



Artículo de revisión

Ciencias básicas en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior mediante los tendones isquiotibiales (revisión narrativa)

I. Mediavilla¹, M. Aramberri², G. Tiso², E. Margalet³, F. Abat⁴

¹ Hospital Universitario de Basurto. Bilbao, Bizkaia

² Alai Sports Medicine Clinic. Madrid

³ Institut Margalet of Arthroscopy. Barcelona

⁴ ReSport Clinic. Barcelona

Correspondencia:

Dr. Iñaki Mediavilla

Correo electrónico: imediavilla@aitira.com

Recibido el 29 de julio de 2022

Aceptado el 15 de abril de 2023

Disponible en Internet: abril de 2023

RESUMEN

El resultado final de la cirugía reconstructiva del ligamento cruzado anterior (LCA) depende en parte del sumatorio de pequeñas decisiones durante la preparación del injerto tendinoso que sustituirá al LCA. Los tendones isquiotibiales autólogos son frecuentemente utilizados como injerto para la sustitución del LCA. Atendiendo a sus propiedades reológicas, el injerto de LCA durante su manipulación (previamente o tras su colocación) debe estirarse dentro de su comportamiento elástico para mejorar las condiciones de tensión que se esperan de él tras la cirugía. Bajo este punto de vista, las referencias isométricas pueden resultar más seguras para evitar el estiramiento excesivo de la plasty.

Una vez extraídos los tendones, no es factible construir un injerto largo y grueso al mismo tiempo. Además, hay una imprevisible variabilidad anatómica tanto en las longitudes como en los diámetros de los tendones extraídos. Por esa razón, los tendones se manipulan mediante plegados y suturas hasta obtener la configuración de injerto adecuado. Plegar en 4 el semitendinoso (4ST), doblarlo en 2 y asociar el mismo gesto con el *gracilis* (2ST-2G), triplicar alguno de ellos o separarlos en 2 fascículos exigen diferentes manipulaciones. No está avalada la presencia de los tendones suficientes para cualquier talla o condición de riesgo de los/as pacientes.

El injerto, finalmente, deber ser fijado biológicamente en el hueso receptor. El hábito quirúrgico de considerar suficiente un túnel de 15 mm ha sido inferido desde estudios biomecánicos

ABSTRACT

Basic sciences in reconstruction of the anterior cruciate ligament with the ischiotibial tendons (a narrative review)

The final outcome of surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament (ACL) is partially dependent upon the sum of a number of small decisions during preparation of the tendon graft that will replace the ACL. Autologous ischiotibial tendons are often used as grafts for ACL substitution.

Based on its rheological properties, the ACL graft must be stretched within its elastic behavior range during manipulation (before or after placement) in order to improve the tension conditions expected of it after surgery. From this perspective, isometric references may be safer for avoiding excessive stretching of the plasty.

Once the tendons have been harvested, it is not feasible to construct a graft that is long and thick at the same time. Furthermore, there is unpredictable anatomical variability in both the length and the diameter of the harvested tendons. For this reason the tendons are manipulated through folding and sutures until an adequate graft configuration has been obtained. Folding the semitendinosus in four (4ST), doubling it in two and combining the same maneuver with the *gracilis* (2ST-2G), tripling some of them or separating them into two fascicles, require different manipulations. The availability of sufficient tendons for any size or risk condition of the patients is not guaranteed.



<https://doi.org/10.24129/j.reaca.30178.fs2207013>

© 2023 Fundación Española de Artroscopia. Publicado por Imaidea Interactiva en FONDOSCIENCE® (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/).

experimentales con animales. No ha sido demostrado en humanos y debe interpretarse con cautela.

Palabras clave: Tendones isquiotibiales. Reconstrucción del LCA. Biomaterial.

Introducción

Para reconstruir el ligamento cruzado anterior (LCA) se recurre a sustitutos biológicos autólogos. Se usan frecuentemente los injertos con los tendones de los músculos isquiotibiales mediales, dada la baja morbilidad del lugar de extracción en comparación con el tendón rotuliano⁽¹⁾.

La mayoría de la bibliografía se centra bien en aspectos técnicos (modelos de reconstrucción quirúrgica, dispositivos de fijación...) o bien en los resultados clínicos derivados de sus especificidades. Son menos abundantes y carecen de visión transversal los estudios sobre las características biomecánicas de los injertos de tendón isquiotibial.

La longitud o el diámetro de los tendones, sus diferentes plegados o la cohesión con suturas para la configuración de la plastia, su posible tracción previa, etc., son variables diferentes pero relacionadas.

El cirujano debe tener una visión transversal para gestionar el sumatorio de muchas pequeñas decisiones durante la cirugía que afectan al resultado final. En esta revisión se analizan, desde las ciencias básicas, las características físicas y biológicas de los tendones isquiotibiales y su implicación en la reconstrucción del LCA.

Propiedades reológicas de los tendones

Análisis estático

Los tendones son materiales biológicos cuyas propiedades físicas son anisotrópicas: sus propiedades dependen de la dirección en que son examinados (hasta 1.000 veces mayores durante los ensayos de tracción a lo largo de los ejes longitudinales frente a los transversales)⁽²⁾.

Las gráficas "tensión-deformidad" de los tejidos ricos en colágeno pueden dividirse en 3 regiones: 1) la región inicial (*toe region* en la literatura anglosajona); 2) la región lineal (comportamiento elástico); y 3) la región de cesión y fallo (comportamiento plástico) (Figura 1).

En la primera región, la curva describe el comportamiento de los tendones a baja deformación (hasta el 3%). Se ha observado que las fibrillas de colágeno se engarzan cuando los tendones están en reposo. A medida que la

Lastly, the graft must be biologically fixed in the receptor bone. The surgical habit of considering a 15 mm tunnel to be enough has been established from experimental biomechanical studies in animals. It has not been demonstrated in humans and must be interpreted with caution.

Key words: Ischiotibial tendons. Reconstruction of the ACL. Biomaterial.

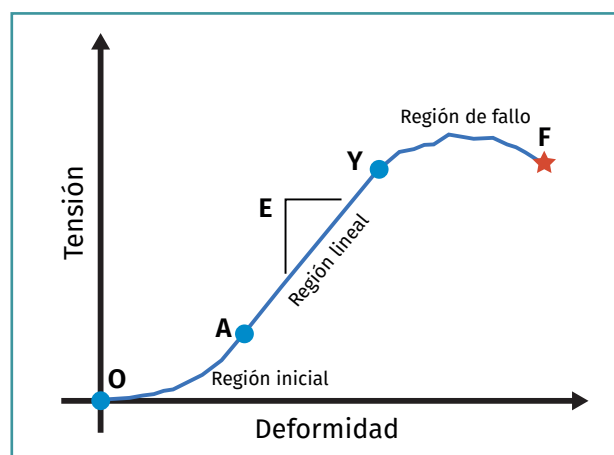


Figura 1. Curva de tensión-deformidad. 1) Región inicial (*toe region* en la literatura anglosajona): la curva describe el comportamiento de los tendones a baja deformación (hasta el 3%) que sufren un "engarzamiento" de sus fibrillas de colágeno. 2) Región lineal (comportamiento elástico): el tendón se deforma linealmente debido al deslizamiento intermolecular de las triples hélices de colágeno. Si la deformidad es inferior al 5%, es reversible. 3) Región de cesión y fallo (comportamiento plástico).

deformación aumenta hacia la región lineal, el engarce desaparece y el propio fascículo de colágeno se estira. Se considera que la falta de ondulación de las fibrillas es la causa principal de la relación no lineal entre tensión y deformación de la región inicial.

