje⁽⁷⁻⁹⁾. Su composición en ácido poli-



Figura 1. Estudio de las fuerzas que actúan sobre el injerto a nivel femoral. Fuerza de arrancamiento (flecha amarilla) menor que la fuerza soportada por el injerto (flecha roja).



Figuras 3. Perforación y colocación de las vainas en la cortical femoral.

láctico evita reacciones inflamatorias⁽¹⁰⁾ y pueden considerarse como el patrón de oro en la fijación de las plastias HTH.

Las plastias con tendones de la pata de ganso tienen una fijación más comprometida con los tornillos interferenciales, sobre todo a nivel tibial, siendo necesario recurrir a otros sistemas⁽¹¹⁾. Las fijaciones corticales (tornillo cortical y alambre, endobutton, etc.) superan los 100 newtons, pero alargan la plastia excesivamente y, con ello, la laxitud residual de la misma y el ensanchamiento del túnel por “efecto limpiaparabrisas”. La solución ha venido con el uso de la fijación transversa en el fémur y la fijación tibial cortical, rellenando el túnel con un injerto óseo o un tornillo interferencial.

FIJACIÓN TRANSVERSA RIGIDFIX®

Aunque desde hace unos años se utilizaban sistemas de fijación transversa para la fijación



Figura 2. Introducción de la guía hasta el fondo del túnel femoral.



Figura 4. Perforación y colocación de las vainas en la cortical femoral.

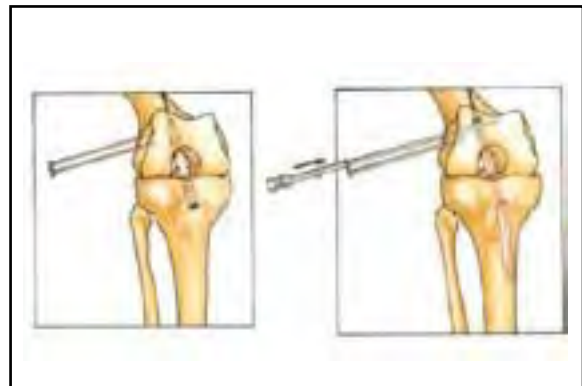


Figura 5. Paso del injerto del tendón rotuliano o isquiotibiales por el túnel ciego femoral.

femoral de los tendones isquiotibiales, el sistema Rigidfix® (Mitek) es el primero biodegradable y versátil para ser utilizado tanto en la fijación de los tendones de la pata de ganso como en el tendón rotuliano.

Se compone de dos pequeñas barras de ácido poliláctico de 6 mm de diámetro incluidas en una vaina metálica y que van a atravesar el taco óseo femoral o los tendones isquiotibiales.

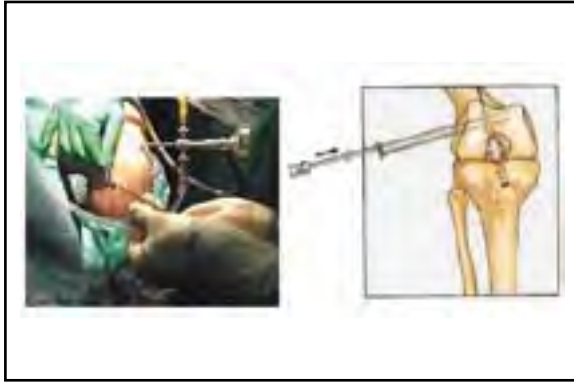


Figura 6. Introducción de los cilindros de Rigid-fix®.

El primer paso, una vez labrado el túnel ciego femoral de 30 mm, es la introducción de la guía del diámetro adecuado a través del túnel tibial, ocultándose su extremo engrosado en el mencionado túnel femoral (**Figura 2**). Con la ayuda del brazo en U rígido, perforamos la cortical de la cara lateral del fémur dejando las dos vainas fijas al hueso (**Figura 3**). Se desmonta la guía, y en este momento nos preparamos al paso del injerto que deberá quedar bien adaptado al fondo del canal (**Figura 4**), permitiendo así que el trócar lo perfora. Finalmente, introducimos los dos cilindros biodegradables que se impactan suavemente y se retiran las vainas (**Figura 5**). Antes de finalizar comprobamos la sólida fijación mediante tracción manual del extremo opuesto del injerto (**Figura 6**).



Figura 7. Resultado final.

CONCLUSIÓN

El sistema descrito es sencillo y reproducible. Viene a sumarse a nuestro arsenal terapéutico permitiéndonos elegir entre diferentes posibilidades de fijación de las plastias de LCA.

Nos parece el sistema más adecuado en el momento actual para su utilización en la fijación femoral de los tendones de la pata de ganso.

En el caso de usar tendón rotuliano como injerto, creemos que puede ser una excelente solución en aquellos casos en los que se ha roto la cortical posterior del fémur o no obtenemos una buena fijación con un tornillo interferencial, pudiendo solucionar situaciones difíciles.

BIBLIOGRAFÍA

1. Pinczewski, L.A.; Clingeleffer, A.J.; Otto, D.D.; Bonar, S.F.; Corny, I.S.: Integration of hamstring tendon graft with bove in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*, 1997; 13: 641-643.
2. Washer, D.; Markolf, K.; Shapiro, M.; Finerman, G.: Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part I: the effect of multiplane loading in the intact knee. *J Bone Joint Surg*, 1993; 75A (3): 377-386.
3. Morrison, J.: *Biomed Eng*. 1968; 3: 164-170.
4. Frank, C.B.; Jackson, D.W.: The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1997; 79 (10): 1556-1576.
5. Kurosaka, M.; Yoshiya, S.; Andrich, J.T.: A biomechanical comparison of different surgical techniques for graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 1987; 15: 225-229.
6. Dworsky, B.; Jewell, B.; Bach, B.: *Arthroscopy*, 1996; 12 (1): 45-49.
7. Johnson, L.L.; Van Dyk, G.E.: Metal and biodegradable interference screws: comparison of failure strength. *Arthroscopy*, 1996; 12 (4): 452-456.
8. McGuire, D.A.; Barber, F.A.; Elrod, B.F.; Paulos, L.E.: Bioabsorbable interference screws for graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 1999; 15 (5): 463-473.
9. Vaquero, J.; Ramírez, C.; Villa, A.; Vidal, C.; Forriol, F.; De Prado, M.; Ripoll, P.: Influencia del terrajado sobre la fuerza de extracción de los tornillos de interferencia. *Cuadernos de Artroscopia*, 2000; 7 (1): 25-29.
10. Warden, W.H.; Friedman, R.; Teresi, L.M.; Jackson, D.W.: Magnetic resonance imaging of bioabsorbable polylactic acid interference screws during the first 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 1999; 15 (5): 474-480.
11. Giurea, M.; Zorilla, P.; Amis, AA, Aichroth P. *Am J Sports Med* 1999; 27(5): 621-625.