ELECTRÓNICA Cirugía Reconstructiva, Articular y Artroscopia, GACETA Asociación Mexicana



CONTENIDO

Mensaje del Presidente	.1
Artículo Nacional	. 3
Caso Clínico	18
Congreso AMECRA	22
Caso Clínico	25
Congresos Nacionales	30
Congresos Internacionales	31

CONSEJO DIRECTIVO 2020 - 2022

Presidente

Dr. Antonio Manuel Ortega Basulto

Secretario

Dr. Erwin Cab Chan

Tesorero

Dr. Raúl Mendoza Medina

Comité Científico

Dr. Carlos Portillo Rinas

Comité de Finanzas

Dr. Jesús Ignacio Cardona Medina

Comité de Difusión

Dr. Felipe A. Martínez Escalante

Comité de Ingresos y Credencialización

Dr. Jorge Romo Rivera

Comité Editorial

Dr. Michael Ruiz Suárez

COMITÉ GACETA ONLINE AMECRA

Coordinador General

Dr. Antonio Manuel Ortega Basulto

Revisor

Dr. Michael Ruiz Suárez

Coord. Académico

Dr. Fernando Hernández / Dr. Ariel de la Rosa

Cadera

Dr. Víctor Aguirre / Dr. Pablo Zárate

Pequeñas Articulaciones

(Pie, Tobillo y Muñeca)

Dr. Luis Carlin / Dr. Francisco Rodríguez Bustos

Hombro

Dr. Fabricio Fabela / Dr. Alberto Guevara

Rodilla

Dr. Ignacio Cardona Muñoz

Dra. Navid Guadalupe Rodríguez



Asociación Mexicana de Cirugía

Reconstructiva Articular y Artroscopía A.C.

Boulevard Puerta de Hierro, 5150 int 305-A Colonia Plaza Corporativo, Zapopan, Jalisco. C.P. 45116

C.P. 45116

Teléfono: (33) 3611-3334

E-Mail: secretaria@amecra.org.mx

amecra.org.mx

MENSAJE DEL PRESIDENTE

Estimados amigos y colegas:

Es para mí un honor y privilegio presidir la Asociación Mexicana de Cirugía Reconstructiva, Articular y Artroscopía, A.C. durante el bienio 2020-2022. Es un gran reto que estoy llevando con gusto y con el más alto sentido de responsabilidad.

Ninguno de nosotros pudo imaginar jamás lo que nos depararían los años 2020 y 2021, lo que nos hizo reinventarnos y adaptarnos a una nueva realidad. No obstante, sería inadecuado bajar los brazos y no seguir adelante, esperando emocionados podernos reunir de nuevo. Por esto, hemos unido esfuerzos un gran equipo con la finalidad de realizar un futuro encuentro presencial, así que es para mí un honor invitarlos a la más importante actividad de nuestra Asociación; nuestro próximo XXVI CONGRESO INTERNACIONAL AMECRA 2022, que se llevará a cabo en la ciudad de León, Guanajuato del 01 al 04 de Junio del 2022.

Un evento de esta naturaleza lleva detrás muchas cosas; el gran esfuerzo de una agrupación de médicos dedicados a la artroscopía que desde 1988, procurando transmitir información actualizada de la cirugía articular y artroscopía, donde nuestros colegas han trabajado en programas con gran contenido académico para beneficio de los ortopedistas; así también, el contacto con especialistas reconocidos internacionalmente, que nos comparten sus experiencias y conocimiento, para que los asistentes a este evento puedan aplicar en su práctica médica diaria.

Estamos ansiosos de poder ofrecer de nuevo la interacción presencial, por esto, contaremos con la participación de múltiples Profesores de talla internacional, conferencias plenarias, simposios, talleres y discusiones con expertos. Así también, la presencia de sociedades amigas quienes enriquecen este extraordinario evento académico. Tampoco podrá faltar la participación de la industria quienes más allá de su presencia en el Congreso han encontrado un espacio académico de interacción con los médicos y pacientes.

A todos los integrantes del comité organizador de nuestro congreso anual 2022, doy mi más sincero agradecimiento por su dedicación y trabajo. Y a todos nuestros colegas ortopedistas, les reitero nuestro compromiso de brindarles un programa de alta calidad científica para el provecho de todos los asistentes. Sean ustedes bienvenidos a este XXVI CONGRESO INTERNACIONAL AMECRA 2022.

Dr. Antonio Manuel Ortega Basulto PRESIDENTE AMECRA

Te invitamos a publicar en nuestra gaceta



El Comité Editorial de la Asociación Mexicana de Cirugía Reconstructiva Articular y Artroscopía, A.C, invita a toda la comunidad médica con especialidad en ortopedia, a participar aportando un caso clínico o artículo de autoría propia, para su publicación en nuestra gaceta electrónica AMECRA ON-LINE.

TU PUBLICACIÓN DEBERÁ SER INDÉDITA, DE AUTORÍA ORIGINAL Y DE RELEVANCIA ACADÉMICA

En la página de AMECRA se encuentran las bases

Envíanos tu artículo o caso clínico al correo gaceta@amecra.org.mx

https://www.amecra.org.mx

Elección del Injerto para la Reconstrucción Ligamentaria.



Dr. David Chung Arceo*, Dra. Francisca Vazquez Garcia**, Dr. Edmundo Berumen Nafarrete***

- *Cirujano Ortopedista, Centro Especializado en Cirugia Articular, Guadalajara, Jal.
- **Cirujano Ortopedista, Centro Especializado en Cirugia Articular, Guadalajara, Jal.
- *** Cirujano Ortopedista, Hospital Christus Muguerza del Parque, Chihuahua, Chih.

La descripción inicial de las estructuras ligamentarias de la rodilla data alrededor del 170 d.c., a partir de la descripción de la anatomía articular realizada por Claudio Galeno de Pérgamo (Pérgamo, 129 d.C. - Roma, 210 d.C.) en su tratado escrito entre el año 165 y 175 D.C. y conocido durante siglos solo en griego, latin y árabe. Galeno fue el primero en describir las estructuras que sostienen la articulación y que proveen el movimiento normal de la rodilla 1,2. Pero no hasta el año de 1845 de la mano de Amédeé Bonnet de la Escuela de Lyon ³ quien es hace las primeras descripciones de la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) y sus síntomas4. En los últimos cincuenta años se ha producido un cambio en nuestro conocimiento sobre la anatomía y la biomecánica del LCA y sus lesiones. En la actualidad la reconstrucción del LCA es una de las prácticas de la cirugía ortopédica más frecuentes 5.

A lo largo de la historia, se han desarrollado dos tipos de reconstrucción, las técnica extrarticualres y las extrarticulares o la combinación de ambas, intentando ambas técnicas reproducir la función del LCA, siendo estas ultimas las que mejores resultados han mostrados, hasta ser hoy en día las mas utilizadas, realizándose las extrarticulares en algunos casos para en los que se intenta agregar un refuerzo y prevenir el pívot shift, mas sin embargo algunos autores como Roth en 1987 ⁶ y O ´brien en 1991 ⁷ no encontraron di-

ferencias al utilizar un refuerzo extrarticular en una técnica intrarticular. Los primeros intentos de reparación fueron mediante suturas primarias las que mostraron resultados insatisfactorios 8,9,, pero en 1917 el ortopedista británico Hey-Groves 10,11, utilizo un fragmento de la cintila iliotibial para la reconstrucción del LCA, utilizando también tiempo después el tendon del semitendinoso para la reconstrucción del ligamentaria del cruzado posterior. Hacia 1923 Bertocchi v Bianchetti 12 realizan estudios experimentales en cerdos describiendo las propiedades mecánicas e histológicas de autoinjertos de fascia lata y del tendón de Aquiles. Desde estos años hasta nuestras fechas, se han utilizado han sido muchos los tipos de injertos utilizados, desde aponeurosis del músculo bíceps femoral 13, ligamento rotuliano 14 o tendones isquiotibilaes 15,16.

Tipos de injerto y sus características

Con la experiencia ganada con los años y al tener un desarrollo tecnológico más avanzado a permitido que se unifiquen los criterios y la reparación se realizó por vía artrocópica. Sin embargo, en la actualidad, la elección del tipo de injerto continúa siendo un tema controvertido, existiendo una gran cantidad de reportes en la literatura sobre el comportamiento de los diferentes tipos de injertos, lo que provocado mas dudas, al no encontrar ventajas

significativas en el uso de uno y otro, por lo que la elección del injerto "ideal" sique siendo motivo de debate, así como su implicación en el eventual fracaso del neoligamento. Esto estimuló la realización de estudios clínicos y experimentales para valorar los resultados de los diferentes tipos de sustitutos ligamentarios utilizados para las lesionas ligamentarias. con la intención de tener mas opciones que favorecieran la restauración de las estructuras dañadas, iniciandose con la utilización de aloinjertos y xenoinjertos, sin poder olvidar el interés que despertó la utilización de nuevas prótesis sintéticas para la sustitución ligamentaria. Aunque los resultados a corto plazo demostraron su fracaso y no se volvieron a intentar en los últimos años, en la actualidad se encuentran en desarrollo y estudios otros materiales sintéticos con vías de ser utilizados para la relaciones ligamentaria 115.

Tabla 1 Características del injerto ideal
Reproducir condiciones mecánicas del LCA original
Facilidad de Obtención
Baja reacción oncogénica
Mínima morbilidad de la zona donante
Lograr una fijación solida e inmediata
Rápida reincorporación biológica
Resistencia adecuada
Permitirá una rehabilitación acelerada

Ligamentos Sintéticos

Corner en 1914 ¹⁷ reporta los 1ros resultados para la reconstrucción del LCA con la utilización de material sintético, pero no es sino hasta finales de los 70's, que Jenkins ¹⁸ reporta el uso de una fibra de carbono flexible para la reconstrucción del LCA, años después se populariza su uso y ya iniciada la década de los 80 ´s se llevaron acabo mas de 56,000

reconstrucciones con material sintético, basándo su utilización en tiempos quirúrgicos cortos y sin complicaciones en la zona donadora al no tomarse injertos del propio paciente. Las expectativa era que tuvieran alta resistencia, buena biocompatibilidad, que favorecieran el crecimiento tisular, con una inicio de rehabilitación temprana y reincorporación funcional rápida. Los ligamentos sintéticos pueden dividirse en tres tipos según la función que realicen conseguir: de andamiaje, de refuerzo o de prótesis permanente.