En la segunda región, el tendón se deforma linealmente debido al deslizamiento intermolecular de las triples hélices de colágeno. Proporciona entre un 3 y un 5% de su alargamiento y la deformación es reversible. Si la deformidad es inferior al 5%, el tendón volverá a su longitud original cuando se descargue. La gráfica es lineal y el módulo elástico (inclinación de la pendiente) es constante (módulo de Young).

El envejecimiento afecta significativamente a las propiedades mecánicas de los tendones. El módulo de Young de los tendones rotulianos humanos de 29-50 años es de unos 660 ± 266 MPa, pero es de unos 504 ± 222 MPa en los de 64-93 años⁽³⁾.

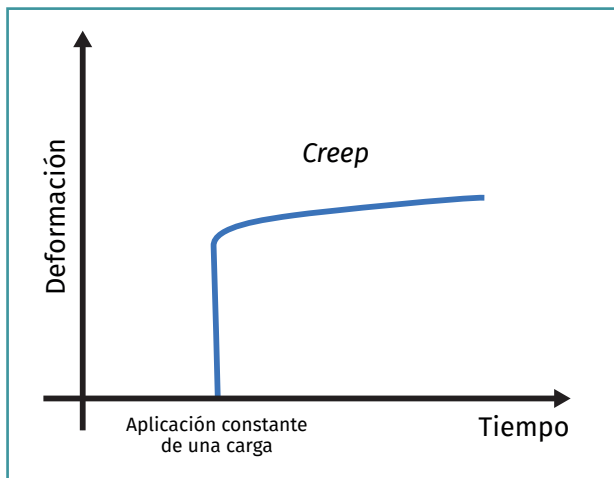


Figura 2. Gráfica de fluencia: propiedad del material que implica una deformidad creciente creep que se produce a lo largo del tiempo cuando un material está sometido a un esfuerzo constante.

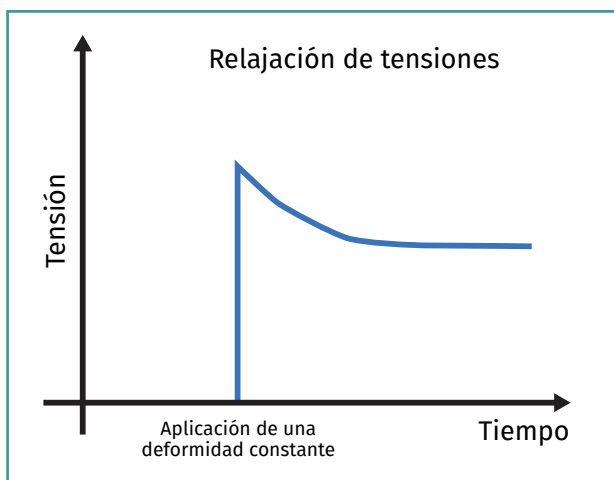


Figura 3. La relajación de tensiones es una característica de un tendón que significa que la tensión que actúa sobre ellos acaba reduciéndose (bajo una deformación constante) a lo largo del tiempo.

En la tercera región, el tendón se estira más allá de su límite fisiológico y algunas fibrillas comienzan a fallar. Los microfallos se acumulan, la rigidez se reduce y el tendón comienza a fallar. Esto ocurre cuando fallan los enlaces cruzados intramoleculares entre las fibras de colágeno. Por lo tanto, el tendón sufre una deformación plástica irreversible. A partir de un 5% de alargamiento, tienen un irreversible comportamiento plástico⁽⁴⁾. Cuando el tendón se estira más del 8-10% de su longitud original, se produce un fallo macroscópico.

Cabe destacar también que los tejidos ricos en colágeno como los tendones son materiales viscoelásticos (la deformidad está influenciada tanto por la velocidad

a la que actúa la tensión deformante como por el tiempo que se mantiene). Hay 3 características principales de un material viscoelástico: fluencia, relajación de tensiones e histéresis. La fluencia es la deformidad permanente que aumenta con el tiempo de exposición a la carga (Figura 2). Esto contrasta con el material elástico habitual, que no se alarga, independientemente de la duración de la carga. La relajación de tensiones (Figura 3) es una característica de un ligamento o un tendón que significa que la tensión que actúa sobre ellos acabará reduciéndose bajo una deformación constante. Por último, en el marco de los injertos para la reconstrucción del LCA, la histéresis no tiene repercusión.

Análisis dinámico

La fatiga de los materiales es un fenómeno por el cual la rotura de estos bajo cargas dinámicas cíclicas se produce más fácilmente que con cargas estáticas. Experimentalmente, el material se carga cíclicamente hasta un determinado nivel de tensión (por debajo de la resistencia estática del material) y se registra el número de ciclos hasta el fallo. El comportamiento del material se refleja en una gráfica S-N; donde S se refiere a la tensión aplicada y N al número de ciclos en cada nivel de tensión particular (Figura 4).

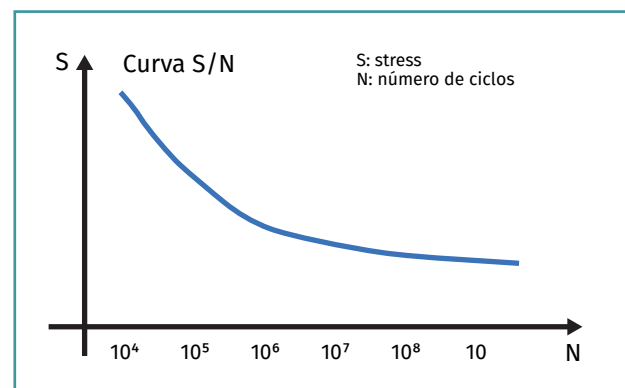


Figura 4. Gráfica S/N: máximas tensiones cíclicas S a las que se somete el material, frente al logaritmo del número N de ciclos hasta la rotura. En condiciones dinámicas, los materiales se rompen en función del número de ciclos de carga.

Los tendones aislados sometidos a cargas cíclicas de tracción presentan un aumento gradual de los alargamientos residuales después de los primeros ciclos de carga y descarga. Este fenómeno se denomina acondicionamiento y esta propiedad dependiente del tiempo resulta de la citada fluencia del tendón^(5,6). Para la mayoría de los tendones, para una determinada tensión, se alcanza un estado de alargamiento estable después de 10-20 ciclos

de carga. Sin embargo, si la carga máxima se incrementa en un ciclo posterior, el estado estacionario se interrumpe y serán necesarios ciclos adicionales de carga para restablecer una nueva estabilidad.

Isometría y propiedades biomecánicas de las plastias

El injerto isométrico, entendido como aquel cuya distancia entre las fijaciones femoral y tibial permanece constante durante el rango de movimiento (RDM) de la rodilla, *sensu stricto*, no existe. Si acaso, lo sería una teórica única fibra central de un injerto cilíndrico. En realidad, la mayoría de las fibras del LCA se unen al hueso a una cierta distancia de ese eje de rotación y cambian su longitud varios milímetros durante el RDM⁽⁷⁾.

