



## Original

# Valoración del deslizamiento tibial en modelos experimentales de plastias de ligamento cruzado anterior: ¿procede la doble fijación tibial?

P. Miragaya López<sup>1</sup>, Á. Arriaza Cantos<sup>2</sup>, R. Arriaza Loureda<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Delegación Gallega de la Mutualidad de Previsión Social de Futbolistas Españoles a Prima Fija. Santiago de Compostela

<sup>2</sup> Hospital San Rafael. Madrid

<sup>3</sup> Instituto Médico Arriaza y Asociados. A Coruña

### Correspondencia:

Dr. Pablo Miragaya López

Correo electrónico: pablolmiragaya@gmail.com

Recibido el 20 de septiembre de 2022

Aceptado el 14 de abril de 2023

Disponible en Internet: abril de 2023

### RESUMEN

**Objetivo:** comparar 4 modelos experimentales de fijación simple y doble. La hipótesis de trabajo es que una fijación doble ofrece mayor seguridad que la fijación única con tornillo interferencial.

**Métodos:** para ello se empleó un modelo animal de análisis de resistencia a la tracción sobre extensor digital de pezuña bovina, usando 24 especímenes distribuidos en 4 grupos según el tipo de fijación: mediante anudado de las suturas guía en un puente óseo simple, mediante tornillo interferencial, mediante la combinación de los dos sistemas anteriores y mediante la combinación de tornillo interferencial con el tensado de las suturas guía a un anclaje cortical.

**Resultados:** el grupo de fijación única mediante sutura transósea simple presentó cifras elevadas de deslizamiento, tanto en el precondicionamiento (media:  $3,60 \pm 1,17$  mm) como en la fase de ciclado ( $15,20 \pm 3,47$  mm). En el grupo de fijación atornillada simple, 3 de los 6 especímenes sufrieron fracasos agudos inesperados durante el proceso de tensión cíclica, encontrándose una relación estadísticamente significativa. Respecto a la resistencia máxima a la rotura y para el nivel de significación considerado, no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas entre las piezas supervivientes a todo el proceso con las diferentes fijaciones.

**Conclusiones:** en nuestro estudio, la fijación tibial doble resultó más resistente y segura que la simple. No se hallaron diferencias entre las dos alternativas de doble fijación estudiadas, por lo

### ABSTRACT

**Assessment of tibial translation in experimental models of anterior cruciate ligament reconstructions: is dual tibial fixation indicated?**

**Objective:** To compare four experimental simple and dual fixation models. The study hypothesis is that dual fixation affords greater safety than simple fixation with an interference screw.

**Methods:** An animal model of bovine digital extensor traction resistance was used. A total of 24 specimens were divided into four groups according to the type of fixation involved: guide suture knotting in a simple bone bridge; interference screw; the combination of both aforementioned systems; and the combination of interference screw with guide suture tightening to a cortical anchorage.

**Results:** Single fixation with a simple transosseous suturing group presented high translation levels both in preconditioning (mean:  $3.60 \pm 1.17$  mm) and in the cycling phase ( $15.20 \pm 3.47$  mm). In the simple screw fixation group, three of the six specimens suffered unexpected and statistically significant acute failure during the cyclic tension process. In relation to maximum resistance to rupture and for the level of significance considered, no statistically significant differences were observed between the specimens surviving the entire process with the different fixation systems.

**Conclusions:** In the present study, dual tibial fixation proved more resistant and safe than simple fixation. No differences



<https://doi.org/10.24129/j.reaca.30178.fs2209016>

© 2023 Fundación Española de Artroscopia. Publicado por Imaidea Interactiva en FONDOSCIENCE® ([www.fondoscience.com](http://www.fondoscience.com)). Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND ([www.creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/](http://www.creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)).

que, debido a su simplicidad, recomendamos la alternativa tornillo interferencial más anudado de las suturas guía en puente óseo simple.

**Nivel de evidencia:** nivel I, ensayo controlado en laboratorio.

**Relevancia clínica:** este estudio presenta a los cirujanos de rodilla una alternativa de sujeción tibial doble de baja dificultad técnica que a nivel experimental mejora la resistencia inicial de sus plastias de ligamento cruzado anterior.

**Palabras clave:** Ligamento cruzado anterior. LCA. Reconstrucción. Fijación tibial. Doble fijación.

were found between the two dual fixation alternatives studied. Thus, due to its simplicity, we recommend the interference screw combined with guide suture knotting in a simple bone bridge.

**Level of evidence:** level 1, controlled trial in laboratory.

**Clinical relevance:** This study presents knee surgeons with a dual tibial fixation alternative of low technical difficulty which at experimental level improves initial anterior cruciate ligament reconstruction resistance.

