

11245
2 of 68



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA

**División de Estudios de Postgrado
Petroleos Mexicanos**

**ARTROPLASTIA TOTAL DE RODILLA EN EL
TRATAMIENTO DE GONARTRITIS Y
GONARTROSIS SEVEROS**

T E S I S
PARA OBTENER EL TITULO DE:
E S P E C I A L I S T A E N
O R T O P E D I A Y T R A U M A T O L O G I A
P R E S E N T A E L
D R. A N G E L A N T O N I O P I Ñ A A G U I L A R



MEXICO, D. F., FEBRERO DE 1987



**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



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.

INDICE

	Pág.
I.- INTRODUCCION.	1
II.- OBJETIVOS.	2
III.- ANTECEDENTES HISTORICOS.	3
IV.- CONSIDERACIONES GENERALES.	6
V.- INDICACIONES PARA EL REEMPLAZO TOTAL DE RODILLA.	33
VI.- TECNICA QUIRURGICA.	35
VII.- CUIDADO POSTOPERATORIO DE LOS PACIENTES.	47
VIII.- COMPLICACIONES EN EL REEMPLAZO TOTAL DE RODILLA.	49
IX.- RESULTADOS DE LA ARTROPLASTIA TOTAL DE LA RODILLA.	59
X.- MATERIAL Y METODOS.	65
XI.- RESULTADOS.	68
XII.- EJEMPLOS	71
XIII.- DISCUSION.	77
XIV.- CONCLUSIONES.	79
XV.- BIBLIOGRAFIA.	82

INTRODUCCION

El mejoramiento en los niveles de salud actual, conlleva un aumento en la longevidad del hombre. Por ésta razón, el individuo se ve obligado cada vez con mayor frecuencia a convivir y soportar una serie de alteraciones degenerativas en las articulaciones. De las más comunes que nos toca en éste caso tratar, son la: Artritis y artrosis de la rodilla.

Uno de los mayores retos a resolver, es en éste caso la eliminación del dolor y la integración del paciente a sus labores habituales, -- sin limitaciones ni deformidades; y, a pesar de contar con recursos terapéuticos de eficacia comprobada, como: Osteotomías, Artrodesis, Sinovectomías, etc.; el logro más reciente y afortunado es la sustitución total de articulaciones. Así como la década de los 60 fué el despegue definitivo para las prótesis totales de cadera, 1970, marca el inicio en la terapéutica de las prótesis totales de rodilla, desarrollandose paralelamente a ésta el campo de la cirugía artroscópica en la misma etapa. Estos logros en el campo ortopédico, nos dan alternativas francamente halagadoras para continuar brindando el nivel de salud adecuado de acuerdo a la época en que vivimos.

La decisión de cuándo, con qué, y cómo realizar la artroplastia total de rodilla, incluyendo aspectos en la prevención y el manejo de complicaciones, así como los resultados a corto y largo plazo, son tópicos que se tratarán en éste trabajo para una mejor comprensión en el tratamiento de lesiones graves de la rodilla utilizando la artroplastia total de dicha articulación.

ANTECEDENTES HISTORICOS

Aunque la aparición de los primeros modelos de prótesis se remontan a la segunda mitad de nuestro siglo, el concepto de mejorar la función de la articulación de la rodilla modificando las superficies articulares, ha recibido atención desde el siglo pasado. En 1860, Verneuil sugirió la interposición de partes blandas para reconstruir la superficie articular de una rodilla. Posteriormente se utilizaron materiales como vejiga de cerdo, naylon, fascia lata, bolsa prerrotuliana y celofán. Como es lógico, éstos resultados fueron desastrosos. En 1861 Ferguson innova el manejo de la artritis y artrósis de la rodilla al describir la resección de la totalidad de los componentes cartilaginosos en la articulación de la rodilla, estimulando el movimiento sobre las superficies subcondrales. Si la extirpación de hueso era suficiente, el movimiento que se lograba era bueno, pero la nueva articulación carecía de la estabilidad necesaria, mientras que cuando se extirpaba escasa cantidad de hueso, a menudo se producía la fusión espontánea. Estos primeros intentos se hicieron habitualmente en rodillas afectadas por tuberculosis o por otros procesos infecciosos con la resultante anquilosis y deformidad. Los resultados fueron lo suficientemente malos como para desalentar la realización del procedimiento, salvo en casos severos y en forma ocasional.