Es aceptado el concepto de comportamiento isométrico de la plastia, asumiendo cambios de longitud inferiores a 2-3 mm de esta durante el RDM⁽⁸⁻¹¹⁾. Se ha encontrado que el punto más isométrico del fémur (con menos de 1 mm de cambio de longitud) está situado 3 mm distal al borde posterior de la línea de Blumensaat. En la posición de las 10:30-11:00 en las rodillas derechas, en el borde anteroproximal de la fijación anatómica del LCA^(12,13) (**Figura 5**). Aproximadamente, corresponde a parte del fascículo anteromedial (AM) del LCA⁽¹⁴⁾. No solo los citados estudios biomecánicos clásicos del siglo XX, sino también los publicados recientemente, sugieren colocar el injerto en la zona proximal de la huella⁽¹⁵⁻¹⁷⁾.

Además, en la rodilla humana no existe un eje fijo de movimiento en el plano sagital. En realidad, el eje de rotación se mueve siguiendo una trayectoria descendente desde la posición de extensión a la de rodilla flexionada⁽¹⁸⁾ y este factor puede aumentar el alargamiento del injerto sobre las propiedades elásticas.

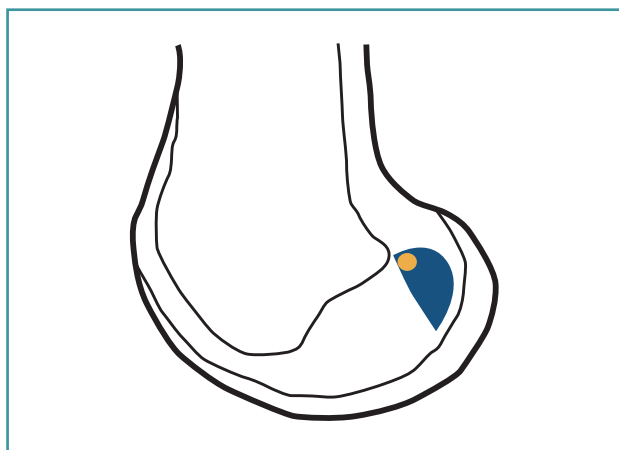


Figura 5. El punto más isométrico del fémur en una rodilla derecha (con menos de 1 mm de cambio de longitud) está situado 3 mm distal al borde posterior de la línea de Blumensaat^(12,13).

En la década de 1990 se propuso la técnica monofascicular transtibial con referencias isométricas como método rápido y reproducible. Sin embargo, en un porcentaje de estas reconstrucciones del LCA solían quedar inestabilidades residuales (de predominio rotacional). Para evitar las inestabilidades residuales, se propuso el concepto de reconstrucción monofascicular “anatómica” del LCA⁽¹⁹⁾. Pero estos procedimientos de reconstrucción “anatómica” monofasciculares (en una posición más distal) se han alejado de la referencia isométrica⁽²⁰⁾. Conceptualmente, cuanto más se aleje de la zona isométrica, mayor será el estiramiento. Diferentes combinaciones entre las fijaciones de la tibia y el fémur (incluso ambas dentro de la huella) pueden llevar a un estiramiento de hasta 10 mm^(16,17).

Tras la elección de la ubicación del túnel, el cirujano determina la longitud de la plastia eligiendo el momento de flexión para la fijación, tras la que queda establecido el patrón de tensión del injerto. La variación media de la tensión del injerto durante la flexión de las rodillas se muestra en la **Figura 6**. En general, todas las reconstrucciones muestran un aumento de la tensión del injerto a medida que la rodilla se acerca a la extensión completa. La tensión en los injertos isométricos, de colocación posterior y proximal, se mantiene baja desde los 20 hasta los 130° de flexión de la rodilla⁽¹³⁾. En cambio, las tensiones en los injertos colocados anteriormente alcanzaron valores significativamente más altos que en los injertos más isométricos (posteriores y proximales) cuando la rodilla se flexionó 80-120°⁽¹³⁾.

Puede deducirse que si, por ejemplo, un injerto se fija cuando presenta su distancia más corta en extensión, será sometido a un exceso de tensión durante la flexión. Como material, los injertos de tendón se estiran irreversiblemente si sus ciclos de tensión superan el 4-5%^(3,21). Teóricamente, un injerto de 30 mm de longitud solo puede

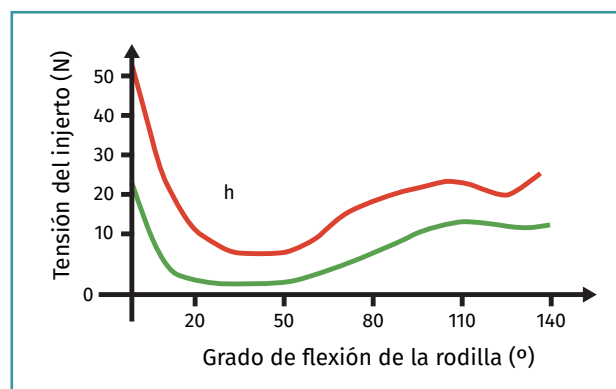


Figura 6. Variaciones medias de la tensión del injerto. La línea verde representa la variación de tensión que sufre un injerto durante el rango del movimiento de la rodilla en condiciones de “comportamiento isométrico”. La línea roja representa al patrón de tensiones que sufre un injerto con localización anterior del túnel femoral con valores significativamente elevados en el rango de 80-120 grados del rango de movimiento.

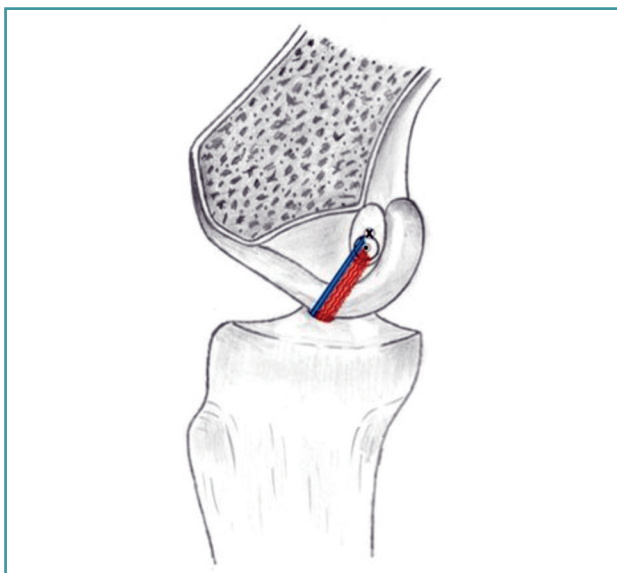


Figura 7. Las fibras del injerto en una rodilla derecha no pueden tener simultáneamente un comportamiento anteromedial (fibras en azul) y posterolateral (fibras en rojo) al mismo tiempo. Mover el centro del túnel hacia distal recluta más fibras tensas de comportamiento posterolateral (tensas en extensión) pero a expensas de reducir al número de fibras disponibles para el comportamiento anteromedial (tensas en flexión).

estirarse 1,2 mm antes de su estiramiento permanente. En consecuencia, alejarse de las referencias isométricas durante la reconstrucción podría provocar que las condiciones dinámicas alarguen el injerto de manera permanente.

