

11245
29/56



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

**DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO
FACULTAD DE MEDICINA
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL
HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia
CENTRO MEDICO NACIONAL**

**" ESTADO ACTUAL DEL TRATAMIENTO DE LA
LESION DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR "**

T E S I S
PARA OBTENER EL GRADO DE:
**ESPECIALISTA EN TRAUMATOLOGIA
Y ORTOPEdia**

P R E S E N T A:
DR. JAVIER ALFONSO ORTEGA ALONSO
ASESOR DE TESIS:
DR. JULIO RAMOS ORTEGA



MEXICO D. F.

1986.

FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

I N D I C E

1. INTRODUCCION
2. JUSTIFICACION
3. ANTECEDENTES
4. DESARROLLO DEL TEMA
 - 4.1 GENERALIDADES
 - 4.1.1 Anatomía de los ligamentos cruzados
 - 4.1.2 Los ligamentos cruzados como fundamento de la biomecánica de la rodilla
 - 4.1.3 Riego sanguíneo de los ligamentos cruzados
 - 4.1.4 Biomecánica de los ligamentos cruzados y fisiopatología aplicada
 - 4.1.5 Los ligamentos cruzados y el rango de movimiento articular
 - 4.1.6 Consecuencias de la falla de la reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior desinsertado
 - 4.1.7 Hiperextensión y el Ligamento Cruzado Anterior
 - 4.1.8 El Ligamento Cruzado Anterior y el Menisco
 - 4.1.9 La insuficiencia del Ligamento Cruzado Anterior y las lesiones meniscales
 - 4.2 CARACTERISTICAS Y PROPIEDADES DE LOS LIGAMENTOS NORMALES
 - 4.2.1 Definición y clasificación de los ligamentos
 - 4.2.2 Apariencia macroscópica
 - 4.2.3 Bioquímica
 - 4.2.4 Apariencia histológica

4.2.5 *Propiedades mecánicas*

4.2.6 *Funciones Ligamentarias normales*

4.2.7 *Cicatrización de los ligamentos*

4.3 **EL EMPLEO DEL INJERTO AUTOLOGO EN LA INESTABILIDAD CRONICA DE LA RODILLA POR LESION DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR**

4.3.1 *Resultado de las diferentes reconstrucciones intra-articulares con injerto autólogo*

4.3.2 *Banda Iliotibial*

4.3.3 *Semitendinoso*

4.3.4 *Recto Interno*

4.3.5 *Tendón Rotuliano*

4.3.6 *Meniscos*

4.4 **IMPLANTES DE FIBRAS DE CARBÓN**

4.4.1 *Características generales*

4.4.2 *Observaciones histológicas*

4.4.3 *Resultados*

4.5 **PROPIEDADES MECANICAS Y BIOLÓGICAS DEL LIGAMENTO SINTÉTICO DE POLITETRAFLUOROETILENO TIPO GORE-TEX DILATADO**

4.5.1 *Descripción del dispositivo*

4.5.2 *Pruebas de tensión*

4.5.3 *Pruebas de aprensión cíclica*

4.5.4 *Fatiga al doblamiento*

4.5.5 *Análisis de las propiedades mecánicas*

4.5.6 *Propiedades biológicas*

4.5.7 *Resultados*

5. DISCUSION

6. CONCLUSIONES

7. BIBLIOGRAFIA

I N T R O D U C C I O N

Actualmente hemos observado que existe un incremento en la frecuencia de las lesiones ligamentarias de la rodilla, -- siendo una de las más frecuentes y más erróneamente tratadas, la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA), para el cual se han descrito desde hace algunos años tantas y -- tan diversas técnicas quirúrgicas (utilizándose injerto au tólogo) con resultados no satisfactorios que han motivado la utilización de materiales protésicos en un intento para resolver en forma adecuada el problema de la inestabilidad crónica resultante.

El incremento de este tipo de lesión y la dificultad de su tratamiento que ha requerido el empleo de prótesis sin té tí cas, ha motivado la realización de esta investigación.

Adoptándose una actitud fisiológica definitiva en la recons trucción ligamentaria, se puntualiza en las indicaciones -- quirúrgicas del tratamiento inicial tanto como en los problemas de inestabilidad crónica el empleo de injerto autó logo.

Se menciona en breve un bosquejo histórico del desarrollo -- de las prótesis sintéticas más usuales, ya que no existen -- investigaciones fidedignas, probablemente por los resulta -- dos poco alentadores obtenidos en los primeros intentos de reemplazo sintético.

Se describe el desarrollo embrionario, las características anatómicas, biomecánicas e histológicas de los ligamentos cruzados normales así como el comportamiento biomecánico de un ligamento cicatrizado. Por otro lado se analizan las características físico-químicas de biocompatibilidad y mecánicas de los ligamentos sintéticos actualmente empleados, como los de Fibras de Carbón y los de Politetrafluoroetileno, refiriéndose los resultados obtenidos en animales de experimentación y algunos reportes preliminares de estudios efectuados en humanos.

J U S T I F I C A C I O N

El problema terapéutico de las lesiones ligamentarias de la articulación de la rodilla, principalmente la inestabilidad crónica por lesión del Ligamento Cruzado Anterior ha originado diversos criterios terapéuticos tanto conservador como quirúrgico. Así mismo ha originado el desarrollo de prótesis sintéticas como una de las posibilidades actuales de tratamiento, principalmente en aquellos casos en que las técnicas quirúrgicas habituales no han brindado los resultados esperados, aún con una ejecución correcta de la técnica lo cual ha originado mi interés en realizar esta revisión, iniciando con un análisis de las características anatómicas, biomecánicas e histológicas de los ligamentos cruzados, para poder realizar una evaluación de las propiedades proporcionadas por los materiales sintéticos, analizando su composición físico-química y de biocompatibilidad así como su comportamiento mecánico.

Se describen las prótesis de Fibras de Carbón y las de Politetrafluoretileno. Desgraciadamente no se puede analizar en forma adecuada los resultados desde el punto de vista clínico como se quisiera, debido que hasta el momento actual no se cuenta con la cantidad de casos suficientes para una evaluación estadística, por lo cual se refieren períodos de seguimiento de corta duración y algunos reportes preliminares en humanos.

A N T E C E D E N T E S

No se refieren con certeza los primeros estudios realizados con prótesis sintéticas en las lesiones de los ligamentos cruzados probablemente por los malos resultados clínicos obtenidos. El tipo de prótesis empleadas estuvieron permanentemente expuestas a contener la carga mecánica del ligamento, por lo que se dañaban al poco tiempo de colocados.

Existen pocos materiales resistentes a la tensión y a la faja para soportar grandes cargas y millones de ciclos por segundo a los que están expuestos normalmente los ligamentos, consecuentemente la mayoría de los cirujanos emplean injerto autógeno en la reconstrucción de una inestabilidad crónica de la rodilla. Las primeras referencias en la literatura relacionadas con la aplicación del injerto autógeno, se encuentran en la literatura americana, destacando Frederick Jay Cotton (1869-1934) médico norteamericano egresado de la Universidad de Harvard. Publicó su primer artículo -- con empleo de la Fascia Latta como injerto en 1934, mencionando el procedimiento de Gallie's en el que se emplea al tendón del Gracilis, asimismo enumera diversos esquemas terapéuticos mecánicamente dudosos y con resultados no muy halagadores motivo por el cual no se les concede la importancia adecuada. Su técnica descrita fue el producto de una -- larga evaluación de sus resultados, en los cuales otorga un papel fundamental a la reconstrucción de los ligamentos colaterales para el mantenimiento de la estabilidad.

Desde hace algunos años se ha incrementado el interés por el reemplazo sintético debido a un aumento en el número de los materiales desarrollados.

En 1977 se realizó una reunión cumbre en Europa Occidental - con la participación de los doctores Blazina, James, Kennedy, O'Donoghue y el profesor Trilliat para analizar los problemas terapéuticos de la rodilla relacionados con la biomecánica y la reconstrucción tardía de las lesiones ligamentarias, subrayándose los obstáculos que impedían el establecimiento de principios generales aceptables para el tratamiento de estas lesiones. Al final de 1977 después de los trabajos efectuados por la American Food and Drug Administration se prohibió el uso de ciertas prótesis, ya que se habían incrementado dentro de esta disciplina. Algunas de estas contribuciones perdieron su importancia práctica pero no científica, sirviendo estas como la base indispensable para las investigaciones futuras. Los primeros implantes protésicos investigados en los Estados Unidos en los años de 1976 a 1977 fueron los de Poliflex y Protoplast. Los principales investigadores pioneros los doctores Sloucum y James en Eugenia Oregon; Dr. Houston en Columbia Georgia y el Dr. Tullos en Houston Texas. Se han efectuado pruebas en todo el mundo por diferentes investigadores de biocompatibilidad en animales, con fibras de carbono, polímeros de varias fibras, polímeros porosos e implantes xerogénicos. Después de completarse extensas pruebas mecánicas e histológicas, se han utilizado algunos de las prótesis en diferentes estudios preliminares. En 1981 -

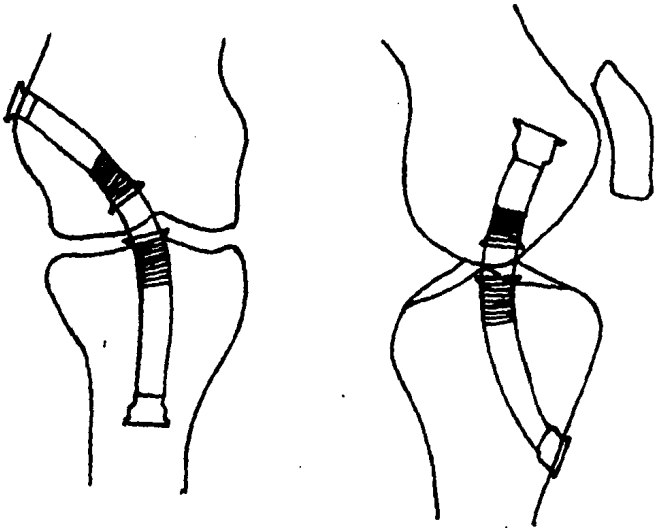


Fig. 1. Ligamento sintético de Poliflex.

se efectuó un taller en Alemania bajo los auspicios de la Universidad de ULM para discutir los resultados obtenidos. Dos años más tarde en Diciembre de 1983 dos días después -- del Simposium Internacional llevado a cabo en Nueva York -- por la Escuela de Medicina de la UMDNJ - New Jersey, se reunieron 250 cirujanos ortopedistas de todo el mundo para presentar sus nuevas observaciones clínicas y experimentales, presentándose más de 7 años de experiencia clínica, con aplicaciones en la articulación de la rodilla, tobillo, mano, muñeca, hombro y codo.

En la mayoría de los países la mayor parte de los cirujanos han utilizado las fibras de carbón como reemplazo tendinoso y ligamentario más que cualquier otro material. Asimismo se han mencionado varios estudios por otros autores, acerca de las características mecánicas e histológicas de este tipo de fibras, comparándose los diferentes dispositivos y técnicas quirúrgicas, aplicándose en todas el principio de la cicatrización.

Los dispositivos sintéticos proporcionan integridad mecánica inicial y toleran las cargas normalmente soportadas por los ligamentos normales, siendo reemplazados posteriormente por la colágena que crece dentro y alrededor del mismo dispositivo. Dependiendo del número de fibras y de la conformación del implante se determina el periodo en que la carga sea transferida al tejido cicatrizado.

DESARROLLO DEL TEMA GENERALIDADES

La rodilla es una de las articulaciones más comunmente afectadas por traumatismos debido a su estructura anatómica y a las demandas funcionales a las que se encuentra normalmente expuesta. Con el incremento en la participación deportiva -- así como con el aumento de los accidentes automovilísticos - de gran velocidad, se han aumentado en forma considerable las lesiones en esta articulación.

La estabilidad de la rodilla es dependiente de varios factores, incluyéndose dentro de éstos los ejes mecánicos de la articulación, los contornos óseos, los estabilizadores intra-articulares (meniscos y ligamentos cruzados) y los estabilizadores extra-articulares (membrana sinovial, cápsula articular, ligamentos colaterales y unidades músculo-tendinosas). De un funcionamiento de estas unidades depende la estabilidad y la mecánica de la rodilla, Este funcionamiento es coordinado en el atleta por un reflejo propioceptivo altamente sofisticado.

El problema de la reconstrucción ligamentaria debe de considerarse tomándose en cuenta el tiempo de evolución de la lesión (reciente o antigua). En los casos de lesión reciente - los aspectos más importantes del diagnóstico y tratamiento - dependen de las alteraciones anatomofisiológicas. Tales alteraciones pueden ser examinadas inmediatamente a través de --

una exploración clínica exhaustiva y con el apoyo de pruebas paraclínicas relacionadas, con lo que se obtiene una evaluación precisa de ambos tipos de ruptura, estableciéndose el pronóstico de la lesión. La información obtenida nos permite decidir por un tratamiento conservador o quirúrgico.