Tabla 2. Clasificación de los diferentes injertos utilizados					
Autoinjertos	Aloinjertos	Sintéticos			
Tendón patelar	Tendón patelar	Matrices			
	Tendón de Aquiles				
	Tendón cuadricipital				
Tendones Isquiotibiliales	Tendones isquiotibiales				
	Tendón tibial posterior	Stents			
Tendón cuadricipital	Tendón tibial anterior				
	Tendone peroneo corto				
Fascia lata	Tendón peroneo largo	- Prótesis			
	Fascia lata				
	Tendones múltiples				

Hacia inicios de 1982 empezó a utilizarse un poliestireno tereftalato desarrollado por Seedhom de la Universidad de Leeds y por Fujikawa de la universidad Keio, este ligamento sintético llamado Leeds-Keio® 19,20. funciona como un andamiaje que permite el crecimiento tisular de forma natural. En algunos casos se puede utilizar en forma conjunta con tejido tendinoso, como un refuerzo o soporte de un injerto autólogo. Ante los buenos resultados iniciales y antes la esperanza de haber encontrado en los biomateriales el sustituto ideal de los ligamentos lesionados, se desarrollaron otros dispositivos, como el "Gore-Tex®" 21,22, Trevi- ra® 23, el "Dacron Stryker-Meadox®" 24,25 (polietileno tereftalato compuesto por cuatro cintas de dacron con un recubrimiento tubular de velour), el Kennedy-Lad® ^{26,27} (poli-propileno), el "Poliflex®" ^{28,29} (polietilenotereftalato), el "Ligaid" (Poliarilamida de Dupont), el "Ligastic I y II" (politereftalato de etilenoglicol), el "Sem" (polietileno-tereftalato) y el ligamento "ABC" ³⁰ (fibras de carbono y fibras de poliéster).

Pronto decayó este interés ante una inaceptable alta tasa de malos resultados, con frecuentes complicaciones mostradas a corto plaza 31,32. Los principales mecanismos reportados de falla incluyeron una biomecánica pobre, al presentar una resistencia baja ante las cargas fisiológicas de flexión y torsión propias de la rodilla una deformidad plástica que evolucionaba hacia la fatiga de los biomateriales, con la consecuente ruptura, o en muchos casos una elongación en forma permanente del dispositivo con una inestabilidad residual importante, así mismo se encontró que favorecían un proceso inflamatorios crónico con una importante y severa sinovitis causada por las partículas de las fibras del ligamento artificial 33,34,35 pudiendo llevar a una de artrosis precoz 36,37. Después de estas desalentadoras experiencias, el uso de ligamentos sintéticos rara vez fue utilizado para la reconstrucción de LCA, especialmente en los Estados Unidos y Europa, volviéndose entonces a masificar la utilización de injertos biológicos, autoinjertos o aloinjertos, hasta la actualidad. Sin embargo ante la morbilidad del sitio donador y a que en algunos países asiáticos, que presentan una alta población, pero con un bajo numero de bancos de tejidos limita el uso aloinjertos, y con los temores ante la posibilidad de la bioseguridad o reacción inmunológica de los aloiniertos, han favorecido que los ligamentos sintéticos se estén volviendo a utilizar en la actualidad 38. El LARS (Ligament Advanced Re-inforcement System; Surgical Implants and Devices, Arc-sur-Tille, France) 39, hecho de fibras de poliéster (tereftalato de polietileno). ha mostrado resultados alentadores, al presentar una resistencia adecuada a la tensión. flexión y torsión, con buenos resultados a corto plazo, con una baja tasa de falla y una baja tasa de sinovitis de rodilla. Pero habrá que esperar a que se cuente con estudios clínicos a medio y largo plazo en reconstrucción del ligamentaria ^{39,40}. Por lo que aun en la actualidad, no se cuenta con un dispositivo sintético para la reparación confiable, que cuente con estudios que lo avalen a largo plazo.

AUTOINJERTOS TENDON ROTULIANO

Hacia 1963 Jones 41 describió el uso del tercio medio del tendón rotuliano con pastillas óseas en cada extremo (HTH), para la reconstrucción del LCA, este injerto se obtiene del tercio central del tendón patelar con una pastilla ósea de patela en un extremo y de la tuberosidad tibial en el otro extremo. El tendón rotuliano es parte del mecanismo extensor de la rodilla, considerado una extensión de los músculos del cuadriceps y constituye el elemento de transmisión de la fuerza generada por él cuádriceps a la porción proximal y anterior de la tibia. Es un tendón plano de unos 30 milímetros de ancho, 4-5 de grosor y alrededor de 40 a 50 mm de longitud, es blanco, por su relativa avascularidad, y firme al tacto pero flexible. Está formado por fibras de colágeno paralelas entre sí, de tipo I y pequeñas cantidades de tipo III, dispuestas en la dirección de la línea de fuerza 42 confiriendo este componente una gran resistencia y rigidez a la tensión y flexibilidad a la flexión y cizallamiento 42. Posee una inervación muy rica, casi es exclusivamente aferente, proveniente sobretodo de la rama popitlea del nervio ciático, con fibras mielínicas de tipo A con alta sensibilidad a los estímulos mecánicos 43, las cual se afecta durante la toma del injerto para la plasta ligamentaria, así como la transmisión nocioceptica dada por la intervación autonomía, pero al dejarse dos tercios del tendón, esta no presentara una afectación significativa.

Este tendón es extremadamente fuertes, durante la ejecución de los movimientos actuar como un almacén de energía elástica ⁴². En reposo las fibras presentan una forma ondulada ⁴⁴, mostrando una respuesta lineal al es-

tirarse mas de un 2%. Durante mucho tiempo ha sido considerado cómo el "gold standard" 44,45 para la reconstrucción del LCA. La ventaja de presentar los bloques óseos en sus extremos (con una unión muy estable con el tejido tendinoso), que al ocupar el túnel realizado para la plastia son atrapados por los tornillos interferenciales van a dar un fijación estable y segura, siendo superior a los injertos de partes blandas, con una resistencia de 552 a 558 N 46, presentando a la 6ta semana una incorporación de la pastilla ósea 47,48, debido a que la interfase hueso logra una consolidación más predecible, fiable, mejor y más rápida que la interfaz tejido blando (tendón - hueso) de otros injertos, la cual ocurrirá alrededor de la semana 12, siendo esta unión de los tendones a las paredes del túnel óseo un proceso más complejo que demanda un periodo más prolongada en su fijación con las paredes del túnel óseo. Estas características en el HTH le permiten una rehabilitación más temprana y agresiva, con un retorno deportivo más precoz, lo cual es importante en deportistas de alto rendimiento. Al ser su fijación a través de tornillos interferenciales el costo de su fijación es menor en comparación con los utilizados en la actualidad para la fijación de los tejidos tendinosos. Con el desarrollo de nuevos métodos de fijación enfocados en un sistema de fijación suspensorios femoral-cortical, la selección del HTH a disminuido, haciendo que el ortopedista seleccione otro tipos de injerto, por lo que la selección del injerto cae más en una decisión del desarrollo de nuevos métodos de fijación a las bondades de este tipo de injertos. Otras de las ventajas comparativas con otro tipo de injertos, es que no altera la fuerza estabilizadora de los isquiotibiales sanos y que se asocia a un mayor costo relacionado con los medios de fijación.

En 1983, Noyes propuso la utilización de HTH conservando un pedículo vascular ⁴⁹ con el fin de tener una remodelación más rápida y eliminar el periodo de necrosis isquémica y revascularización, Mas sin embargo la dificultad técnicas que supone la utilización de injertos pediculados no se ven compensadas

por los resultados clínicos respecto a los injertos libres ⁵⁰. Habitualmente el HTH se toma de la misma rodilla que esta lesionada, pero pudiera tomarse del lado contralateral, justificando una menor agresión para la rodilla lesionada, sin embargo, existe el riesgo de crear un problema en una rodilla donde no había ninguna lesión. Rubenstein en 1994 ⁵¹ encontró una recuperación de la fuerza de la rodilla donadora en un 95% a los dos años. Paessler en el 2002 ⁵² encontró que la rodilla donadora se convertía en la principal fuente de molestias postquirurgicas en comparación con la rodilla donde se realizó la reconstrucción.

Noyes en 1984 ⁵³ mencionan que la resistencia tensil máxima y la rigidez del LCA normal intacto era de 1,725 N y 182 N/mm respectivamente. El injerto de HTH del tercio medio con una anchura de 13.8 mm, tenía un 168% de la resistencia y casi cuatro veces más de rigidez en comparación con el LCA normal.

Las desventajas van relacionados con la extracción del injerto 54, pudiendo ser la fractura patelar que pueden ocurrir durante la cirugía o a las pocas semanas después de la misma (2.3%, fractura de fatiga de la tibia, daño de la superficie osteocondral de la patéla o la ruptura tendinosa). Las incisiones realizadas para la extracción del tendón rotuliano ponen en riesgo la rama infrapatelar del safeno interno, con la consiguiente hipoestesia o anestesia de la cara anterolateral de la pierna, pudiendo producirse un neuroma de amputación que dificulta que el paciente se ponga de rodillas o camine sobre sus rodillas, lo cual es importante en algunas expectativas laborales, deportivas o religiosas. Se pueden realizar incisiones de menor tamaño en de los sitios donadores de los bloques óseos la cual disminuye el riesgo, pero sin evitarlo en su totalidad. El dolor patelo-femoral es el problema más frecuentemente citado, estudios indican que puede aparecer de un 5% a un 55% de los pacientes 55,56. Las posibles causas de este dolor pueden ser la existencia de lesiones condrales previas, daño quirúrgico iatrogénico o una excesiva cicatrización con el desarrollo de contracturas en flexión y atrapamiento de la rótula 57. Freedman encontró una incidencia del 17,4 al 47% ⁵⁸, lo cual es menor si se compara con el dolor residual que puede existir en la toma de injertos isquiotibiales el presenta una incidencia del 11.8% ⁵⁹. Otras complicaciones descritas ⁵⁸ incluyen el desarrollo de tendinopatia patelar en un 6%, seudoartrosis, rotura del tendón rotuliano ⁶⁰, hernia de la grasa de Hoffa y osteofito rotuliano inferior.