Basandose en los principios de Smith-Peterson (1939). y de los hermanos Judet (1954 así como Moore (1957) los cuales realizaban una artroplastia de cúpula o sustitución total de la cabeza femoral por un componente metálico, Cambell inicia los trabajos en la artroplastia de rodilla en 1940 utilizando un molde que revestía de vitalio el componente -

femoral. Al igual que en la cadera, en la rodilla también se observó un desgaste por la fricción metal-cartílago coincidiendo con la experiencia obtenida por Miller y Friedman en 1952 por lo cual éste tipo de artroplás-
tía no se generalizó, ya que los resultados no eran muy buenos.

El desarrollo del componente tibial se origina en 1958, cuando -
MacIntosh describe un modelo para hermiartroplastia utilizando en el tra-
tamiento de deformidades dolorosas, en varo ó valgo; con el objeto de co
rregir la deformidad, restablecer la estabilidad, y aliviar el dolor in-
tenso en el lado afectado de la rodilla. McKeever modifica el material -
del componente tibial y lo utiliza de metal con resultados algo similares
a los obtenidos por MacIntosh. Gunston va más allá de las ideas de - --
MacIntosh y es el pionero en el uso de la prótesis policéntrica, que con-
sistía en dos rieles colocados sobre el componente tibial sobre los cua--
les se deslizaban las piezas giratorias metálicas insertadas en los cóndi
los femorales, fijas en años posteriores a la aparición del metil metacri-
lato con dicho cemento; éste tipo de prótesis no tuvo mucha popularidad -
debido al alto índice de aflojamientos y a la poca estabilidad que brinda
ba a la articulación así como la limitación importante en los ejes de mo-
vimiento axial.

En los últimos años, las aportaciones hechas por Freeman y Swan-
son son las que dominan en el campo de la dirección y diseño en la técní-
ca quirúrgica y en los componentes protésicos y son los que marcan las --
condiciones que debe cumplir el diseño de una prótesis; conceptos que pre
valecen hasta la actualidad

Paralelo al desarrollo de la artroplastia sustituyendo los componentes articulares de superficie, se desarrollan las prótesis restringidas de las cuales es pionero Walldius que en 1951 desarrolla una rodilla metálica articulada. Poco tiempo después Shiers describe una prótesis similar con características mecánicas simples; las prótesis articuladas son considerablemente atractivas, técnicamente son fáciles de colocar ya que su vástago intramedular permite en gran medida la autoalineación de los componentes, y porque los ligamentos y demás estructuras de contención pueden sacrificarse puesto que poseen estabilidad propia. Por lo tanto, la extensión del daño de la rodilla carece de consecuencias e incluso las deformidades más extremas pueden corregirse, seccionando las estructuras blandas y resecaando suficiente cantidad de hueso. Por supuesto, los primeros diseños articulados no eran cementados aunque los más recientes, como el de Guepar, desde el comienzo fueron concebidos para usarse con cemento de metilmetacrilato. En últimas fechas se ha puesto de relieve el diseño de prótesis geométricas, condíleas totales del tipo no restringido con sustitución únicamente de superficies articulares, las cuales no dependen de metil metacrilato para su fijación; diseñadas con múltiples poros que aseguran una buena unión y la formación de hueso en dichos lugares tanto en componente tibial como en femoral, presindiéndose en ésta última generación de prótesis de la utilización del metil metacrilato; aunque debemos aclarar que hasta la fecha los estudios efectuados y el seguimiento post-operatorio de los pacientes deben considerarse en este momento como preliminares ya que las primeras descripciones fueron hechas por Hungerford en 1982 y el número de casos es muy pequeño (16 prótesis insertadas) y el seguimiento es de seis meses.