En el caso de una lesión antigua el cuadro es más o menos -- complicado debido a la curación desorganizada, al tejido necrosado y a la fibrosis, completada por cambios degenerativos secundarios tales como la distensión ligamentaria y los desgarros meniscales. El proceso ocasiona una pérdida de la anatomía normal ideal y nos limita por sí sola a una cirugía reconstructiva menos satisfactoria con resultados menos predecibles. Frecuentemente es difícil correlacionar satisfactoriamente la inestabilidad (fenómeno esencialmente funcional) y la laxitud ligamentaria (hallazgos clínicos objetivos). No es usual que se efectúen múltiples cirugías en la rodilla -- sin que se obtengan resultados satisfactorios. Pero sí es posible reintegrar a los pacientes completamente saludables en el área de las fracturas, porque no en la cirugía de rodilla.

LOS LIGAMENTOS CRUZADOS COMO FUNDAMENTO DE LA BIOMECÁNICA DE LA RODILLA - EMBRIOLOGÍA

La función de los ligamentos de la rodilla y la forma de los condilos femorales están íntimamente relacionados. Sin los ligamentos cruzados la biomecánica de la rodilla no existiría. De esta situación se origina la pregunta de cuál de las

situaciones estuvo presente primero, los ligamentos cruzados o las superficies articulares del movimiento y/o si bien, la articulación de la rodilla puede funcionar normalmente después de la pérdida o ruptura de los ligamentos cruzados.

Tillman mostró en 1974 con cortes histológicos como los ligamentos cruzados se forman en el embrión humano, demostrando su presencia en la 10a. semana, encontrándolos por lo tanto antes del desarrollo del espacio articular con libertad de movimiento (41). El contorno básico del cóndilo femoral también es aparente en este período, por lo tanto el movimiento subsecuente de las superficies articulares está determinado aparentemente por la presencia temprana de los ligamentos -- cruzados. El techo intercondíleo con una inclinación de 40° también es evidente a la 10a. semana embrionaria así como los meniscos. Solamente cuando empieza el movimiento articular, los ligamentos pueden separarse de la tibia tanto como incur sionar dentro del fémur. Por lo tanto la importancia funcional de los ligamentos cruzados tienen un origen muy temprano. Esta congruencia funcional puede continuar efectuando su función en forma eficiente. Estos ligamentos convierten a un simple movimiento rotacional en un movimiento "acoplado" más complejo. Hence, Huson y Menschik puntualizaron que los ligamentos cruzados efectúan la función de un verdadero mecanismo de engranaje formando el núcleo biomecánico de la articulación de la rodilla. Ambos Trilliat y Menschik han confirmado en fotografías que la división de los ligamentos cruzados suspende el mecanismo de engranaje el cual no puede reempla-

zarse satisfactoriamente por la función de los ligamentos peri
féricos y cápsula articular.

ANATOMIA DE LOS LIGAMENTOS CRUZADOS

El ligamento cruzado anterior se encuentra unido al fémur en la parte posterior de la superficie medial del cóndilo femoral lateral en la forma de un segmento de círculo (Fig. 2). La parte anterior casi es recta y la porción posterior oblicua. El promedio de la longitud del ligamento es de 38 mm., y la ampli
tud promedio es de 11 mm. Alrededor de 10 mm., por debajo de la unión femoral el ligamento emerge distalmente a la unión ti
bial, la cual se efectúa en una amplia área de depresión anterior y lateral a la espina tibial anterior, existiendo una mar
cada separación del cuerno anterior del menisco lateral.

El ligamento cruzado posterior esta unido en la porción posterior de la superficie lateral del cóndilo medial del fémur y - como en el ligamento cruzado anterior, esta inserción es de la forma de un segmento de círculo. Es horizontal en su dirección en general. El límite superior de la unión es recta y el límite inferior convexo. El ligamento cruzado posterior tiene un promedio de longitud de 38 mm., y en promedio una anchura de - 13 mm., con una estrechez en su porción medial. Extendiéndose en abanico en una porción mayor en la parte superior más que - en la porción inferior. Las fibras se encuentran insertadas a tibia en una dirección anteromedial, mientras en el fémur es--
tdn en una dirección anteroposterior. La inserción tibial está

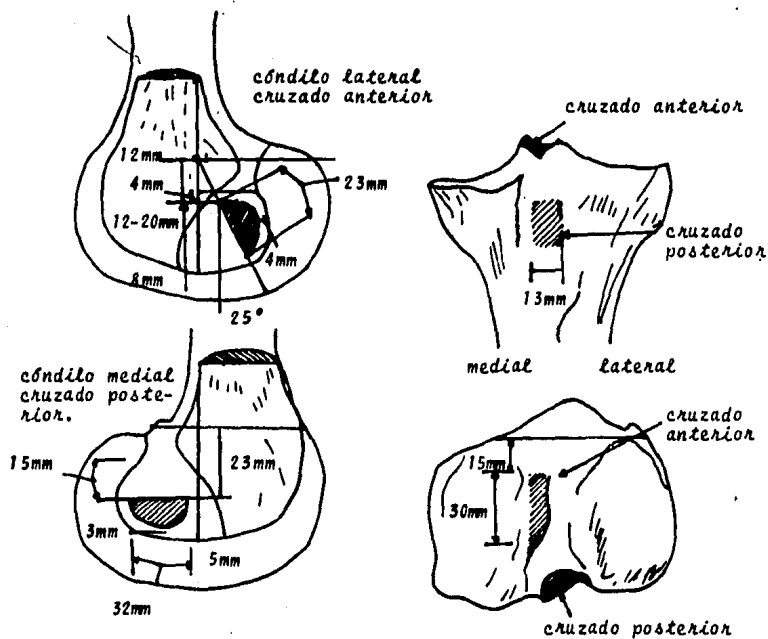


Fig. 2. Inserciones de los ligamentos cruzados anterior y posterior en el fémur y la tibia.

en una depresión de la superficie superior intra-articular de la tibia. La inserción se extiende por unos cuantos milímetros sobre la superficie posterior adyacente de la tibia; la inserción en la tibia es en una porción corta, el ligamento cruzado posterior se desliza para doblar con el cuerno posterior - del menisco lateral. Los ligamentos de Humphry y Wrisberg nunca se han observado juntos y algunas veces están ausentes. La naturaleza de la inserción superior de los ligamentos cruzados resulta en unas bandas torcidas en su propio eje longitudinal en la flexión. Hay una torsión en la dirección opuesta, desde la cual están insertadas a la superficie contraria. Desde el frente, la dirección de la torsión parece estar hacia el centro de la articulación.

RIEGO SANGUINEO DE LOS LIGAMENTOS CRUZADOS

Los ligamentos cruzados forman el núcleo de la congruencia -- funcional y de la estabilidad de la rodilla. El hecho es que su extensión dentro de la articulación es extra-articular y -- cierto tipo de lesiones resultan en una pérdida severa del -- riego sanguíneo. Alm Stromberg (4), Bousquet (7), Degour y -- Busquet (12), etc., han estudiado el riego sanguíneo de los -- ligamentos cruzados. Puntualizando en que entran ramas desde la arteria genicular media, involucrando la encrucijada o -- "pivote central" desde atrás anastomosándose una con otra. El ligamento cruzado posterior se encuentra situado favorablemente y es irrigado por 4 ramas que están distribuidas ampliamente sobre su curso.

Por otro lado solamente entra una arteria principal en el ligamento cruzado anterior al nivel en donde los dos ligamentos se cruzan. Por lo tanto mientras que el ligamento cruzado posterior recibe el principal riego sanguíneo a cuatro niveles, el ligamento cruzado anterior es irrigado solamente por un vaso principal entre su inserción superior e inferior. En las áreas de inserción de los ligamentos estos vasos entran en una anastomosis de pequeño calibre del plexo subcortical vascular del fémur y la tibia. Estas anastomosis son muy pequeñas para irrigar un ligamento roto que ha perdido su arteria principal sin embargo estos pequeños vasos son extremadamente importantes desde el punto de vista quirúrgico, por su presencia en el sitio de inserción del ligamento proporcionan la microcirculación necesaria para la curación. Si estos logran la unión con los vasos sinoviales en el área de sutura se formarán anastomosis que conducirán de acuerdo a las observaciones de Guillquist (2) y Clancy (9) a una revascularización no solamente de la reinsertión ligamentaria sino también del injerto. Para que ocurra este tipo de revascularización es necesario que el sitio de la reinsertión ligamentaria o de la inserción del injerto sea cubierta por membrana sinovial, esta cubierta de membrana sinovial debe de extenderse más allá del sitio de ruptura, hasta el hueso. Una desvitalización del ligamento cruzado que no sea más que extra-articular aislada dentro de la cavidad articular y con el líquido sinovial subyacente, entrará en una necrosis rápida. Por otro lado en los desgarros transversos y en los desgarros difíciles de aproxi-

mar, se han conocido casos de curación con una verdadera revascularización en el área de sutura, mientras que el resto del ligamento puede estar cubierto con sinovial y por lo tanto extraarterializado durante la reparación quirúrgica. El ligamento cruzado posterior lo hace menos apto para encontrarse aislado dentro de la cavidad articular. En la mayoría de los casos retiene esta inserción con el tejido restante en la fosa poplitea.

Por lo tanto el ligamento cruzado anterior es más vulnerable que el posterior, ambos en términos de riesgo sanguíneo y por el riesgo de aislamiento intra-articular postraumático. Es esencial que la cubierta sinovial sea reestablecida al ligamento manteniéndose esta concepción con el complejo ligamentario. Algunos autores opinan que deriva una nutrición significativa del extremo superior de la tibia al ligamento cruzado anterior, describiendo lesiones vasculares del ligamento secundarias a menisectomía medial. Supuestamente este tipo de lesiones causadas por el retiro de mucho tejido vascularizado adyacente al ligamento cruzado anterior durante la resección del menisco. El problema de la insuficiencia del ligamento cruzado anterior posterior a una menisectomía es bien conocido. Frecuentemente se han conocido casos durante la revisión de la cavidad articular. No se ha establecido verdaderamente cuando estos casos se deben a la pérdida del riego sanguíneo del ligamento cruzado anterior o si bien se deba a factores mecánicos ocasionados por la menisectomía por sí sola. En el tratamiento de la ruptura del ligamento cruzado, la restauración o el mantenimiento del

riego sanguíneo no debe dársele menos consideración que a los aspectos mecánicos de la reconstrucción. De acuerdo a esto, - debe de suturarse con gran cuidado, debiendo mantener la seguridad del ligamento sin estrangulamiento. Deben de mantenerse las uniones del ligamento cruzado anterior con el posterior - debido a que es importante para la nutrición del cruzado anterior.

BIOMECANICA DE LOS LIGAMENTOS CRUZADOS V FISIOPATOLOGIA APLICADA

Si nos colocamos en un esquema simple de movimiento uniplanar, los ligamentos cruzados como radio de una longitud constante, trazan hacia afuera un pequeño arco circular. Con la tibia fija sus puntos finales sobre el fémur descansan sobre una línea circular (Fig. 3). Contrariamente si la tibia se mueve y el fémur se fija, los puntos finales femorales forman el centro de un círculo. Por supuesto este modelo es válido solamente si observamos los ligamentos cruzados como una línea ideal. Pero debido a la necesidad de que algunas fibras sean requeridas para la fortaleza mecánica, no todas pueden acomodarse sobre la línea ideal. Las leyes de esta encrucijada, la cual termina el movimiento obligatorio de las superficies articulares con el deslizamiento posterior del punto de contacto son solamente responsables para esta secuencia funcional. La secuencia permanece operativa si están perdidos los ligamentos colaterales y los movimientos de flexión y extensión ocurren en un solo plano.

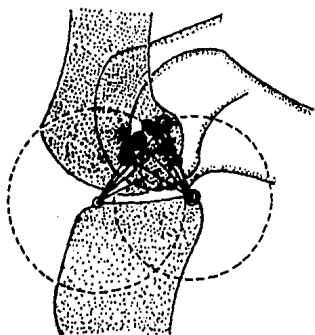


Fig. 3. Movimiento de ambos ligamentos cruzados sobre un arco circular durante la flexión y extensión de acuerdo a los principios del sistema articulado de las cuatro - barras cruzadas cuando los movimientos son reducidos esquemáticamente a un simple plano.