**Key words:** Anterior cruciate ligament. ACL. Reconstruction. Tibial fixation. Dual fixation.

## Introducción

La reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA) es una de las intervenciones artroscópicas más frecuentes en la traumatología deportiva. A pesar de ello, persiste un amplio debate sobre la elección del tipo de injerto ideal y el método de fijación inicial de dicho injerto.

En nuestro medio, la mayoría de las reconstrucciones se realizan en la actualidad empleando 2 tendones de la pata de ganso, semitendinoso y recto interno, que al doblarse sobre sí mismos configuran una plastia de 4 fascículos. El tendón del semitendinoso puede también doblarse 3 o 4 veces sobre sí mismo para obtener un injerto de resistencia similar, sacrificando solo una estructura tendinosa a cambio de obtener una plastia mucho más corta<sup>(1)</sup>.

La fijación ideal debe ofrecer resistencia al deslizamiento del injerto y mantener sus cualidades durante la fase inicial postoperatoria. En la tibia, comúnmente se utiliza un tornillo interferencial<sup>(2)</sup>. Sin embargo, su colocación en el túnel tibial podría situarlo en una posición biomecánicamente inferior<sup>(3)</sup> y su uso en injertos cortos puede ser especialmente problemático<sup>(4,5)</sup>.

Se han buscado alternativas de fijación, bien suplementando la fijación intratúnel del tornillo interferencial con otro sistema extracortical (grapas metálicas o pletinas sobre las que se anudan suturas) o recurriendo directamente a sistemas de suspensión extracortical sin tornillo. No obstante, la fijación realizada solo con sistemas extracorticales también puede tener inconvenientes, como una menor resistencia al deslizamiento<sup>(6)</sup> o un mayor riesgo de osteólisis y colecciones quísticas por fuga del líquido articular<sup>(7)</sup>. La suplementación de la fijación intratúnel con sistemas de apoyo extracortical basados en tracción de suturas guía, como PushLock® (Arthrex®), puede aumentar significativamente la resistencia máxima de la fijación<sup>(8)</sup>. Además, el uso de sistemas de sutura de alta resistencia para los extremos tendinosos, como FiberLink® o GraftLink® (Arthrex®), puede modificar las características finales del montaje.

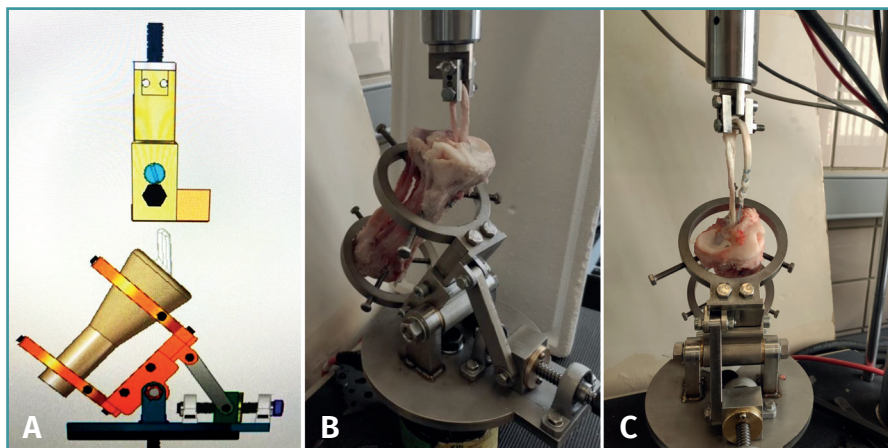
Esta suplementación adquiere importancia capital en el resultado de la cirugía ante el riesgo de que la fijación tibial con tornillos interferenciales resulte insuficiente para resistir cargas cíclicas repetidas propias de las actividades cotidianas y de la rehabilitación temprana<sup>(9,10)</sup>. La hipótesis planteada es que la fijación obtenida anudando las suturas trenzadas del injerto sobre un puente óseo sencillo en la cortical anterior de la tibia podría suplementar satisfactoriamente la fijación con tornillos interferenciales convencionales, sin necesidad de emplear otros elementos extracorticales. Se busca comprobar si los modelos de estabilización doble superan la fiabilidad de los modelos simples y si existen diferencias significativas entre los dos sistemas de duplicación ensayados.