Con la implementación de los puntos anatómicos para realizar los túneles para la plastia del LCA, en el que estos quedan con tendencia a la horizontalización, provoca que esos sean más cortos, por lo que el injerto HTH puede quedar largo, al presentar una mayor longitud, comprometiéndose la fijación ósea en el túnel tibial, al quedar el bloque óseo por fuera o con una pequeña parte del bloque óseo dentro del mismo. Esto se puede evitar si se deia el bloque óseo tomado de la rótula de una longitud de 25 a 30 mm, el cual se introduce completamente hasta qué tope con la cortical del túnel femoral. Así mismo este túnel femoral se puede ligeramente varticalizar para incrementar la longitud del túnel. El túnel tibial se realiza unos dos o tres grados más verticales para que se logre una longitud mayor a lo habitual, asegurando esto que cuando menos queden de 30 a 35 mm del bloque óseo dentro del túnel tibial y se logre una buena fijación con el tornillo interferencias.

Tendones flexores (semitendinoso - recto interno)

El uso de los tendones isquiotibiales son descritos por Macey en 1939 ⁶¹, después en 1950 ⁶², propone realizar la plastia del LCA tomada el tendón del músculo recto interno. Para 1986, Zarins y Rowe ⁶³ publican buenos resultados con el uso de tendones de la pata de ganso, lo cual motiva el incremento en su utilización. Este injerto se obtiene de los tendones de los músculos semitendinoso y recto interno (gracilis) en su inserción tibial a nivel de la "pata de ganso". Una vez extraído se juntan para doblarse por la mitad, formando un injerto

cuádruple (si uno de los injertos queda corto podrá formar un triple), buscando con esto lograr un diámetro mayor, siendo lo ideal de 8 mm o mas, para disminuir los riesgos de ruptura.

El uso de estos tendones para la reconstrucción del ligamentaria es muy popular, motivado por el desarrollo de sistema de fijación suspensorios femoral-cortical. En la actualidad se utilizan para la reconstrucción ligamentaria del LCA, el LCP, ligamentos colaterales, esquina posteromedial y posterolateral y ligamento femoro-patelar medial), así como refuerzo para la reparación del tendón de Aquiles, rupturas crónicas del tendón de Aquiles y otras. Sus ventajas están en ser un procedimiento con una incisión pequeña, (estéticamente es mejor tolerado en comparación con la herida por la toma del HTH). Presenta una resistencia mecánica en forma de 1,216 N para el semitendinoso y de 838 N para el recto interno 64, mientras que al doblarse para formar el injerto cuádruple, se incrementa su resistencia a 4,108 N 65 y su rigidez a 807 N 64, siendo tres veces más que un LCA normal y dos veces más resistente que el injerto de HTH de 10 mm de grosor 66. Al realizar una sección transversa del injerto cuádruple se encuentra una superficie de 55 mm cuadrados, lo cual es más parecido a la sección traversa del LCA normal de 44.4 mm cuadrados 65, superando significativamente la sección del HTH (32.3 mm cuadrados), siendo esto relevante si consideramos que el inierto no vascularizado llevara a la necrosis celular del tejido, con una repoblación proveniente de la membrana sinovial y los túneles óseos invadirán la matriz de colágeno, lo que permite revitalizar el injerto y aumentar progresivamente su resistencia, al tener un mayor grosor los injertos con tendones isquiotibiales, presentaran estos una resistencia mayor en comparación con el injerto HTH 66.

No obstante a la ventaja mecánica que ofrece el fascículo cuádruple tendinoso de los músculos semitendinoso y gracilis al ser más resistente en laboratorio, no siempre se traduce en resultados clínicos, especialmente en pacientes hiperlaxos, como lo muestra Kim en el 2008 en su estudio 67, donde encontraron que en pacientes hiperlaxos, especialmente mujeres, niños y pacientes con hiperlaxitud ligamentaria presentaban mejores resultados clínicos y mayor estabilidad con el KT-1000® cuando se realizaba una cirugía con tendón patelar a 2 años de seguimiento. En otros estudios 68,69 se encontró una mayor elongación del injerto de isquiotibilaes en comparación con el HTH, observándose que con el HTH presentaba un 57% menos de probabilidad de tener una laxitud mayor de 3 mm respecto al uso de isquiotibiales (29% de isquiotibilaes y 17% con HTH). Se han encontrado una debilidad muscular isquiotibial residual de la rodilla posterior a la toma de injertos isquiotibiales, pero esta se logra recuperar en su totalidad a los 12 meses 70,71. Han sido reportadas una menor morbilidad de la zona donante y del aparato extensor 70 con un menor riesgo de dolor residual en comparación con otras técnicas, pero siempre se corre el riesgo en el daño del nervio safeno, ya que este cruza superficialmente al tendón recto interno en la línea articular postomedial, siempre recomendando la flexión de la rodilla para relajar la tensión del nervio safeno.

Otro de los problemas potenciales es la integración del tendón a las paredes del túnel óseo se produce en una forma más lenta. siendo un proceso complejo que demandará un periodo de tiempo más prolongado, en el que la unión del complejo tendón - hueso estará dada por las fibras de Sharpey 71 mediante puentes fibrosos entre las paredes del túnel y el injerto en un periodo de 12 a 24 semanas 72,73, encontrándose esta menor resistencia sobre todo en el tuneo tibial (al menos en forma inicial). Rodeo en 1993 74 evaluó en un modelo en perros la cicatrización tendón-hueso encontrando que despegues de las 12 - 26 semanas la ruptura del tendón al aplicar una fuerza no se localizaba en la unión del tendón al hueso. Esto hace indispensable contar con una sólida fijación del injerto al hueso en el caso de uniones tendón-túnel que deberá ser proporcionada por el implante por un periodo prolongado. Siempre existe el riesgo que, durante la extracción con el tenotomo, se ampute prematura, resultando en un injerto más corto y que requiere posiblemente la elección de otro injerto.

Tendón Cuadricipital

El uso del tendón del cuadriceps para la reconstrucción del LCA fue descrito por Marshal por primera vez en 1979 75, años después McIntosh en el Hospital General de Toronto, describe su técnica de reconstrucción intrarticular, utilizando una banda de cintilla iliotibial llamada técnica de McInstosh 1. tiempo después realiza modificaciones a su técnica, las cuales incluían el utilizar un injerto del tendón cuadricipital, el cual lo pasaba próximamente por la escotadura y lo fijaba a la cara lateral del femur, llamandola McIntosh 3 o quadriceps patellar tendon over the top 76, tiempo después, esta técnica sufrió modificaciones al incrementarse el grosor del inierto cuadricipital. Posteriormente Blauth en 1984 describe la utilización del tercio central del tendón cuadricipital con una pastilla ósea de la rótula 77 y Fulkerson en 1998 describe la utilización del tercio central del tendón del cuadriceps sin fragmento ósea 78 con buenos resultados por lo que gano popularidad, más sin embargo hoy en día es quizás es menos utilizado en comparación con el HTH y los isquiotibiales.

El tendón del cuadriceps se puede utilizar con un bloque óseo libre sin bloque óseo, ambos tomados de la porción central del cuadriceps, en el caso del primero el bloque óseo se toma de la porción proximal y central de la rótula, de 20 mm de longitud y un grosor de 9 a 10 mm, con una longitud del tendón de 7 a 8 cms aproximadamente hacia proximal. El bloque óseo es introducido dentro del túnel femoral, lo cual le confiere a este extremo con tejido óseo las ventajas mostradas por el HTH (unión estable y segura), con el tejido tendinoso en el túnel tibial, atrapado por tornillos interferenciales, alcanzando una resistencia de 552 a 558 N 79. Logrando a la sexta semana una incorporación de la plastilla ósea 46,47,48.

El tendón cuadricipital ofrecer una mayor área de sección transversal para la porción intraarticular del injerto, otorgando buenas propiedades biomecánicas, habiéndose encontrado una resistencia máxima de entre 1,075 a 2,353 N 80. tiene una menor tasa de dolor anterior postoperatorio comparado con el tendón patelar, con un bajo indice de afectación de la rama infrapatelar del nervio saneo, más sin embargo pueden generar una cicatriz antiestética 81. Los riesgos de ruptura del tendón cuadricipital durante la toma del injerto de tendón de cuadriceps son bajos, ya que presenta una área seccionar transversa de 64.4 mm. Si el injerto tiene un grosor de 10 mm, dejaría un 84% del tendón, si lo comparamos con los 36.8 mm de la sección traseras del tendón patelar, nos habla de un riesgo mucho menor en la toma del injerto del cuadriceps.

Dentro de las desventajas, en caso de tomarse con un fragmento óseo del polo proximal de la rótula, existen riesgos de fractura o lesiones osteocondrales al afectarse la superficie articular durante la toma del bloque óseo de la rótula. Otra desventaja es debilidad muscular postoperatoria, al comprometer el aparato extensor 82.

ALOINJERTOS

Estructuralmente, los aloinjertos se pueden dividir en aloinjertos de tejido blando y aloinjertos de tejido blando y hueso. El aloinjerto hueso - tendón patelar - hueso, es la única opción para la fijación de hueso a hueso en los lados femoral y tibial. Los aloinjertos de tendón de Aquiles y cuádricipital, si tienen tejido óseo en uno de sus extremos proporciona una curación de hueso a hueso en un solo lado y fijación de tendón a hueso en el otro. Los aloinjertos de tejido blando incluyen los isquiotibiales, el tibial anterior, el tibial posterior, perneo largo, peroneo corto, y la banda iliotibial / fascia lata.

