

Reconstrucción de ligamento cruzado anterior con isquiotibiales manteniendo su inserción tibial

Sergio Andrés Sandrigo,¹ Gastón F. Rabey,¹ Gonzalo Pérez Herrera,²
Gustavo Benítez Gil³

1. Sanatorio Padre Pio, Reconquista, Santa Fe, Argentina

2. Sanatorio Antártida, Resistencia, Chaco, Argentina

3. Rosario Complex Knee & Shoulder, Rosario, Santa Fe, Argentina

RESUMEN

Introducción: la no desinserción tibial de semitendinoso-recto interno (ST-RI) parece constituir una opción para evitar la necrosis avascular en el proceso de ligamentización. El objetivo de nuestro trabajo es hacer una comparación entre ST-RI desinsertado versus ST-RI no desinsertado.

Materiales y métodos: estudio comparativo, prospectivo, randomizado, doble ciego, para el que se formaron dos grupos. El grupo de estudio, conformado por treinta y ocho pacientes con plástica de LCA sin desinserción tibial de ST-RI; el grupo de control, de treinta y nueve pacientes con desinserción tibial. Se realizaron evaluaciones de RM a los seis meses del postoperatorio, se evaluaron el Coeficiente Señal ruido (CS) y la orientación del neoligamento en planos sagital, coronal y axial. La valoración clínica, a través de IKDC, Tegner Lysholm y KT-1000, fue efectuada por médicos en forma ciega.

Resultados: el CS valorado por RM a los seis meses mostró diferencias significativas entre el grupo de estudio (14.4) y el de control (24.9) con un valor $p < 0.001$. No existieron diferencias en cuanto a la orientación del injerto entre ambos grupos, ni en el plano sagital, coronal, ni axial. En cuanto al IKDC y Tegner Lysholm, sin diferencias entre grupos a los nueve meses. En el KT-1000 tampoco se encontraron diferencias entre grupos ($p = 0.518$).

Discusión: la no desinserción tibial de ST-RI es una opción válida que podría evitar la fase de necrosis avascular de la ligamentización. Nuestros resultados, sustentados en RM, nos estimulan a utilizarla como una opción con cierta ventaja biológica.

Palabras clave: Ligamentización; ST-RI Desinsertado; ST-RI No Desinsertado; RM

ABSTRACT

Introduction: non disinsertion of hamstring autograft tendons may result in avoiding cellular necrosis at the early stage of ligamentization process. The aim of this study was to compare between disinserted vs non disinserted hamstring autograft.

Materials and methods: in this prospective, double-blind, randomised controlled trial, two groups were created. In the study group, hamstring tendon retraction ($n=39$) was performed. In the control group, maintaining tibial insertion ($n=38$) harvesting technique was used. Patients were evaluated with MRI after six months of follow-up. Graft maturity was evaluated with the signal-to-noise quotient (SNQ) and graft direction and orientation with sagittal, coronal, and axial views. Clinical outcomes were assessment of IKDC, Tegner-Lisholm activity level score and KT-1000 evaluation from a blind orthopaedic surgeon.

Results: signal-to-noise quotient (SNQ) was significantly lower in non disinserted hamstring group (study group 14.4 vs control group 24.9- $p = 0.001$). There were no differences in graft direction between both groups. KT-1000 measurements showed no difference, the same as clinical outcomes assessment of IKDC and Tegner-Lisholm scores.

Discussion: non disinserting hamstring tendons autograft is a valid option and may avoid the necrosis phase in ligamentization process. Our results, sustained on MRI imaging encourage us to use it with some biological advantage.

Keywords: Ligamentization; Hamstring Tendon Retraction; Hamstring Maintaining Tibial Insertion; MRI

INTRODUCCIÓN

La ruptura del ligamento cruzado anterior (LCA) constituye una de las lesiones deportivas más comunes, ocurre en muchos pacientes y en diferentes grupos etarios. La resolución quirúrgica de las lesiones del LCA es ampliamente aceptada desde hace varias décadas. Dentro de los posibles injertos utilizados para la reconstrucción del LCA, las opciones biológicas del autoinjerto y del aloinjerto (para quienes tienen acceso) son más populares, principalmente porque son más convenientes en términos

de acceso y por la potencial capacidad de remodelación e integración; situación poco probable con un ligamento artificial.^{1,2}

Los injertos de tendones isquiotibiales, semitendinoso y recto interno (ST-RI) mostraron un alto potencial regenerativo y menor morbilidad del sitio donante con respecto a la opción de injerto hueso-tendón-hueso (H-T-H).^{3,4} La opción de ST-RI también ha demostrado características biomecánicas similares a las del LCA nativo en relación a resistencia, longitud y versatilidad, condiciones que lo convierten en una opción muy adecuada para diferentes procedimientos reconstructivos.^{5,6}

En el proceso de remodelación del injerto, conocido como "ligamentización", se desarrollan tres fases:⁷

1. Una fase temprana con necrosis avascular central del injerto e hipocelularidad;

Sergio Andrés Sandrigo
sasandri@yahoo.com.ar

Recibido: Febrero de 2023. Aceptado: Enero de 2024.

- Una fase de proliferación con mayor replicación celular e intensa revascularización;
- Una fase de ligamentización propiamente dicha, que consiste en la remodelación continua del injerto hacia las características biológicas y la resistencia mecánica del LCA nativo.

Algunos investigadores sostienen que la necrosis avascular y el ulterior proceso de revascularización tienen un efecto adverso sobre las propiedades biomecánicas del injerto. Esto puede generar una pobre remodelación del injerto reconstruido, con la consecuente incapacidad para soportar tensión y/o carga. Es por ello que varias líneas de investigación pregonan preservar la inserción tibial de los isquiotibiales en la reconstrucción del LCA.^{8,9}

El objetivo de este trabajo es evaluar el comportamiento del injerto de ST-RI en la plástica del LCA, comparando los tendones totalmente desinsertados con aquellos donde se mantiene su inserción tibial.