## Material y métodos

Se realizó un estudio mecánico de la resistencia a la tracción de 4 modelos de fijación de injertos tendinosos bioequivalentes (extensores digitales de la pezuña bovina) introducidos en hueso tibial porcino:

- Modelo A: anudado simple de las suturas guía a la salida del túnel, sobre un puente en la cortical.
- Modelo B: tornillo interferencial del mismo diámetro al del túnel.
- Modelo C: combinación de tornillo interferencial con la suplementación de la fijación de las suturas guía mediante su anudado en un puente óseo simple.
- Modelo D: combinación de dicho tornillo con una segunda fijación de las suturas guía a un anclaje de tipo PushLock® (Arthrex®).

Se empleó un equipo de ensayo a tracción-compresión MTS Mini Bionix 858® con capacidad de carga hasta 15 kN y equipado con una célula de carga de 5 kN, con utillaje de conexión específicamente diseñado para nuestra prueba. El utillaje elaborado, que se muestra en la **Figura 1**, permite conectar los modelos anatómicos con los actuadores de la máquina de ensayo a tracción-com-



**Figura 1.** A: diseño previo del sistema de sujeción de la tibia porcina y de la conexión del injerto con la máquina de tracción-compresión; B: espécimen preparado y colocado en el dispositivo, antes de su evaluación. Tibia derecha; C: espécimen del grupo de anudado sobre puente óseo con rotura de la sutura tras completar la fase de resistencia máxima hasta rotura. Tibia izquierda.

presión y permite aplicar una carga de tracción hasta un máximo de 2 kN.

Las piezas óseas y tendinosas se conservaron congeladas a  $-20^{\circ}\text{C}$ , lo que ha demostrado no afectar de manera significativa a sus características mecánicas en estudios previos<sup>(11)</sup>. A la vista de la revisión de la literatura y con el objetivo de obtener una muestra suficientemente representativa, incluimos 6 piezas por cada grupo a estudiar.

Tras su extracción y trenzado con cuádruple paso con sutura de alta resistencia de tipo bucle FiberLoop #2®, los extensores bovinos configuraron en ambos grupos plastias bifasciculares de 8,5 mm de diámetro medio, procediéndose a tunelizar la tibia porcina de manera similar a la de la técnica quirúrgica en humanos. Para ello, utilizamos una guía de perforación tibial de ángulo variable Arthrex® estableciendo una angulación estándar de  $55^{\circ}$  y empleando una broca anterógrada de 9 mm.

En el grupo A, la fijación de la plastia se realizó mediante el anudado de manera sistemática de los extremos de la sutura tendinosa de alta resistencia. Según se aprecia en la **Figura 2**, perforamos en 2 ocasiones la cortical tibial a 1 cm de la salida extraarticular del túnel, cada perforación separada a su vez 1 cm y con dirección confluyente para permitir el paso de una aguja viuda curva. Se pasaron los 2 cabos de sutura de un extremo tendinoso y se anudaron con los otros 2 cabos del otro extremo por medio de 4 nudos simples, 2 de ellos invertidos.

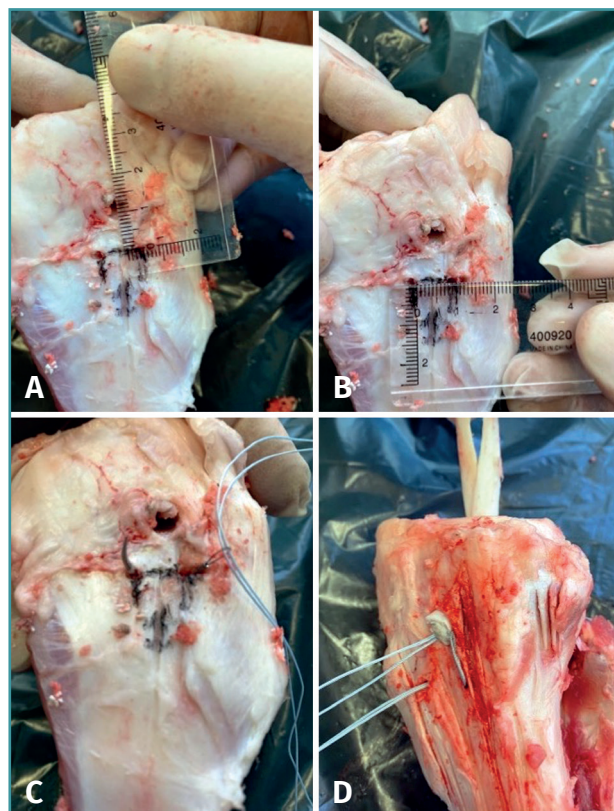
En el segundo grupo de preparaciones, la fijación del constructo se estableció mediante atornillado simple con tornillo interferencial BioComposite®  $9 \times 23$  mm (Arthrex®) asegurando contacto cortical en su extremo distal.