Una de las principales ventajas de los aloinjertos es que no presentan morbilidad debido a la obtención del injerto, ya que no se requiere obtener injerto. El procedimiento se realiza mediante incisiones pequeñas, con menor trauma, con buen resultado cosmético. Otra ventaja es que el diámetro de los tendones están disponibles en cualquier tamaño, lo cual en fallas de plastias ligamentarias por mala localización del túnel o túneles con diámetro muy amplio, resulta ser de mucha ayuda. En situaciones de autoinjertos cortos o de un diámetro pequeño por deficit o errores durante la toma de los injertos, se pueden utilizar como complemento de la plasta uniendo el aloinjerto con el autoinjerto. Así mismo en lesiones multiligamentarias, se pueden utilizar solo aloinjertos o una mezcla con autoinjertos para las plastias. con un menor tiempo quirúrgico, menos incisiones y menos artrofibrosis 83, con una recuperación más acelerada para las actividades de menor de-manda 84. Varios autores 85,86, recomiendan el uso de los aloinjertos en pacientes mayores a 40 años que tengan una actividad leve, en los que los beneficios del autoinjerto (incorporación y curación más rápidas) no justifica los riesgos de la toma de los autoinjertos. Existe una variación en la resistencia y la rigi-

dez entre diferentes aloiniertos tendinosos o hueso - tendinosos, aunque la mayoría excede la resistencia a la tracción del LCA nativo. Los aloinjertos de tendon tibial tienen el nivel más bajo y los injertos de tendón del cuádriceps tienen la mayor carga hasta el fallo 87. El tamaño del injerto debe personalizarse a la anatomía propia del paciente individual 88, sin embargo, hay que tener en consideración que el aumento del diámetro del injerto afecta positivamente las propiedades mecánicas de los aloinjertos de hueso y tejido blando 89,90. La ligamentización de los aloinjertos tendinoso tiene una evolución muy parecida similar los autoinjertos 91,92, siguiendo exactamente las mismas etapas que los autoinjertos (inflamación y necrosis del injerto, revascularización, repoblación celular y remodelación) durante la incorporación del injerto 93,94, sin embargo, se ha visto que el proceso es más lento y las etapas se retrasan en los aloinjertos, por lo que implican una rehabilitación menos agresiva y un mayor riesgo de elongación o

ruptura 131,132. La integración del bloque óseo de los aloiniertos hueso - tendón que implica la incorporación en el hueso huésped es relativamente rápida, presentando ya un patrón de integración a las 6 semanas. La cicatrización de los aloinjertos tendinosos al hueso se produce de una forma lenta, tardando de 8 a 12 semanas. Scheffler y col. 95 en su estudio experimental encontraron que la revascularización y la recelularización se retrasaron significatívamente a las 6 y 12 semanas de cicatrización y la remodelación a las 52 semanas, por lo que recomendando precaución con la rehabilitación temprana en las reconstrucciones del ligamentarias. Estos resultados fueron apoyados por los resultados mostrados por Muramatsu y colaboradores 131 en su estudio de resonancia magnética sobre las plastía ligamentarias de LCA, donde se encontró que a pesar de tener una prueba de Lachman negativa, el grupo de aloinjerto tuvo un inicio y una tasa de revascularización más lentos en comparación con el autoinierto 96. Por lo que la rehabilitación debe seguir un enfoque sistemático que permita un fortalecimiento progresivo mientras protege el ligamento reconstruido 97, es importante que los pacientes que tienen un aloinjerto sigan un protocolo de rehabilitación diferido para permitir la incorporación y curación adecuadas del injerto 98. A pesar de que se ha demostrado que la resistencia del tejido del aloinjerto no irradiado es comparable a la del tejido del autoinjerto, la incorporación del injerto y el remodelado biológico (ligamentización) son más lentas, por lo que estos injertos pueden ser más débiles y menos preparados para retener cargas más altas al principio del período 99. Por tanto, la rehabilitación debe respetar el período necesario para la incorporación biológica del injerto.

Tabla 3. Tipos de aloinjertos para la <u>reparacion ligamentaria</u>				
Aloinjerto de tejido blando		Aloinjerto de tejido blando y óseo		
Semitendinoso	Tibial Anterior	Hueso - tendón patelar - hueso	Tendón Cuádriceps con bloque óseo	
Tibial posterior	Fascia lata		con bioque oseo	
Peroneo Largo	con bloque	Tendón Aquiles		
Tendón Aquiles sin bloque óseo		con bioque oseo		

La mayor desventajas de los aloinjertos y que siempre estará latente (aunque tengan frecuencia es baja) es el riesgo de transmisión de enfermedades de predominio viral 100,101 además del riesgo de respuesta inmune. Para disminuir los riesgos de enfermedades infectocontagiosas, se agregaron métodos de esterilización secundaria, siendo uno de los primeros el uso de Oxido de Etileno, el cual cayo en desuso por las complicaciones causadas por el propio agente químico, como sinovitis persistente, rotura del injerto, cambios quisticos alrededor de los túneles. Algunos bancos dentro de sus procedimientos incluyen la esterilización por irradiación con rayos gamma de Co-60 a dosis que permita un nivel de aseguramiento de esterilidad. La irradiación gamma a la que se someten los dispositivos médicos es un tipo de radiación electromagnética constituida por fotones de alta energía que se emiten desde una fuente generalmente radiactiva, en este caso Cobalto 60. Es un proceso físico seguro, de profunda penetración y frecuencias de dosis bajas, con un efecto térmico pequeño, que no deja residuos y que a dosis bajas no modifica significativamente las propiedades biomecánicas del producto.

Los injertos se colocan en contenedores permitan una adecuada penetración de los rayos gamma, a una temperatura menor a -80°C para no perder la cadena de frío, irradiados a dosis que permita el nivel de aseguramiento de esterilidad según lo establecido en el documento Radiation sterilization of tissue allografts: Requirements for validation and routine control a Code of Practice publicado por la International Atomic Energy Agency en 2007. Mas sin embargo, la esterilidad secundaria jamas sustituirá la seguridad que da una selección adecuada del donante, siguiendo criterios preestablecidos, una recuperación de los tejidos llevados a cabo con técnica aséptica, realización de pruebas para descartar enfermedades transmisibles, adecuada preservación y un procesamiento que disminuya el riesgo de contaminación. En caso de presentar los tejidos contaminación por hongos, virus de cualquier tipo o bacterias de alta patogenicidad o una tasa de moderada a baja de unidades formadoras de colonias bacterianas no podrán ser distribuidas, así sean sometidos a esterilización secundaria.

Los irradiación afecta las tejidos tendinosos 95,96,97,98,99,100. Se ha demostrado que a dosis de 40-100 kGy, se hay una disminución en las propiedades biomecánicas, aunado a una rigidez, lo que hace que estos tejidos sean inaceptables para la implantación 101,102, La reducción de la dosis de irradiación a 20 kGy o menos parece ayudar a preservar las propiedades biomecánicas inherentes a los aloinjertos de tejido conectivo 103,104,105, pero estas dosis bajas no desactivan el virus del VIH. En una revisión sistemática reciente de 21 estudios, la tasa de fracaso del injerto fue aún mayor en los aloinjertos en comparación con los autoinjertos 108, pero en el metaanálisis de Grassi et al. 106 donde se evaluaron 1192 pacientes sometidos a reconstrucción con autoinjerto o aloinjerto en 32 estudios, con un seguimiento de más de 2 años, la taza de fallo se daba en los aloinjertos irradiados y si se excluían los injertos irradiados, los resultados observados entre autoinjertos y aloinjertos no radiados eran similares. Marrale y col. 83 en su estudio informaron que los aloiniertos presentan una mayor tasa de fracaso al compararse con los autoinjertos. Pero en revisiones sistemáticas más recientes, los aloiniertos no irradiados y no tratados químicamente parecen producir resultados similares a los autoinjertos 107,108, en comparación con los aloinjertos irradiados que presentan una mayor taza de fallas. Maletis y col. 109 informaron en su revisión de 14.015 reconstrucciones de LCA. donde encontraron que la irradiación con o sin procesamiento químico resultó en fallas un 4.39% al primer año y en un 7.35% al segundo año en comparación con los autoinjertos de Hueso - Tendón Patelar - Hueso (1,9%). Así mismo en este mismo estudio se mostró que los aloinjertos no irradiados sometidos a los procesos Bio-Cleanse (8,87%), Allowash y AlloTrue (9,56%) también obtuvieron una mayor indice de fallas al año de seguimiento en comparación con los autoinjertos. En un análisis posterior

de más de 10,000 reconstrucciones utilizando aloinjertos, el mismo grupo informó que no hubo diferencia en la probabilidad de infección profunda de 90 días para aloinjertos procesados versus no procesados con una incidencia general muy baja de infección profunda después del aloinjerto ACLR (0.15 %), concluyendo que es poco probable que sea necesario un procesamiento químico, que puede afectar al injerto, cuando la tasa de infección es tan baja 110.

Tabla 4. indicaciones relativas para el uso de los aloinjertos para plasta ligamentarias
Pacientes mayores de 40 años
Pacientes menores de 40 años con actividad física baja
Lesione multiligamentarias
Afectación de piel o de zona donadora de injertos tendinosos
Revisión de plastia ligamentaría
Autoinjertos eficientes que no cumplan con las características ideales
Como refuerzo, utilizándose conjuntamente con autoinjertos

Preferencia del paciente

En la Unión América, un 86% de los miembros de la American Orthopaedic Society for Sports Medicine (AOSSM) afirman que utilizan aloinjertos ¹¹¹. La incidencia de sospecha de infección por aloinjerto fue del 0,014% durante un período de 2 años, con una incidencia de infección por aloinjerto probable / confirmada del 0,00015% ^{112,113}. Si bien el riesgo de infección transmitida a través de aloinjertos ciertamente debe reconocerse y respetarse, debe ubicarse en el contexto apropiado del riesgo general de infección nosocomial perioperatoria ¹¹⁴.

El uso de aloinjertos en las reconstrucciones primarias se ha visto incrementado con el tiempo, teniendo un aumento durante cada año sucesivo, hasta lograrse un decremento y posteriormente una meseta, que ha mantenido su uso en forma constante, teniendo en la actualidad como una opción viable y común de tratamiento.