MATERIALES Y MÉTODOS

Este estudio fue aprobado por el Comité de Ética del Sanatorio Padre Pio (Reconquista, Santa Fe), donde se desarrolló la investigación. Todos los pacientes han aprobado su participación a través del consentimiento informado.

Población estudiada

Fueron seleccionados ochenta y dos pacientes desde julio de 2020 hasta octubre de 2021, los que fueron randomizados en dos grupos. La inserción tibial de los tendones semitendinoso y del recto interno se han preservado en grupo de estudio (n = 41) y estos tendones fueron desinsertados en grupo de control (n = 41). Los pacientes tuvieron conocimiento sobre el uso de ST-RI como injertos, pero fueron “ciegos” en relación a la desinserción tibial, o no, de los mismos.

Se utilizó como criterio de inclusión a toda lesión unilaterial de LCA, sin historias de cirugías previas en la rodilla, grupo etario con límite inferior de dieciséis años y superior de cincuenta años. Fueron excluidos aquellos pacientes en quienes se reparó simultáneamente otro ligamento (LCP, LLI, LLE), las revisiones por re-rupturas de LCA, los pacientes en quienes se adicionó una osteotomía alrededor de la rodilla y aquellos en quienes se realizó sutura meniscal y/o algún procedimiento sobre el cartílago articular.

Los pacientes fueron controlados por sus cirujanos a las dos semanas y al mes del postoperatorio y una vez por mes hasta cumplir el año de la cirugía. Todos los pacientes fueron analizados con RM a los seis meses. Además, fueron evaluados por otros cirujanos para determinar los resultados funcionales a los nueve meses de la cirugía. El



Figura 1: Flujograma de constitución de los grupos evaluados.



Figura 2: Grupo control. Desinserción con tenótomo cerrado y preparación de ST-RI cuádruple.

estudio de los casos fue por RM del valor de Coeficiente Señal ruido (CS) basado en la intensidad de la señal de la RM y, de forma secundaria, la evaluación clínica.

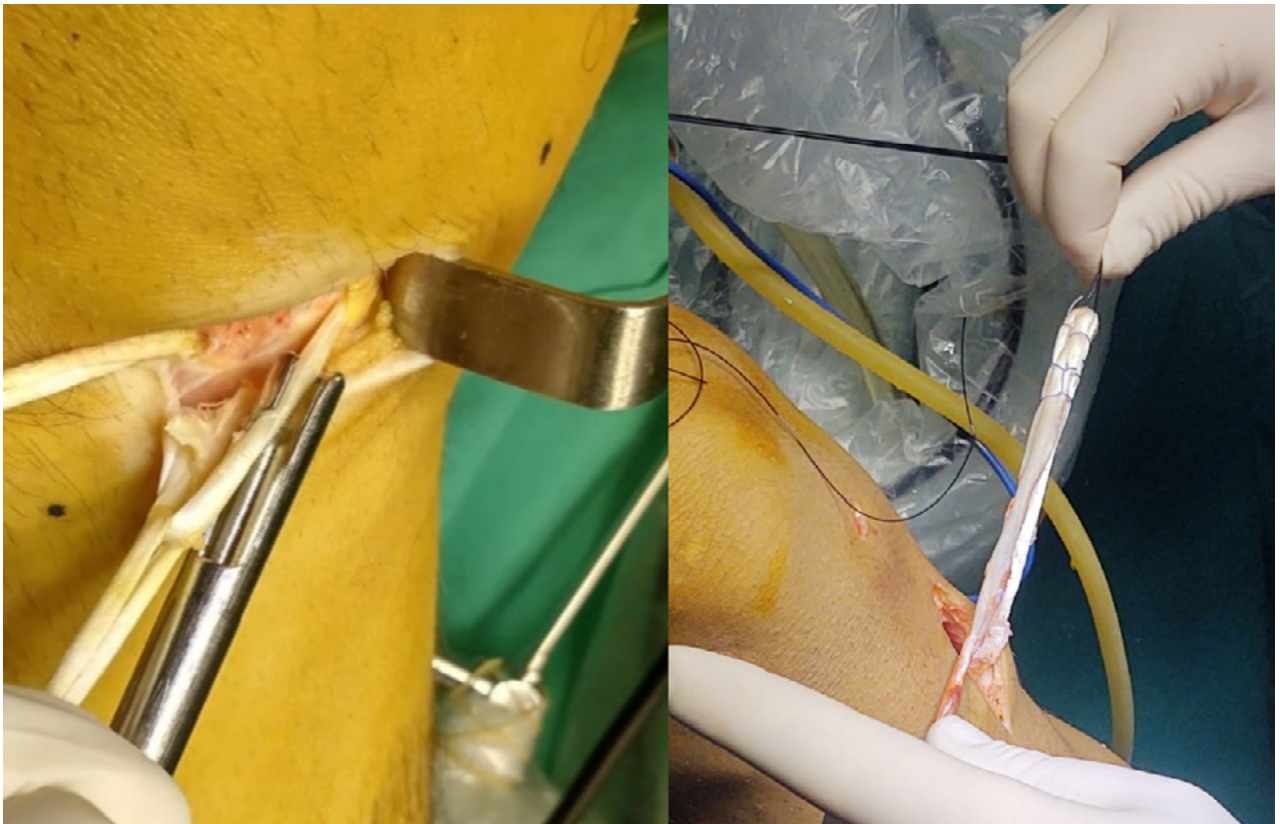


Figura 3: Grupo de estudio. Tenótomo abierto y preparación del injerto ST-RI cuádruple.

Finalmente, dos pacientes del grupo control y tres pacientes del grupo de estudio se perdieron en el seguimiento (fig. 1).