El tercer sexteto de especímenes combinó ambas sujeciones, realizando un atornillado equivalente más un

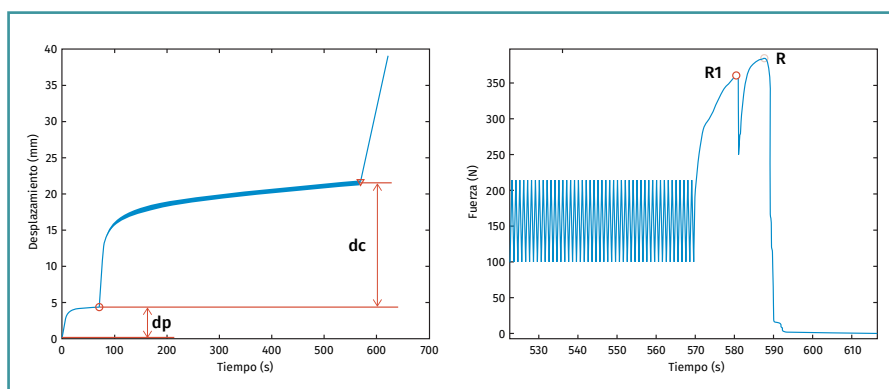
anudado extra de las suturas guía sobre puente óseo.

Por último, el cuarto grupo a estudiar también se fijó de manera doble, con atornillado y posterior tensado de las suturas guía a un anclaje PushLock® (Arthrex®) distal al túnel. Este implante permite enhebrar en su interior las suturas y ajustar la tensión de estas durante el posicionamiento final del anclaje.

Los especímenes, una vez elaborados conforme lo descrito, se colocaron en la máquina de ensayo mediante un dispositivo de tipo gancho que se dispuso en línea con el túnel tibial. El modelo de análisis mecánico que se pretendió



**Figura 2.** Pasos para el anudado de sutura de alta resistencia sobre puente óseo: a) separación de 1 cm a distal del túnel tibial; b) brocado de 2 orificios convergentes separados 1 cm entre sí; c) paso por los orificios de la mitad de las suturas de la plastia, con la ayuda de una aguja viuda; d) disposición final previa al anudado.



**Figura 3.** Representación gráfica de los parámetros cuantificados en el ensayo: deslizamiento durante precarga (dp), deslizamiento durante carga cíclica (dc), primer máximo local de rotura (R1) y carga máxima de rotura (R).

realizar reproducía el ya empleado por otros autores<sup>(12)</sup>, con el fin de poder comparar los resultados que se obtuviesen.

Se aplicó manualmente una pequeña precarga de 5 N a cada muestra, seguida de una carga constante de 40 N durante 70 segundos. Posteriormente, se realizó el ensayo mecánico de carga cíclica, consistente en 500 ciclos entre 100 y 200 N a 1 Hz. Los modelos que sobrevivieron a esta prueba cíclica fueron sometidos a una tracción hasta el fallo del espécimen a 20 mm por minuto. Los datos de carga y desplazamiento se registraron a 512 Hz.

Como resultado del ensayo, se calculó para el sistema injerto-hueso-fijación (Figura 3).

- Desplazamiento durante la precarga o dp, que es la diferencia expresada en mm entre la longitud intraarticular al inicio y al final del precondicionamiento.

- Desplazamiento durante el ciclado o dc, siendo esta la diferencia expresada en mm entre la longitud intraarticular tras el precondicionamiento y la registrada finalizado el ensayo cíclico, en ambos casos con la fijación sometida a la mínima carga de tracción (40 N)

- Carga última en el ensayo de rotura o carga máxima de rotura, R(N).

- Carga máxima de rotura (primer máximo local), R1(N), considerada como la fuerza en el primer punto de la curva carga-desplazamiento en el que la pendiente claramente disminuye.

- Se registró el modo de fallo de cada espécimen.

Para el análisis estadístico de los resultados se empleó el software comercial IBM SPSS® Statistics versión 28 (IBM®, Chicago, IL, EE.UU.). Para cada grupo se calcularon los valores medios y desviaciones estándar de las variables. Las diferencias entre grupos se evaluaron con el test estadístico ANOVA unidireccional para datos independientes, considerándose un nivel de significación a de 0,05. También se aplicó la prueba exacta de Fisher para la comparación de variables dicotómicas.

