

UNIVERSIDAD DE MONTREAL
(PROF. J.M. CLOUTIER)

Conservación de los Ligamentos Cruzados en las Artroplastias Totales de rodilla

J.M. CLOUTIER

La conveniencia de mantener o no los ligamentos cruzados (LC) en las artroplastias totales de rodilla continúa siendo uno de los principales puntos de controversia.

Los motivos fundamentales para quitar los LC, invocados por FREEMAN e INSALL en los años 70, estaban basados principalmente en consideraciones de técnica operatoria como las correcciones de deformaciones, el posicionamiento de los componentes y la eliminación del exceso de cemento. La sección de los ligamentos cruzados permite una mejor exposición de las superficies articulares.

Recientemente, numerosos estudios experimentales, principalmente sobre la función del ligamento cruzado anterior (LCA), han mejorado nuestro conocimiento de la compleja cinemática de la rodilla, y nos ha llevado a una aproximación más científica del diseño de una prótesis de rodilla.

Está generalmente aceptado por los partidarios de la conservación de los LC que la cinemática normal de la rodilla no solamente mejorará la función sino

que al mismo tiempo disminuirá los esfuerzos sobre la interfase de fijación, descendiendo la incidencia de aflojamiento.

STRASSER, HUDSON, KAPANDJI y otros han descrito con mucho detalle los movimientos de rodadura, deslizamiento y rotación, controlados por los LC. La flexión es la combinación del movimiento de rodadura posterior del fémur, controlado por el ligamento cruzado posterior (LCP), y del movimiento de deslizamiento hacia adelante del fémur, controlado por el LCA.

Durante la flexión, ocurre obligatoriamente un desplazamiento hacia atrás del contacto tibiofemoral. Este desplazamiento hacia atrás aumenta el brazo de palanca del mecanismo extensor y, asimismo, su eficacia. Un desplazamiento hacia atrás de 10 mm. provoca un aumento de 20% en la potencia de extensión del cuádriceps.

Durante la extensión, ocurre el movimiento contrario. El LCA provoca la rodadura anterior del fémur mientras que simultáneamente el LCP provoca el deslizamiento hacia atrás del

fémur. El contacto tibiofemoral se desplaza hacia adelante.

La rodadura y el deslizamiento simultáneos están controlados por los dos LC que funcionan como una cadena cinemática cerrada de cuatro elementos y determinan una superficie precisa de contacto tibiofemoral. Este mecanismo está perturbado cuando el LCA está ausente porque, como lo demostraron TRILLAT y MENSCHIK, los ligamentos laterales (LL) no pueden reemplazar completamente esta función: el desplazamiento hacia adelante en flexión es incompleto, la rodadura femoral anterior en extensión es errática y la rotación tibial interna no es limitada.

Existe una interdependencia estrecha entre la geometría de las superficies articulares y la longitud y el lugar de inserción de los LC.

Las implicaciones de dichas consideraciones anatómicas, cuando los LC se mantienen, son:

- 1.- La geometría de las superficies de los componentes articulares debe ser *compatible* con sus funciones normales, o sea:
- 2.- los cóndilos posteriores del componente femoral deben tener *radios de curvatura anatómicos*
- 3.- y deben ser *correctamente implantados*, manteniendo el nivel normal de la *interlínea articular*.
- 4.- El componente tibial debe ser *llano* en el plano sagital para permitir la rodadura femoral hacia adelante y hacia atrás sin obstáculo.

5.- Además se debe restaurar una *tensión* fisiológica de los LC con la utilización de componentes tibiales de espesores precisos, para evitar el relajamiento de los ligamentos tanto en flexión como en extensión.

Ahora cabe preguntarse si estos últimos puntos pueden ser objetivos realizables de una artroplastia total de rodilla y, si es el caso, si se obtienen mejores resultados que cuando se quitan los LC.

Los resultados de la primera generación de prótesis manteniendo los LC eran esperanzadores pero la tasa de complicaciones era elevada.

Los malos resultados con las prótesis de POLYCENTRIC y MARMOR no tenían relación con los LC sino con la falta de reemplazo de la articulación femoropatelar, el malposicionamiento de los componentes o la existencia de deformación e inestabilidad residuales.

La elevada frecuencia de aflojamiento con las prótesis GEOMETRIC era relacionada con la incompatibilidad entre el diseño en forma de cubeta del platillo tibial y la función normal de los LC. LEW y col. demostraron experimentalmente como un labio posterior en el platillo tibial impide la rodadura femoral posterior y provoca la tensión del LCP a partir de 60° de flexión.