LOS LIGAMENTOS CRUZADOS Y EL RANGO DE MOVIMIENTO ARTICULAR

Los límites del movimiento articular están también determinados por el acomodamiento de los ligamentos cruzados. Por ejemplo si su origen proximal se encuentra sobre una línea recta a un ángulo recto a lo largo del eje femoral, la articulación de la rodilla tendría una movilidad de 50° - 70° por ejemplo 50° de hiperextensión y solamente 70° de flexión (Fig. 4). Para permitir la movilidad normal de 5° - 145° , los orígenes femorales de los ligamentos cruzados deben encontrarse sobre una línea que forme un ángulo de 40° con el eje mayor de fémur. Al pasar esto, el techo de la hendidura intercondílea forma un ángulo de 40° con el eje mayor del fémur (Fig. 5). Como ya hemos visto en tonces, los ligamentos cruzados actúan para limitar la extensión y prevenir la hipertensión. Si la rodilla es forzada en extensión o hiperextensión, el ligamento cruzado anterior debilitado se coloca en una situación crítica en la posibilidad de una lesión aguda. Las investigaciones de rodillas con insuficiencia crónica del ligamento cruzado anterior confirman que en tales casos está siempre presente una hiperextensión patológica. El ligamento cruzado posterior también encaja sobre la cápsula de la escafidura intercondílea en flexión máxima. Sin embargo este contacto en la posición terminal no acarrea un alto riesgo de lesión para el ligamento cruzado posterior como la hiperextensión para el ligamento cruzado anterior.

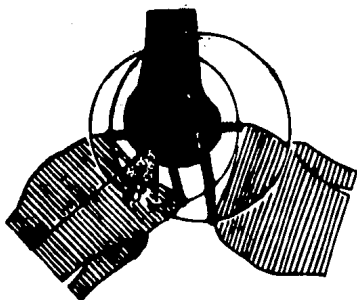


Fig. 1. Si las inserciones femorales de los ligamentos cruzados se encontraran sobre una línea que formara un ángulo recto con el eje longitudinal del fémur, resultaría un movimiento de $50^{\circ} - 0 - 70^{\circ}$.

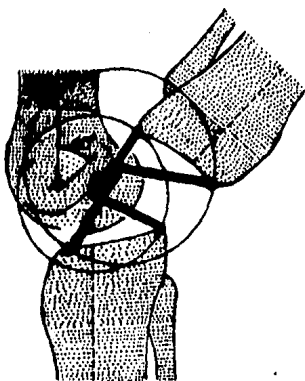


Fig. 5. La movilidad normal de la rodilla de 5° - 0 - 145° es solamente si las inserciones de los ligamentos cruzados se encuentran sobre una línea que forme un ángulo de -40° con el eje mayor del fémur.

LAS CONSECUENCIAS DE LA FALLA DE LA RECONSTRUCCION DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DESINSERTADO

No es raro que una ruptura del ligamento cruzado anterior sea reinsertada anteriormente lejos de la cúpula en la hendidura intercondílea. Como resultado de esto el ligamento cruzado anterior (LCA) es muy corto durante la flexión, pudiendo prevenirse si no fuera por las fuerzas sisallantes generadas por los músculos y brazos de palanca. Como integrante más débil, el ligamento puede elongarse y romperse durante la flexión. Esto se aplica no solamente al ligamento sino a los hilos de sutura. Los fragmentos de hilo, pueden entonces entrar a la cavidad articular, en donde pueden causar derrame hemorrágico crónico con la correspondiente destrucción secundaria del cartilago.

Las fotografías en movimiento para los dos casos documentan la acción fallida de la reinsertación inadecuada del LCA por medio de la visualización de los hilos de sutura. En la extensión, la ruptura de los cabos de los hilos se encuentran en aposición, mientras que en la flexión están ampliamente separados.

LA HIPEREXTENSION Y EL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Una hiperextensión violenta activa de la rodilla en rotación interna por una violencia pasiva, puede lesionar el LCA en su borde anterior del techo intercondíleo. En tal localización de acuerdo con Grant y Besmajian (16), hay una hendidura dentro de la cual encaja el LCA durante la flexión de la rodilla.

En la hiperextensión Este ligamento puede acomodarse torcido y desgarrarse en el borde de Esta "hendidura de Grant", Las estructuras sinergistas ligamentarias pueden acomodarse estiradas en la esquina del semimembranoso sobre el lado medial y en la esquina del popliteo en el lado lateral.

EL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR Y EL MENISCO

Las dos secciones sagitales a través del compartimiento lateral y medial de la rodilla muestra la pérdida de congruencia de la superficies articulares. La congruencia que existe es solo funcional, derivándose principalmente de un mecanismo de engranaje de los ligamentos cruzados. Todas las demás estructuras pasivas y dinámicas están orientadas adelante, incluyendo se la situación de los meniscos.

Los meniscos mejoran la congruencia articular instantánea pero deben moverse hacia afuera del camino recorrido por los cóndilos femorales durante el movimiento de la rodilla para que no puedan acomodarse "atrapados entre las ruedas" cuando el punto de contacto se mueva anterior y posteriormente.

LA INSUFICIENCIA DE LOS CRUZADOS Y LESIONES MENISCALES

Como Artman y Wirth pudieron demostrarlo en 1974, la insuficiencia del LCA resulta en una desintegración del movimiento de deslizamiento rotatorio causando que el cóndilo femoral rote excesivamente antes del deslizamiento.

Si se desgarran el LCA, el fémur rota sobre el menisco y su cuerno posterior con la flexión se resbala hacia atrás. Esto -

conduce a una forma bien conocida de deteriorización clínica - descrita por Chalandre (10) en 1977. Los primeros síntomas meniscales aparecen sobre este lado; en la fase próxima por la aparición de síntomas meniscales con desgarró en el lado opuesto. Finalmente este segundo menisco también es retirado, resultando una rodilla en una situación infeliz con menisectomía bilateral, insuficiencia del LCA y el daño progresivo del cartilago. Prácticamente en este estado se hacen algunos tipos de reparación ligamentaria. Olson y colaboradores (35) con estudios en perros observaron que esto conducía a una degeneración con osteofitos reactivos. Desarrollándose un ciclo vicioso, con la progresión de una insuficiencia a cambios artrósicos -- tardlos.

En 1972 Gudde y Wagenknecht (17) reportaron resultados muy pobres en 50 pacientes que fueron sometidos a menisectomía medial los cuales tenían una lesión del LCA no tratada durante su seguimiento.

CARACTERISTICAS Y PROPIEDADES DE LOS LIGAMENTOS NORMALES

DEFINICION Y CLASIFICACION DE LOS LIGAMENTOS:

Los ligamentos son bandas cortas de fibras de tejido conectivo firmes pero flexibles que mantienen los huesos unidos o soportan a órganos en su sitio. Por lo tanto los ligamentos pueden ser clasificados dentro de dos grandes grupos: Aquellos que unen los elementos del esqueleto (generalmente cruzando las articulaciones) y aquellos que unen a otros tejidos blandos (tales como los ligamentos suspensorios del abdomen). A los que nos vamos a referir en el capítulo son a los del primer grupo llamados ligamentos esqueléticos. Hay varios cientos de ligamentos esqueléticos, llamados por la variedad del grosor, estructura y rasgos funcionales. La clasificación funcional nunca ha sido parecida al trabajo que desempeñan, los ligamentos cruzados probablemente sean los únicos por su localización, tensión, flujo sanguíneo, pérdida de tejido blando de soporte y muchos otros factores que podrían incluirse dentro de esta clasificación, pero aún así deben considerarse en forma cuidadosa.

APARIENCIA MACROSCOPICA:

En un examen abierto se observa que los ligamentos consisten de fibras individuales que corren casi paralelas una con otra sobre el curso de sus inserciones. Es difícil distinguir las fibras específicamente de cabo a cabo sin embargo, ocurre una mezcla considerable de estas estructuras. En algunos casos las fibras se agrupan dentro de grandes paquetes que se distinguen

anatómicamente. Recientemente se ha reconocido que estos grupos tienen una implicación funcional importante sugestiva de una organización mucho más sofisticada de muchos ligamentos.

Las inserciones ligamentarias están ocultas generalmente a la vista por el ligamento mismo o por tejidos subyacentes tales como la sinovial, por lo tanto sólo pueden apreciarse áreas de inserción después de una disección amplia.

APARIENCIA HISTOLOGICA:

Con el empleo de las técnicas histológicas usuales, la sustancia de un ligamento esquelético común, puede observarse que -- consiste de varias fibras de colágena orientadas en un estilo o forma paralela a lo largo de su longitud, encontrándose intervalos poco frecuentes de esparcimiento a través de estas fibras, células delgadas que producen y mantienen la matriz del ligamento llamado fibroblastos. Rara vez se observan vasos que viajen en medio de la matriz, soportando este concepto los ligamentos son estructuras poco vascularizadas. Con el empleo de la luz polarizada se pueden observar otras características en cortes histológicos delgados tal como unas ondulaciones regulares de células y de la matriz, forma que se ha descrito como "rizado". La periodicidad de esta ondulación y sus medidas pueden ser específicamente estructurales y variar a lo largo de la longitud en cada ligamento. Una explicación para que adopten esta forma parecida al acordeón recuperable en la matriz, es la de actuar como un "amortiguador" al permitir ligeras elongaciones del ligamento sin daño de sus fibras. Esto también permite un mecanismo de control de la tensión del ligamento, actuando como una espe-

cie de "controlador del choque" a lo largo del mismo. Cuando se exceden los límites de este rizado ocurren sin embargo daños -- irreversibles, cambiándose probablemente sus propiedades fisiológicas.

Las inserciones ligamentarias son aún más complejas, heterogéneas y dinámicas que la sustancia ligamentaria. Contrariamente a la creencia popular, los ligamentos no están simplemente -- "segmentados al hueso" por las fibras de Sharpey, sino que estas fibras de colágena unen una lámina adyacente dentro del hueso y como tales solo a una pequeña parte del mecanismo total de inserción. La mayoría de los ligamentos esqueléticos en su inserción constan de una transición gradual hermosamente organizada a través de las capas de fibrocartilago dentro del hueso, para prevenir la concentración de las tensiones, evitándose una interfase repentina o súbita de los tejidos y el hueso para facilitar su distribución en grandes áreas. Algunas inserciones -- están apoyadas por tejido superficial parecido al periostio con algunas fibras en la periférica insertadas en su interior.

BIOQUÍMICA:

La estructura del ligamento está compuesta de varias sustancias, existiendo diferencias en la proporción de las sustancias de un tendón y un ligamento, lo cual se correlaciona por su diferente apariencia histológica. La mayoría de los ligamentos esqueléticos constan de dos terceras partes de su peso de agua, mientras que 3/4 de su masa seca está constituida de colágena. Más del 90% de esta colágena es del tipo I con poco porcentaje del tipo III. La mayoría de esta colágena es aparente--

en su composición química muy estable, encontrándose unida a través de sí misma por unos haces de colágena. Sin embargo a pesar de ser estable, la colágena es gradualmente degradada y reemplazada. El porcentaje de recambio de esta colágena probablemente está determinado por ligamento específico y por un número específico de condiciones ambientales.

Pequeñas proporciones de la matriz están compuestas de elastina glicosaminoglicanos y otras sustancias químicas. Los autores estiman que al menos una pequeña proporción de cada ligamento está compuesto de eslabones o uniones cruzadas de elastina. Aproximadamente el 0.5% del peso seco del ligamento está compuesto por glicosaminoglicanos, a pesar de que su masa es menor, constituye una función importante en la matriz debido a su capacidad de unirse con el agua. El resto de la sustancia (alrededor de un 20%) consiste de otra variedad de sustancias químicas; DNA de las células, enzimas, glucoproteínas y lipoproteínas, desconociéndose actualmente sus proporciones.

PROPIEDADES MECANICAS:

Los ligamentos esqueléticos muestran un comportamiento complejo similar al de otros tejidos blandos. Son anisotrópicos, -- orientados para resistir la tensión a lo largo de su eje mayor teniendo además propiedades viscoelásticas. Cuando son examinados *in vitro* con una carga de tensión unidireccional, se observa que los ligamentos exhiben un comportamiento mecánico no lineal. La relación de la tensión-torción del ligamento es inicialmente concava hacia arriba, mostrándose un aumento de la -

inclinación gradualmente cuando se acomoda antes que ocurra una falla progresiva de la substancia. En términos generales, las razones para que este comportamiento no sea lineal es multifactorial. Durante el estiramiento de un complejo existe un incremento en el número de fibras ligamentarias en dirección de la tensión, observándose en el microscopio la forma ondulada (el doblamiento) de la matriz estirándose suavemente hacia afuera - unas partes del ligamento antes que otras. Así es como las fibras vienen entrando en tensión, los niveles de tensión aumentan hasta que virtualmente todas las fibras se encuentran "cargadas" (la curva de tensión-torción se acomoda en una forma lineal). Cuando las fibras empiezan a decaer microscópicamente, existe una meseta de la curva tensión-torción poco tiempo antes de que ocurra la falla última ligamentaria (ruptura). La declinación promedio de esta curva de tensión-torción está relacionada con la rigidez del material ligamentario, mientras que en el ápice muestra su índice de fortaleza. Este comportamiento no lineal de carga de la matriz ligamentaria es altamente funcional ya que esto permite algo de desplazamiento articular con un esfuerzo relativamente pequeño, proporcionando un incremento en la resistencia tanto como un aumento de la deformación. Los ligamentos presentan otro comportamiento funcional como el de guardar "memoria" al ser estirados, ya que responden discretamente diferente para cada estiramiento, siendo posible recuperar su longitud pre-estiramiento. El mecanismo de esta "memoria" es altamente complejo y casi siempre implica una interacción -- complicada de los elementos de la matriz, incluyéndose colágena, agua, glicosaminoglicanos y elastina. Si se mantiene el tejido

ligamentario en tensión y se mantiene en algo de su longitud fisiológica, pueden ocurrir relajaciones tensionales; por ejemplo la tensión en esta situación disminuirla a un valor pronosticable con el tiempo. En forma similar si el ligamento es cargado cíclicamente en su longitud, las tensiones pico del mismo también disminuirán. Este "ablandamiento" del material ligamentario está relacionado con las cargas cíclicas de "aflojamiento" de una articulación normal con movimiento. Es probable que también haya un factor de adaptación en el ajuste de las cargas de la articulación bajo diversas condiciones y es probable algo de protección al ligamento, permitiendo adaptarlo a las longitudes fisiológicas sin fallas.