Técnica quirúrgica

El mismo equipo quirúrgico efectuó todas las cirugías en un único quirófano. En todos los procedimientos participaron dos cirujanos con experiencia en reconstrucción artroscópica del LCA.

En ambos grupos se utilizó el injerto cuádruple con un mínimo de 11.5 cm y con diámetro entre 8 y 9 mm (figs. 2 y 3). Además, se empleó la misma técnica quirúrgica: a través del portal anteromedial se realizó el túnel femoral para replicar una reconstrucción anatómica. Luego de pasar el injerto a través de los túneles fue fijado con dos tornillos (uno tibial y otro femoral) interferenciales con rosca roma; los tornillos fueron de titanio, de PEEK o de biocompuestos (según provisión de la cobertura social del paciente).

Protocolo de rehabilitación

Todos los pacientes fueron tratados con el mismo protocolo de rehabilitación. Esta fue llevada a cabo en el centro de rehabilitación del sanatorio. Se permitió carga de peso con inmovilizador a partir del día de la cirugía. La inmovilización con férula se mantuvo por diez a quince días. Se iniciaron actividades deportivas sin pivote a partir del sexto

mes. Se permitió el regreso deportivo al mismo nivel de exigencia previo a la lesión, desde el noveno mes del postoperatorio.

Evaluación con imágenes

A todos los pacientes se les realizó una radiografía de la rodilla operada a los treinta días del postoperatorio. Se utilizaron las incidencias de frente con carga, perfil y axial de rótula. En las radiografías se evaluaron la orientación de los túneles óseos y la posición de los tornillos de fijación. Este análisis se hizo a través de la medición manual del grado de inclinación de los túneles en los tres planos del espacio.

Al sexto mes se realizó RM de la rodilla operada. Se exploraron en una posición extendida relajada con un escáner de RM de 1.5-T (MAGNETOM Esenza A Tim System; Siemens). Las imágenes se obtuvieron con secuencia de densidad protónica con saturación grasa en plano oblicuo y los siguientes parámetros: tiempo de repetición 3000 milisegundos, tiempo de eco 28 milisegundos, ángulo de giro 160, matriz 320 x 272, campo de visión 15 x 15 cm, grosor de corte 3 mm, tiempo de escaneo 2 minutos y 41 segundos. También se obtuvieron cortes sagitales con secuencia de tiempo de recuperación de inversión (IR) con los siguientes parámetros: tiempo de repetición 5730 milisegundos, tiempo de eco 34 milisegundos, ángulo de giro

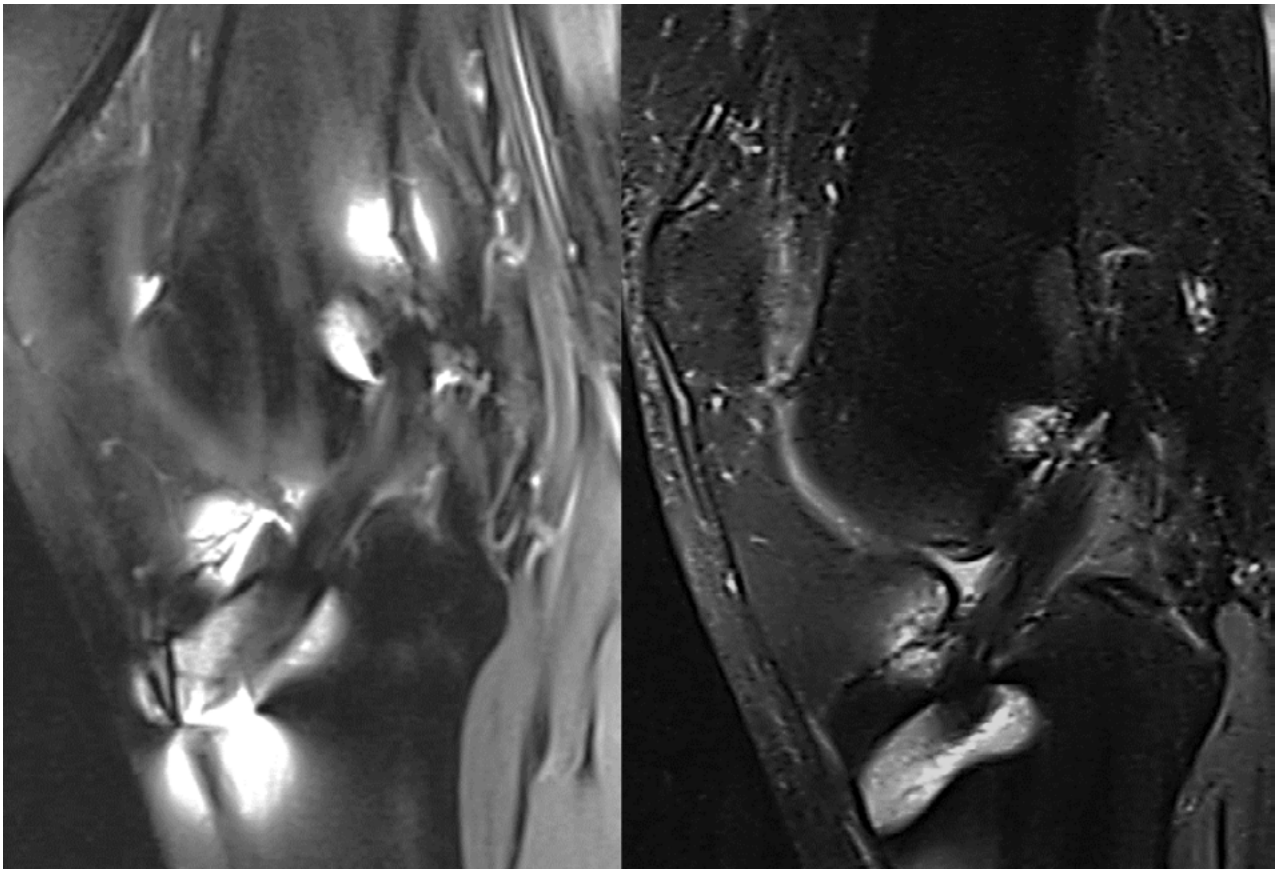


Figura 4: RM al sexto mes del postoperatorio. Medición del CS en ambos grupos (foto izquierda pertenece al grupo de desinserción tibial, la foto derecha al grupo que mantuvo la inserción tibial).