CONSIDERACIONES GENERALES

I.- DISEÑO DE PROTESIS: Basándonos en los trabajos desarrollados por -- Freeman y Swanson desde 1971 resumimos a continuación las condiciones de diseño que debe reunir una prótesis.

- 1.- Debe disponerse fácilmente de un procedimiento de salvataje.
La implantación de la prótesis debe requerir la extirpación del -- una cantidad de hueso no mayor que la necesaria para la artrodé-- sis primaria y debe dejar superficies planas y grandes de hueso -- esponjoso.

- 2.- Las posibilidades de aflojamiento deben ser minimizadas.
 - a).- El grado de restricción entre los componentes femoral y ti-- bial debe ser incompleto, de modo que los momentos de tor-- sión, de valgo o de varo no puedan transmitirse a la unión -- entre la prótesis y el esqueleto.
 - b).- Debe minimizarse la fricción entre los componentes.
 - c).- Todo dispositivo que limite la hiperextensión debe actuar en forma progresiva y no súbita.
 - d).- El componente protésico debe adaptarse al hueso por medios -- que distribuyan las cargas sobre el área más grande posible -- de la interfaz hueso-prótesis.

- 3.- La producción de restos por desgaste debe ser minimizada y los -- restos producidos deben ser lo más inocuo posible. Esto condu--

ce a preferir superficies de soporte de plástico sobre metal, que deben tener la mayor área posible de modo que las fuerzas actantes sean de escasa magnitud.

- 4.- La probabilidad de infección debe ser minimizada mediante el uso de componentes protésicos compactos con poco espacio muerto.
- 5.- Las consecuencias de la infección también deben ser minimizadas - evitando la colocación de clavos intramedulares largos de cemento intramedular.
- 6.- Debe contarse con un procedimiento de inserción estándar.
- 7.- La prótesis debe permitir el movimiento de los 5° de hiperextensión o por lo menos, 90° de flexión.
- 8.- Debe existir cierta libertad de rotación con rodilla en flexión.
- 9.- Los movimientos excesivos en cualquier dirección deben ser resistidos por las estructuras blandas, en particular por los ligamentos laterales.
- 10.- La posibilidad de recambio de los componentes.

Estas condiciones siguen siendo válidas hoy en día y debemos de agregar dos puntos más que son tema de debate. Son: 1) el lugar de los -

ligamentos cruzados en la artroplastia total de la rodilla y 1) la necesidad de reemplazar a la articulaci3n patelofemoral y la conveniencia o no de reemplazar la superficie de la r3tula.