BIBLIOGRAFÍA

- 1. Snook GA. A short history of the anterior cruciate ligament and the treatment of tears. Orthop Relat Res 1983;172:11-3.
- 2. Chouliaras V, Passler HH. The history of the ACL from Galen to double-bundle ACL reconstruction. Acta Orthop Traumatol Hellenica 12:127–131.
- 3. Bonnet A. Traité des maladies articulaires 2ème édition ed. Bailliére, editor. Paris1853. Baer GS, Harner CD. Clinical outcomes of allograft versus autograft in anterior cruciate ligament reconstruction. Clin Sport Med 2007;26:661-681.
- 4. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS. The anatomy and function of the anterior cruciate ligament: as determined by clinical and morphological studies. J Bone Joint Surg (Am) 1974; 56-A:223-5.
- 5. Allen, CR., Giffin, JR., Harner, CD. (2003, jan). Revision Anterior Cruciate Ligament
- 6. Roth JH, Kennedy JC, Lockstadt H, McCallum CL, Cunning LA. Intraarticular reconstruction of the anterior cruciate ligament with and without extrarticular supplementation by transfer of the biceps femoris tendon. J Bone Joint Surg (Am) 1987; 69-A:275-8.
- 7. O'Brien SJ, Warren RF, Paulov H, Panarello R, Wickiewicz T. Reconstruction of the chronically insufficient anterior cruciate ligament with the central third of the patellar ligament. J Bone Joint Surg (Am) 1991; 73-A:278-86.
- 8. Robson AWM. Ruptured crucial ligaments and their repair by operation. Ann Surg 1903; 37:716
- 9. McCulloch P, Latterman C, Boland AL, Bach BR. An illustrated history of ACL surgery. J Knee Surg 2007; 20:95-104.
- 10. Hey Groves EW. Operation for the repair of the crucial ligaments. Lancet 1917, II:674
- 11. Hey Groves EW. The crucial ligaments of

- the knee joint: their function, rupture, and operative treatment of the same. Br J Surg 1920: 7:505-15.
- 12. Bertocchi C, Bianchetti M. Sull evoluzione degli innesti autoplastici transossei e transarticolari di fascia e di tendine con particolare riguardo alla riconstruzione dei legamenti crociati. Chir Org Mov 1923; 7.
- 13. Smith A. The diagnosis and treatment of injuries of the cruciat ligaments. Br J Surg 1918; 6:176-89.
- 14. Campbell WC. Repair of the ligaments of the knee. Surg Gynecol Obstet 1936; 62:964-96
- 15. Macey HB. A new operative procedure for repair of ruptu- red cruciate ligaments of the knee joint. Surg Gynecol Obstet 1939; 69:108-9.
- 16. Palmer I. On the injuries to the ligaments of the knee joint; clinical study. Acta Chir Scand 1938 (suppl 53).
- 17. Corner EM. Notes of a case illustrative of an artificial ACL, demostrating the action of that ligament. Proc R Soc Med 1914; 7: 120-1.
- 18. Jenkins DHR. Carbon fibre as a prosthesis implant material in orthopaedics. J Bone Joint Surg 1976; 58-B: 253.
- 19. Dandy DJ, Gray AJR. ACLR with the Leeds-Keio prosthesis plus extra-articular tenodesis. Results after six years. J Bone Joint Surg (Br) 1994; 76-B:193-7.
- 20. Fujikawa K, Seedhom BB, Matsumoto H. ACLR with the Leeds-Keio artificial ligament. Orthopaedics (Int Ed) 1995; 3:53-64.
- 21. Paavolainen P, Makisalo S, Skutnabb K, Holmstrom T. Bio- logic anchorage of cruciate ligament prosthesis. Bone in- growth and fixation of Gore-Tex ligament in sheep. Acta orthop scand 1993; 64:323-8.
- 22. Bolton CW, Bruchman WC. The GO-RE-TEX expanded poly-tetra-fluoro-ethylene prosthetic ligament: an in vitro and in

- vivo evaluation. Clin Orthop Rel Res 1985; 196:202-13.
- 23. Mockwitz J, Contzen H. Alloplastic correction of chronic knee ligament instability with polyaethyleneterephtalate. Akt Probl Chir Orthop 1983; 26:110-5.
- 24. Gillquist J, Liljedahl SO, Lindvall H. Reconstruction for old rupture of the ACL. A follow-up study. Injury 1971; 2:271-8.
- 25. Bray RC, Flanagan JP, Dandy DJ. Reconstruction for chronic anterior cruciate instability. A comparison of two methods after six years. J Bone Joint Surg (Br) 1988; 70-B:100-5.
- 26. Kennedy J. Application of prosthetics to anterior cruciate ligament reconstruction and repair. Clin Orthop Rel Res 1983; 172:125-8.
- 27. McPherson GK, Mendenhall HV, Gibbons DF, et al. Experimental mechanical and histologic evaluation of the Kennedy ligament augmentation device. Clin Orthop Rel Res 1985, 196:186-95.
- 28. Blazina MES, Kennedy JC. Surgical technique for prosthetic cruciate ligament replacement. Richards Man Co Inc, Memphis, 1975
- 29. Jenkins DHR. The repair of cruciate ligaments with flexible carbon fibre. A longer term study of the induction of new ligaments and of the fate of the implanted carbon. J Bone Joint Surg (Br) 1978; 60-B:520-
- 30. Freeman MA, Wyke B. The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. J Anat 1967; 101:505-32.
- 31. Moyen B, Lerat JL. Artificial ligaments for ACR. A new generation of problems. J Bone Joint Surg 1994;76B:173-175.
- 32. Maletius W, Gillquist J. Long-term results of anterior cruciate ligament reconstruction with a dacron prosthesis. The frequency of osteoarthritis after 7-11 years. Am J Sports Med 1997;25:288_293.
- 33. Grood ES, Noyes FR. Cruciate ligament

- prosthesis: strength, creep, and fatigue properties. J Bone Joint Surg (Am) 1976; 58-A:1083-8.
- 34. Dunn MG, Tria AJ, Kato YP, Bechler JR, Ochner RS, Zawadsky JP, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction using a composite collagenous prosthesis. A biomechanical and histologic study in rabbits. Am J Sports Med 1992; 20:507-15
- 35. Klein W, Jensen KU. Synovitis and artificial ligaments. Arthroscopy 1992;8:116-124.
- 36. Tiefenboeck TM, Hofbauer M, et al. Clinical and functional outcome after ACL reconstruction using the LARSTM system at a minimum follow-up of 10 years, The Knee In press (2015).
- 37. Olson EJ, Kang JD, Fu FH, Georgescu HI, Mason GC, Evans CH. The biochemical and histological effects of artificial ligaments wear particles: In vitro and in vivo studies. Am J Sports Med 1988;16:558-570.
- 38. Kai G, Shiyi Ch, Life W, et al. ACL with LARS Artificial Ligament: Multicenter Study With 3- to 5-Year Follow-up. Arthroscopy 2010;26;4 (April):515-523
- 39. Dericks G. Ligament advanced reinforcement system anterior cruciate ligament reconstruction. Oper Tech Sports Med 1995; 3:187-205.
- 40. Nau T, Lavoie P, Duval N. A new generation of artificial ligaments in reconstruction of the ACL. J Bone Joint Surg Br 2002;84:356-360.
- 41. Jones KG. Reconstruction ACL: a technique using the central one-third of the patellar ligament. J Bone Joint Surg 1963; 45-A: 925-32.
- 42. Kannus P. Etiology and pathophysiology of chronic tendon disorders in sports. Scand J Med Sci Sports. 1997;7: 78-85
- 43. Bray RC, Salo PT, Lo IK, Ackermann P, Rattner JB, Hart DA. Normal Ligament Structure. Physiology and Function. Sports Med

- Artrosc Rev. 2005;13(3): 127-35.
- 44. Hess GP, Capiello WL, Poole RM, Hunter SC. Prevention and treatment of overuse tendon injuries. Sports Med. 1989;8: 371-84.
- 45. Deehan DJ, Salman LJ, Webb VJ, Davies A, Pinczewski LA. Endoscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with an ipsilateral patellar tendon autograft: a prospective longitudinal five-year study. J Bone Joint Surg (Br). 2000;82-B:984-91.
- 46. Jackson DW, Grood ES, Goldstein JD, Rosen MA, Kurzweil PR, Cummings JF, et al. A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for an-terior cruciate ligament reconstruction in the goat model. Am J Sports Med. 1993;21:176-85.
- 47. Fumihisa T, Yasuda K, Mikami S, et al. Comparisons of intraosseous graft healing between the doubled flexor tendon graft and the bone-patellar tendon-bone graft in anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy;17(5):461-476;2001.
- 48. Rodeo SA, Arnoczky SP, Torzilli PA, et al. Tendon-healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog. J Bone Joint Surg Am;75(12):1795-1803;1993.
- 49. Noyes FR, Butler DL, Paulos LE, Grood ES. Intra-articular cruciate reconstruction. I: Perspectives on graft strength, vascularization and inmediate motion after replacement. Clin Orthop 1983; 172: 71-7.
- 50. Paulos LE, Butler DL, Noyes FR. Intra-articular cruciate reconstruction. Clin Orthop 1983; 172: 78-4.
- 51. Rubinstein RA, Shelbourne DK, VanMeter CD, et al. Isolated autogenous bone-patellar tendon-bone graft site mobility. AM J Sport Med 1994;22:324-7
- 52. Paessler HH, Mastrokalos DS, Motsis EK, Donor site mobility after anterior cruciate ligament reconstruction with ipsilateral versus contralateral harvesting of bone patellar tendon graft. ACL Study Group. Big Sky MT; 2002

- 53. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, et al. Biomechanical analysis of human ligament graft used in knee ligament repairs and reconstruction. J Bone Joint Surg Am 1984;66A(3):344-52
- 54. Brown CH. ACL Surgery. Graft options: patellar tendon, hamstrings tendons, quadriceps tendon and allografts. En: Sim FH (ed.). American Academy of Ortopaedic Surgeons 2001 instructional course lectures. Park Ridge, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2001. pp. 447-58.
- 55. Bach BR, Tradonsky S, Bojchuck J. Arthoscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon autograft. Five to nine year follow-up evaluation. Am J Sport Med 1998;26(1):20-9
- 56. Aglietti P, Buzzi R, D'Adria S, Zuccheroti G. Patellofemoral problems after intraarticular ACLR. Colin Orthop 1993;288:195-204
- 57. Sachs RS, Daniels DM, Stone ML, Garfcin RE. Patellofemoral problems after ACL reconstruction. AM J Sport Med 1989;17:760-5
- 58. Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, Kaz A, Bach BR Jr. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a meta-analysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. Am J Sports Med. 2003;31:2-11.
- 59. Shelton WR, Papendick L, Dukes AD. Autograft versus allograft anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy. 1997;13:446-9.
- 60. Bonamo JJ, Krinick RM, Sporn AA. Rupture of the patellar ligament after use of its central third for anterior cruciate reconstruction. A report of two cases. J Bone Joint Surg Am;66(8):1294-1297;1984.
- 61. Macey HB. A new operative procedure for repair of ruptured cruciate ligaments of the knee joint. Surg Gynecol Obstet 1939; 69:108-9.
- 62. Lindemann K. Uber den plastischen ersatz kreutzbander durch gestielte schnenueup-

flanzung. Ztschr Orthop 1950-79: 316-34.