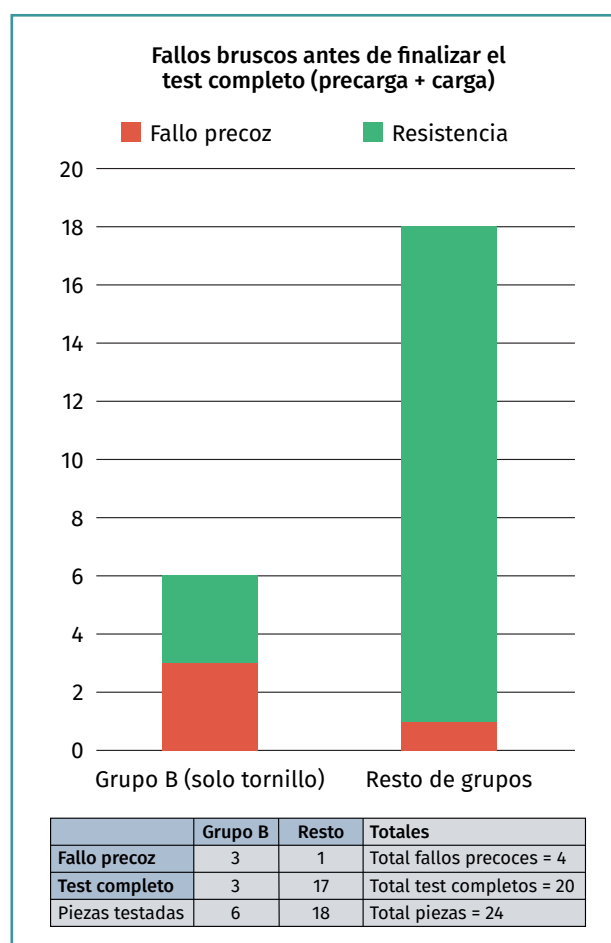
## Resultados

En el grupo A, el de fijación mediante sutura de alta resistencia a través de puente óseo, todos los especímenes superaron el test cíclico y alcanzaron la última fase de tensión hasta la rotura.

En el grupo B, el de fijación simple con tornillo interferencial, 3 de los 6 especímenes fracasaron durante el proceso de tensión cíclica a los 45, 116 y 467 ciclos, respectivamente.

En el grupo C, fijación doble tornillo-anudado a puente óseo, se produjo un único fallo

agudo precoz tras 181 ciclos, mientras que en el grupo D todos los especímenes resistieron correctamente la eva-



**Figura 4.** Diagrama de barras agrupadas y tabla 2 x 2 comparando los fallos bruscos inesperados en el grupo B (solo tornillo) frente a los acaecidos en el resto de los especímenes.

luación completa. Todas las piezas que fracasaron, en uno u otro momento, lo hicieron por rotura de la sutura (**Figura 1C**) o deslizamiento de la fijación tibial, sin obtener ningún evento de rotura del propio tejido del injerto o del puente óseo.