El análisis isométrico puede cuestionar el modelo de reconstrucción monofascicular denominado “anatómico”⁽¹⁷⁾. *A priori*, para las fibras del injerto no es factible tener un comportamiento AM y posterolateral al mismo tiempo (Figura 7). Cuanto más distal sea la inserción femoral, menos fibras con comportamiento AM tendrá la plastia. Aunque sea incontestable la estabilización inicial de la rodilla, este alejamiento de los considerandos isométricos podría estar detrás del mayor número de revisiones observadas en estas reconstrucciones en comparación con las reconstrucciones mediante doble fascículo⁽²²⁾ e incluso de las monofasciculares transtibiales⁽²³⁾.

Debe quedar claro que llegar al punto del fémur seleccionado para la colocación del túnel femoral (transtibial o a través del portal accesorio) y las propiedades biomecánicas de las reconstrucciones son cuestiones diferentes.

Diámetro y longitud de la plastia

Los autoinjertos de isquiotibiales se han hecho cada vez más populares para las reconstrucciones de ligamentos de la rodilla. Una vez extraídos los tendones, no es facti-

ble construir un injerto largo y grueso al mismo tiempo. En la literatura revisada, no se han desarrollado investigaciones para establecer si es mejor priorizar el diámetro del injerto respecto a su longitud. Tampoco para conocer si bajo el punto de vista de la eficiencia es mejor concentrar el tejido de injerto disponible en un fascículo o distribuirlo en dos. Aunque cabe decir que se han reportado menores tasas de revisión en las reconstrucciones del LCA en doble haz⁽²²⁾. El conocimiento preoperatorio de la longitud y el diámetro del injerto de los isquiotibiales podría ayudar a los cirujanos a tomar decisiones adecuadas sobre cómo preparar el injerto o elegir el modelo de reconstrucción⁽²⁴⁾. Puede añadirse que las propiedades reológicas de los tendones no se ven afectadas por la utilización de vancomicina durante su manipulación⁽²⁵⁾.

Tradicionalmente, está ampliamente aceptado el autoinjerto de isquiotibiales cuadruplicado –doblando en 2 tanto el semitendinoso (ST) como el *gracilis* (G) en formato 2ST-2G– como una opción exitosa para la reconstrucción del LCA⁽²⁶⁾. Para reducir la morbilidad de la zona donante y aumentar el diámetro del injerto, se ha sugerido utilizar solo el tendón del ST en un injerto de 4 haces (4ST) (como injerto cuádruple)^(27,28).

En la actualidad se da prioridad al diámetro porque muchos autores han recomendado un diámetro de injerto superior a 8 mm para reducir el riesgo de fracaso del injerto en las reconstrucciones monofasciculares^(29,30). En algunos pacientes, el objetivo de conseguir un injerto de 8 mm de diámetro en el tendón de los isquiotibiales puede lograrse utilizando un injerto 2ST-2G. Sin embargo, en otros pacientes puede ser necesario añadir haces adicionales de injerto de tendón isquiotibial para aumentar el diámetro de la plastia.

En cuanto a la predicción del tamaño del injerto, en la literatura no se ha llegado a un consenso. Se ha informado de que los parámetros antropométricos preoperatorios, especialmente la altura y la longitud del muslo, se correlacionan con la longitud del injerto de isquiotibiales⁽³¹⁻³³⁾. La estatura y el peso se consideran predictores moderados (más fiables en los varones) de la adecuación de la longitud del tendón ST (tanto en formato 2ST-2G como en 4ST)⁽³⁴⁾. Sin embargo, no se ha establecido ninguna relación estadística entre la altura y el diámetro final del injerto^(32,34). Los parámetros antropométricos no deben considerarse en absoluto ecuaciones matemáticas con valor predictivo⁽³³⁾.

Desde un punto de vista técnico, varias opciones quirúrgicas actuales se realizan mediante 4ST⁽³⁵⁾. Para asegurar la construcción óptima del injerto cuadruplicado de 7 cm (2 cm en el túnel femoral, 3 cm intraarticular y 2 cm en el túnel tibial), es esencial obtener una longitud mínima del tendón de 28 cm. En varios estudios, al menos en 1 de cada 5 pacientes, la longitud del tendón ST extraído por la técnica común suele ser inadecuada para ser utilizada en la técnica 4ST (especialmente en las mujeres)^(34,36). Por lo expuesto, algunas técnicas de reconstrucción del

LCA no pueden aplicarse a todos los pacientes debido a la longitud inadecuada del tendón y obligarían al cirujano a disponer de otra tipología de injerto.

En lo que respecta al diámetro del injerto, un trabajo de Ramkumar *et al.* mostró que más de la mitad de los autoinjertos de isquiotibiales (en 1.681 pacientes) no alcanzaron el tamaño ideal para la reconstrucción del LCA⁽³⁷⁾. La literatura ha reportado un menor diámetro de los tendones isquiotibiales en pacientes de sexo femenino⁽³⁸⁾. Ni desde el punto de vista del diámetro del injerto ni desde el punto de vista de la longitud de este, el cirujano puede garantizar una reconstrucción teóricamente ideal⁽³³⁾. Especialmente en el caso de las mujeres y los pacientes de baja estatura, el tejido del injerto sería insuficiente para una reconstrucción adecuada.

Se ha reportado también en la literatura que las mujeres deportistas, los pacientes jóvenes de baja estatura o ambas condiciones a la vez son factores de fracaso de las reconstrucciones anatómicas del LCA de un solo fascículo^(39,40). Ante este escenario, el cirujano debe estar preparado para la toma de decisiones durante la cirugía. Debe considerarse añadir fascículos adicionales, el aumento del diámetro con aloinjerto o considerar una elección de autoinjerto alternativa. Y con otra visión diferente, otra alternativa sería elegir un modelo de reconstrucción que complemente al elemento estabilizador central con otro específico contra la inestabilidad rotatoria^(41,42).

Configuración de la plastia

Tanto el desarrollo de dispositivos suspensorios de apoyo cortical ajustables (tanto en el fémur como en la tibia)⁽⁴³⁾ como el de modelos de reconstrucción (*all-inside*) que condicionan la preparación de la plastia han supeditado nuevos modelos de configuración de la plastia. El injerto de LCA está formado por un bucle tendinoso cerrado (muchas veces en formato 4ST), que debe asegurarse con suturas^(44,45).

En ocasiones por defecto de la técnica o por condiciones anatómicas naturales, el tendón extraído puede no ser lo suficientemente largo para crear un injerto 4ST de longitud y diámetros adecuados. El cirujano debe entonces utilizar recursos alternativos para ganar longitud. Una práctica común es hacer una plastia en formato 3ST (ganando longitud a expensas de reducir el diámetro). Para ganar diámetro, el recurso es aumentar el número de hebras de la plastia con un formato 3ST + 2G e incluso 3ST + 3G⁽⁴⁶⁾. En cualquier caso, el cirujano (consumiendo tiempo quirúrgico) necesita preparar la plastia recurriendo a diferentes técnicas de doblado y vínculo entre las hebras de la plastia mediante hilos de sutura. El objetivo es conseguir una plastia tubularizada y compacta que resulte segura para ser sometida a las solicitudes mecánicas de la rodilla.