150, matriz 256 x 230, campo de visión 15 x 15 cm, grosor de corte 3 mm, tiempo de escaneo 2 minutos y 2 segundos. Todas las imágenes fueron importadas a una estación de trabajo con el programa Siemens *Software Packages* (NUMARIS/4, SyngoMR B17; Siemens), y todos los cálculos se hicieron con este *software* a partir de los cortes sagitales de cada injerto.

Se midió la intensidad de la señal en el sitio del injerto, así como en otros dos sitios (tendón cuádriceps y aire de fondo a aproximadamente 2 cm anterior al tendón rotuliano). Para cuantificar la intensidad de señal normalizada del injerto del LCA, se calculó el coeficiente de señal de cada sitio de injerto con la siguiente ecuación: $CS = (\text{señal de injerto ACL} - \text{señal de tendón de cuádriceps}) / \text{señal de aire de fondo}$.¹⁰ El mismo investigador efectuó todas las mediciones, ciego en relación a la técnica utilizada para la plástica del LCA (fig. 4).

En las imágenes de RM, al neoligamento se lo evaluó en los tres planos (sagital, coronal y axial).

El **ángulo de orientación en el plano sagital** se midió trazando una línea que corresponde al eje longitudinal de la diáfisis tibial y una línea perpendicular a la altura de los platillos tibiales; posteriormente se trazó otra línea paralela a las fibras del LCA, según sus huellas de inserción, el

ángulo agudo formado por estas dos últimas es el ángulo de inclinación resultante.

Para el **ángulo de orientación en el plano coronal** se trazó una línea entre el punto medio de la inserción distal y proximal de las fibras del LCA y otra línea paralela a la superficie de los platillos tibiales, el ángulo agudo resultante entre estas dos líneas es el que se registró.

En el **ángulo de orientación en el plano axial** se trazó una línea entre el punto medio de la inserción distal y proximal de las fibras del ligamento cruzado anterior y otra línea tangencial al aspecto posterior de los cóndilos femorales, el ángulo resultante entre estas dos corresponde al ángulo de inclinación (fig. 5).

Evaluación clínica

Un médico ortopédico experimentado realizó los exámenes clínicos a todos los pacientes a los nueve meses del postoperatorio. Este médico evaluador estaba a ciegas en relación a la técnica utilizada en la plástica del LCA. Los exámenes físicos incluyeron el rango de movimiento, la prueba del cajón anterior, la prueba de Lachman y una prueba de cambio de pivote. Además, se evaluó la traslación tibial anterior con el artrómetro de rodilla KT-1000 (MEDmetric Corp.). Se evaluaron las puntuaciones del

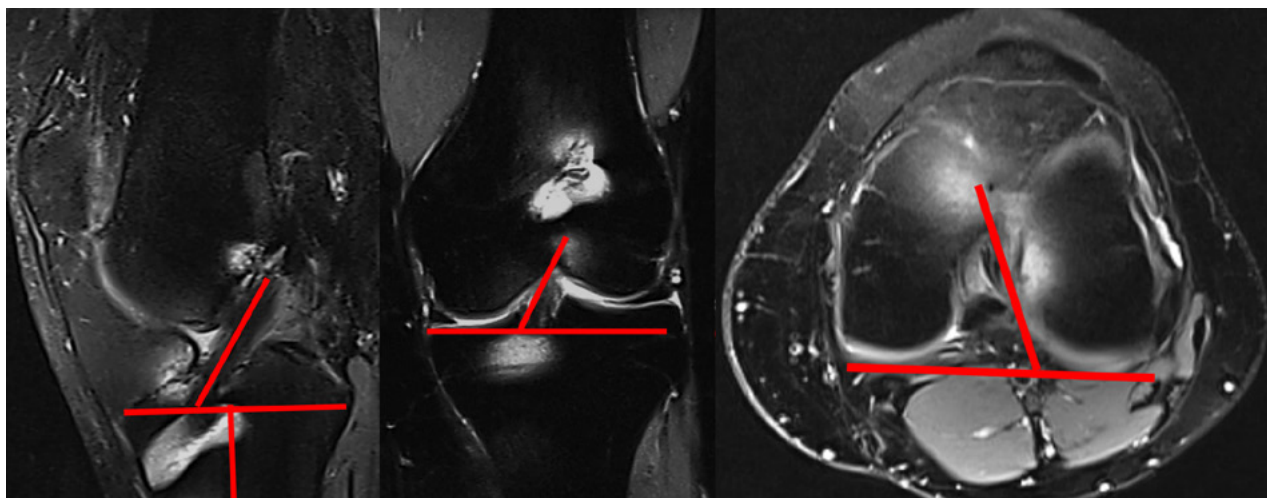


Figura 5: Orientación del injerto en el plano sagital, coronal y axial.