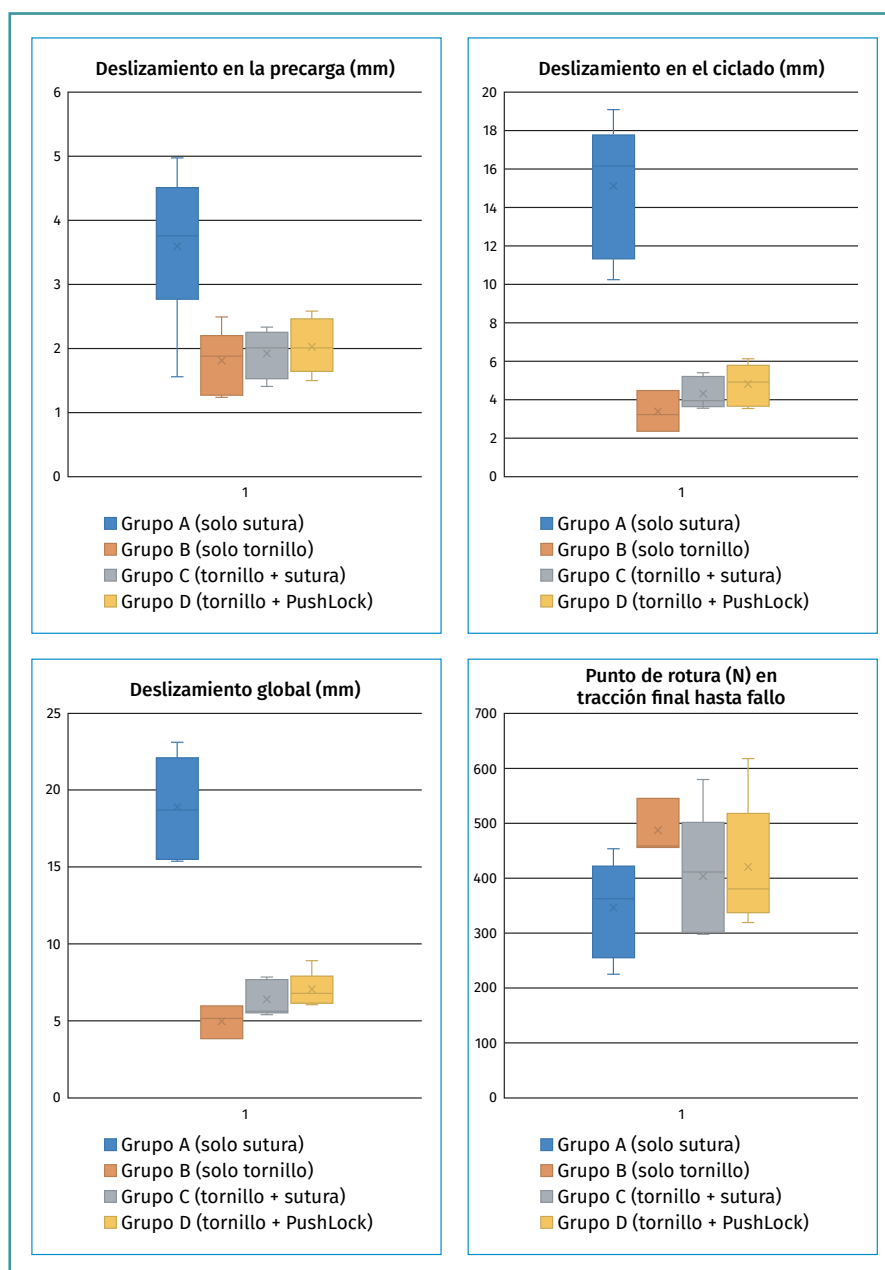
Se obtuvo una relación estadísticamente significativa entre la fijación única con tornillo interferencial y la presencia de fallos bruscos durante la fase cíclica de nuestro test ( $p = 0,035$ ) (**Figura 4**).

Tras la fase de precarga o acondicionamiento, la magnitud media del desplazamiento del injerto (dp) fue de  $3,60 \pm 1,17$  mm en el grupo de fijación transósea con sutura, de  $1,82 \pm 0,49$  mm en el grupo de tornillo biointerferencial, de  $1,93 \pm 0,38$  en el grupo interferencial + sutura transósea y de  $2,04 \pm 0,42$  en el grupo interferencial + PushLock®. Respecto a esto, la prueba ANOVA de una vía nos indica que existe diferencia estadística significativa entre al menos 2 de los grupos ( $F = 8,718$ ;  $p < 0,001$ ) y el posterior análisis múltiple con la prueba HSD de Tukey encuentra diferencias significativas entre los grupos A-B, A-C y A-D ( $p < 0,01$ ), pero no entre los grupos B-C, B-D ni C-D (**Figura 5**).

En la fase de carga cíclica, la magnitud media del desplazamiento del injerto (dc) fue de  $15,20 \pm 3,47$  mm en el sexteto A; de  $3,50 \pm 1,05$  mm en el grupo de supervivientes para el tornillo interferencial, los que completaron toda la fase cíclica; de  $4,45 \pm 0,83$  mm en los 5 supervivientes para interferencial + sutura transósea; y de  $4,94 \pm 1,06$  mm en el grupo de interferencial y PushLock®. Tanto en la valoración estadística del deslizamiento durante el ciclado como en el análisis del deslizamiento global precarga-carga, se repite la misma significación estadística expresada previamente. La prueba ANOVA unidireccional ( $F = 36,813$ ,  $p < 0,001$ ; y  $F = 49,696$ ,  $p < 0,001$ ) y el análisis *post hoc* de Tukey encuentran diferen-

cias estadísticamente significativas entre los grupos A-B, A-C y A-D ( $p < 0,01$ ), pero no entre los grupos B-C, B-D ni C-D (**Figura 5**).

En la última fase, la de prueba de resistencia máxima (hasta rotura), el primer grupo de sutura a puente óseo fracasó a un valor medio de  $369,75 \pm 92,93$  N; en el segundo grupo, el de supervivientes para el tornillo interferencial, la media de resistencia alcanzó  $519,6 \pm 54,42$  N; en el tercer grupo (interferencial + transósea) fue de  $430,34 \pm 122,61$  N y en el cuarto (interferencial + anclaje)



**Figura 5.** Diagramas de cajas representando deslizamiento y carga última de rotura en los diversos grupos ensayados.

fue de  $448,86 \pm 120,33$  N. No se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes fijaciones para el nivel de significación considerado (ANOVA 1-vía;  $F = 1,409$ ;  $p = 0,276$ ) (Figura 5).