La calidad y la cantidad del comportamiento mecánico del ligamento dependen en un grado importante del medio ambiente y de las condiciones de carga a las que es sometido el ligamento. El "ablandamiento" relativo de la substancia ligamentaria, ocurre por ejemplo con altas temperaturas. Este ablandamiento puede explicar en alto grado el beneficio del calor en la movilización de las articulaciones. Otro comportamiento igualmente importante es el fenómeno del grado de sensibilidad de los complejos hueso-ligamento-hueso. Así como la mayoría de los compuestos biológicos materiales, los ligamentos responden a grados altos de carga con la transformación adecuada firme y más fuerte cuando se cargan rápidamente. Los complejos completos de hueso-ligamento son marcadamente ajustables a la resistencia de porcentajes altos de carga rápida, los cuales ocurren clínicamente en varias actividades físicas, particularmente cuando otros mecanismos estabilizadores de las articulaciones han fallado.

Virtualmente todas las propiedades de los ligamentos mencionados también varían en ciertos límites con ciertos factores tales como la edad, sexo, etc., y son sin duda dependientes de muchas otras condiciones locales y sistémicas. Los complejos ligamentarios son tan sensitivos y especializados, que pueden deteriorarse rápidamente cuando cualquiera de estas condiciones es alterada. La inmovilización por ejemplo causa un dramático ablandamiento y debilitamiento tanto de la substancia ligamentaria como de su inserción. La recuperación por sí sola de las inserciones es muy lenta después de una inmovilización, mientras que la substancia adyacente ligamentaria se recupera más rápidamente.

FUNCIONES LIGAMENTARIAS NORMALES:

Los complejos hueso-ligamento-hueso están asombrosamente adaptados para las funciones que ellos efectúan. Cada articulación está mantenida con un número de ligamentos que guían los movimientos normales de las superficies articulares, limitan sus movimientos extremos y previenen virtualmente cualquier desplazamiento no fisiológico que ocurra.

Los ligamentos sin embargo, sirven solamente como ajustadores de otros aspectos estabilizadores de la articulación, configuraciones óseas, fuerzas musculotendinosas, contornos articulares, impresiones articulares y soporte de tejidos no ligamentarios. Las partes de cada ligamento trabajan con una fortaleza adecuada en posiciones específicas articulares, justamente como una estructura completa que viene a tensarse con fuerzas distintas. Colectivamente trabajan en armonía para proporcio-

nar movilidad completa y estabilizar la articulación. Los ligamentos colaterales, por ejemplo asisten a los ligamentos cruzados en la prevención de movimientos anormales anteriores y posteriores de la tibia en su rotación, mientras que los cruzados en forma semejante conducen y restringen algo de inclinación lateral de la rodilla.

Los ligamentos esqueléticos mantienen una "presión fisiológica" sobre la superficie articular manteniendo al cartilago y controlando la lubricación articular. Los ligamentos claramente sirven como "ajustadores" de las unidades músculo-tendinosas en la retroalimentación positiva para las articulaciones, por estimulación nerviosa intrínseca y extrínseca así como por estimulación de las inserciones óseas. Esta combinación de la tensión del ligamento, la presión de la superficie articular y la retroalimentación neurológica desempeñan un papel importante en el crecimiento y desarrollo de la articulación.

CICATRIZACION DE LOS LIGAMENTOS:

Los ligamentos cruzados en particular tienen una regeneración pobre debido a varias razones tales como la edad, sexo, actividad, etc. Sin embargo aún no están claras las fallas en la curación.

Los ligamentos colaterales de la rodilla son percibidos con menos problema que los cruzados pero esta impresión puede ser simplemente una función superior de compensación por funciones colaterales ausentes. Los estudios referidos en la regeneración de los ligamentos fueron efectuados en ligamento colateral me-

dial de conejos (15). Como se mencionó anteriormente los principios de la curación de los ligamentos es probablemente análoga a la de los humanos.

Las lesiones completas de la sustancia media del ligamento colateral medial que no son "tratadas" reconstruidas o inmovilizadas curan con la formación de una cicatriz más que con una verdadera regeneración ligamentaria. Esta formación de la cicatriz es similar a la observada en la curación de las heridas e involucra una progresión altamente organizada de los eventos celulares, químicos y mecánicos.

Por estudios histológicos, podemos observar que las lesiones del ligamento colateral medial no tratadas forman una cicatriz inicial extremadamente desorganizada, la cual consiste de numerosas células inflamatorias y fibroblastos hipertrofiados que retiran el detritus dañado, produciendo nuevamente matriz desorganizada. Histológicamente esta matriz se remodela lentamente y se une pero probablemente nunca igual a la apariencia normal de la estructura ligamentaria altamente organizada. La periodicidad, la forma ondulada de la cicatriz es aún marcadamente diferente de la normal, aún a 40 semanas de seguimiento del estudio (C. Frank dato no publicado). Otras tinciones histológicas sugieren otras alteraciones importantes en otros elementos de la matriz, con un relativo incremento de los glicosaminoglicanos y cambios significativos de la elastina y otras glucoproteínas. La cicatriz de un ligamento colateral medial no tratado es biomecánicamente anormal, aún en evaluaciones a largo plazo, presenta cambios persistentes tanto en la cantidad como en la calidad de muchos de sus

componentes. Los cambios crónicos incluyen discreto incremento en la masa total de la colágena, ligeras disminuciones en la -- concentración de la colágena, alteraciones en los tipos de colágena (teniendo una concentración mayor de la normal Tipo III). Incrementos en los grados de intercambio e incrementos en la -- concentración total de los glicosaminoglicanos. Los cambios -- transitorios incluyen el contenido de agua, incrementos en la celularidad (medido por concentración del DNA) y cambios en los radios de unión de la colágena típicos de la producción de colágena inmadura.

La cicatriz del ligamento colateral medial no tratado es mecánicamente (por unidad de área de substancia) inferior a la substancia del ligamento normal por largos períodos de tiempo, con el ápice de falla a la tensión (expresada por unidad de cicatriz) alcanzando un máximo de solamente alrededor del 40% del normal. Otras propiedades mecánicas son proporcionalmente anormales. La rigidez de la cicatriz del ligamento es baja aún -- cuando se examina dentro de rangos fisiológicos. El comportamiento clínico y de tensión-relajación es esencialmente inferior al material del ligamento normal (el relajamiento es mucho más rápido que el normal) sin embargo esto parece corregirse mejor que otras propiedades mecánicas.

Las propiedades estructurales de la curación completa son ligeramente mejores que las propiedades mecánicas (solamente la -- substancia) los cambios podrían indicar desde una compensación natural por la mala calidad de la cicatriz por hacerla más grande. Las tensiones a la falla y a la capacidad de absorción de --

energía son cercanas al 60% del normal pero aún así son valores inferiores a los aceptables.

Algunos grados de laxitud del ligamento colateral medial pueden corregirse espontáneamente por la contracción de la cicatriz, dentro del proceso de la curación de la herida aún sin tratamiento. La cicatriz puede en última instancia estirarse otra vez, tanto como el ligamento sea tensado repetidamente. Los efectos de varios tratamientos en la curación de los ligamentos son mucho más controvertidos. El movimiento y la tensión parecen acelerar algunos procesos anotados previamente, pero no se conoce si existe cualquier efecto de éstos (tal como el incremento en la laxitud) o si el punto final del proceso de cicatrización realmente es cambiado. Tal como lo hemos demostrado en la revisión los efectos de la reparación, sobre el proceso de cicatrización son igualmente inciertos. Un cierto tipo de reparación sobre el proceso de cicatrización del ligamento colateral medial en un conejo falló para mantener la aposición y el resultado fue una unión "puenteada" por una cicatriz, la cual fue lenta en su maduración. Otros tratamientos tales como la estimulación electromagnética pueden influir en los estudios tempranos del proceso de cicatrización, desconociéndose actualmente si éstos efectos pueden ser perdurables. Sólo pueden sugerirse las influencias específicas en las modificaciones del proceso de curación de la herida por los efectos de los medios físicos (calor y frío) así como los anti-inflamatorios, etc. El intento natural de reemplazo del ligamento colateral medial por tejido cicatrizal es mejor que "nada",

siendo probablemente inadecuado para el número de funciones que este ligamento debe de efectuar.

EL EMPLEO DEL INJERTO AUTOLOGO EN LA INESTABILIDAD CRONICA DE LA RODILLA POR LESION DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Las reconstrucciones del ligamento cruzado anterior con Tendón Rotuliano-Óseo, semitendinoso, recto interno, banda ilio-tibial y menisco han brindado buenos resultados con porcentajes entre 75% y el 85% en periodos de tiempo relativamente cortos, un promedio de 7.9 años de evaluación del seguimiento representa todo el porcentaje de éxitos (30). Las reconstrucciones -- efectuadas con Tendón Rotuliano referidas en estadísticas norteamericanas reportaron un 69% de excelentes o buenos resultados. Todos éstos procedimientos requirieron una disección amplia y periodos de rehabilitación de seis meses a un año.

Los estudios se han criticado por la pérdida de estadísticas -- en el control de los seguimientos, técnicas incostantes, falta de mencionar el signo del desplazamiento pivote y fallas en especificar que actividades funcionales pudiesen o no complicar el postoperatorio. Como se ve aparentemente no se ha desarrollado un sistema uniforme de evaluación de los resultados entre los diversos tipos de reconstrucción. Es obvio que la duración del seguimiento ha sido de importancia vital desde que -- muchos estudios han reportado porcentajes de éxito en un 80-90% a los dos años, los cuales a los cinco años hablan disminuido hasta en un 40-50%.

Las indicaciones generales para efectuar la reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior han incluido:

- 1.- Incapacidades funcionales en pacientes indispuestos a alterar sus estilos de vida deportivos.

2.- Pacientes que presentaban síntomas con actividades de la vida diaria.

3.- Falla después de 6 meses de rehabilitación.

Entre las contraindicaciones relativas se han incluido artritis y falta de cooperación del paciente en la rehabilitación postoperatoria.

La fortaleza de varios sustitutos usados en la reconstrucción -- del LCA (Ligamento Cruzado Anterior) han sido analizados por Kennedy y colaboradores (24) y Noyes (33) entre otros. Noyes y colaboradores en estudios de la resistencia del LCA en cadáveres encontraron que es de aproximadamente 1730 N., para cadáveres de menos de 35 años. Kennedy y colaboradores trabajaron con especímenes más viejos, encontrando una resistencia de 626 N., esto parece indicar que los 14mm., de Tendón patelar-hueso tienen el 175% de la fortaleza del LCA pudiendo apreciarse con la edad -- del cadáver examinado y en el mecanismo preciso de fijación del ligamento.

Cualquiera de las reconstrucciones patológicas se someten a un proceso de necrosis, la vascularización con disminución de la fuerza conduce a un incremento en la producción de colágena y -- maduración de las fibras. Los estudios en conejo por Kennedy y colaboradores mostraron que el semitendinoso normal falla a los 10 K., sin embargo después de haber sido transplantado intrarticularmente ésta fue de 4-5 K. Clancy (8) trabajando con mono -- Rhesus durante un año, encontró que el tendón patelar tenía el 81% de la fuerza tensil mientras que sólo el 52% de la fuerza -- dependía del LCA normal.

Estudios vasculares han mostrado que tanto la arteria genicular inferior lateral como la arteria genicular inferior medial pueden usarse con el tendón patelar para producir un injerto vascularizado. La fijación del injerto como lo refieren los estudios de LEVIN y colaboradores (27) han mostrado que el tendón de hueso a hueso cura rápidamente y con mayor fuerza que de tendón a tendón. Varios estudios han mostrado la importancia de la posición isométrica femoral y tibial con el ángulo de unión y el incremento de la curvatura del radio de los orificios.