En 1975, en el hospital de St-Luc (Montreal) diseñamos una prótesis total de refrentado de primera generación. El componente femoral reproducía la anatomía normal, eran necesarios componentes izquierdos y derechos. El componente tibial consistía en plati-

llos de polietileno llanos, de espesores variables insertados en un soporte de metal durante la operación. La forma de herradura de la pieza tibial permitía mantener uno o dos LC.

La instrumentación era menos precisa que las modernas pero incluía un distractor extra-articular que sigue utilizándose todavía. Las osteotomías eran paralelas y perpendiculares al eje tibial, con la creación de espacios iguales en flexión y extensión. El alineamiento se refería a la cresta ilíaca anterosuperior.

Se han revisado las primeras 85 artroplastias de rodilla en 61 pacientes realizadas entre Diciembre de 1977 y Diciembre de 1979. Después de un seguimiento de 10-12 años, 21 pacientes han muerto y uno ha sido perdido de vista.

Un total de 52 rodillas, en 39 pacientes, de este grupo han podido ser revisadas después de Septiembre de 1989. Había 13 varones y 26 mujeres cuya edad media era de 61.2 años al momento de la intervención. 24% de los pacientes han sido considerados como obesos. 50% de las rodillas padecían de artritis reumatoide y 19% ya habían sufrido una intervención. La notación preoperatoria (HSS) era de 39.

Al momento de la revisión, 86% de las rodillas eran indoloras. 3 rodillas habían necesitado una reintervención por dolor patelar. 28 pacientes (72%) no tenían ninguna limitación en su capacidad de moverse que sea causada por la prótesis reemplazada y 31 pacientes (77%) podían subir escaleras normalmente.

El ángulo promedio de flexión era de 107°. Era superior a 110° en el 50% de los casos. 94% de las rodillas presentaban una estabilidad lateral normal en extensión completa. El ángulo femoro-tibial era de 1° de valgo en 88% de las rodillas.

3 subluxaciones tibiofemorales necesitaron un rescate. Esto ha sido la principal complicación con esta prótesis cuya superficie de platillo tibial no presentaba ningún impedimento de los movimientos de traslación mediolateral. Ocurrió solamente en las rodillas que no mantenían el LCA. Además, en dos rodillas, los componentes tibiales habían sido malposicionados, en excesiva rotación interna.

Solamente una rodilla ha sido rescatada por aflojamiento aséptico, dos lo fueron por infección, tres por inestabilidad y una por dolor de etiología desconocida.

La notación media (HSS) era de 81. 79% de las rodillas tenían un resultado bueno o excelente. Los resultados malos eran las rodillas que habían necesitado un rescate. Los resultados medianos correspondían a limitaciones en la flexión en 2 casos y otros problemas ajenos a la rodilla en otros 2 casos.

Se compararon los resultados entre rodillas sin conservación y con conservación del LCA. 96% de las rodillas no mostraban síntoma de dolor y el ángulo de flexión era de 110.2° en las rodillas que mantenían el LCA intacto. En cambio, había 75% sin dolor y un ángulo de flexión de 101° en las rodillas sin LCA. También había de forma significativa más pacientes del grupo con LCA

que podían subir escaleras normalmente.

No había diferencia en el eje de alineamiento entre los dos grupos. 100% de las rodillas eran estables en el grupo con el LCA intacto. Había una diferencia evidente en los resultados globales entre los dos grupos: 93% eran buenos o excelentes en las rodillas con el LCA intacto comparado a los 62% en las rodillas sin el LCA. La notación preoperatoria HSS era prácticamente idéntica en los dos grupos.

La frecuencia de presencia de un LCA intacto en estas series es casi idéntica a las de GOODFELLOW, 53 y 57% respectivamente, así como la frecuencia de fracaso mecánico. Eliminando las infecciones, la tasa de rescate en las rodillas con el LCA intacto es nula, a comparar con el 10% en las rodillas sin LCA. La frecuencia de aflojamiento aséptico era más baja en nuestras series que las reportadas con prótesis necesitando quitar los dos LC.

La frecuencia de aflojamiento aséptico en las rodillas con LCA intacto después de 10 años es nulo. Lo que sugiere que efectivamente los dos LC absorben importantes fuerzas que de otra forma serían transmitidas a la inferíase de fijación del implante.