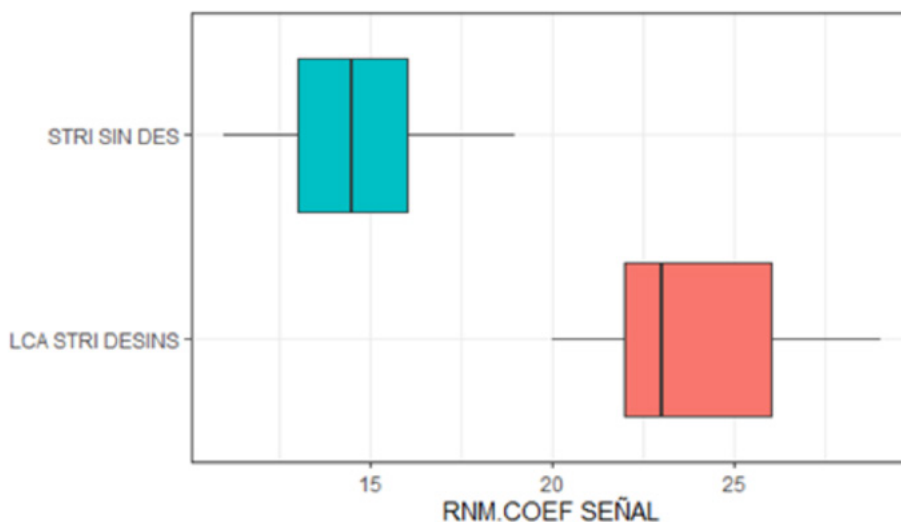


Figura 6: Distribución de coeficiente de señal (CS) en RM en ambos grupos.

International Knee Documentation Committee (IKDC), Tegner y Lysholm para detectar síntomas, nivel de actividad y mejoría funcional.

Estadísticas

Para el procesamiento de los datos se utilizó el *software* R. Las variables continuas se resumen con la media y desvío estándar (DE) si cumplen el supuesto de normalidad o con la mediana y los cuartiles 1 (Q1) y 3 (Q3) si no se cumple dicho supuesto. Las variables categóricas se resumieron en frecuencia y porcentaje. Para analizar las variables respecto a la técnica utilizada para la reconstrucción del LCA, se utilizó, para las categóricas, el test Chi-cuadrado o test de Fisher y para las continuas el t-Student si se cumplía el supuesto de normalidad y la prueba de Wilcoxon en caso de que no se verificara. Para analizar la hi-

pótesis de normalidad de las variables continuas se aplicó el test de Shapiro-Wilk.

En el análisis de los valores continuos pre y postoperatorios se utilizó el estadístico de Wilcoxon para muestras apareadas. En todos los test el nivel de significación empleado fue 0.05.

RESULTADOS

Los datos demográficos de los participantes se muestran en la Tabla 1; no se observan diferencias respecto al sexo ($p = 0.227$), la edad ($p = 0.346$) ni en el IMC ($p = 0.392$).

Resultado de imágenes

Sobre la base de las mediciones de RM, realizadas al sexto mes del postoperatorio, el valor medio de CS del gru-

TABLA 1. CARACTERÍSTICAS DE LOS PACIENTES SEGÚN PLÁSTICA DE LCA CON ST-RI CON DESINSERCIÓN Y SIN ESTA

	LCA ST-RI DESINS (n = 39)	ST-RI SIN DES (n = 38)	Valor p	Total (N=77)
Sexo				
Masculino	34 (87.2%)	28 (73.7%)	227	62 (80.5%)
Femenino	5 (12.8%)	10 (26.3%)		15 (19.5%)
Edad				
Media (DE)	31.8 (9.47)	33.7 (8.20)	346	32.7 (8.86)
IMC				
Mediana [Q1, Q3]	22.2 [20.5, 22.8]	22.3 [20.8, 23.2]	392	22.2 [20.6, 22.9]
Lado				
D	17 (43.6%)	19 (50.0%)	737	36 (46.8%)
I	22 (56.4%)	19 (50.0%)		41 (53.2%)
RM SAGITAL				
Media (DE)	50.2 (2.79)	49.6 (4.09)	456	49.9 (3.48)
RM CORONAL				
Media (DE)	65.6 (3.33)	66.5 (3.19)	192	66.0 (3.27)
RM AXIAL				
Mediana [Q1, Q3]	68.0 [66.0, 69.0]	66.5 [64.3, 69.0]	191	67.0 [65.0, 69.0]
RM COEF. SEÑAL				
Media (DE)	23.9 (2.83)	14.4 (1.97)	<0.001	19.2 (5.33)

DE: Desvío estándar.

TABLA 2. VALOR DE KT-1000 (MM) DE LOS PACIENTES SEGÚN PLÁSTICA DE LCA CON ST-RI CON DESINSERCIÓN Y SIN ESTA

	ST-RI DESINS (n = 39)	ST-RI SIN DES (n = 38)	Valor p	Total (N = 77)
KT-1000 (mm)				
0	0 (0%)	2 (5.26%)	518	2 (2.60%)
1	31 (79.5%)	28 (73.7%)		59 (76.6%)
2	8 (20.5%)	8 (21.1%)		16 (20.8%)

DE: Desvío estándar.

po de estudio fue inferior al del grupo de control, las diferencias fueron estadísticamente significativas ($p < 0.001$) (fig. 6).

Sin embargo, la evaluación de la **orientación del injerto**, en el plano sagital, coronal y axial, no arrojó diferencias significativas cuando se comparó el grupo de estudio con el grupo control (ver Tabla 1).

Hallazgos clínicos

Los resultados del artrómetro KT-1000 no revelaron ninguna diferencia significativa de la traslación tibial anterior entre grupos (todos los valores de $p = 0.518$) (Tabla 2).

Sobre la base de las evaluaciones clínicas, IKDC y Tegner/Lysholm, ambos grupos mejoraron significativamente cuando se compararon los resultados del preoperatorio con los valores obtenidos a los nueve meses del postoperatorio (todos los valores de $p = 0.001$). Sin embargo, no existieron diferencias al compararlos entre sí a los nueve meses (figs. 7 y 8).

No se registraron pacientes con limitación de extensión. Ambos grupos tuvieron un paciente cada uno con pérdida de flexión $\leq 5^\circ$.