- 63. Zarins B, Rowe CR. Combined ACLR using semitendinosus tendon and iliotibial tract. J Bone Joint Surg (Am) 1986; 68-A:160-277.
- 64. Jackson DW, Windler G, Simon T. Intraarticjular reaction associated with the use of freeze dried, ethylene oxide sterilized bone patellar tendon bone allograft in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. Am J Sport Med 1990;18(1):1-11
- 65. Brown CH Jr, Steiner ME, Carson EW, The use of hamstring tendons for ACLR: Technique and results. Colin Sport Med 1993;12:723-56
- 66. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, et al. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstruction. J Bone Joint Surg Am 1984;66A(3):344-52
- 67. Kim SJ, Kim TE, Lee DH, Oh KS. ACL reconstruction in patients who have excessive joint laxity. J Bone Joint Surg (Am). 2008;90:735-41.
- 68. Yunes M, Richmond JC, Engels EA, Pinczewski LA. Patellar versus hamstring tendons in ACLR: a meta-analysis. Arthroscopy 2001;17(3):248-57
- 69. O'Neil D. Arthroscopically assisted reconstruction of the ACL: a prospective randomized analysis of three techniques. J Bone Joint Surg 1996;78A:803-13
- 70. Marder RA, Raskind JR, Carrol M. Prospective evaluation of arthoscopically assited ACL reconstruction. Colin Ortop 1993;288:195-204
- 71. Lipscomb AB, Johnston RK, Snyder RB, et al. Evaluation of hamstring strength following use of semitendinosus and gracilis tendon to reconstruct the anterior cruciate ligament. Am J Sport Med 1982;10(6):340-2
- 72. Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC, et al. Anterior cruciate ligament replacement: comparison of bone-patellar tendon- bone grafts with two-strand hamstring grafts. A prospective, randomized study. J Bone Joint

- Surg Am;84-A(9):1503-1513;2002.
- 73. M, Richmond JC, Engels EA, et al. Patellar versus hamstring tendons in ACLR: a meta-analysis. Arthroscopy;17(3):248-257;2001.
- 74. Rodeo S, Arnocsky S, Torzilli P, et al. Tendon healing in a bone tunnel. J Bone Joint Surg 1993;75A(121):1795-803
- 75. Marshall JL Warren RF, Wickiewicz TL. The ACL. A technique of repair and reconstruction. Colin Orthop 1979;193:97-106
- 76. Amirault JD, Cameron JC, MacIntosh DL, Marks P. Chronic anterior cruciate ligament deficiency. Long term results of MacIntosh lateral substitution reconstruction. J Bone Joint Surg (Br) 1988, 70-B:622-4.
- 77. Blauth W. A restoration of the anterior cruciate ligament with a strip quadriceps tendon graft. Unfallheikunde 1984;87:45-51
- 78. Fulkerson JP. Quadriceps tendon for anterior cruciate ligament reconstruction. Operative Tech Sport Med 1999;7(4):195-200
- 79. Jarvela T, Nyyssonen M, Kannus P, Paakkala T, Järvinen M. Bone patellar tendon bone reconstruction for the anterior cruciate ligament: a long term comparison of early and late repair. Int Orthop. 1999;23:227-31.
- 80. Harris NL, Smith DA, Lamoreaux L, et al. Central quadriceps tendon of ACLR. Part I. Morphometric and biomechanical evaluation. Am J Sport Med 1997;25:23-8
- 81. Fu FH. Anterior cruciate ligaments: graft selection in 2009. Instructional Course Lecture 309, AAOS Annual Meeting; 2009.
- 82. Chen CH, Chen WJ, Shih CH. Arthroscopic ACLR with quadriceps tendon patellar bone autograft. J Trauma. 1999;46:678-82
- 83. Marrale J, Morrissey MC, Haddad FS (2007) A literature review of autograft and allograft ACLR. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 15:690–704
- 84. Cohen S, Sekiya J, Allograft Safety in Anterior Cru-ciate Ligament Reconstruction.

- Clin Sports Med 26 (2007) 597-605.
- 85. Allen CR, Giffin JR, Harner CD. Revision anterior cruciate ligament reconstruction. Orthop Clin North Am. 2003;34:79-98.
- 86. Safran MR, Harner CD. Revision ACL surgery: technique and results utilizing allografts. Instr Course Lect. 1995;44:407-415.
- 87. Lansdown DA, Riff AJ, Meadows M, Yanke AB, Bach BR Jr. What Factors Influence the Biomechanical Properties of Allograft Tissue for ACL Reconstruction? A Systematic Review. Clin Orthop Relat Res. 2017; 475:2412–2426
- 88. Hofbauer M, Muller B, Murawski CD, van Eck CF, Fu FH. The concept of individualized ACLR Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014;22:979–986
- 89. Boniello MR, Schwingler PM, Bonner JM, Robinson SP, Cotter A, Bonner KF. Impact of hamstring graft diameter on ten-don strength: a biomechanical study. Arthroscopy. 2015; 31:1084–1090
- 90. Shino K, Kawasaki T, Hirose H, Gotoh I, Inoue M, Ono K. Replacement of the anterior cruciate ligament by an allogeneic tendon graft. An experimental study in the dog. J Bone Jt Surg Br. 1984;66:672–681
- 91. Gulotta LV, Rodeo SA. Biology of autograft and allograft healing in ACLR. Clin Sports Med. 2017;26:509–524
- 92. Jackson DW, Corsetti J, Simon ™. Biologic incorporation of allograft aACL replacements. Clin Orthop Relat Res. 1996;324:126–133
- 93. Falconiero RP, DiStefano VJ, Cook TM. Revascularization and ligamentization of autogenous ACL grafts in humans. Arthroscopy. 1998; 14:197–205
- 94. Jackson DW, Grood ES, Goldstein JD, Rosen MA, Kurzweil PR, Cummings JF et al. A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in the goat model. Am J Sports Med. 1993; 21:176–185

- 95. Lamblin CJ, Waterman BR, Lubowitz JH. ACLR with autografts compared with non-irradiated, non-chemically treated allografts. Arthroscopy. 2013;29:1113–1122
- 96. Tejwani SG, Chen J, Funahashi TT, Love R, Maletis GB Revision risk after allograft anterior cruciate ligament reconstruction: association with graft processing techniques, patient characteristics, and graft type. Am J Sports Med. 2015; 43:2696–2705
- 97. Vangsness CT Jr, Garcia IA, Mills CR, Kainer MA, Roberts MR, Moore TM. Allograft transplantation in the knee: tissue regulation, procurement, processing, and sterilization. Am J Sports Med. 2003;31:474–481
- 98. Curran AR, Adams DJ, Gill JL, Steiner ME, Scheller AD. The biomechanical effects of low-dose irradiation on bone-patellar tendon-bone allografts. Am J Sports Med. 2004;32:1131–1135
- 99. Fideler BM, Vangsness CT Jr, Lu B, Orlando C, Moore T. Gamma irradiation: effects on biomechanical properties of human bone-patellar tendon-bone allografts. Am J Sports Med. 1995;23:643–646
- 100. Gorschewsky O, Klakow A, Riechert K, Pitzl M, Becker R. Clinical comparison of the Tutoplast allograft and autologous patellar tendon BTB) for the reconstruction of the anterior cruciate ligament: 2- and 6-year results. Am J Sports Med. 2005;33:1202–1209
- 101. Donald PJ, Deckard-Janatpour K, Sharkey N, Lagunas-Solar M. The effects of irradiation dose on the stiffness of cartilage grafts. Ann Plast Surg. 1996; 36:297-303.
- 102. Salehpour A, Butler DL, Proch FS, et al. Dose-dependent response of gamma irradiation on mechanical properties and related biochemical composition of goat bone-patellar tendon-bone allografts. J Orthop Res. 1995; 13:898-906.
- 103. Fideler BM, Vangsness CT Jr, Lu B, Orlando C, Moore T. Gamma irradiation: effects on biomechanical properties of human bone-

patellar tendon-bone allografts. Am J Sports Med. 1995; 23:643-646.

104. Haut RC, Powlison AC. The effects of test environment and cyclic stretching on the failure properties of human patellar tendons. J Orthop Res. 1990; 8:532-540.

105. Gibbons MJ, Butler DL, Grood ES, Bylski-Austrow DI, Levy MS, Noyes FR. Effects of gamma irradiation on the initial mechanical and material properties of goat bone-patellar tendon-bone allografts. J Orthop Res. 1991; 9:209-218.

106. Grassi A, Nitri M, Moulton SG, Marcheggiani Muccioli GM, Bondi A, Romagnoli M et al. Does the type of graft affect the outcome of revision anterior cruciate ligament reconstruction? a meta-analysis of 32 studies. Bone Jt J. 2017; 99-B:714–723

107. Mariscalco MW, Magnussen RA, Kaeding CC, Hewett TE, Flani- gan DC. Use of irradiated and non-irradiated allograft tissue in anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a critical analysis review. JBJS. 2014; Rev 2:2

108. Zeng C, Gao SG, Li H, Yang T, Luo W, Li YS et al. Auto- graft versus allograft in ACLR: a meta-analysis of randomized controlled trials and systematic review of overlapping systematic reviews. Arthroscopy. 2016;32:153–163.e118

109. Maletis GB, Chen J, Inacio MCS, Love RM, Funahashi TT. Increased risk of revision after anterior cruciate ligament reconstruction with soft tissue allografts compared with autografts: graft processing and time make a difference. Am J Sports Med. 2017;45:1837–1844

110. Yu A, Prentice HA, Burfeind WE, Funahashi T, Maletis GB. Risk of infection after allograft ACLR: are nonprocessed allografts more likely to get infected? A cohort study of over 10,000 allografts. Am J Sports Med. 2018;46:846–851

111. Leever Research (2006) Orthopaedic Surgical Procedure Survey on Allografts—American Orthopaedic Society for Sports Medicine. http://www.sportsmed.org/tabs/research/downloads/AOSSM06Allografts-SurveyFINALREPORTFINAL.pdf. Updated 2006. Accessed 17 October, 2010.