La respuesta temprana al movimiento para disminuir la fibroartritis es razonable con tal que la estabilización sea adecuada en el postoperatorio inmediato. Noyes y colaboradores estimaron que la reconstrucción del LCA debe resistir niveles de una fuerza mínima de 22-75 K., para permitir la movilidad temprana. Casi todos los autores enfatizan la importancia de la colocación isométrica de una sustitución intraarticular para evitar la tensión anormal y ruptura mecánica.

Hoogland e Hillen (19) trabajando con cadáveres y empleando cables isométricos en múltiples posiciones tanto del fémur como de la tibia, concluyó que la ruptura del "over de Top" por arriba del tope resultaba de un cambio de longitud de al menos 14%. En la mayoría de las posiciones anatómicas de la región posterior de la escotadura intercondílea se calcularon elongaciones de 7-9%. En relación a la tibia, se ha recomendado que la inserción deberá colocarse ligeramente más anterior que posterior, - con lo cual se obtiene una menor tensión. Con esta situación están de acuerdo esencialmente Clancy y colaboradores, sin embargo en su reconstrucción del LCA con tendón patelar Clancy ha re

comendado subsecuentemente una colocación más posterior para evitar una interferencia en la extensión.

RESULTADO DE LAS DIFERENTES RECONSTRUCCIONES INTRARTICULARES CON INJERTO AUTOLOGO

BANDA ILIOTIBIAL:

Hey Grooves (18) reportó catorce pacientes con este tipo de cirugía en 1920, para reemplazar al LCA utilizó la porción proximal debilitada de la fascia lata. No se llevó una evaluación -- del seguimiento, sin embargo los catorce pacientes acudieron -- nuevamente al servicio.

O'Donoghue (34) la reporta en 29 pacientes con un periodo de -- seguimiento de tres años. En la valoración subjetiva 26 de los 29 pacientes tenían incapacidad moderada, mientras clínicamente 23 tenían sólo 0 ó 1 + de inestabilidad.

Nicolds y Minkoff (32) reportaron 15 pacientes en quienes em- -- plearon la banda iliotibial y bloqueo óseo en 1978. No se refie -- re en forma precisa la evolución, mejoraron 13 de los 15 pacien -- tes en forma notable, clínicamente 13 tuvieron disminución del -- cajón anteroposterior de 3 + a 1 +, sin mencionarse el desplaza -- miento pivote.

Insall y colaboradores (20) reportaron 24 pacientes en 1981 con un periodo de seguimiento de dos a cuatro años. Subjetivamente 13 no presentaron "inestabilidad funcional". Clínicamente el ca -- jón anteroposterior y el Lachman se habla disminuido, sin embar -- go 3 de los 24 continuaban con desplazamiento pivote.

Scott y Schosheim (37) refieren 62 pacientes a los cuales se les realizó bloqueo dinámico en 1983. Sus períodos de control tuvieron un rango de 24 a 55 meses. En la valoración subjetiva 64% fueron excelentes y el 29% buenos. En la evaluación objetiva 80% tenían Lachman positivo y el 60% un desplazamiento pivote, 22% tenían de 2-3+ de cajón antero--posterior.

RECTO INTERNO

McMaster y colaboradores (29) reportaron 8 pacientes en 1974 - sin mencionar específicamente el seguimiento. En la evaluación subjetiva 3 regresaron a sus actividades atléticas del colegio, no se proporcionaron los datos objetivos.

Dutoit la reportó en 14 pacientes en 1967, sin proporcionar datos de seguimiento. Todos los pacientes regresaron a sus actividades deportivas de contacto. Durante la evaluación objetiva -- continuaron presentando cajón anteroposterior, considerando a esta técnica como una reconstrucción dinámica.

Thompson y colaboradores reportaron 8 pacientes utilizando la técnica de Lindeman en 1978. Tuvieron un período de seguimiento de 27 meses, siete continuaron practicando fútbol soccer, en -- los ocho persistió un cajón anteroposterior positivo así como -- una inestabilidad rotatoria, no mencionan el desplazamiento pivote.

SEMITENDINOSO

Cho (11) reportó 5 pacientes en 1975 con un seguimiento de 21.4

meses. En la evaluación subjetiva no habla evidencia de "pandeo". Clínicamente dos tenían cajón anteroposterior moderado asociado con recurvatum. No se hizo mención del desplazamiento pivote.

Zaricznyj (42) reportó 22 pacientes con bloqueo doble de injerto libre en 1983 con un promedio de seguimiento de 5.4 años. Veintiuno de los 22 pacientes no tenían pandeo. Catorce regresaron a sus deportes de contacto. Hubo una ruptura de un injerto. El desplazamiento pivote fue positivo en un paciente, el cajón anteroposterior se mejoró en 20, 22 con 3 + y uno con 2 + de cajón. No se evaluó el signo de Lachman en ningún paciente.

Lipscomb y colaboradores (28) empleando el semitendinoso y el recto anterior reportaron 284 pacientes en 1981. En 81 casos emplearon semitendinoso y "rizado" de la cápsula articular postero-medial. En noventa y siete casos utilizó semitendinoso, plicamiento de la cápsula y el recto interno. Subsecuentemente en 99 casos se habían empleado semitendinoso, recto interno y plicamiento posteriomedial a la cápsula, efectuándose además procedimientos extrarticulares; sin embargo no proporcionaron datos que apoyaran a ésta técnica. Los períodos de seguimiento tuvieron un rango de 1 a 5 años con un promedio de 22 meses.

No se incluyó una evaluación subjetiva. Clínicamente el 80-90% mostraron buenos resultados, con 0 a 1 + de cajón anteroposterior. No se mencionó el desplazamiento pivote.

TENDON ROTULIANO

Jones (22) describió originalmente el uso de la porción central del tendón rotuliano en 1968. Controló 11 pacientes, la evaluación del seguimiento fue de 30 meses. Subjetivamente ninguno se

consideró "ventajoso". A la exploración física 5 tenían un cajón anterior.

Jones hizo una evaluación del seguimiento de 46 pacientes en -- 1970 los cuales tuvieron un seguimiento promedio de 27.5 meses. En la valoración subjetiva 19 pudieron efectuar actividades - - atléticas sin problema. Clínicamente 29 tuvieron un cajón anterior positivo. "Estuvo satisfecho de que ningún paciente fue em peorado con el procedimiento". Subsecuentemente fue mejorando - la técnica efectuándola con la porción anterior para evitar la restricción de la flexión y/o el estiramiento del injerto patelar. En otro estudio de 92 pacientes en 1979 [23] con un seguimiento de 18 meses notificó que todos los resultados fueron satisfactorios subjetivamente. No se evaluó el desplazamiento pivote.

Marshal y Warren [31] reportaron 40 pacientes en 1978 con un se guimiento de 22 meses, dieciocho regresaron a la práctica de - sus deportes. En la exploración 40 tenían un cajón anterior positivo y desplazamiento pivote. El Lachman demostró finalmente un tope firme.

Erickson [13] reportó 72 pacientes en 1976 empleando la porción medial del tendón patelar, el promedio de seguimiento fue de 1 año. Subjetivamente un 89% de los resultados hablan sido buenos regresando los pacientes a sus deportes. En la evaluación clíni ca el 80% tenía un cajón anterior negativo. No se mencionó el - signo de desplazamiento pivote. Erickson estableció que los bue nos resultados parecen disminuir con el tiempo.

Alm y Guillist [3] reportaron 128 pacientes en 1974 con un pro-

medio de seguimiento de dos años empleando el tendón sin hueso patelar, 46 de 50 regresaron a deportes fuertes. Objetivamente el Lachman fue moderadamente positivo en 30 de los 50 pacientes. El desplazamiento pivote fue positivo en 9 de los 50. Treinta de los resultados fueron excelentes y 7 buenos.

Paulos y colaboradores (36) reportaron 35 pacientes en los cuales se utilizó la tercera porción medial del tendón patelar -- con un fragmento de rótula de base, sobre la arteria genicular inferior medial (pedículo). La evaluación del seguimiento fue ligeramente superior a 2 años, mencionó resultados halagadores; sin embargo existieron problemas en la recuperación de la extensión en un 20% y calcificaciones de la escotadura intercondilea en un 10%.

Johnson y colaboradores (21) refirieron 87 pacientes con un promedio de seguimiento de 7.9 años. El 69% fueron resultados buenos o excelentes, el 9% presentó ruptura del injerto y el 19% tenía artritis o atrosia patelar. El desplazamiento pivote fue moderadamente positivo en el 9% y negativo en un 70%. Evaluaron cuidadosamente las actividades funcionales deportivas -- siendo normales en el 23%, el 43% con inestabilidad y dolor ligeramente modificado por el deporte, 23% con dolor moderado-deporte ligero no de contacto y finalmente inestabilidad pronunciada y dolor, imposible de efectuar deporte en el 8%.

MENISCOS

El menisco fue usado como injerto libre por Tillberg (39) en 46 pacientes en 1977. Los periodos de seguimiento tuvieron un

rango de 1 a 3 años. Subjetivamente 22 tenían una inestabilidad intermitente; clínicamente 12 pacientes presentaban cajón anterior positivo. No se hizo mención del desplazamiento pivote o del Lachman.

Walsh (40) reportó 11 pacientes con un año de seguimiento, ninguno presentó mejoría. Este procedimiento fue considerado como inadecuado.

Ferckel y colaboradores (14) reportaron 68 pacientes en 1983 -- con períodos de seguimiento de 42 meses. Con el uso de la escala de HHS el 85% fueron resultados buenos o excelentes tanto objetiva como subjetivamente.

IMPLANTES DE FIBRAS DE CARBÓN

Las fibras de carbón han demostrado una excelente biocompatibilidad como material de implante ligamentario (8). Podemos encontrar en la literatura una gran variedad de modelos con diferentes presentaciones de la substancia fundamental de fibra de carbón así como de las distintas combinaciones de su composición de acuerdo con las diferentes compañías elaboradoras. Estas prótesis sintéticas se han empleado en un gran número de aplicaciones clínicas. Las investigaciones en vivo han mostrado desarrollo de tejido conectivo dentro y alrededor de las fibras, conformándose el reemplazo ligamentario de material protésico y biológico (8, 1). Las fibras de carbón tienen una gran capacidad de compatibilidad, con posibilidades de inducir crecimiento de tejido colágeno, el cual en un momento dado no puede ser controlado pudiendo ocasionar en algunos casos problemas, si este es excesivo.

El reemplazo de tendones y ligamentos con fibras de carbón requiere de un mínimo de inmovilización de tres meses, tiempo necesario para la formación de tejido que sea efectivo.

CARACTERISTICAS GENERALES:

Una vez mencionada la diversidad de formas de presentación de este tipo de material sintético, se van a referir algunos de los productos más empleados en humanos y en animales de experimentación. Las características de su composición varía principalmente de acuerdo al número de fibras, diámetro, longitud y al tipo

de cobertura. Estrover (38) emplea una trenza torcida de 40,000 filamentos de fibras de carbón de alta consistencia cubiertas - con un gel e incluidas en un paquete de plástico. CLAES (8) utiliza material compuesto de 96,000 fibras de grafito de alta fortaleza, con un diámetro de 7 micras, cada una empacadas en 32 - cordones de 3,000 filamentos cada uno cubierto con colágena - - (B. Braun DexonGmbH) del alrededor de 1-3 vol% cubiertas asi- mismo con una gelatina comercialmente disponible y glicerina como ablandador. M. BERCOVY M.D. y colaboradores (5) emplearon -- trenzas de fibras de carbón con 32,000 filamentos, cada uno de 7 micras de diámetro, agregándoles un copolímero absorbible de ácido poliglicólico y poliácético alrededor de las vainas y de las fibras del mismo copolímero.

Los resultados desde el punto de vista biomecánico reportados - por CLAES en estudios efectuados en ovejitas, 8 de los 12 reempla- zos de ligamento cruzado anterior incluyéndose 4 con ruptura -- parcial, tuvieron un promedio de fortaleza de 332 ± 158 N. El - valor máximo obtenido fue de 698 N. El valor más bajo fue obte- nido de la ruptura parcial de uno de los ligamentos. La extensibilidad y la elasticidad de los complejos ligamentarios reempla- zados fueron aumentando en los animales de experimentación en - comparación con las pruebas realizadas en "vitro" con relación a valores obtenidos de las pruebas aisladas de fibras de carbón; notándose la fortaleza al mezclarse con tejido orgánico vivo. STROVER (38) al aplicar éstos implantes en el sitio de ligamen- to cruzado anterior en humanos concluyó que la trenza empleada consistente de 40,000 fibras posea una carga de ruptura de - -

aproximadamente 4 K Newtons, la cual fue alrededor de 6 veces mayor que la carga esperada, encontrada en el ligamento cruzado anterior durante actividades deportivas, en las cuales debía ser mayor la fuerza de tensión que la esperada en el reemplazo de cualquiera de los ligamentos circundantes de la rodilla.