En el seguimiento final, todas las rodillas de ambos grupos presentaban una adecuada estabilidad articular, según lo evaluado por test de Lachman, la prueba de cajón anterior y las pruebas de desplazamiento de pivote.

DISCUSIÓN

Según nuestra investigación, podemos afirmar que existen diferencias en las imágenes de RM obtenidas al sexto mes del postoperatorio entre el grupo de estudio sin desinserción tibial de ST-RI, y el grupo control en quienes se desinsertaron los isquiotibiales. Según estas diferencias, los injertos desprendidos de la inserción se sometieron a un aumento del cambio en la intensidad de la señal durante los seis primeros meses después de la cirugía, mientras que los injertos del grupo de estudio, con preservación de su inserción distal, han mantenido una intensidad de señal relativamente más baja y sin cambios.

Es necesario considerar que, a pesar de estas diferencias significativamente estadísticas en cuanto a las imágenes, no se encontró una correlación clínica; los *scores* de Lysholm, Tegner y valoraciones con la KT-1000 no revela-

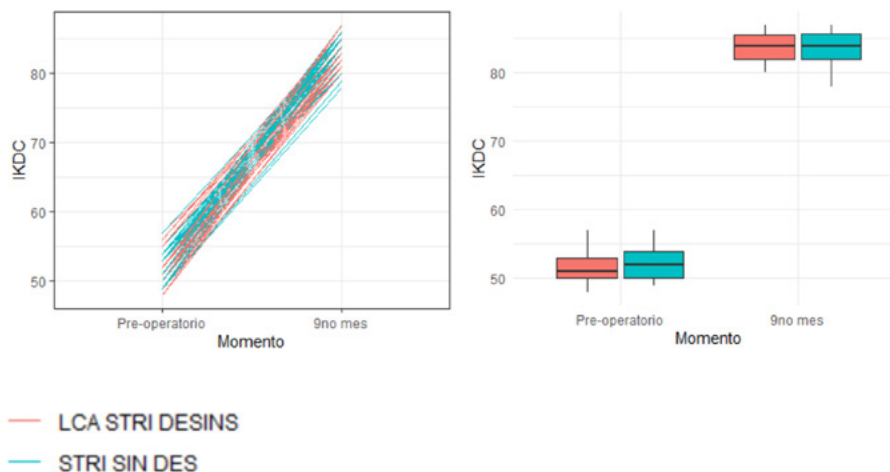


Figura 7: Distribución de los pacientes según IKDC preoperatorio y a los nueve meses postcirugía.

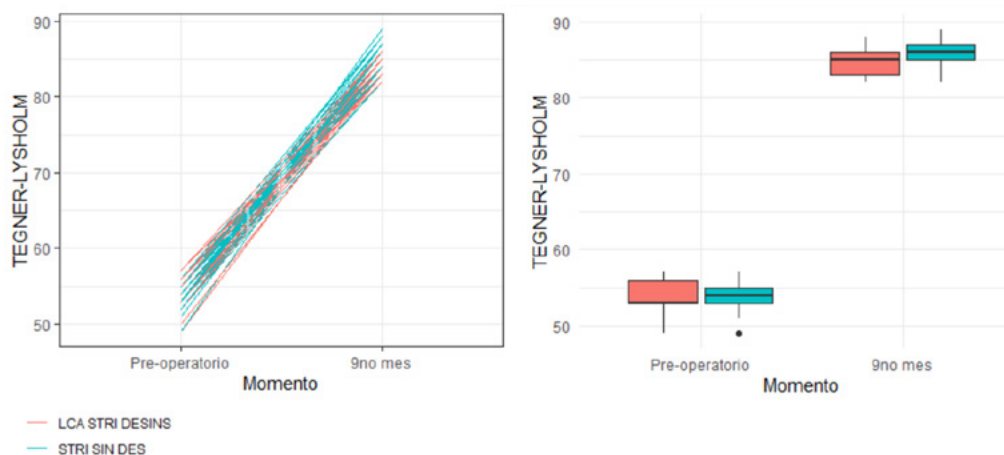


Figura 8: Distribución de los pacientes según Tegner-Lysholm preoperatorio y a los nueve meses del postoperatorio.

ron diferencias significativas. Ambos grupos han presentado un comportamiento clínico aceptable, esperable y sin divergencias.

Sobre la base de nuestros resultados, consideramos que sería propicio realizar controles con RM y su correlación clínica en un período más alejado del postoperatorio, evaluar también la tasa de pacientes que han recuperado su nivel deportivo previo y en quienes se presentó un evento adverso, como re-ruptura, determinar a qué grupo pertenece y su motivo aparente. Con todos estos datos, se podría considerar con mayor firmeza la hipótesis de que la no desinserción tibial de ST-RI es una técnica que brinda beneficios ciertos y sostenidos en el tiempo. Con la combinación de todas las variables citadas, podríamos afirmar

que esta técnica es más beneficiosa que la desinserción tibial de ST-RI.

La principal limitación de este estudio es el pequeño número de participantes, lo que puede resultar en una estadística relativamente baja en poder. Se precisan más investigaciones con un mayor tamaño de la muestra para lograr conclusiones más confiables. Estos datos se pueden utilizar como referencia. Además, nuestros resultados fueron en el postoperatorio temprano, sería necesario y beneficioso investigar los cambios a largo plazo. Al mismo tiempo, este estudio se centró en la madurez de la parte intraarticular del injerto, mientras que el estado de la cicatrización hueso-tendón de la parte intratúnel todavía necesita ser investigado y comparado en futuras investigaciones.