Normalmente, la sutura de Krackow es el punto de referencia para la tracción de los extremos de los tendones

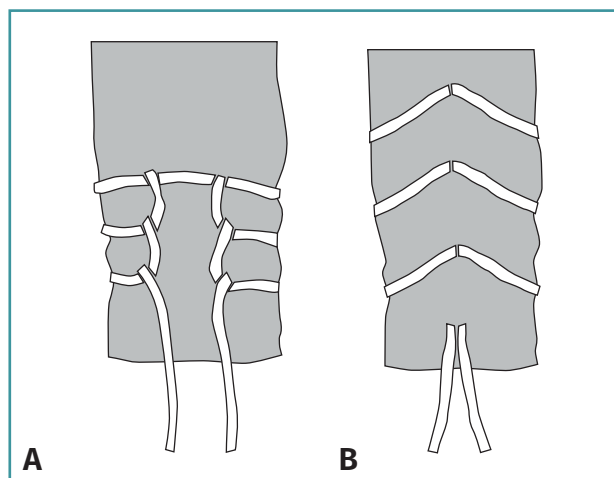


Figura 8. A: sutura de Krackow; B: sutura en modo “espiga de trigo” para reducir el número de perforaciones en el tendón y la cantidad de material de sutura.

(Figura 8A)⁽⁴⁷⁾ durante la preparación del injerto. Presenta diferencias en el comportamiento mecánico y la seguridad en función del tamaño de la sutura, el número de bucles de cierre y el número de hebras. Las suturas son más resistentes que las solicitudes mecánicas iniciales de una plastia durante su preparación y colocación (normalmente de entre 60 y 100 N).

En general y aunque cualquier configuración de la sutura en el extremo del tendón puede ser válida⁽⁴⁸⁾, el paso repetido de la aguja a través del extremo del tendón que se está manipulando (y la dilaceración que esto supone) convierte a este extremo de la plastia suturada en un punto débil de la reconstrucción⁽⁴⁹⁾. Este hecho ha comportado un desarrollo de sistemas de manipulación de los extremos de la plastia que realizan menos agujeros en el tendón (lugar potencial de fallo del injerto) (Figura 8B) e incluso que lo evitan además de favorecer la rapidez en los tiempos de preparación⁽⁴⁸⁾.

La configuración 4ST de la plastia (en el caso de tener longitud suficiente) puede utilizarse tanto en la técnica convencional *outside-in* como en la técnica *all-inside*. Desde el punto de vista biomecánico, este modelo de plastia presenta más resistencia antes de la rotura que la plastia 2ST + 2G⁽⁵⁰⁾. Se pueden manipular los 2 extremos del tendón juntos o por separado durante la preparación del 4ST, ya que ambas modalidades presentan resistencias por encima de las solicitudes mecánicas de la plastia durante su preparación y colocación⁽⁵¹⁾. Durante la preparación del injerto, asegurar los hilos de los extremos libres de los tendones alrededor del bucle de los dispositivos ajustables es biomecánicamente superior a únicamente vincular los haces con puntos transversales (Figura 9)⁽⁵²⁾. La longitud del tendón es limitante para la elección de la configuración 4ST. Hay abundante evidencia científica de que la longitud

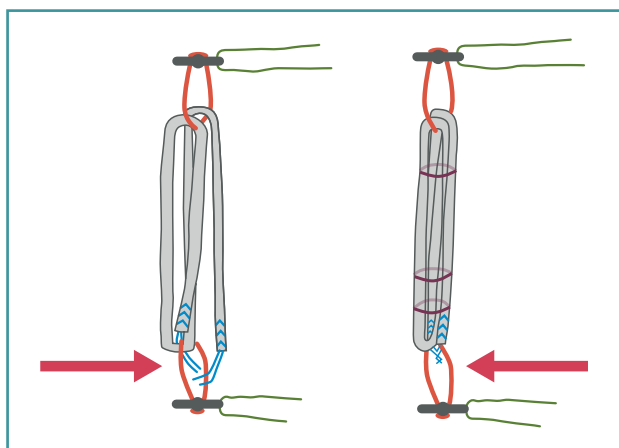


Figura 9. Durante la preparación del injerto, asegurar los hilos de los extremos libres de los tendones alrededor del bucle de los dispositivos ajustables (flecha roja) es biomecánicamente superior a únicamente vincular los haces con puntos transversales.

disponible, aun con una extracción técnicamente óptima, es insuficiente para conseguir el diámetro adecuado o la longitud de la plastia óptima dentro de los túneles óseos. Existe, además, la preocupación de que un exceso de envoltura de sutura pueda reducir la cicatrización del tendón al hueso en un túnel óseo perjudicando la integración biológica del injerto⁽⁵³⁾.

La configuración 2ST + 2G (ST y G doblados por su mitad y con los extremos libres) ha convivido con todas las modalidades de fijación. Desde los tornillos interferenciales hasta los actuales dispositivos ajustables a la longitud del túnel, pasando por las fijaciones transfixiantes intratúnel. Sus resultados siguen estando validados en la actualidad⁽⁵⁴⁾. Esta configuración de la plastia es la que más asegura la longitud necesaria en la mayoría de los casos, pero no el diámetro, como ha sido mencionado anteriormente. Desde el punto de vista de la resistencia, presenta una resistencia a la rotura incluso superior al 4ST. Pero una elongación permanente ante las cargas cíclicas muy superior al 4ST en condiciones de laboratorio⁽⁵⁰⁾. Los cirujanos que optan por 2ST + 2G y tornillos interferenciales como fijación deben saber que una sutura continua de la plastia, en condiciones de laboratorio, la faculta de mayor resistencia a la rotura (pero disminuyendo la superficie de fijación biológica). Además, cuando los 2 tendones son colgados desde sus mitades cuando son doblados, sistemáticamente el punto más débil de esta reconstrucción es el lado tibial traicionado con suturas⁽⁵⁰⁾.

El constructo 3ST es el formato resultante de dividir en 3 la longitud del semitendinoso. Es una opción válida tanto en las reconstrucciones monofasciculares como en las de doble fascículo. En el primer caso, esta configuración triple asegura la longitud necesaria de la plastia, pero puede resultar una plastia de diámetro insuficiente. En condiciones

de laboratorio, el formato 3ST tiene propiedades mecánicas significativamente diferentes dependiendo del método de preparación del injerto. En este sentido, es crítico mediante suturas vincular los 3 haces de la plastia⁽⁵⁵⁾. En condiciones de laboratorio tiene un comportamiento tanto tras las cargas cíclicas como en la resistencia hasta el fallo que lo hacen equivalente al modelo 2ST + 2G.

Acondicionamiento de la plastia

Los tendones isquiotibiales utilizados como injerto tienen un comportamiento viscoelástico (la deformación y la tensión dependen del tiempo)⁽⁵⁶⁾. Esto se traduce en 2 características de su comportamiento. La primera es que, bajo una carga constante, el tendón aumenta de longitud (concepto de fluencia). La segunda es que, bajo un alargamiento constante, la tensión disminuye.