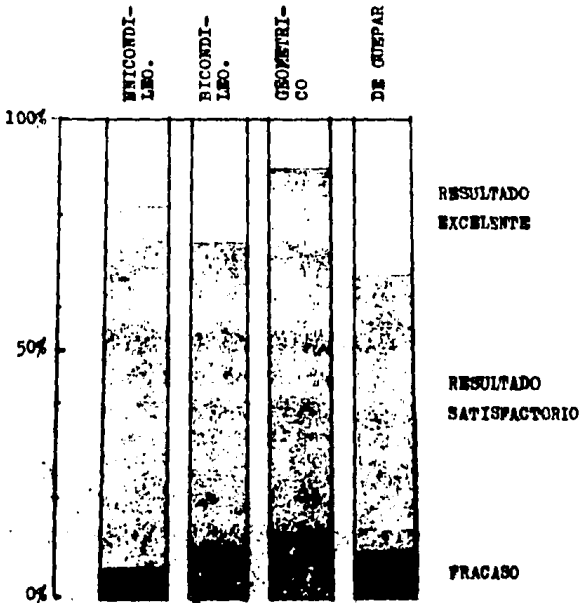
II.- ESTUDIO COMPARATIVO DE DIFERENTES PROTESIS.-

Para comprender mejor y ejemplificar los diferentes dise1os de - Pr3tesis que se utilizan, veamos a continuaci3n un estudio comparativo - utilizando cuatro diferentes modelos: el unicondfleo, el bicondfleo, el - geom3trico y el de Guepar. Los resultados se expresaron utilizando el sis- tema de puntaje para la rodilla empleado en el Hospital for Special Surge- ry de Nueva York que totaliza cien puntos

Las rodillas fuerondivididos en cuatro grupos, calificandose -- excelente la de 85 puntos o m1s, buenos resultados entre 70 y 84 puntos, _ resultados regulares entre 60 y 69 puntos y por abajo de la calificaci3n de 60 eran de mala evoluci3n. De un total de 178 artroplastias estudia-- das (23 unicondfleas, 60 biconcdfleas, 50 geom3tricas y 45 de Guepar), - los resultados considerados excelentes en 47 (26%) buenos en 66 (37%), re- regulares en 37 (21%) y malos en 28 (16%). No hubo diferencia estadística- mente significativa entre los resultados obtenidos con cada una de las -- cuatro pr3tesis estudiadas. Sin embargo, como es m1s f1cil mejorar una - rodilla en mal estado que una en un estado relativamente bueno, el porcen- taje de mejoras fue mucho mayor con la pr3tesis de Guepar que son la uni- condfllea (120% contra 45%, respectivamente).

En 3ste estudio se identificaron tres problemas espec1ficos:

dolor rotuliano, aflojamiento de los componentes y técnica quirúrgica. - No obstante, como la prótesis articulada de Guepar fue empleada originalmente en los peores casos, dió el mayor porcentaje de mejorías. En el momento del estudio, la conclusión a que se llegó fue que la prótesis de -- Guepar aparentemente era superior a una cantidad de cosas. Fué seleccionada para los casos más graves y a pesar de eso igualó la calidad de los resultados obtenidos con las demás prótesis tanto en rodillas reumatoides como artrósicas. También se asoció con menor proporción de fracasos y - fué el único modelo que mejoró el rango del movimiento después de la intervención. No obstante, pudieron observarse sus problemas potenciales - de aflojamiento y de falla mecánica. Sin embargo, la mayoría de las prótesis de Guepar llevan de 9 a 12 años y muchos de sus problemas que se esperaban se han materializado. Aproximadamente el 80% de esas prótesis se aflojan tanto clínicamente como radiográficamente, aunque no necesariamente se asociaban con sintomatología. Ha habido siete casos de ruptura de vástago (cuatro femorales y tres tibiales). Así mismo, 12 de las 108 prótesis de Guepar se complicaron con infección (cuatro en una fecha temprana y ocho tiempo después). Esta incidencia del 11% puede incrementarse - ya que la infección puede aparecer incluso muchos años después de la artroplastía.



III._ BIOMECANICA RELACIONADA CON LA PROTESIS GEOMETRICA.-

La articulación de la rodilla es única, compleja en su anatomía y en su función. Debe sostener unas cargas dinámicas altas y atenuar el choque; debe aportar un índice de movilidad amplio, y debe mantener la estabilidad durante la función. Debe también producir una fuerza propulsora para los movimientos del cuerpo al desplazarse. Los simuladores mecá-

nicos de la rodilla diseñados para probar estos requisitos, están muy lejos de conseguir totalmente su propósito y, sin embargo, ayudan a verificar los hallazgos teóricos y a sustenciar las observancias clínicas relacionadas con los fallos de los componentes.