La posibilidad de mejorar el proceso de ligamentización sigue siendo un tema de interés para los cirujanos artroscopistas y para la medicina deportiva. Esto podría permitir una rehabilitación más corta y un retorno deportivo más temprano. Se han descrito algunos intentos para mejorar este proceso, tales como la preservación de restos de LCA nativos y la administración de plasma rico en plaquetas (PRP) o células derivadas de médula ósea en el momento de la reconstrucción del LCA, pero, aunque se consideran prácticas prometedoras y que pueden representar un factor sinérgico para acelerar la madurez del injerto con respecto a la reconstrucción tradicional del LCA, no hay pruebas definitivas ni evidencias en los resultados clínicos que los avalen en la cirugía de LCA.⁹⁻¹¹

Por la anatomía, sabemos que los tendones reciben su suministro de sangre de los vasos en el perimio, el periosio insercional y el tejido circundante a través de vasos en el paratenon o mesotenon. Además, hay estudios confirmando que los tendones también reciben nutrición difusional (sinovial).¹² En otro interesante estudio del 2003, Zaffagnini *et al.* evaluaron la red neurovascular de los tendones isquiotibiales en su inserción tibial. Concluyeron que los tendones semitendinosos y recto interno reciben la mayoría de su suministro de sangre de una red vascular bien desarrollada alrededor de su inserción distal.^{13,14}

Numerosos trabajos en modelos animales y en humanos han demostrado que el tendón rotuliano y los autoinjertos de isquiotibiales se someten al proceso de necrosis y revascularización en el primer período después de su implantación.¹⁵⁻²¹ Este proceso dura desde tres meses hasta un año, o incluso más, según algunos autores.¹⁵ Además, estudios posteriores han confirmado los efectos perjudiciales de la necrosis avascular (revascularización) sobre las propiedades biomecánicas de los autoinjertos. Kennedy *et al.*²² analizaron reconstrucciones con semitendinoso desinsertado en un modelo de conejos e informaron que a las veintiséis semanas la fuerza del injerto era del 40-50% del tendón original y 15-20% del LCA normal. Grana y cols.²⁴ investigaron modelos con un autoinjerto de semitendinoso y concluyeron que el fracaso de la plástica se produjo por rotura de su parte intraarticular y no por las fallas a nivel del túnel óseo.

Similares fueron las conclusiones de Blickenstaff *et al.*¹⁸ quienes demostraron que, incluso un año después de plás-

ticas con autoinjertos de ST-RI desinsertados, persisten grandes diferencias en fuerza y rigidez del injerto en comparación con la del LCA nativo. Entonces, hay fuertes evidencias de que la necrosis avascular y el proceso de revascularización son críticos para las propiedades mecánicas de los injertos durante las primeras semanas de la reconstrucción del LCA. En consecuencia, es lógico plantear la hipótesis de que, independientemente del método de fijación, preservar la viabilidad de los autoinjertos es crucial para una cirugía exitosa.

La resonancia magnética tiene el potencial de usarse para predecir de manera no invasiva la resistencia mecánica del injerto después de la plástica del LCA. La intensidad de la señal tiene una relación linealmente inversa con la resistencia de los tendones autólogos. Usando un modelo con conejos, Anderson *et al.* observaron que la intensidad de la señal del injerto puede estar relacionada negativamente con la resistencia a la tracción. Algunos investigadores demostraron que la alta intensidad de señal en la resonancia magnética refleja una disminución de las propiedades mecánicas del injerto durante la remodelación temprana.²⁶⁻²⁸

Ruffilli *et al.*²⁹ han realizado una revisión sistemática de la literatura sobre este tema y concluyeron que, a pesar de los resultados satisfactorios en muchas series clínicas y los datos prometedores en anatomía y estudios en animales, ensayos clínicos prospectivos bien diseñados asociados con resonancia magnética (RM) son necesarios para evaluar los efectos beneficiosos de la preservación de la inserción en la reconstrucción del LCA. El cociente de señal / ruido (CS), calculado según la intensidad de la señal del injerto en la resonancia magnética, se considera un método útil para evaluar la madurez del injerto.³⁰⁻³²

Por lo tanto, la reconstrucción del LCA con injerto autólogo de isquiotibiales (desinsertados a nivel tibial) puede pasar por una etapa de disminución de las propiedades mecánicas en el postoperatorio temprano. Así, la preservación de la inserción tibial mantendría propiedades biomecánicas superiores después de la cirugía en comparación con los tendones desprendidos de su inserción tibial. Dicha condición podría ser beneficiosa para la rehabilitación temprana e influiría en una probable disminución en la tasa de re-rupturas. Sin embargo, futuras investigaciones respecto a las propiedades biomecánicas son necesarias.

BIBLIOGRAFÍA

- Janssen RP; Scheffler SU. Intra-articular remodelling of hamstring tendon grafts after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2014; 22(9): 2102-8.
- Mayr HO; Stoehr A; Dietrich M; *et al.* Graft-dependent differences in the ligamentization process of anterior cruciate ligament grafts in a sheep trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2012; 20(5): 947-56.
- Nikolaou VS; Efstathopoulos N; Wredmark T. Hamstring tendons regeneration after ACL reconstruction: an overview. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006; 15(2): 153-60.
- Kohn D; Sander-Beuermann A. Donor-site morbidity after harvest of a bone-tendon-bone patellar tendon autograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1994; 2: 219-23.
- Fu HF; Bennett HC; Ma CB; Menetrey J; Lattermann C. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: operative procedures and clinical correlations. *Am J Sports Med*, 2000; 28(1):