## Discusión

Valorando una carga de 450 N como el límite superior que es esperable soporte el LCA durante la actividad diaria<sup>(8)</sup> y 200 N como un valor intermedio asociado al nivel de carga máximo que el injerto soportará en un postoperatorio con protocolos para rehabilitación acelerada<sup>(13)</sup>, nuestro estudio nos indica que es posible una fijación deficiente con riesgo de deslizamiento tibial excesivo del injerto hasta en un 50% de los casos. Los resultados de este ensayo experimental refuerzan el conocimiento actual<sup>(8,14)</sup> de que la fijación de las plastias tendinosas para la reconstrucción del LCA mediante tornillo biointerferencial simple puede ser insuficiente para poder soportar las fuerzas estimadas propias de una rehabilitación precoz.

Por otro lado, nuestra opción alternativa sin material de fijación específico, con sujeción única mediante túnel cortical tibial y anudado de suturas de alta resistencia utilizando el mismo, podría tener unas ventajas teóricas de disminución de costes, especialmente útil para centros con menores recursos, y de ausencia de interferencia del material de osteosíntesis en pacientes jóvenes con fisas abiertas. No obstante, nuestro estudio arroja unos datos de mayor insuficiencia de la fijación tibial, con deslizamientos medios intolerables de 1,5 cm. El comportamiento de este grupo fue más uniforme, alcanzando en todos los casos la fase final del estudio biomecánico, pero la resistencia máxima soportada solo alcanzó los estándares que consideramos exigibles en un tercio de las preparaciones.

Por lo tanto, consideramos que las citadas ventajas teóricas de este sistema de anudado sobre cortical probablemente sean incompatibles, si se emplea como método único, con los postoperatorios actualmente aplicados en la práctica clínica.

La fijación tibial doble correspondiente a los grupos C y D no aumentó la resistencia a la tracción máxima respecto a los especímenes del grupo B (solo biointerferencial) supervivientes a todo el proceso, pero sí redujo la tasa de fracasos, con solo un fracaso agudo en sus 12 piezas (8,33%), ninguno de ellos en la combinación tornillo-PushLock®. Sin embargo, no encontramos diferencias estadísticamente significativas entre las 2 alternativas dobles planteadas; probablemente se necesitaría un estudio ulterior con mayor tamaño muestral para una mayor potencia estadística. Dado que la preparación de especímenes y su estudio en el dispositivo construido al efecto para la MTS Mini Bionix resultó fácilmente reproducible,

se abre una ventana de posibilidad para proseguir el estudio independiente de la fijación tibial de las plastias de LCA con los sistemas dobles planteados, así como otros disponibles en el mercado actual.

La fijación tibial de injertos para el LCA con anudado sobre puente óseo y con tornillo interferencial simple no son equivalentes, pero en ambas circunstancias parecen insuficientes por diversos motivos. Además, en ninguno de los casos la limitación a la carga vino por alcanzar la máxima resistencia de las fibras del injerto sustitutorio, sino que la fijación fracasó antes de que la estructura del tendón se viese dañada, bien por rotura de la sutura, bien por deslizamiento masivo de la plastia. Por lo cual entendemos que es factible ampliar en buena medida la seguridad de la reconstrucción suplementando o realizando de manera doble la fijación tibial, bien añadiendo un anclaje extra o bien con nuestra propuesta de sutura transósea.

El experimento realizado utiliza modelos animales que se consideran bioequivalentes a la ligamentoplastia del cruzado anterior en humanos, además con la ventaja del uso de tejidos con características uniformes en condiciones de cría, peso y edad. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que el estudio solo informa del comportamiento de los modelos bajo un determinado estrés mecánico, lo que puede no reflejar con exactitud la realidad del postoperatorio en el paciente. También debemos tener presente que la reconstrucción satisfactoria del LCA roto precisa no solo de factores mecánicos locales, sino de aspectos biomecánicos más extensos y especialmente de factores biológicos, los cuales no son objeto de este estudio.

## Conclusiones

En el presente ensayo experimental, la fijación tibial única de la plastia tendinosa con tornillo biointerferencial resultó insatisfactoria con una incidencia estadísticamente significativa de deslizamiento excesivo del injerto.

La fijación tibial doble no modificó de manera estadísticamente significativa la resistencia a la tracción máxima, pero sí logró disminuir la incidencia de fallos por deslizamiento brusco.

No se encontraron diferencias entre las dos alternativas de doble sujeción ensayadas, por lo que, por su simplicidad, recomendamos la alternativa del tornillo interferencial más anudado de las suturas guía en puente óseo simple.