Los estudios de la marcha de los enfermos antes y después de una artroplastfa total de la rodilla de los tipos geométrico y policéntrico, han valcrado la función in vivo de estos implantes, de acuerdo con unos -- criterios bien definidos (Deweerd y col. 1976; Gyory y cols., 1976; -- Stauffer y cols., 1977). Aunque existen variaciones sobre el modelo de -- marcha en el grupo normal y en el postoperatorio, este último presente un modelo de caminar muy próximo al patrón normal obtenido por Kettelkamp y cols. (1970).

Una comparación de los parámetros más significativos de la mar-- cha para cada tipo de rodilla con unos valores normales se presentan en -- la siguiente tabla:

PARAMETROS MAS SIGNIFICATIVOS DE LA MARCHA DE LOS PACIENTES CON UNA ARTROPLASTIA TOTAL GEOMETRICA DE RODILLA		
Porcentaje de normal		
Parámetro	Preoperatorio	Postoperatorio
Movimiento sagital	54	79
Flexión	66	103
Flexión en posición de pie	208	100
Velocidad de marcha	49	65
Cadencia	75	94
Fuerza de Cizallamiento del balanceo (% del peso corporal)	92	150

Los valores normales están bien establecidos, basados en unos individuos de un grupo de control que encajaban perfectamente con los pacientes, tanto por sexo como por edad.

En todos los tipos de artroplastia total de la articulación de la rodilla, hemos encontrado el aflojamiento de la unidad tibial. Se han llevado a cabo experimentos por Chao y Mullen (1976) para determinar algunos de los factores causales involucrados en el aflojamiento. El aflojamiento no está sólo relacionado con la magnitud de las fuerzas de contac-

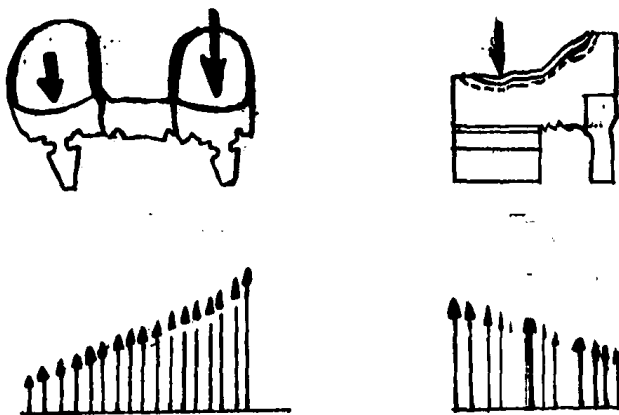
to que actúan a través de la articulación, sino más bien con la falta de equilibrio en la distribución de estas fuerzas de contacto de varias zonas de los componentes.

Si podemos extraer estas fuerzas, se pueden modificar el diseño de la prótesis y se pueden hacer cambios en la técnica de su orientación y posición.

Se ha analizado un total de 21 casos de reintervención en artroplastias geométricas de rodillas; 16 estaban relacionadas con un aflojamiento tibial, como se muestra en la sig. tabla: (Chao y Mullen, 1976).

MECANISMO DE FALLO EN 21 CASOS, DE UNA ARTROPLASTIA TOTAL DE RODILLA GEOMETRICA	
Mecanismo de fallo	No. de casos
Aflojamiento de componente	17
Tibial	13
Femoral	1
Ambos	3
Componentes no aflojados	4
Dislocación	2
Dolor y valgo	1
Dolor y varo	1