El cirujano aplica cierta tensión inicial a la plastia durante la reconstrucción del LCA para limitar la laxitud postoperatoria de la rodilla. El objetivo es reducir la elongación del injerto tras la fijación y mejorar la conservación de la tensión y la rigidez del injerto en el periodo postoperatorio inmediato. Pero como resultado de la influencia de la viscoelasticidad en los injertos, los niveles de tensión inicial de los autoinjertos de tendones isquiotibiales disminuyen drásticamente en el postoperatorio (más de un 50% en una hora)^(57,58). La tensión postoperatoria del injerto dentro de la rodilla es drásticamente inferior a la inicial influida incluso por el aumento de la temperatura de la plastia (a la temperatura corporal)⁽⁵⁷⁾. Se ha reportado que esta es una posible explicación de las dificultades para obtener un punto final de cajón anterior duro o mediciones objetivas de laxitud fisiológica en el 5-20% de los pacientes^(59,60). Del mismo modo, Handl *et al.* describieron que la tensión del injerto es un factor crítico controlado por el cirujano y que afecta al resultado⁽⁶¹⁾.

Gestionando las propiedades reológicas de la plastia y antes de su implantación, para minimizar la pérdida de tensión, el cirujano puede llevar a cabo diferentes manipulaciones de los injertos para evitar la rápida disminución de su tensión⁽⁶²⁾. Una es el pretensado (carga estática en la tabla de preparación del injerto) antes de introducirlo en los túneles óseos. No existe un consenso en cuanto a la magnitud (en tiempo y fuerza) óptima, con valores que van de 44 a 88 N durante 10 a 30 minutos⁽⁶³⁾. En cualquier caso, la pretensión del injerto podría disminuir la cantidad de elongación y se ha demostrado que reduce la pérdida postoperatoria de tensión y rigidez debido a la viscoelasticidad⁽⁵⁸⁾.

Como se ha indicado anteriormente, la tensión inicial del injerto disminuye con la carga cíclica, aumentando la laxitud de la rodilla después de 1.000-1.500 ciclos⁽⁶⁴⁾. Tanto por el comportamiento viscoelástico del injerto como por los interfaces entre los diferentes materiales del constructo pueden ser lugares primarios de alargamiento⁽⁶⁵⁾.

Puesto que la mayor parte del alargamiento se produce en los primeros ciclos tras la fijación de la plastia⁽⁶⁴⁾, la flexión y extensión repetida de la articulación de la rodilla (20-30 ciclos) permite que la longitud del injerto alcance un nivel estable^(66,67). Cuanto mayor sea la longitud del injerto, mayor será el alargamiento al pretensar toda la sustancia; cuanto menor sea la longitud, antes se alcanzará el final del alargamiento⁽⁶⁷⁾.

Longitud del túnel y fijación biológica

La fijación definitiva del injerto requiere su osteointegración mediante una interfaz fibrosa que contiene fibras de anclaje, conocidas como fibras de tipo Sharpey. Los estudios histológicos sugieren que la continuidad de las fibras de colágeno entre el injerto y el hueso aumenta gradualmente con el tiempo^(68,69) y que se localizan preferentemente alrededor de la salida intraarticular del túnel⁽⁷⁰⁾. Los estudios experimentales correlacionan el aumento de la fuerza de anclaje del injerto tanto con el tiempo como con la longitud del injerto dentro del túnel^(61,71). Un túnel corto o un exceso de material de sutura generan una disminución de la interfaz tendón-hueso e implicarían una reducción del área de tejido de cicatrización, y, en consecuencia, menor fijación biológica.

Convencionalmente, se recomienda una longitud de túnel de 20-25 mm⁽³⁵⁾. La fijación biológica suficiente del túnel de 15 mm en humanos no ha sido demostrada. El hábito quirúrgico de considerar suficiente un túnel femoral de 15 mm para la fijación biológica del injerto está inferido desde estudios realizados con perros que han de interpretarse con cautela⁽⁷²⁾. Los tamaños muestrales de los grupos de comparación son exigüos: $n = 3$ ⁽⁷²⁾; $n = 7$ ⁽⁵³⁾. Además, las fuerzas de anclaje obtenidas (< 300 N) son claramente inferiores a las fuerzas que el paciente soporta en condiciones normales durante su rehabilitación inmediatamente posterior a su cirugía (300-500 N)⁽⁷³⁾.

Los túneles cortos y la presencia de material de sutura disminuyen la interfase de anclaje fibroso del injerto, convirtiéndose en el sustraendo de la fijación biológica⁽⁷⁴⁾. La incorporación biológica (ligamentización) de las plastias con configuración más larga (2ST-2G) en comparación con las plastias más cortas (4ST) medida mediante resonancia magnética (RM) parece similar⁽⁷⁵⁾.

Conclusión

La isometría es un fundamento de las reconstrucciones del LCA que, al proteger al injerto de distracciones excesivas, preserva sus propiedades reológicas.

El diámetro y la longitud de los autoinjertos de tendones isquiotibiales son variables limitadas y supeditadas a la extracción.

Es más abundante la literatura respecto a la importancia del diámetro, pero diámetro y longitud de la plastia son variables inversas. Situaciones de mayor riesgo de rerrotura o características antropométricas más alejadas de la media pueden hacer considerar otros modelos de reconstrucción diferentes al monofascicular.

La configuración de la plastia ha ganado polimorfismo gracias a los actuales dispositivos de fijación ajustables, buscando proporcionar el diámetro y la longitud de la plastia.

Por lo expuesto en el primer apartado, es aconsejable precondicionar el injerto de tendones isquiotibiales tanto en condiciones estáticas como dinámicas.

La fijación biológica definitiva del injerto en humanos puede estar influenciada por la presencia de las suturas de preparación del injerto y la brevedad de los túneles. Las conclusiones extraídas de modelos animales respecto a la fijación en túneles cortos tienen que ser extrapoladas con cautela a las reconstrucciones en humanos.

Responsabilidades éticas

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

Financiación. Este trabajo no ha sido financiado.

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

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. Chechik O, Amar E, Khashan M, Lador R, Eyal G, Gold A. An international survey on anterior cruciate ligament reconstruction practices. *Int Orthop*. 2013;37(02):201-6.
2. Lake SP, Miller KS, Elliott DM, Soslowsky LJ. Tensile properties and fiber alignment of human supraspinatus tendon in the transverse direction demonstrate inhomogeneity, nonlinearity, and regional isotropy. *J Biomech*. 2010 Mar 3;43(4):727-32.
3. Johnson GA, Tramaglini DM, Levine RE, Ohno K, Choi NY, Woo SL. Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. *J Orthop Res*. 1994;12(6):796-803.
4. Penner DA, Daniel DM, Wood P, Mishra D. An in vitro study of anterior cruciate ligament graft placement and isometry. *Am J Sports Med*. 1988 May-Jun;16(3):238-43.
5. Cohen RE, Hooley CJ, McCrum NG. Viscoelastic creep of collagenous tissue. *J Biomech*. 1976;9(4):175-84.