PLITZ y HUBER abandonaron sus investigaciones con ligamento -- protésico de fibras de carbón puras o desnudas debido a la baja tolerancia a cargas dinámicas repetitivas esperadas en un tendón o ligamento natural, así como a la técnica quirúrgica -- de un alto grado de dificultad la cual ocasionaba además problemas considerables.

Debido a su módulo de alta fortaleza, las fibras toleran fuerzas sisallantes indistinguibles y no tienen elasticidad. Durante los procedimientos quirúrgicos las fibras de carbón se rompieron o desgarraron en los bordes de los orificios, cuando éstos fueron mantenidos o manipulados con instrumentos quirúrgicos así como cuando fueron golpeados. M. BERCOVY M.D. durante sus exámenes de todos sus ligamentos reemplazados, normales ó protésicos encontró que la ruptura ocurrió en la mitad del ligamento y nunca en la unión ósea. El promedio de falla fue de 300 N., la elongación a la ruptura no pudo ser determinada en forma precisa.

OBSERVACIONES HISTOLOGICAS:

M. BERCOVY observó a los 18 meses de haber colocado las prótesis abundante tejido fibroso dentro y alrededor del implante,

generalmente tejido fibroso bien organizado en el centro del implante, por arriba de tejido inmaduro de granulación y en la periferia del mismo. La consistencia en la densidad de la coldgena fue de 40% con respecto a la de un ligamento normal. Los paquetes de coldgena fueron irregulares en su aspecto y densidad, generalmente corrieron en dirección del ligamento principal, paralelo a las fibras de carbón y alrededor de las mismas. La organización de tejido conectivo del nuevo ligamento parece estar en relación directa con la densidad de las fibras de carbón del implante. La densidad de las fibras de carbón fue mayor cuando las fibras estaban separadas y mínima cuando fueron colocadas en contacto directo. Estos autores nunca observaron la organización típica regular del ligamento en el segmento intrarticular. En la porción intrabósea, las paredes de los orificios perforados estuvieron constituidas de nuevo hueso laminar, el septum óseo se observó penetrado dentro del ligamento contribuyendo a su fijación.

En todos los especímenes, se observaron abundantes macrófagos y fibroblastos, algunas veces unidos a las fibras de carbón, - vistos en el compartimiento celular, se observaron también fibras de carbón intra y extracelulares. En ninguna de las muestras examinadas ocurrió degeneración o necrosis. No hubo diferencia histológica entre las lesiones recientes o antiguas.

Los nódulos linfáticos inguinales y para-aórticos mostraron mínima hipertrofia e infiltración plasmocitaria sin observarse fragmentos de fibras de carbón. Asimismo CLAES en sus observaciones histológicas tres meses después de haber colocado el --

ligamento, observó un crecimiento completo dentro de las fibras de tejido conectivo vascularizado entre las fibras de carbón, - observando el mismo fenómeno con respecto a la orientación de - las fibras de tejido colágeno neoformado. Encontró células gigantes de reacción a cuerpo extraño en casi todos los casos. No observó diferencias del tejido reactivo entre las fibras cubiertas y las desnudas. LEHAIRE cree que el tejido neoformado depende del número de fibras de carbón así como del espacio disponible entre ellas.

RESULTADOS CLINICOS:

A.E. STROVER (38) utilizó la técnica de transposición de la fascia lata reforzada con fibras de carbón e inmovilización postoperatoria con yeso muslopodílico durante 6 semanas, reporta buenos resultados en 4 casos de lesión no reciente del ligamento - cruzado anterior, tratados previamente con las técnicas en las cuales se empleó injerto autólogo. "Los resultados en animales de experimentación demostraron que el crecimiento de tejido conectivo dentro de las fibras de carbón causan un incremento en la elasticidad y en la extensibilidad del ligamento reemplazado. Las fibras de carbón ligamentarias in vitro tienen una elasticidad y extensibilidad mucho menor que los ligamentos naturales". Sin embargo años después de colocado el implante, el ligamento reemplazado complejo alcanza valores similares a los observados en los ligamentos naturales.

Existe una buena biocompatibilidad de las fibras de carbón. La degradación mecánica de las fibras en las fases tempranas de --

curación deben ser evitadas, porque ésto se encuentra vinculado con algo de pérdida de la fuerza del ligamento reemplazado. Debe de seleccionarse una técnica quirúrgica adecuada para que la utilidad de las propiedades mecánicas de éste material tengan su mejor efecto, empleándose una técnica que elimine los bordes sisallantes donde los ligamentos entran al segmento óseo, para asegurar que el reemplazo ligamentario tenga la fuerza de fatiga suficiente para mantener por un período prolongado el implante (8).

LEMAIRE (26) desde 1961 ha empleado un procedimiento extraarticular para la ruptura del ligamento cruzado anterior efectuando la toma de una banda de Fascia Latta. Después de 12 años de haberla realizado, ésta le proporciona una mejor fijación, sin requerir de una inmovilización postoperatoria. Sin embargo actualmente el autor la refuerza con una banda de fibra de carbón, la naturaleza que le proporciona es perfectamente la adecuada, que no requiere de ningún tipo de reforzamiento, ésto al menos aplicado a la parte cercana a la inserción de la banda iliotibial, la cual es eficiente en éste tipo de procedimiento. Sin embargo ha estado utilizando la banda de fibra de carbón porque cree que hace la técnica más sencilla y proporciona una recuperación rápida.

M. BERCOVY (5) modificando la fibra de carbón con la unión de ácido poliácético y un copolímero de ácido poliglicólico la empleó en 23 pacientes con lesiones recientes de Ligamento Cruzado Anterior y en reconstrucción del mismo en inestabilidades crónicas de la rodilla. Encontrándose a pesar de que es su pr

mer estudio con prótesis de fibras de carbón-PGIA, que los -
problemas de la técnica quirúrgica y del control postoperato-
rio no han sido resueltos y los resultados son similares a las
ligamentoplastias usuales sin prótesis sintéticas, concluyen-
do que aún permanece ambivalente la respuesta de si es más -
eficiente o no la reconstrucción del ligamento cruzado en la
inestabilidad crónica de la rodilla con prótesis que con los
procedimientos clásicos conocidos.

PROPIEDADES MECANICAS Y BIOLÓGICAS DEL LIGAMENTO SINTÉTICO DE POLITETRAFLUORETILENO GORE-TEX DILATADO

DESCRIPCIÓN DEL DISPOSITIVO:

Los ligamentos sintéticos dilatados tipo Gore-Tex de Politetrafluoroetileno (PTFE) tienen una configuración en asa de multifilamento (Fig. 6) compuesta esencialmente de PTFE puro, que ha sido dilatado para formar una estructura consistente en nódulos sólidos de PTFE interconectados con fibrillas finas fuertes y congruentes orientadas. Por esta cualidad en su estructura fibrilar altamente orientada, el material posee una alta fortaleza tensil. La microestructura resultante contiene más del 70% de volumen de aire, caracterizada por fibrillas de al menos 60 micrones de longitud en promedio. El material empleado es sustancialmente equivalente al usado en injertos vasculares GORE-TEX que han sido implantados en 500,000 casos hasta Diciembre de 1982. El ligamento sintético tipo GORE-TEX fue fabricado para usarlo en la reconstrucción de la inestabilidad crónica de la rodilla. El dispositivo es un implante permanente. El PTFE es un material inerte que no está sujeto a una degradación bioquímica, por lo tanto sus propiedades biomecánicas no se degradan con el tiempo. La porosidad del material es suficiente para permitir el crecimiento interno y alrededor del tejido óseo así como del tejido fibroso subyacente. Este dispositivo está considerado como un sostén no biodegradable. Su diseño en general fue realizado para emplearlo en lesión del ligamento cruza de anterior. Este dispositivo fue sujeto a pruebas mecánicas -

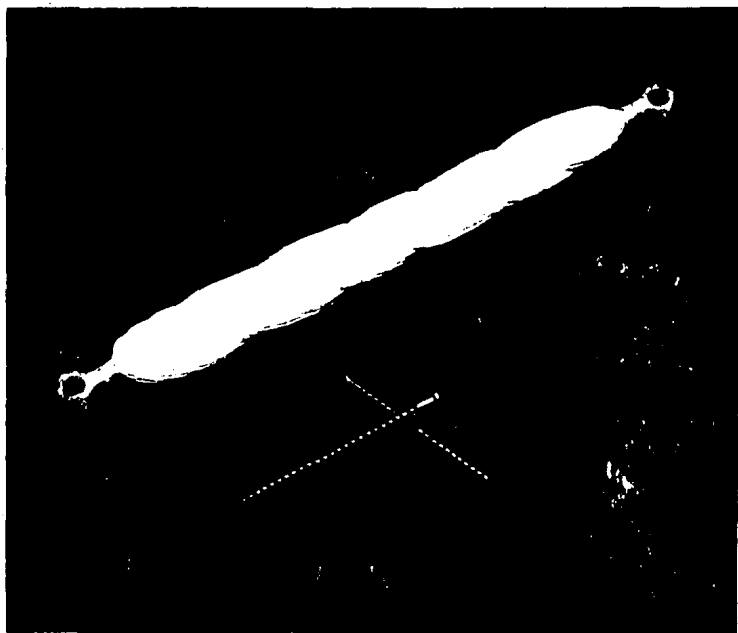


Fig. 6. Ligamento sintético de Politetrafluoroetileno tipo GORE-TEX.

para estudiar el tiempo de vida del mismo bajo condiciones similares de carga in "vivo" de ligamento cruzado anterior (6), así como para demostrar su efectividad in "vitro", los exámenes mecánicos incluyeron fatiga al doblamiento, aprensión cíclica, -- etc.

PRUEBAS DE TENSION

Todas las pruebas de tensión fueron desarrolladas en un sistema dinámico de pruebas Instron Modelo 1330 a una temperatura de -- 23°C. El porcentaje de torsión varió desde 0.1%/sec., a 90%/sec. La curva de tensión básica generada para la tensión se desarrolló a un porcentaje de 2.6%/sec. La fuerza de tensión última -- del dispositivo es aproximadamente de 5300 Newtons. Cada dispositivo se prueba a 4500 Newtons como medida de control de calidad antes de emplearse.

PRUEBAS DE APRENSION CICLICA

Todas estas pruebas fueron efectuadas en una máquina que actúa con una carga hidráulica electrónicamente controlada. Manteniéndose el dispositivo con baño constante a una temperatura de 40° C. Se marcó en cada muestra la longitud calibrada midiéndose visualmente por cambios en su longitud.

Los requerimientos para la carga y el número de ciclos a que -- fue sometido que deben de ser conocidos, se tomaron de la tabla de Chen y Black.

Los tiempos cíclicos fueron fijados en todas las pruebas a 1 ciclo por segundo. El promedio de carga de la fuerza en las dife-

rentes actividades fue de 285 N. Se calculó el porcentaje de aplicación y retiro de la carga para que éste fuera constante. El intervalo de carga fue de 0.5 seg., seguido de una -- carga de intervalo de 0.5 seg., a 0. Este perfil de carga -- triangular proporciona el promedio de la fuerza de tensión durante el intervalo de una "tercera" carga, o carga máxima. Este modelo de prueba emplea la magnitud de la carga como un factor de aceleración. En fin para comparar los datos de diferentes cargas es conveniente expresar estas cargas como -- una fracción última de la fortaleza del material. Esta fracción determinada como "radio de carga" es el cociente de la prueba de carga y fuerza última. Exámenes previos han mostrado que la fuerza última a 40° es igual al 85% de la fuerza -- última a 23°C. Las líneas de radio de carga de 0.09 y 0.06 -- se aproximan a las líneas fisiológicas de carga esperada para la prótesis de ligamento cruzado anterior. Las pruebas co rrientes se han efectuado hasta en 30 millones de ciclos, ob teniéndose menos del 3% de elongación del material.

FATIGA AL DOBLAMIENTO

Esta prueba involucra un doblamiento del ligamento alrededor de un pequeño radio a un porcentaje de 3 ciclos por segundo, mientras está sometido a una carga estática de 110 Newtons. El propósito de este examen fue analizar los efectos de un -- doblamiento repetido en el dispositivo mientras éste se encuentra bajo carga. El análisis fue basado en la pérdida de la fuerza tensil y/o en un aumento de la elongación. Después de un promedio de 32 millones de ciclos no existieron dife--

rencias significativas entre las muestras y los controles no sometidos a flexión o doblamiento, en términos de fuerza de tensión.

ANALISIS DE LAS PROPIEDADES MECANICAS

Una de las propiedades requeridas para el éxito de la prótesis ligamentaria es la fortaleza del dispositivo para resistir en vivo las condiciones de carga. El tiempo de vida clínicamente aceptable bajo estas condiciones debe llevarse a cabo sin elongación o ruptura, la cual podría afectar las funciones del dispositivo. Las investigaciones han proporcionado estimaciones razonables de los requerimientos en vivo. Las proyecciones de vida obtenidas en el estudio indican que las elongaciones mínimas del ligamento protésico GORE-TEX tomarán lugar en 50 años de exposición en estas condiciones.