112. Vangsness CT, Dellamaggiora RD. Current Safety Sterilization and Tissue Banking Issues for Soft Tissue Allografts. Clin Sports Med. 2009;28:183–189.

113. Centers for Disease Control and Prevention. Workshop on Preventing Organ and Tissue Allograft-Transmitted Infection: Priorities for Public Health Intervention. http://www.cdc.gov/ncidod/dhqp/pdf/bbp/organ_tissueWorkshop_June2005.pdf. Updated 2005. Accessed 17 October, 2010.

114. Vaishnav S C. New Techniques in Allograft Tissue Processing. Clin Sports Med. 2009;28:127–141.

115. Berumen E, Chung D, Alvarez E, Pakuts A, Radice F, Leal C, (2021). En Lesiones multiligamentarias de rodilla.Chihunanhua, Chih: Editores UACH

Artroplastía de Revisión en Rodilla por patela baja verdadera. Caso clínico



José Noé Salazar-López, Ortopedia y Traumatología, Artroscopia y Reemplazo Articular. OTRIQ group (Ortopedia- Traumatología y Rehabilitación Integral en Querétaro). Hospital TEC 100 SALUD Querétaro, MEXICO.

Resumen

A pesar de los resultados satisfactorios en gran número de pacientes sometidos a una Artroplastía Total Primaria de Rodilla (ATR), existen muchos factores que pueden desencadenar en falla del implante articular obligando a realizar una cirugía de revisión (Artroplastía de Revisión en Rodilla-ARR). Algunos de estos factores pueden ser el nivel de actividad del paciente, obesidad, tabaquismo, tribología del implante, fragmentación del cemento, dolor, infección periprotésica, osteólisis, rotura del mecanismo extensor, fractura periprotésica, desplazamiento de la línea articular, alineación mecánica postquirúrgica e inestabilidad patelofemoral. Por lo que es importante recordar en la planeación prequirúrgica de ATR como en ARR, esos detalles transquirúrgicos como: 1) Aporte vascular del aparato extensor, 2) Altura de la línea articular, 3) Alineación mecánica o cinemática y 4) Estabilidad patelofemoral secundaria a la orientación de los componentes protésicos.

Keywords. Artroplastía Total primaria de Rodilla, Artroplastía de Revisión en Rodilla, Línea articular, Patela baja verdadera, Pseudo-patela baja, Inestabilidad patelofemoral.

Conflicto de Interés

No tengo ningún conflicto de interés

Introducción

Hoy en día, es muy visible ese incremento estimado en la necesidad de ATR en toda la población mundial (Incremento de 673% para el año 2030)¹, por lo que, dentro de poco tiempo también se incrementara la necesidad de ARR.

A pesar de los resultados satisfactorios en gran número de pacientes sometidos a una ATR², existen muchos factores que pueden desencadenar en falla del implante protésico obligando a realizar una cirugía de revisión (ARR). Algunos de los factores más importantes, se pueden dividir en:

- Factores del Paciente. Nivel de actividad, sobrepeso- obesidad, tabaquismo³.
- · Factores Protésicos. Tribología del implante, fragmentación del cemento⁴.
- · Factores Médicos. Infección periprotésica, osteólisis, fractura periprotésica, rotura del mecanismo extensor, desplazamiento de la línea articular, alineación mecánica postquirúrgica e inestabilidad patelofemoral^{5,6,7,8,9,10}.

En varios de estos factores, no podemos influir, sin embargo; en otros cuantos nuestra intervención es crítica por ejemplo, en la selección del implante, durante el abordaje quirúrgico respetando el aporte vascular periarticular y durante la cirugía confirmando lo establecido en la planeación prequirúrgica como: el valgo femoral calculado para lograr

el alineamiento elegido (Alineamiento mecánico o cinemático^{6,7,8}), los niveles de osteotomía para no desplazar la línea articular y las referencias para completar la configuración rotacional de los componentes^{12,13,14} lo que evita una inestabilidad patelofemoral.

Presentación del Caso Clínico

Hombre de 62 años, acude a cita de vigilancia postquirúrgica de ATR derecha realizada 5 meses antes, actualmente con dolor moderado- severo v limitación a la movilidad activa. Antecedentes de importancia: Hipertensión arterial sistémica y fractura femoral derecha en la infancia tratada conservadoramente. A la exploración física con uso de muletas durante la marcha, rodilla derecha sin asimetrías, herida sin problemas (Fig 1), sin presencia de fístula, movilidad activa con extensión -20% flexión 40°, no inestabilidad varo-valgo, sin discrepancias. En radiografía AP de rodilla derecha con aprox. 11° de valgo femoral y sin imágenes radiolúcidas periféricas a componente tibial (Fig 2); en radiografía lateral de rodilla derecha con flexión de aprox. 5° en componente femoral, además de tamaño aparentemente mayor de implante en comparación con la morfología ósea, nivel de osteotomía tibial aparentemente adecuado y un índice de Blackburne-Peel 0.0 (Fig 3).



Fig 1. Rodilla derecha sin problemas de herida



Fig 2. Radiografía AP de rodilla derecha



Fig 3. Radiografía lateral de rodilla derecha

Con lo que se determinó el diagnóstico de patela baja verdadera, por lo que se propuso al paciente realizar una ARR, donde se realizó alargamiento de tendón patelar- reconstrucción de mecanismo extensor con malla de polipropileno y recambio de componente femoral.

Discusión

Cuando conocemos a un nuevo paciente, es importante recordar que los antecedentes incluso de la infancia pueden desempeñar un papel determinante en la sintomatología actual. En este caso, al no ser posible contar con un estudio de Eje Mecánico para realizar la planeación previa a la ARR, pudimos contar con un estudio de imagen del fémur completo en donde se observó cambios de la zona diafisaria proximal (Fig 4); dato importante y que quizá no fue considerado para la ATR.

Si el paciente refiere dolor postquirúrgico no podemos descartar desplazamiento de la línea articular, pero cuando a la exploración física observamos limitación funcional se incrementa la probabilidad de un desplazamiento severo de la línea articular. Al modificarse la



Fig 4. Secuelas en diáfisis proximal de fémur derecho

altura de la línea articular, también se estaría modificando la altura patelar. Identificando la diferencia entre patela baja verdadera, que se debe principalmente al acortamiento del tendón patelar y pseudo-patela baja, donde se debe a la elevación de la línea articular¹5. Por lo que, se sugiere en todo paciente la evaluación pre y postquirúrgica con los métodos Caton- Deschamps y Blackburne- Peel, respectivamente¹6.

Durante la planeación prequirúrgica de la ARR, en la radiografía lateral se pudieron observar varias situaciones; la primera, un índice de Blackburne- Peel de 0.0 que se traducía, no solo de una patela baja verdadera, si no de una patela baja severa, la segunda, una

altura de osteotomía tibial aparentemente adecuada ya que se colocó un implante con retención de ligamento cruzado (categoría 1) lo que no toleraría un desplazamiento de la línea articular mayor a 3mm¹¹ y la tercera, un componente femoral aparentemente grande con un ángulo de 5°, lo que estaría causando la sintomatología. Compartimos la imagen transquirúrgica del alargamiento de tendón patelar- reconstrucción con malla de polipropileno (Fig 5), además de las imágenes radiográficas y del ultrasonido que confirman la nueva colocación protésica y la integridad de la malla a los 6 meses postquirúrgicos (Fig 6).



Fig 5. Alargamiento de tendón patelarreconstrucción con malla de polipropileno.



Fig 6. Arriba: Radiografías postquirúrgicas -Abajo: Ultrasonido: Malla integra

Bibliografía

- 1. Kurtz SM et al. Projections of Primary & Revision Hip & Knee Arthroplasty in the US from 2005 to 2030. J Bone Joint Surg Am 2007; 89 (4): 780-785
- 2. Roussot MA. The Evolution of Patellofemoral Prosthetic Design in TKA: How far have we come? EFORT Open Rev 2019; 4: 503-512
- 3. Tanzer M. Preoperative Planning TKA. J Am Acad Orthop Surg 2016; 24 (4): 220-230
- 4. Scott WN. Insall & Scott Surgery of the Knee. Elsevier. 6th edit. 2018
- 5. Parvizi J & Gehrke T. Segundo Consenso Internacional sobre Infecciones Musculoesqueléticas. International Consensus Group LLC. 2018

- 6. Oussedik S et al. Alignment in TKA. What's in a name? Bone Joint J 2020; 102B (3): 276-279
- 7. Hirschmann M et al. Alignment in TKA: What has been clear is not anymore. Knee Surgery Sports Traumatol Arthrosc 2019; 27: 2037-2039
- 8. Howell SM. Kinematic Alignment in TKA. Arthropaedia 2014; 1: 44-53
- 9. Salazar- López JN. Ruptura del Mecanismo Extensor en la ATR. Orthotips 2018; 14 (3): 140-146
- 10. Assiotis A et al. Patellar Complications following TKA: A review of the Current Literature. European J Orthop Surg Trauma 2019 DOI: 10.1007/s00590-019-02499-z
- 11. Salazar- López JN. Preoperative Planning in Total Knee Arthroplasty: Osteotomy more important than Soft Tissue Balancing. EC Orthopaedics 2019; 10 (9): 703-710
- 12. Kobayashi H et al. Is the Surgical Epicondylar Axis the Center of Rotation in the Osteoarthritic Knee? J Arthroplasty 2015; 30: 479-483
- 13. Victor J. Rotational Alignment of the Distal Femur: A literatura Review. Orthop Traum Surg Res 2009; 95: 365-372
- 14. Huddleston JI. Determination of Neutral tibial Rotational Alignment in Rotating Platform TKA. Clin Orthop Rel Res 2005; 440: 101-106
- 15. Prudhon. How is Patella Height Modified after TKA. Int Ortopaedics SICOT 2017 DOI: 10.1007/s00264-017-3539-6
- 16. Xu B. Application of Different Patella Height Indices in Patients undergoing TKA. J Orthop Surg Res 2017; 12: 191