6. Maganaris CN. Tendon conditioning: artefact or property? *Proc Biol Sci.* 2003 Aug 7;270 Suppl 1(Suppl 1):S39-42.
7. Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br.* 1991 Mar;73(2):260-7.
8. Sidles JA, Larson RV, Garbini JL, Downey DJ, Matsen FA. Ligament length relationships in the moving knee. *J Orthop Res.* 1988;6:593-610.
9. Hefzy MS, Grood ES, Noyes FR. Factors affecting the region of most isometric femoral attachments, part II: the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1989;17(2):208-16.
10. Sapega AA, Moyer RA, Schneck C, Komalahiranya N. Testing for isometry during reconstruction of the anterior cruciate ligament. Anatomical and biomechanical considerations. *J Bone Joint Surg (Am).* 1990;72-B:259-67.
11. Rodeo SA, Kawamura S, Kim HJ, Dinybil C, Ying L. Tendon healing in a bone tunnel differs at the tunnel entrance versus the tunnel exit: an effect of graft-tunnel motion? *Am J Sports Med.* 2006;34(11):1790-800.
12. Zavras TD, Race A, Bull AM, Amis AA. A comparative study of 'isometric' points for anterior cruciate ligament graft attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001;9(1):28-33.
13. Zavras TD, Race A, Amis AA. The effect of femoral attachment location on anterior cruciate ligament reconstruction: graft tension patterns and restoration of normal anterior-posterior laxity patterns. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005 Mar;13(2):92-100.
14. Edwards A, Bull AM, Amis AA. The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament, part 2: Femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008;16:29-36.
15. Amis AA. The functions of the fibre bundles of the anterior cruciate ligament in anterior drawer, rotational laxity and the pivot shift. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20:613-20.
16. Smith JO, Yasen S, Risebury MJ, Wilson AJ. Femoral and tibial tunnel positioning on graft isometry in anterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric study. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2014;22:318-24.
17. Kawaguchi Y, Kondo E, Takeda R, Akita K, Yasuda K, Amis AA. The role of fibers in the femoral attachment of the anterior cruciate ligament in resisting tibial displacement. *Arthroscopy.* 2015;31:435-44.
18. Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA. Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2000 Nov;82(8):1189-95.
19. Ho JY, Gardiner A, Shah V, Steiner ME. Equal kinematics between central anatomic single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *Arthroscopy.* 2009;25(5):464-72.
20. Kondo E, Merican AM, Yasuda K, Amis AA. Biomechanical comparison of anatomic double-bundle, anatomic single-bundle, and nonanatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sports Med.* 2011 Feb;39(2):279-88.
21. Abrahams M. Mechanical behaviour of tendon in vitro. A preliminary report. *Med Biol Eng.* 1967 Sep;5(5):433-43.
22. Tiamklang T, Sumanont S, Foocharoen T, Laopaiboon M. Double-bundle versus single-bundle reconstruction for anterior cruciate ligament rupture in adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 2012 Nov 14;11(11):CD008413.
23. Rahr-Wagner L, Thillemann TM, Pedersen AB, Lind MC. Increased risk of revision after anteromedial compared with transtibial drilling of the femoral tunnel during primary anterior cruciate ligament reconstruction: results from the Danish Knee Ligament Reconstruction Register. *Arthroscopy.* 2013 Jan;29(1):98-105.
24. Erquicia JL, Gelber PE, Doreste JL, Pelfort X, Abat F, Monllau JC. How to improve the prediction of quadrupled semitendinosus and gracilis autograft sizes with magnetic resonance imaging and ultrasonography. *Am J Sports Med.* 2013 Aug;41(8):1857-63.
25. Pérez-Prieto D, Perelli S, Corcoll F, Rojas G, Montiel V, Monllau JC. The vancomycin soaking technique: no differences in autograft re-rupture rate. A comparative study. *Int Orthop.* 2021 Jun;45(6):1407-11.
26. Ferretti A, Monaco E, Giannetti S, Caperna L, Luzon D, Conteduca F. A medium to long-term follow-up of ACL reconstruction using double gracilis and semitendinosus grafts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011 Mar;19(3):473-8.
27. Chen L, Cooley V, Rosenberg T. ACL reconstruction with hamstring tendon. *Orthop Clin North Am.* 2003 Jan;34(1):9-18.
28. Streich NA, Reichenbacher S, Barié A, Buchner M, Schmitt H. Long-term outcome of anterior cruciate ligament reconstruction with an autologous four-strand semitendinosus tendon autograft. *Int Orthop.* 2013 Feb;37(2):279-84.
29. Magnussen RA, Lawrence JT, West RL, Toth AP, Taylor DC, Garrett WE. Graft size and patient age are predictors of early revision after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring autograft. *Arthroscopy.* 2012 Apr;28(4):526-31.
30. Conte EJ, Hyatt AE, Gatt CJ Jr, Dhawan A. Hamstring autograft size can be predicted and is a potential risk factor for anterior cruciate ligament reconstruction failure. *Arthroscopy.* 2014 Jul;30(7):882-90.
31. Chiang ER, Ma HL, Wang ST, Hung SC, Liu CL, Chen TH. Hamstring graft sizes differ between Chinese and Caucasians. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012 May;20(5):916-21.
32. Moghamis I, Abuodeh Y, Darwiche A, Ibrahim T, Al Ateeq Al Dosari M, Ahmed G. Anthropometric correlation with hamstring graft size in anterior cruciate ligament reconstruction among males. *Int Orthop.* 2020 Mar;44(3):577-84.
33. Goyal S, Matias N, Pandey V, Acharya K. Are pre-operative anthropometric parameters helpful in predicting length and thickness of quadrupled hamstring graft for ACL reconstruction in adults? A prospective study and literature review. *Int Orthop.* 2016 Jan;40(1):173-81.
34. Papastergiou SG, Konstantinidis GA, Natsis K, Papathanasiou E, Koukoulas N, Papadopoulos AG. Adequacy of semitendinosus tendon alone for anterior cruciate ligament reconstruction graft and prediction of hamstring graft size by evaluating simple anthropometric parameters. *Anat Res Int.* 2012;2012:424158.