Las pruebas de aprensión cíclica proporcionaron los siguientes cuatro atributos mecánicos.

1.- Fortaleza al rendimiento:

Los materiales viscoelásticos no muestran inicialmente elongaciones permanentes o bien definidas en los exámenes de tensión. Si una carga dada produce una elongación no recuperable, aún ligera, múltiples aplicaciones de cargas cíclicas resultarían en elongaciones acumuladas. Con este método se establece la capacidad del material a la resistencia de una carga dada sin elongación.

2.- Aprensión:

Para propósitos de esta prueba el excedente del "rendimiento" y la aprensión inducida son idénticas. Ambos fenómenos representan una deformidad viscosa del dispositivo. Las cargas que representan una fracción significativa de la fortaleza del material producen elongación rápida, mientras que pequeños radios de carga producen elongaciones después de un gran número de aplicaciones. Las cargas en vivo representan una fracción relativamente pequeña de la fuerza última del material. Con pequeñas fracciones de carga la elongación producida es mínima.

3.- Tiempo de recuperación de la elongación:

Las elongaciones del material son producidas tanto con la presión como a través de la aplicación de una carga antes de la recuperación total de la elongación producida por la carga precedida. En este tipo de aprensión cíclica no se hizo ningún intento para distinguir entre estos dos mecanismos. La elongación total del material a un radio de carga dada fue monitorizado y expresado en función del número de cargas aplicadas.

4.- Fatiga:

Las verdaderas fallas por fatiga en este material tipo cadena flexible son poco probables. Las rupturas del ligamento protésico GORE-TEX fueron producidas bajo pruebas cíclicas condicionantes. El módulo de elasticidad efectivo en porcentajes fisiopatológicos de aprensión fue determinado en 3200 megapascals. A pesar de que esto representa un incremento relativo con respecto al ligamento cruzado anterior autólogo, este módulo de tendón o fascia empleado en la reconstrucción del ligamento es también

substancialmente mayor que el del ligamento cruzado anterior. La relativa "rigidez" del ligamento protésico GORE-TEX puede resultar en una laxitud de la rodilla cuando ésta se coloca a 90° de flexión, como en la reconstrucción del LCA efectuada con tejido autólogo. Sin embargo después de aplicarse una carga máxima sobre el ligamento cruzado anterior con extensión completa de la rodilla la ligera laxitud presente a 90° parece inconsecuente.

Debe puntualizarse que las propiedades mecánicas del material no son propiedades del sistema implantado. La rigidez del sistema implantado depende del tejido elástico de soporte. Lógicamente el desarrollo de este sistema de alta fortaleza no es para duplicar las características mecánicas del ligamento natural. Un factor satisfactorio presente en este análisis es la suposición de que las condiciones de carga permanecen constantes a pesar de la edad. Los métodos analíticos del procedimiento son de gran valor en la predicción de la calidad del dispositivo, sin embargo debe de reconocerse que es difícil considerar la verdadera complejidad de las condiciones de carga in vivo y la variabilidad entre los pacientes.

PROPIEDADES BIOLÓGICAS

Se han efectuado varias pruebas en animales utilizando el ligamento protésico GORE-TEX en la posición del ligamento cruzado anterior. Las pruebas biomecánicas del dispositivo implantado han proporcionado un análisis del rendimiento del mismo a través de observaciones macroscópicas e histológicas, recomen-

do el método de implantación. Además de la variedad de requerimientos que se utilizan en la técnica quirúrgica para colocar este dispositivo (Fig. 7), se dispone de un broche complementario, que se describe en la técnica quirúrgica actual. Para determinar el éxito del rendimiento del dispositivo se puntualizó en la apropiada colocación de los orificios perforados así como en el redondeamiento de los bordes óseos. Se realizaron diseños específicos de tornillos autobloqueantes para utilizarse en la fijación del ligamento. Estos tornillos proporcionaron una fijación inicial temporal, la cual se continúa por el crecimiento de tejido dentro y alrededor de los filamentos, principalmente en el segmento intradiseo con lo cual se obtiene fijación por período prolongado.

RESULTADOS OBTENIDOS

Se han realizado pruebas extensas en animales de experimentación, utilizándose la prótesis sintética en el sitio del ligamento cruzado anterior. Las pruebas biomecánicas efectuadas a los dispositivos han permitido tener un análisis del rendimiento del mismo a lo largo de observaciones macro y microscópicas. Actualmente se dispone de un broche suplementario que se describe en la técnica quirúrgica, con el cual se incrementa el rendimiento del dispositivo. Asimismo se recomienda el barrerado de los bordes de los orificios para evitar la ruptura del mismo.

En la evaluación en vivo de William Bolton D.V.M. y William C. Bruchman (6) efectuada en 17 borregos de los diferentes centros

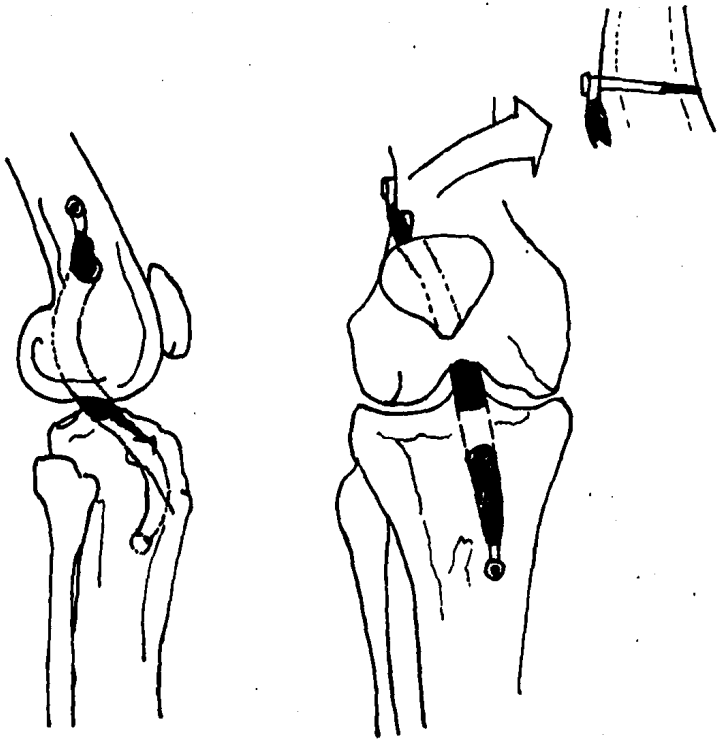


Fig. 7. Colocación del ligamento sintético de Politetrafluoroetileno tipo Gore-Tex.

de investigación de los Estados Unidos, no utilizó inmovilización postoperatoria y tuvieron una duración de 0 a 369 días, -- manteniéndose la estabilidad articular en todos los animales. Al tiempo del sacrificio todas las rodillas fueron estables sin observarse deterioro, alcanzándose un promedio en la fortaleza de 1380 N y un promedio en la duración del implante de 218 días. El volumen muscular y la amplitud del movimiento regresaron a valores normales preoperatorios. Después de tres meses de la intervención quirúrgica estuvo presente una radiopacidad en el área de los orificios óseos del implante. A los 6 meses fue frecuentemente difícil diferenciar los túneles óseos por la opacidad del tejido presente en los segmentos intrabóseos del dispositivo. No se evidenció osteólisis en el sitio de los tornillos. Las observaciones macroscópicas por patología articular fueron insignificantes. Se mantuvo la integridad del dispositivo en todas las muestras. Los estudios histológicos demostraron crecimiento de tejido dentro del dispositivo. El segmento intraarti-cular fue invadido por tejido sinovial y tejido fibroso, asimismo se observó abundante tejido dentro y alrededor de las fibras del dispositivo a través de los túneles óseos. La calidad y la cantidad de este tejido se demostró por el grado de fijación -- biológica evidente durante los exámenes de tensión. El tejido dentro del intersticio de las fibras tuvo la apariencia de hueso trabecular denso. Estuvieron presentes numerosos núcleos celulas y escasas células inflamatorias. La rigidez del LCA (Ligamento Cruzado Anterior) natural humano, reportado en la literatura varía desde 129 N/mm., a 182 N/mm.

La rigidez correspondiente al ligamento protésico GORE-TEX en el borrego, solamente en el tejido de unión fue en un promedio de 219 N/mm. La rigidez del sistema ligamentario GORE-TEX puede supuestamente ser mayor que la del humano, como resultado de un incremento en la medida física con la fortaleza correspondiente de la tibia y del fémur. A pesar de que la rigidez de la prótesis en los borregos parece ser similar a las reportadas en las estructuras naturales humanas, las propiedades de viscoelasticidad del LCA autólogo y del dispositivo difieren en gran medida. No se encontró evidencia de elongación en vivo, las rodillas permanecieron estables a través de los intervalos del estudio. La fuerza última de tensión del LCA del bovino fue en promedio de 1912 N y la reportada en LCA humano joven de 1730 N. La fortaleza de fijación del dispositivo debida a la unión del tejido fue en promedio de 1380 N.

El Dr. Harold Bartsch y colaboradores en un reporte preliminar aún no publicado empleó el ligamento en 8 rodillas de conejo, no inmovilizó las extremidades y efectuó inmediatamente pruebas de torsión. Evaluando sus resultados 6 meses después histológica y mecánicamente encontró al microscopio fibrosis capsular de la articulación así como a la prótesis circunscrita por una membrana delgada fibrosa parecida a la sinovial dentro de la cavidad articular. Encontró un crecimiento parcial de colágena dentro del ligamento y dentro de los orificios hechos en la tibia y el fémur. En hallazgos con el microscopio el ligamento protésico se observó circunscrito por una -

pequeña capa de tejido conectivo conteniendo diversos vasos cubiertos por células sinoviales superficiales. En el tejido colágeno encontró un pequeño número de fibroblastos, macrófagos y linfocitos aislados, así como protusiones aislados del tejido envuelto dentro del ligamento como un tabique estrecho. Dentro de los orificios de los tornillos penetración de una envoltura estrecha de tejido conectivo colágeno de origen endóatico el -- cual se desarrolló sobre la superficie de las trabéculas. El -- hueso esponjoso adyacente mostró pronunciada aposición de tejido óseo plexiforme y laminar en las porciones marginales. Encontró finalmente que el PTFE es extremadamente inerte y biocompatible. No ocurren pérdidas de las características mecánicas. No observó ruptura o estiramiento, excepto por una rodilla infectada, todos los animales recuperaron amplia movilidad con adecuada estabilidad por lo que se inició posteriormente estudios con humanos. En las evaluaciones preliminares de 130 pacientes referidas hasta 1983, a los 15 meses o menos de postoperatorio, se ha obtenido mejora en la estabilidad de 129, retirándose dos de los injertos implantados, uno por colocación inadecuada y otro por infección.

El Dr. Benedetto de la Universidad de Innsbruck, generalmente prefiere emplear el ligamento patelar autólogo en la reconstrucción de ligamento cruzado anterior y en caso de inestabilidades complejas estabiliza también con el aparato capsuloligamentario articular sinérgico. En un reporte preliminar nos refiere el empleo de la prótesis ligamentaria de PTFE en aquellos pacientes a quienes se les ha efectuado diversas artrotomías e intentos de estabiliza

ciones sin obtener ninguna mejora, persistiendo la inestabilidad anterior y signo del pivote positivo, efectuó 65 reconstrucciones en el Hospital de Traumatología de la Universidad de Innsbruck desde Noviembre de 1983 a Abril de 1984, obteniendo resultados clínicamente satisfactorios.

D I S C U S I O N

Para poder realizar un análisis integral y elegir la conducta terapéutica a seguir frente una lesión del Ligamento Cruzado Anterior y las repercusiones que ésta produce en la articulación de la rodilla debemos de contar con un conocimiento preciso tanto de la región anatómica como de la biomecánica que se efectúa en la rodilla y en este caso en forma más concreta la efectuada por el L C A . Una vez realizada la revisión de las propiedades mecánicas del ligamento normal y en fase de cicatrización, podemos llevar a cabo una valoración glo-bal de las ventajas y desventajas que brindan los ligamentos naturales, así como las que proporcionan los ligamentos sintéticos de Fibras de Carbón y los de Politetrafluoroetileno, pudiéndose efectuar así posteriormente, una evaluación de -- las ligamentoplastias realizadas con injerto autólogo y las efectuadas con los ligamentos sintéticos.

Como hemos visto, sabemos que el LCA cuenta con una irriga-ción precaria llevada a cabo por una sola arteria, lo que resulta importante en el momento de evaluar la conducta tera-péutica frente a una lesión reciente, principalmente cuando se trata de una lesión transversa, en la que se requiere de una reconstrucción quirúrgica oportuna para evitar las secuelas invalidantes que llevan hacia una inestabilidad crónica, contrariamente a lo que refiere Hugston y Smillie quienes enfatizan que en caso de tratarse de una lesión aislada del -- LCA esta puede tratarse en forma conservadora mediante inmo-

vilización y fortalecimiento de cuádriceps, citando este último una estadística de un estudio realizado por Kennedy en 1974.