PROGRAMA PRINCIPAL

TRAUMATOLOGÍA Y MEDICINA DEPORTIVA

- Lesiones Ligamentarias más frecuentes
- Lesiones Meniscales
- · Lesiones de Cartílago



SIMPOSIUM DE LA INDUSTRIA



TRABAJOS LIBRES PODIUM Y CARTEL





TEMAS A TRATAR

LESIONES DE RODILLA



- · Injerto de lección para reconstrucción LCA
- Técnica de preparación de Injerto para LCA
- · Reparación de Menisco en situaciones difíciles
- Prótesis primara paso a paso, tipsii
- · Manejo de la esquina posterolateral
- · Cirugía de revisión del LCA
- · Puntos más importantes en la RMN simple en lesiones de rodilla
- · Manejo no quirúrgico de la OA de Rodilla
- Reconstrucción de LCA, cuando usar Aumentación Anterolateral
- · Luxación de Rotula en pacientes inmaduros
- · Que hay de nuevo en tratamiento del LCP
- Defectos Cartilaginosos Patelofemorales
- · Regreso al deporte después de Plastia LCA
- · Osteotomías en Rodilla
- Manejo de Lesiones Multiligamentarias

LESIONES DE TOBILLO



- · Lesiones de Componente Ligamentario lateral
- · Lesiones Osteocondrales
- · Pinzamiento Medial
- · Ruptura Tendón de Aquiles

LESIONES DE CODO



- · Inestabilidad de Codo
- · Rupturas Tendinosas
- Técnicas Quirúrgicas Actuales

LESIONES DE CADERA



- · Reconstruccion Labral
- · Primera Artroscopia
- · Complicaciones

LESIONES DE HOMBRO



- · Prótesis Reversa
- Hemiprótesis
- · Injerto Óseo ideal
- · Infección Posquirúrgica
- · Inestabilidad de Hombro
- · Lesión de Mango Rotador

CURSOS INSTRUCCIONALES



CURSO

Inestabilidad Hombro



CURSO

Rodilla Lesiones
 Multiligamentarias



CURSOS

- · Rodilla, Cartílago
- · Hombro



CURSOS

- · Hombro
- · Rodilla



SOCIEDADES HERMANAS PARTICIPANTES



International Society of Arthroscopy, Knee Surgery and Orthopaedic Sports Medicine















SOCIEDAD LATINOAMERICANA DE ARTROSCOPIA, Rodilla y deporte











CASO CLÍNICO

Recurrencia de Inestabilidad de Hombro posterior a la estabilización quirúrgica Artroscópica con Remplissage y Plastia de Bankart

INTRODUCCIÓN: Actualmente la inestabilidad de hombro es un problema de salud muy frecuente en nuestra comunidad y debido a su complejidad han surgido muchas dudas sobre la reincidencia de este padecimiento después de la estabilización quirúrgica artroscópica. ¿Cuál es la recurrencia de inestabilidad de hombro después de la estabilización quirúrgica artroscópica?

OBJETIVO: Determinar la recurrencia de inestabilidad de hombro tras una estabilización quirúrgica artroscópica con Remplissage y plastia de Bankart

MÉTODOS: Se registraron los pacientes con inestabilidad de hombro a quienes se les realizó estabilización quirúrgica artroscópica tras un Remplissage artroscópico y plastia de Bankart. Se interrogaó personalmente escala de dolor a los 6 meses posteriores a la cirugía. Al egreso del paciente, el investigador registró fecha y hora de la próxima cita de valoración posterior del paciente, en la cual se realiza la medición de la función según el Score de Rowe y la función según el Score de ASES para completar los datos requeridos en el instrumento de recolección. Se utilizó la prueba estadística t de Student para muestras independientes.

RESULTADOS: El resultado de este estudio



Dr. Ernesto Fabricio Fabela Alta especialidad en procedimientos artroscópicos de hombro y rodilla UMAEH-TO21/ UdeM Monterrey, NL



Dr. Daniel FigueroaCurso de especialización en procedimientos artroscópicos de hombro y rodilla IMSS
UMAA7, NL

demuestra que el procedimiento artroscópico de Remplissage es una opción quirúrgica efectiva para pacientes con inestabilidad anterior de hombro y lesión de Hill-Sachs sin una perdida ósea de glenoides significativa. Estos resultados son comparables con las recientes literaturas publicadas en pacientes adulto.

DISCUSIÓN: Los defectos óseos en la articulación glenohumeral son problemas que pueden causar inestabilidad de hombro severo con alto riesgo de luxación recurrente. En los últimos años, se han publicado múltiples estudios que han progresado nuestro concimiento sobre el diagnostico y tratamiento de la inestabilidad del hombro. La lesión de Hill-Sachs es inevitable cuando se habla de la inestabilidad anterior de hombro debido a la alta prevalencia en pacientes con inestabilidad recurrente.

En el pasado reciente, se ha encontrado que la lesión de Hill-Sachs es una lesión que frecuentemente se acompaña de otro tipo de lesiones. Es importante considerar estas lesiones concomitantes incluyendo la perdida ósea bipolar (glenoides y la cabeza humeral) adicional a la lesión de Bankart.

De los 11 pacientes posoperados los cuales se les realizo una estabilización quirúrgica artroscópica, 1 de esos pacientes presentó recurrencia, la cual tenía una gran lesión de HillSachs y un gran defecto óseo sugiriendo que estas lesiones son un factor de riesgo para la re-disclocación después de la reparación de Bankart. Se encuentra una alta incidencia de re-dislocación en los pacientes que practican deportes de contacto. Se ha reportado en estudios anteriores que el índice de re- dislocación después de una reparación artroscópica de Bankart es 3 veces mas alta en los pacientes que practican deportes de alto contacto a diferencia de los que no realizan este tipo de deportes. v que solo un 24 % de los atletas se recuperan a su mismo rendimiento previo a la lesión, debido a la inestabilidad residual y a la restricción de rangos de movimientos Se encontró una media de los pacientes posoperados de Remplissage artroscópico y plastia de Bankart por medio del Score de Rowe de 87.27 que traduce a una resultado bueno y una media del score de ASES de 70.45 A pesar de realizar el Remplissage artroscópi-

activos y pasivos a la rotación externa de los 11 pacientes postoperados

CONCLUSIONES: El presente estudio ha encontrado una fuerte evidencia de que la cirugía de Remplisagge más la reparación de Bankart artroscópica conlleva a excelentes resultados en términos de scores clínicos y una disminución de recurrencia, así que, nuestros hallazgos confirman la validez de

co con la repercusión que tiene este procedimiento al tendón del infraespinoso, no hubo alguna consecuencia con los movimientos

lesión de Hill-Sachs enganchante. Se concluye que los resultados son excelentes en pacientes tratados con la combinación del Remplissage y la reparación de Bankart para la inestabilidad anterior de hombro.

la cirugía de Remplissage como un procedimiento adicional a la reparación de Bankart en pacientes con alto riesgo y pacientes con

CONFLICTOS DE INTERÉS: Ninguno























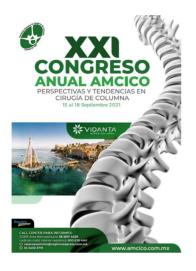
AMECRA ® NLINE

Bibliografía

- 1. Kurtz SM et al. Projections of Primary & Revision Hip & Knee Arthroplasty in the US from 2005 to 2030. J Bone Joint Surg Am 2007; 89 (4): 780-785
- 2. Roussot MA. The Evolution of Patellofemoral Prosthetic Design in TKA: How far have we come? EFORT Open Rev 2019; 4: 503-512
- 3. Tanzer M. Preoperative Planning TKA. J Am Acad Orthop Surg 2016; 24 (4): 220-230
- 4. Scott WN. Insall & Scott Surgery of the Knee. Elsevier. 6th edit. 2018
- 5. Parvizi J & Gehrke T. Segundo Consenso Internacional sobre Infecciones Musculoesqueléticas. International Consensus Group LLC. 2018
- 6. Oussedik S et al. Alignment in TKA. What's in a name? Bone Joint J 2020; 102B (3): 276-279
- 7. Hirschmann M et al. Alignment in TKA: What has been clear is not anymore. Knee Surgery Sports Traumatol Arthrosc 2019; 27: 2037-2039
- 8. Howell SM. Kinematic Alignment in TKA. Arthropaedia 2014; 1: 44-53
- 9. Salazar- López JN. Ruptura del Mecanismo Extensor en la ATR. Orthotips 2018; 14 (3): 140-146
- 10. Assiotis A et al. Patellar Complications following TKA: A review of the Current Literature. European J Orthop Surg Trauma 2019 DOI: 10.1007/s00590-019-02499-z
- 11. Salazar- López JN. Preoperative Planning in Total Knee Arthroplasty: Osteotomy more important than Soft Tissue Balancing. EC Orthopaedics 2019; 10 (9): 703-710
- 12. Kobayashi H et al. Is the Surgical Epicondylar Axis the Center of Rotation in the Osteoarthritic Knee? J Arthroplasty 2015; 30: 479-483

- 13. Victor J. Rotational Alignment of the Distal Femur: A literatura Review. Orthop Traum Surg Res 2009; 95: 365-372
- 14. Huddleston JI. Determination of Neutral tibial Rotational Alignment in Rotating Platform TKA. Clin Orthop Rel Res 2005; 440: 101-106
- 15. Prudhon. How is Patella Height Modified after TKA. Int Ortopaedics SICOT 2017 DOI: 10.1007/s00264-017-3539-6
- 16. Xu B. Application of Different Patella Height Indices in Patients undergoing TKA. J Orthop Surg Res 2017; 12: 191

Nacionales 2021 / 2022







Internacionales 2021 / 2022



cular v Ai Reconst Cirugía <u>d</u>e Asociación Mexicana



Asociación Mexicana de Cirugía Reconstructiva Articular y Artroscopía A.C.

Boulevard Puerta de Hierro, 5150 int 305-A Colonia Plaza Corporativo, Zapopan, Jalisco. C.P. 45116

Teléfono: (33) 3611-3334 E-Mail: secretaria@amecra.org.mx

amecra.org.mx