35. Colombet P, Gravelleau N. An Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Technique With 4-Strand Semitendinosus Grafts, Using Outside-In Tibial Tunnel Drilling and Suspensory Fixation Devices. *Arthrosc Tech*. 2015 Sep 28;4(5):e507-11.
36. Pichler W, Tesch NP, Schwantzer G, et al. Differences in length and cross-section of semitendinosus and gracilis tendons and their effect on anterior cruciate ligament reconstruction: a cadaver study. *J Bone Joint Surg Br*. 2008 Apr;90(4):516-9.
37. Ramkumar PN, Hadley MD, Jones MH, Farrow LD. Hamstring Autograft in ACL Reconstruction: A 13-Year Predictive Analysis of Anthropometric Factors and Surgeon Trends Relating to Graft Size. *Orthop J Sports Med*. 2018 Jun 19;6(6):2325967118779788.
38. Janssen RPA, van der Velden MJF, van den Besselaar M, Reijman M. Prediction of length and diameter of hamstring tendon autografts for knee ligament surgery in Caucasians. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2017 Apr;25(4):1199-204.
39. Sonnerly-Cottet B, Daggett M, Fayard JM, et al. Anterolateral Ligament Expert Group consensus paper on the management of internal rotation and instability of the anterior cruciate ligament - deficient knee. *J Orthop Traumatol*. 2017 Jun;18(2):91-106.
40. Parkinson B, Robb C, Thomas M, Thompson P, Spalding T. Factors That Predict Failure in Anatomic Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med*. 2017 Jun;45(7):1529-36.
41. Sonnerly-Cottet B, Thaumat M, Freychet B, Pupim BH, Murphy CG, Claes S. Outcome of a Combined Anterior Cruciate Ligament and Anterolateral Ligament Reconstruction Technique With a Minimum 2-Year Follow-up. *Am J Sports Med*. 2015 Jul;43(7):1598-605.
42. Mediavilla I, Aramberri M, Tiso G, Murillo-González JA. Combined Double Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Anterolateral Ligament Reconstruction. *Arthrosc Tech*. 2018 Jul 30;7(8):e881-e886.
43. Colombet P, Gravelleau N, Jambou S. Incorporation of Hamstring Grafts Within the Tibial Tunnel After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Magnetic Resonance Imaging of Suspensory Fixation Versus Interference Screws. *Am J Sports Med*. 2016 Nov;44(11):2838-45.
44. Schurz M, Tiefenboeck TM, Winnisch M, et al. Clinical and Functional Outcome of All-Inside Anterior Cruciate Ligament Reconstruction at a Minimum of 2 Years' Follow-up. *Arthroscopy*. 2016 Feb;32(2):332-7.
45. Colombet P, Saffarini M, Bouguennec N. Clinical and Functional Outcomes of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction at a Minimum of 2 Years Using Adjustable Suspensory Fixation in Both the Femur and Tibia: A Prospective Study. *Orthop J Sports Med*. 2018 Oct 22;6(10):2325967118804128.
46. Brown C. Five- and Six-Strand Hamstring Tendon Graft Preparation for Single-Bundle Hamstring Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. En: *Prodromos CC. The Anterior Cruciate Ligament*. Elsevier; 2018
47. Krackow KA. The Krackow suture: how, when, and why. *Orthopedics*. 2008 Sep;31(9):931-3.
48. Barber FA, Howard MS, Piccirillo J, Spenciner DB. A Biomechanical Comparison of Six Suture Configurations for Soft Tissue-Based Graft Traction and Fixation. *Arthroscopy*. 2019 Apr;35(4):1163-9.
49. Wang RY, Arciero RA, Obopilwe E, Mazzocca AD. A comparison of structural and mechanical properties of tubularized and native semitendinosus graft. *Am J Sports Med*. 2010 Jun;38(6):1246-9.
50. Wichern CR, Skoglund KC, O'Sullivan JG, et al. A biomechanical comparison of all-inside cruciate ligament graft preparation techniques. *J Exp Orthop*. 2018 Oct 10;5(1):42.
51. Theopold J, Schleifenbaum S, Georgi A, et al. The single-suture technique for anterior cruciate ligament graft preparation provides similar stability as a three-suture technique: a biomechanical in vitro study in a porcine model. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2020 Apr;140(4):511-6.
52. Bowes J, Mohamed N, Baptiste JJ, Westover L, Hui C, Sommerfeldt M. Biomechanical Comparison of Graft Preparation Techniques for All-Inside Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthop J Sports Med*. 2020 Jul 24;8(7):2325967120938039.
53. Qi L, Chang C, Jian L, Xin T, Gang Z. Effect of varying the length of soft-tissue grafts in the tibial tunnel in a canine anterior cruciate ligament reconstruction model. *Arthroscopy*. 2011;27:825-33.
54. Chen H, Liu H, Chen L. Patellar Tendon Versus 4-Strand Semitendinosus and Gracilis Autografts for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Meta-analysis of Randomized Controlled Trials With Mid- to Long-Term Follow-Up. *Arthroscopy*. 2020 Aug;36(8):2279-91.e8.
55. Geethan I, Santhosh Sahanand K, Ashwin Vijay PR, Rajan DV. Mechanical assessment of tripled hamstring tendon graft when using suspensory fixation for cruciate ligament reconstruction. *J Exp Orthop*. 2018 Nov 27;5(1):48.
56. Rowden NJ, Sher D, Rogers GJ, Schindhelm K. Anterior cruciate ligament graft fixation. Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. *Am J Sports Med*. 1997 Jul-Aug;25(4):472-8.
57. Ciccone WJ 2nd, Bratton DR, Weinstein DM, Elias JJ. Viscoelasticity and temperature variations decrease tension and stiffness of hamstring tendon grafts following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*. 2006 May;88(5):1071-8.
58. Elias JJ, Kilambi S, Ciccone WJ 2nd. Tension level during preconditioning influences hamstring tendon graft properties. *Am J Sports Med*. 2009 Feb;37(2):334-8.
59. Brandsson S, Faxén E, Kartus J, Jerre R, Eriksson BI, Karlsson J. A prospective four- to seven-year follow-up after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports*. 2001 Feb;11(1):23-7.
60. Labs K, Perka C, Schneider F. The biological and biomechanical effect of different graft tensioning in anterior cruciate ligament reconstruction: an experimental study. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2002;122:193-9.
61. Handl M, Drzik M, Cerulli G, et al. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: dynamic strain evaluation of the graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007 Mar;15(3):233-41.
62. Pilia M, Murray M, Guda T, Heckman M, Appleford M. Pre-tensioning of Soft Tissue Grafts in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthopedics*. 2015 Jul 1;38(7):e582-7.

63. Jisa KA, Williams BT, Jaglowski JR, Turnbull TL, LaPrade RF, Wijdicks CA. Lack of consensus regarding pretensioning and preconditioning protocols for soft tissue graft reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016 Sep;24(9):2884-91.
64. Arnold MP, Lie DT, Verdonchot N, de Graaf R, Amis AA, van Kampen A. The remains of anterior cruciate ligament graft tension after cyclic knee motion. *Am J Sports Med.* 2005 Apr;33(4):536-42.
65. Höher J, Scheffler SU, Withrow JD, et al. Mechanical behavior of two hamstring graft constructs for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 2000 May;18(3):456-61.
66. Jiang D, Ao YF, Jiao C, et al. The effect of cyclic knee motion on the elongation of four-strand hamstring autograft in anterior cruciate ligament reconstruction: an in-situ pilot study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019 Jul 9;20(1):321.
67. Kawano CT, de Moraes Barros Fucs PM, Severino NR. Pretensioning of quadruple flexor tendon grafts in two types of femoral fixation: quasi-randomised controlled pilot study. *Int Orthop.* 2011 Apr;35(4):521-7.
68. Liu SH, Panossian V, al-Shaikh R. Morphology and matrix composition during early tendon to bone healing. *Clin Orthop Relat Res.* 1997;339:253-60.
69. Beynon BD, Johnson RJ, Abate JA, Fleming BC, Nichols CE. Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part I. *Am J Sports Med.* 2005;33:1579-602.
70. Shoemaker SC, Rechl J, Campbell P, Kram HB, Sánchez M. Effects of fibrin sealant on incorporation of autograft and xenograft tendons within bone tunnels. *Am J Sports Med.* 1989;17:318-24.
71. Greis PE, Burks RT, Bachus K, Luker MG. The influence of tendon length and fit on the strength of a tendon-bone tunnel complex: A biomechanical and histologic study in the dog. *Am J Sports Med.* 2001;29:493-7.
72. Yamazaki S, Yasuda K, Tomita F, et al. The effect of intraosseous graft length on tendon-bone healing in anterior cruciate ligament reconstruction using flexor tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(11):1086-93x.
73. Shelburne KB, Pandey MG, Anderson FC, Torry MR. Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *J Biomech.* 2004 Jun;37(6):797-805.
74. Barbosa NC, Guerra-Pinto F, Cabeleira C, Beja da Costa P. Hamstring Graft Biological Preparation for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthrosc Tech.* 2017 Feb 27;6(1):e245-e248.
75. Cavaignac E, Marot V, Faruch M, et al. Hamstring Graft Incorporation According to the Length of the Graft Inside Tunnels. *Am J Sports Med.* 2018 Feb;46(2):348-56.