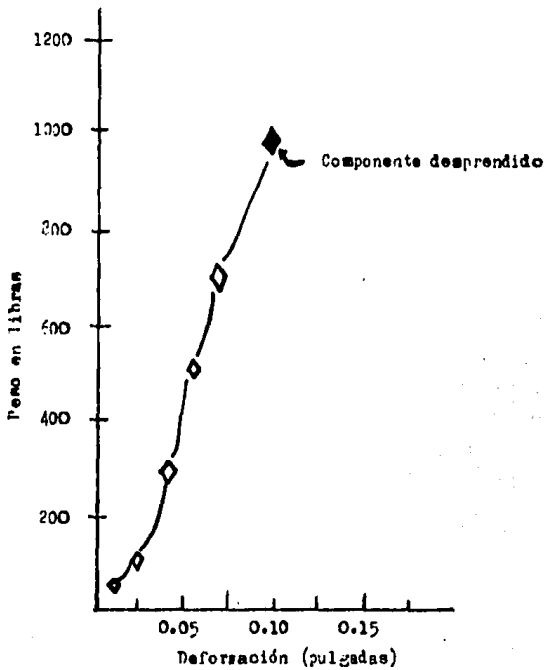
Se aplicó primero un análisis teórico, basado en el área geométrica de soporte del componente tibial geométrico MarkIII (Chao y Mullen, 1976). Una distribución desigual de las fuerzas de contacto de la meseta, basada en la distinta situación de la prótesis, acusan unas tensiones no uniformes que pueden provocar aflojamiento tal y como se muestran a continuación: (Chao y Mullen, 1976).



Se pueden sacar las siguientes conclusiones sobre la base de los resultados obtenidos: 1) El momento de aflojamiento mínimo aparece cuando el componente tibial ha sido situado a 8 mm por dentro de la línea media de la articulación de la rodilla. 2) No debería hacer una búsqueda -- posterior hacia arriba de la prótesis tibial, pero se puede permitir una

basculación anterior de hasta 9°

Para verificar éste análisis teórico, se cargó la unidad tibial_ después de haber sido implantada primero en un bloque sujetado y cargado_ en dirección axial:



Los resultados estaban de acuerdo con los análisis teóricos, y además se verificó que cualquier basculación medial o lateral de la unidad tibial era perjudicial.

Se llevó a cabo un análisis para medir las tensiones fronterizas internas del componente tibial bajo distintas condiciones de carga (Chao_ y cols., 1977). Los resultados revelaron que las fuerzas tensionales pueden desarrollarse en la base posterior de la unión prótesis-cemento, y que ésta tensión puede originar un aflojamiento. Las fuerzas compresivas en la superficie de carga exceden la resistencia aportada por el polietileno.

IV.- CLASIFICACION DE LAS PROTESIS.-

- Prótesis de reemplazo de la superficie:

1.- Unicondíleas.

2.- Bicondíleas:

a) con conservación de los cruzados.

b) con extirpación de los cruzados.

c) con estabilización posterior.

- Prótesis restringidas:

1.- Seltas: con cierto grado de rotación y balanceo varo valgo. - Superficie de Soporte de peso, habitualmente de metal ó de polietileno.

2.- Rígidas; Eje fijo, bisagras metálicas.

1.- PROTESIS DE REEMPLAZO DE LA SUPERFICIE.

a) Prótesis condílea total: La prótesis condílea total diseñada en 1973 constituía un verdadero reemplazo de la rodilla, ya que sustituía a la articulación patelofemoral así como al compartimiento femorotibial. Aún se usa ampliamente en su forma original y probablemente sea la prótesis más antigua de la que puede decirse esto, los elementos salientes del diseño son los siguientes:

Componente Femoral; construido con una aleación de cobalto y cromo.- Posee una pestaña anterior dividida simétricamente por un surco que separa en la parte posterior a dos cóndilos simétricos de radio decreciente en dirección posterior y con una curvatura convexa simétrica en el plano coronal.

Componente tibial: construido de polietileno de alta densidad en -- una pieza con dos platillos tibiales biconcavos sepados, que se articulan precisamente con los cóndilos femorales en extensión; es decir, que en esa posición no permiten la rotación. En flexión el ensamble deja de ser exacto y son posibles los movimientos de rotación y de deslizamiento. Los platillos tibiales simétricos están separados -- por una eminencia intercondílea diseñada que impide la traslación y los movimientos de deslizamiento lateromediales. Los bordes periféricos de las concavidades articulares tienen una altura uniforme -- tanto en su parte anterior como posterior. En su parte inferior u ósea, el componente tiene una clavija central de fijación de 35 mm.

de largo y 12.5 mm. de ancho. El borde anterior de la clavija es vertical, pero el posterior es oblicuo, adaptándose a la cortical posterior de la tibia.