Nuestros resultados sugieren que la conservación de los dos LC y la preservación de la cinemática normal de la rodilla son objetivos realizables en las prótesis totales de rodilla. En efecto es posible, con la utilización de un distractor extraarticular, preservar los dos LC e implantar adecuadamente los componentes al mismo tiempo que se restaura una tensión clínicamente aceptable de

los ligamentos.

Un estudio radiológico efectuado por LERAT (Lyon) concluye que el cajón anterior dinámico en las rodillas con LCA intacto de sus series, es comparable a uno normal.

Un estudio sobre la marcha realizado por ANDREACCHI sobre 25 de nuestros pacientes y otros con prótesis CONDYLAR y postero estabilizadas revela que las rodillas con el LCA intacto tienen una flexión normal en ascender escalera, mientras que las rodillas sin LCA tienen una flexión inferior a la normal.

Según TRILLAT y MENSCHIK, una cinemática normal de la rodilla es imposible cuando un LC es ausente. Han demostrado que en las rodillas sin LCA, en flexión, los cóndilos femorales ruedan excesivamente antes de deslizar, mientras que durante la extensión la rodadura femoral anterior es irregular y no sigue una trayectoria precisa. Los ligamentos laterales y la cápsula no compensan de forma adecuada la ausencia del LCA.

En conclusión, nuestros resultados sugieren que la importancia del LCA en las artroplastias totales de rodilla han sido probablemente subestimado. Como en los reemplazos unicompartmentales, tendría que ser ventajosamente conservado, dado que está intacto en 50% de las rodillas donde una prótesis total es indicada.

Pensamos que en los casos de graves deformaciones e inestabilidades, un diseño que sustituye los LC podría ser una alterнатiva preferente.

Con base a estos resultados, la prótesis original ha seguido evolucionando y desde 1987 se implanta la prótesis HERMES cuyas mejoras principales son las siguientes:

- 1.- Ampliación de los diferentes modelos para conseguir una mejor adaptación a la anatomía de cada paciente.
 - 5 modelos femorales izquierdo y derecho.
 - 5 tamaños tibiales
 - 3 espesores de platillos de PE.

2.- Utilización de la aleación titanio con endurecimiento de superficie por implantación de iones de nitrógeno.

3.- Desarrollo de una técnica operativa y de un instrumental que favorece una ubicación sencilla y precisa de los componentes.

Por fin, últimamente la gama ha sido completada con un modelo posteroestabilizado y un modelo unicompartimental.

Bibliografía

1. ANDRIACCHI, T.P.; GALANTE, J.O. y FERMIER, R.W.: The influence of the total knee replacement desing on walking and stair climbing. J. Bone Joint Surg. (Am Vol.), 1982, 64 (9), 1328-1335.
2. CLOUTIER, J.M. ; PILON, L.: Arthroplastie totale du genou. Une prothèse a glissement autostable. Rev. Chir. Orthop., 1981, 67 suppl. II, 114-118.
3. CLOUTIER, J.M. , PILON, L.: Total knee arthroplasty: a method of achieving stability with an unconstrained prosthesis. J. Bone Joint Surg. (Br. Vol.), 1981, 63 (3): 460.
4. CLOUTIER, J.M.: Results of total knee arthroplasty with a non-constrained prosthesis. J. Bone Joint Surg. (Am Vol.), 1983, 65 (7): 906-919.
5. CLOUTIER, J.M.: L'Arthroplastie totale du genou par prothèse CLOUTIER. Union Médicale du Canada, 1984, 113 (6): 512-516.
6. CLOUTIER, J.M. ; COLOMBET, P.: Arthroplastie du genou par prothèse non contrainte de CLOUTIER. Acta Orthop. Belg., 1985, 51 (4): 498-519.
7. GOODFELLOW, J. , O'CONNOR, J.: The mechanics of the knee and prosthesis desing. J. Bone Joint Surg. (Br. Vol.), 1978, 60 (3): 358-369.
8. KAPANDJI, LA.: Physiologie articulaire. Fascicule II. 4 Edition, Maloine, Paris, 1980.
9. LEW, W.D., LEWIS, J.L.: The effect of knee prosthesis geometry on cruciate ligament mechanics during flexion. J borne Joint Sur. (Am Vol.), 1982, 64 (5): 734-739.