Es importante mencionar que las rupturas del LCA aisladas -- son raras ya que generalmente se acompañan de lesiones del - ligamento colateral medial, cápsula articular, menisco me - dial etc. Debido a la presencia de este tipo de lesiones tan complejas debemos de conocer detalladamente la biomecánica, - para poder analizar la fisiopatología de las distintas lesio - nes y poder planear la terapéutica. Se realizó un estudio -- analítico de las propiedades mecánicas naturales de un liga - mento normal, su capacidad de regeneración y su comportamien - to mecánico después del fenómeno de la cicatrización, lo -- cual nos permitió conocer tanto su composición bioquímica, - como su conformación histológica, con lo cual se pudo com - prender la importancia de efectuar un tratamiento oportuno - de las lesiones recientes. "Los ligamentos esqueléticos man - tienen una presión fisiológica sobre la superficie articular, asimismo sirven como unidades músculo-ligamentarias en la re - troalimentación positiva para las articulaciones". Cuando se efectuaron pruebas biomecánicas en ligamentos cicatrizados - de conejo, las tensiones a la falla y a la capacidad de -- absorción de energía fueron cercanas al 60% de lo normal, -- mientras que si una lesión no se trataba en la forma correc - ta los resultados eran mecánicamente inferiores a los espera - dos en un ligamentos sintéticos de Fibras de Carbón, pudimos observar que éstos han demostrado una excelente biocompatibi

lidad, siendo su objetivo fundamental el proporcionar la for
taleza inicial suficiente durante el período de cicatriz
ación normal, ayudando al mismo tiempo a orientar adecuadamente
la dirección de las fibras de colagena para constituir un
sistema bio-sintético ligamentario, sobre todo en una ruptura
no reciente y/o inestabilidad crónica debidas a lesión --
del LCA. Por lo tanto observamos que las fibras de carbón --
son utilizadas como tejido sintético de reforzamiento dentro
de las diferentes técnicas quirúrgicas que en las que se --
emplea injerto autólogo. La importancia de esta integración
bio-sintética resulta en una disminución del tiempo de inmo-
vilización con el incremento consecuente de la estabilidad
articular, teniendo como desventaja una técnica quirúrgica -
más elaborada y un mayor costo económico.

Las prótesis de politetrafluoroetileno poseen tales propie-
dades bio-mecánicas y de bio-compatibilidad que no requieren
inmovilización post-operatoria, por lo que se inicia un pro-
grama de rehabilitación precoz que evita el riesgo de la rigi-
dez articular. Los inconvenientes relativos al empleo de es-
te tipo de prótesis resultan de su alto costo económico y de
un aumento relativo de la dificultad al efectuar la técnica
quirúrgica, la cual requiere el empleo de equipo específico
para su colocación. Hemos visto que tanto las fibras de car-
bón como las de politetrafluoroetileno se integran por medio
del crecimiento de colagena dentro y alrededor de las fibras,
lo que demuestra su adecuada bio-compatibilidad.

Al pensar en utilizar una prótesis ligamentaria sintética debemos pensar en una falla terapéutica inicial acompañante, tal como en el caso de la inestabilidad crónica debida a insuficiencia del LCA. En algunos de estos casos existe una deficiencia por nuestra parte por no reconocer lesiones asociadas de los ligamentos capsulares del menisco etc., por lo -- que debemos elaborar un diagnóstico preciso para poder seleccionar nuestra técnica. "El nuevo auge de las reconstrucciones del LCA en la que empleamos el injerto del tendón patelar ha sido un paso adelante que descarta en cierta medida el empleo de las prótesis sintéticas".

Al observar y analizar los resultados de las diferentes técnicas quirúrgicas empleadas en el tratamiento de la lesión -- del LCA debemos de enfatizar en adoptar una actitud fisiológica y establecer un diagnóstico correcto en la fase inicial, para evitar las secuelas de una inestabilidad crónica. No -- consideramos el empleo del ligamento sintético en desgarros recientes del LCA. Finalmente podríamos decir que el uso actual del ligamento sintético Gore-Tex (Politetrafluoroetileno) está contemplado en: a) Malformaciones congénitas b) Si no disponemos de otra alternativa frente a una inestabilidad crónica y c) en el Deterioro progresivo de la rodilla debidas a la insuficiencia del LCA.

C O N C L U S I O N E S

1. Una vez establecido el diagnóstico integral de una lesión reciente del Ligamento Cruzado Anterior, el tratamiento a seguir debe de ser quirúrgico.
2. En caso de haber sido fallido el tratamiento inicial de - una lesión del ligamento Cruzado Anterior, el tratamiento deberá efectuarse con plastlas ligamentarias en las que - se emplea injerto autólogo.
3. De las plastlas ligamentarias utilizadas en la inestabili- dad crónica de la rodilla por lesión del Ligamento Cruza- do Anterior la que mejores resultados proporciona es la - efectuada con Tendón Patelar.
4. Las Fibras de Carbón utilizadas como material de reforza- miento en las técnicas usuales de ligamentoplastlas, no - deben de emplearse en forma rutinaria debido a que no se ha demostrado que proporcionen mejores resultados que las ligamentoplastlas por sí solas.
5. En caso de persistir una inestabilidad crónica a pesar de los tratamientos inicialmente mencionados, debemos consi- derar el uso del Ligamento Sintético de Politetrafluoro- etileno tipo Gore-Tex dilatado ya que como se menciona en la literatura mundial proporciona buenos resultados.

6. Finalmente consideramos el uso del Ligamento Sintético tipo Gore-Tex en: a) Malformaciones congénitas b) Si no disponemos de otra alternativa frente a una inestabilidad crónica y c) En el deterioro progresivo de la rodilla debido a insuficiencia del Ligamento Cruzado Anterior.

B I B L I O G R A F I A

1. Alexander H., Strauchler, I.D. Weiss, A.B. Mayot and Pearson: Carbon polymer composites for tendon and ligament replacement. Transaction Fourth Annual Meeting - Society for Biomaterials 123, 1978.
2. Alm A: Survival of patellar tendon transposed for reconstruction of anterior cruciate ligament. Acta Chir Scand 139:443-447, 1973.
3. Alm A., Gillquist J: Reconstruction of anterior cruciate ligament by using the medial third of patellar ligament. Acta Chir Scand 140:289, 1974.
4. Alm A, Stromberg B: Vascular of the patellar and cruciate ligaments. Acta Chir Scand (suppl) 445:25-35, 1974.
5. M. Bercovy, D. Goutallier, H.C. Voisin et al: Carbon-PG LA prothesis for ligament reconstruction. Clin Orth 196 103-110, 1985.
6. C. William Bolton, D.V.M. and William C. Bruchman: The Gore-Tex expanded polytetrafluoroethylene prosthetic ligament. Clin Orth 196:202-213, 1985.
7. Bousquet G: Anatomie et physiologie chirurgicale du genou. In: Cahiers d'enseignement de la SOFCOT No. 1: Les fractures du genou. Expansion scientifique française, Paris 9-23, 1975.
8. L. Claes P.D., Dr Rex. Biol. Hum. and Neugerbauer P.D: In vivo and in vitro long-term behavior and fatigue strength of carbon fiber ligament replacement. Clin Orth 196:99--

111, 1985.

9. Clancy W.G., Rosemberg T., Gmeiner J., Narechania R.G. Wisneske D: Anterior cruciate ligament reconstruction in primates and man: A biomechanical and microangiographic evaluation of patellar tendon substitution. 1st - Congress of International Society of the Knee Lyon (Communication) 1979.
10. Chalandre P: Le remplacement du ligament croisé antérieur du genou par le procédé de Lindeman. Mémoire du C.E.S. de Biologie et Médecine du Sport, Université de Grenoble, 1977.
11. Cho, K."O": Reconstruction of the anterior cruciate ligament by semitendinosus tenodesis. J Bone Joint -- Surg 57A:608, 1975.
12. Dejour H. Bousquet G: Ruptures ligamentaires du genou. Encycl Med Chir 14092:1-12, 1975.
13. Erickson E: Reconstruction of anterior cruciate ligament. Clin Orth North Am 7:167, 1976.
14. Ferkel et al: The ACL deficient knee substitute for follow along Stability measurements of two patients-groupa (abstract) Orth Trans 8:257, 1984.
15. C. Frank, D. Amiel H.S. DIP. ING. S., L-Y Woo PH: Normal ligament properties and ligament healing. Clin - Orth 196:15-25, 1985.
16. Grant J.C.B., Basmajian J.V. Grant's method anatomy - Williams & E. Wiljins, Baltimore, 1965.
17. Gudde P., Wagenknecht R: Untersuchungsergebnisse bei-

- 50 patienten 10-12 Jahre nach der Innenmeniskusoperation bei gleichzeitiger vorliegender Rupture des vorderen Kreuzbandes. *Z. Orthop* 111:369-372, 1973.
18. Hey Grooves E.W.: The cruciate ligament of the knee - joint: Their function, rupture, and the operative treatment of the same. *Br J Surg* 7:505, 1920.
 19. Hoogland T. and Hillen B.: Intra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament: An experimental study of the length changes in different ligament-reconstructions. *Clin Orth* 185:197, 1984.
 20. Insall J., Joseph, D.M., Aglietti P. and Campbell R.: Bone block iliotibial band transfer for anterior cruciate insufficiency. *J Bone Joint Surg* 63A:560, 1981.
 21. Johnson R.J., Ericksson E., Haggmark T. and Pope M.H.: Five-to-ten year follow-up evaluation after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Clin Orth* 183:122, 1984.
 22. Jones K.G.: Reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Surg* 45A:925, 1963.
 23. Jones K.G.: Results of use of the central one-third of the patellar ligament to compensate for anterior cruciate-ligament deficiency. *Clin Orth* 147:39, 1980.
 24. Kennedy J.C., Weinberg H.V. and Wilson A.S.: The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. *J Bone Surg* 56A:223, 1974.
 25. Kennedy J.C., Roth J.H., Mendahall H.V. and Sanford: Replacement in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sport Med*, 1975.

26. M. Lemaire M.D: Reinforcement of tendons and ligaments with carbon fibers four years, 1300 cases. *Clin Orth* - 196:167-174, 195.
27. Levine J., Spinner M. and Kenin A: Comparative study - of tendon-to-tendon and tendon-to-bone suture-line -- strength. *Clin Orth* 48:223, 1966.
28. Lipscomb A.B., Johnson R.K: The technique of the cruciate ligament reconstruction *Am J Sport Med* 9(2):77, 1981.
29. MacMaster J.H. Weinert C.R. and Scranton P: Diagnosis - and management isolated anterior cruciate ligament tears As preliminary report on reconstruction with the gracilis tendon. *J Trauma* 14:230, 1974.
30. Marc F. Friedman H.D., Orrin H. Sherman M.D. et al: Autogenic anterior cruciate ligament reconstruction of - the knee. *Clin Orth* 196:7-12, 1985.
31. Marshall J.L., Warren R.F., Wickewica T.L. and Reider-B: The anterior cruciate ligament: A technique of repair and reconstruction. *Clin Orth Rev* 6:49, 1976.
32. Nicholas J., and Hinkoff J: Iliotibial band transfer - through the intercondylar notch for combined anterior-instability (ITBT procedure). *Am J Sport Med* 6:341, - 1978.
33. Noyes F.R., Hoor T.A., Mattheus D.S. and Butler D.L: - The symptomatic anterior cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg* 65A:175, 1983.
34. O'Donoghue D.H.: A method for replacement of the anterior cruciate ligament of the knee. *J Bone Surg* 45A: - 905, 1963.

35. Olson S.E., Marshall J.L., Story E: Osteophytosis of the knee joint in the dog: A sign of instability. *Acta Radiol (suppl) (Stockh)* 319:165-167, 1972.
36. Paulos L.E., Butler D.L., Noyes F.R. and Grood E.S.: Intra-articular cruciate reconstruction II: Replace - ment with vascularized patellar tendon. *Clin Orth* 172: 78, 1983.
37. Soett W.N. and Schosheim P.M: Intra-articular transfer of the iliotibial muscle-tendon unit. *Clin Orth* 172:97 1983.
38. A.E. Strover and Fixer M: The use of carbon fiber im - plants in anterior cruciate ligament surgery. *Clin -- Orth* 196:87-98, 1985.
39. Tillberg B: The late repair of torn cruciate ligaments using the menisci. *J Bone Joint Sur* 59B:15. 1977.
40. Walsh J.J: Meniscal reconstruction of the anterior cru - ciate ligament. *Clin Orth* 89:171, 1972.
41. Werner Muller: The Knee form, fuction and ligament re - construction. Springer-Verlag Berlin-Heidelberg New - York 1983.
42. Zaricznyj B: Reconstruction of the anterior cruciate -- ligament using free tendon graft. *Am J Sport Med* 11: 164, 1983.