Componente rotuliano: construido en polietileno de alta densidad. Su superficie articular es cupuliforme, adaptándose estrechamente a la curvatura de la pestaña femoral. Se prefirió la forma de cúpula porque éste diseño no requiere alineación rotatoria como ocurre con la prótesis anatómica. La superficie ósea de la prótesis posee una orejuela central, rectangular de fijación.

b) Prótesis bipatelar: La prótesis cóndilea total fue diseñada para extirpar a los ligamentos cruzados. Por el contrario, la prótesis bipatelar, hermana de aquella y diseñada posteriormente como sustituto del modelo bicondíleo, fue concebida para conservar a los ligamentos cruzados existentes, particularmente al cruzado posterior. La forma general de la corredera tibial es anatómica en el plano sagital. En el plano coronal, los cóndilos son planos y presentan una curvatura mediana.

La barra de conexión anterior de la prótesis bicondílea fue extendida convirtiéndose en una pestaña femoral. La versión inicial de la prótesis bipatelar tenía dos platillos tibiales separados idénticos a los de la prótesis bicondílea, planos en el plano sagital, pero con una curva mediana en el plano coronal para impedir la traslocación. Su superficie profunda estaba preparada para la fijación

con cemento. Más adelante, los dos componentes fueron unidos y se -- agregó una clavija central de fijación similar a la de la prótesis -- condílea total. Posee además una hendidura para el ligamento cruzado posterior.

El componente rutiliano de la prótesis bipatelar es idéntico al de la prótesis condílea total.

DISEÑOS ACTUALES DE PROTESIS DE REEMPLAZO DE LA SUPERFICIE.-

La prótesis de Freeman-Swanson, o ICLH, fué diseñada en Inglaterra en el Imperial College y en el London Hospital, pero la mayoría - de las demás prótesis de éste tipo tuvieron su origen en los Estados Unidos; actualmente, la mayoría de los implantes en uso pertenecen a ésta categoría. Ejemplo son: la prótesis condílea total, la bipatelar, y la de Townley; derivados más recientes son la condílea con estabilización posterior, la geopatelar, la anamétrica, la cinemática, la anatómica revestida con material poroso, la multirradio y la de Clu tier. En muchos aspectos, éstas prótesis están estrechamente relacionadas, lo cual indica que existe consenso en cuanto a cómo y con qué - debe reemplazarse la articulación de la rodilla. Si bien es verdad - que existen diferencias entre esos diseños, en su mayoría parecen ser triviales (por ejemplo, algunas prótesis son asimétricas, por lo tanto requieren una versión izquierda y otra derecha). Un rasgo de distinción importante es en lo que se refiere a la conservación del cruzado. Si bien la evidencia disponible indica que ambos tipos, cuando son correctamente seleccionados e implantados dan resultados clínicos a corto plazo igualmente buenos, existe evidencia a partir de estu-