## Nivel de evidencia

Nivel I, ensayo controlado aleatorio en especímenes de origen animal.

### Relevancia clínica

Este estudio aumenta la evidencia científica sobre la posible insuficiencia de la fijación tibial única en las reconstrucciones del LCA, opción actualmente escogida con mayor frecuencia por los cirujanos ortopédicos. Estos datos podrían encontrarse detrás de algunos fracasos de la fijación tibial o pinzamientos de las plastias a raíz de su elongación intraarticular. El ensayo actual nos encamina además hacia nuevos estudios biomecánicos que mejoren la fiabilidad de nuestras cirugías.

### Agradecimientos

Este ensayo ha sido posible gracias al apoyo de la Fundación Española de Artroscopia (FEA), mediante su Beca de Investigación 2021 "Proyecto de investigación básica" otorgada a los autores en el 8.º Congreso Conjunto AEA/SEROD celebrado en Palma de Mallorca, y a la colaboración de la Asociación de Investigación y Cooperación Industrial de Andalucía (AICIA) con laboratorio en la Escuela Superior de Ingenieros de Sevilla.

### Responsabilidades éticas

**Conflicto de interés.** Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés.

**Financiación.** Estudio financiado mediante la Ayuda de Investigación de la Fundación Española de Artroscopia 2021.

**Protección de personas y animales.** Los autores declaran que los procedimientos seguidos se conformaron a las normas éticas del comité de experimentación humana responsable y de acuerdo con la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki.

**Confidencialidad de los datos.** Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

**Derecho a la privacidad y consentimiento informado.** Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

### Bibliografía

1. Pautasso A, Capella M, Barberis L, et al. All-inside technique in ACL reconstruction: mid-term clinical outcomes and comparison with AM technique (Hamstrings and BpTB grafts). *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2021;31(3):465-72.
2. Martínez-Cano JP, Zamudio-Castilla LM, Cuadros-Potes JA, Ibarra-Mosquera LC, Mejía-López FM. Quadrupled Semitendinosus ACL Reconstruction Combining Cortical Button in Femur and Interference Screw in Tibia. *Arthrosc Tech*. 2019;9(1):e9-e14.
3. Aoki A, Imade S, Uchio Y. Effect of the positional relationship between the interference screw and the tendon graft in the bone tunnel in ligament reconstruction. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2019;27(1):2309499018822226.
4. Kohn D, Rose C. Primary stability of interference screw fixation. Influence of screw diameter and insertion torque. *Am J Sports Med*. 1994;22(3):334-8.
5. Stalder M, Farshad M, Snedeker JG, Meyer DC. Interference screws should be shorter than the hamstring tendon graft in the bone tunnel for best fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013;21(3):584-8.
6. Mayr R, Heinrichs CH, Eichinger M, Coppola C, Schmoelz W, Attal R. Biomechanical comparison of 2 anterior cruciate ligament graft preparation techniques for tibial fixation: adjustable-length loop cortical button or interference screw. *Am J Sports Med*. 2015;43(6):1380-5.
7. Sánchez-Muñoz E, Maestro Fernández A, Pipa Muñoz I, Rodríguez García N. Late-Onset Recurrent Femoral Cyst Formation 10 Years after ACL Reconstruction: A Case Report and Literature Review. *Case Rep Orthop*. 2020;2020:3586981.
8. Balazs GC, Brelin AM, Grimm PD, Dickens JF, Keblish DJ, Rue JH. Hybrid Tibia Fixation of Soft Tissue Grafts in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Am J Sports Med*. 2016;44(10):2724-32.
9. Noyes FR, Butler DL, Groot ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66(3):344-52.
10. Magen HE, Howell SM, Hull ML. Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am J Sports Med*. 1999;27(1):35-43.
11. Woo SL, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biomech*. 1986;19(5):399-404.
12. Postigo Pozo S, Prado Novoa M, Pérez-Blanca Cobos A, et al. Fijación tibial mediante cross pin en la reconstrucción del LCA: comparación con el tornillo interferencial. Málaga: XX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica; 2014.
13. Speziali A, Delcogliano M, Tei M, et al. Fixation techniques for the anterior cruciate ligament reconstruction: early follow-up. A systematic review of level I and II therapeutic studies. *Musculoskelet Surg*. 2014;98(3):179-87.
14. Kruppa P, Flies A, Wulsten D, et al. Significant Loss of ACL Graft Force With Tibial-Sided Soft Tissue Interference Screw Fixation Over 24 Hours: A Biomechanical Study. *Orthop J Sports Med*. 2020;8(5):2325967120916437.