- 124–30.
6. Marcacci M; Molgora AP; Zaffagnini S; Vascellari A; Iacono F; Presti ML. Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings. *Arthroscopy*, 2003; 19(5): 540–6.
 7. Pauzenberger L; Syré S; Schurz M. “Ligamentization” in hamstring tendon grafts after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of the literature and a glimpse into the future. *Arthroscopy*, 2013; 29(10): 1712–21.
 8. van Eck CF; Schkrohowsky JG; Working ZM; Irrgang JJ; Fu FH. Prospective analysis of failure rate and predictors of failure after anatomic anterior cruciate ligament reconstruction with allograft. *Am J Sports Med*, 2012; 40(4): 800–7.
 9. Song GY; Zhang H; Zhang J; *et al.* The anterior cruciate ligament remnant: to leave it or not? *Arthroscopy*, 2013; 29(7): 1253–62.
 10. Li H; Tao H; Cho S; Chen S; Yao Z; Chen S. Difference in graft maturity of the reconstructed anterior cruciate ligament 2 years postoperatively: a comparison between autografts and allografts in young men using clinical and 3.0-T magnetic resonance imaging evaluation. *Am J Sports Med*, 2012; 40(7): 1519–26.
 11. Del Torto M; Enea D; Panfoli N; Filardo G; Pace N; Chiusaroli M. Hamstrings anterior cruciate ligament reconstruction with and without platelet rich fibrin matrix. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2015; 23(12): 3614–22.
 12. Figueroa D; Figueroa F; Calvo R; Vaisman A; Ahumada X; Arellano S. Platelet-rich plasma use in anterior cruciate ligament surgery: systematic review of the literature. *Arthroscopy*, 2015; 31(5): 981–8.
 13. Buckwalter JA; Einhorn TA, Simon SR, (eds.) *Orthopaedic Basic Science. Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 2nd ed., Rosemont, Illinois, *American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2000.
 14. Zaffagnini S; Golano P; Farinas O; Depasquale V; Stocchi R; Cortecchia S; Marcacci M; Visani A. Vascularity and neuroreceptors of the pes anserinus: anatomic study. *Clin Anat*, 2003; 16(1): 19–24.
 15. Papachristou G; Tilentzoglou A; Efsthathopoulos N; Khaldi L. Reconstruction of anterior Cruciate ligament using the doubled tendon graft technique: an experimental study in rabbits. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1998; 6(4): 246–52.
 16. Abe S; Kurosaka M; Iguchi T; Yoshiya S; Hirohata K. Light and electron microscopic study of remodeling and maturation process in autogenous graft for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 1993; 9: 394–405.
 17. Arnoczky SP; Tarvin GB; Marshall JL. Anterior cruciate ligament replacement using patellar tendon. An evaluation of graft revascularization in the dog. *J Bone Joint Surg*, 1982, 64A: 217–24.
 18. Blickenstaff KR; Grana WA; Egle D. Analysis of a semitendinosus autograft in a rabbit model. *Am J Sports Med*, 1997; 25(4): 554–9.
 19. Clancy WR Jr; Rajesh GN; Rosemberg TD. Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg*, 1981; 63A: 1270–84.
 20. Goradia VK; Rochat MC; Kida M; Grana WA. Natural history of a hamstring tendon autograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in a sheep model. *Am J Sports Med*, 2000; 28(1): 40–6.
 21. Howell SM; Knox KE; Farley TE; Taylor MA. Revascularization of a human anterior cruciate ligament graft during the first two years of implantation. *Am J Sports Med*, 1995; 23(1): 42–9.
 22. Kennedy JC; Roth JH; Mendenhall HV; *et al.* Intraarticular replacement in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med*, 1980; 8: 1–8.
 23. Rougraff B; Shelbourne D; Gerth PK; Warner J. Arthroscopic and histologic analysis of human patellar tendon autografts used for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 1993; 21: 277–84.
 24. Grana WA; Egle DA; Mahnken R; *et al.* An analysis of autograft fixation after anterior cruciate ligament reconstruction in a rabbit model. *Am J Sports Med*, 1994; 22: 344–51.
 25. Ng GY; Oakes BW; Deacon OW; McLean ID; Eyre DR. Long-term study of the biochemistry and biomechanics of anterior cruciate ligament patellar tendon autografts in goats. *J Orthop Res*, 1996; 14(6): 851–6.
 26. Anderson K; Seneviratne AM; Izawa K; Atkinson BL; Potter HG; Rodeo SA. Augmentation of tendon healing in an intraarticular bone tunnel with use of a bone growth factor. *Am J Sports Med*, 2001; 29(6): 689–98.
 27. Biercevicz AM; Miranda DL; Machan JT; Murray MM; Fleming BC. In situ, noninvasive, T2*-weighted MRI-derived parameters predict ex vivo structural properties of an anterior cruciate ligament reconstruction or bioenhanced primary repair in a porcine model. *Am J Sports Med*, 2013; 41(3): 560–6.
 28. Fleming BC; Vajapeyam S; Connolly SA; Magarian EM; Murray MM. The use of magnetic resonance imaging to predict ACL graft structural properties. *J Biomech*, 2011; 44(16): 2843–6.
 29. Ruffilli A; Traina F; Evangelisti G; Borghi R; Perna F; Faldini C. Preservation of hamstring tibial insertion in anterior cruciate ligament reconstruction: a review of the current literature. *Musculoskelet Surg*, 2015; 99(2): 87–92.
 30. Ahn JH; Lee SH; Choi SH; Lim TK. Magnetic resonance imaging evaluation of anterior cruciate ligament reconstruction using quadrupled hamstring tendon autografts: comparison of remnant bundle preservation and standard technique. *Am J Sports Med*, 2010; 38(9): 1768–77.
 31. Muramatsu K; Hachiya Y; Izawa H. Serial evaluation of human anterior cruciate ligament grafts by contrast-enhanced magnetic resonance imaging: comparison of allografts and autografts. *Arthroscopy*, 2008; 24(9): 1038–44.
 32. Ntoulia A; Papadopoulou F; Ristanis S; Argyropoulou M; Georgoulis AD. Revascularization process of the bone–patellar tendon–bone autograft evaluated by contrast-enhanced magnetic resonance imaging 6 and 12 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 2011; 39(7): 1478–86.