dios de la marcha de que hay diferencias entre los distintos modelos_ que pueden tener consecuencias en el largo plazo. Andriacchi y Galante compararon diversos parámetros de la marcha usando una variedad de prótesis (condílea total, geométrica, bipatelar, de Gunston y de -- Cloutier). También estudiaron a un grupo de 14 sujetos normales equi- parados en edad. Comprobaron que la marcha de los pacientes tras el- reemplazo total de la rodilla era diferente al normal. En todos los_ pacientes el tranco era más corto que el normal, la flexión de la ro- dilla estaba reducida durante la parte media de la fase postural y el momento de flexión-extensión a nivel de la rodilla tenía un patrón -- anormal. Comprobaron que éstas anomalías eran independientes del diseño de la prótesis. La mayor diferencia entre las prótesis se ob- servó al subir y bajar escaleras. En los sujetos normales la fle- xión de la rodilla al subir escaleras fue en promedio de unos 85° y - al bajar, de unos 90°. La única prótesis que igualó ese rango de mo- vimiento fue la de Cloutier, un diseño que conserva a ambos ligamen- tos cruzados y casi no es restringido. Los pacientes con prótesis con- dílea total fueron los que menos movilizaron la rodilla (unos 70°) - tanto al descender escaleras (ésta fue la única prótesis con extirpa- ción de los cruzados evaluada). Los pacientes con las demás prótesis ocuparon posiciones intermedias entre estos dos (todas conservan por lo menos al ligamento cruzado posterior). Queda por verse si esta in- formación tiene alguna significación clínica; si bien claramente - -- otras cosas presentes en la rodilla protésica y en la normal son igua- les, es deseable que la marcha se acerque a lo normal.

Otra diferencia importante entre las prótesis en el método de fi

jación tibial. Las prótesis condílea total, bipatelar y condílea con estabilización posterior emplean el sistema de fijación con clavijas central, mientras que otras (ICLH, multirradio, anatómica cubierta con material poroso y anamétrica) tienen dos o más pernos cortos. Tiene importancia mencionar éste aspecto de la fijación porque se relaciona con el diseño protésico. Se dispone de estudios con seguimiento prolongado sobre el uso de la fijación con clavija central - - (prótesis condílea total y duopatelar) y el aflojamiento tibial ha sido hecho raro con ambos tipos. Con vástagos intramedulares más largos en el componente tibial (eje variable), no se han informado casos de aflojamiento. Por lo tanto, existe evidencia clínica de que el agregado de una clavija o de un vástago central al componente tibial - elimina virtualmente el flojamiento tibial usando aún técnicas de cementación convencionales. Aún existen controversia acerca de la longitud óptima del vástago. Un vástago demasiado largo es difícil de sacar y determina la transferencia de fuerzas desde el hueso esponjoso de la tibia proximal al hueso cortical de la diáfisis. Un vástago demasiado corto, en cambio es inseguro.

También existe buena evidencia a partir de las primeras experiencias con la artroplastia de la rodilla de que la fijación en el caso de componentes tibiales separados puede fallar. Ni la barra anterior (con hendidura para el cruzado) ni el uso de pernos de fijación son de utilidad; walker y cols. evaluaron una variedad de componentes tibiales mediante la aplicación de cargas compresivas con una fuerza anteroposterior, con un momento rotatorio o con un momento de varo- - valgo, midieron las deflexiones relativas, tanto compresivas como de

distracción, entre el componente y el hueso. El menor número de deflexiones se observó con los componentes metálicos de una sola pieza. El uso de una clavija central o de dos pernos laterales no pareció -- ejercer mucha influencia. Los componentes de plástico grueso se comportaron como aquéllos con soporte metálico, excepto cuando presentan una hendidura para el cruzado. Por lo tanto, para los implantes con conservación del cruzado parece particularmente deseable un soporte -- metálico.

No se dispone de datos clínicos sobre implantación de diseño más reciente que poseen una bandeja metálica y dos pernos de fijación. Sin embargo, Freeman usa un componente totalmente de plástico con -- "clavijas mágicas" (en efecto, dos pernos laterales) y contacto periférico cortical (el plástico es recortado de modo que se ajuste a la tibia proximal) desde 1977. La incidencia de aflojamiento tibial has ta este momento es de un 4%, lo cual sugiere que para los componentes de polietileno la clavija central puede ser mejor que los dos pernos laterales; no se sabe si ésto es aplicable también a los diseños con -- bandeja metálica. Pero la ubicación lateral de pernos o pilares -- exige para su inserción la destrucción del hueso esponjoso de soporte, mientras que para la inserción de la clavija central se elimina hueso de donde ya está debilitado y además dicha estructura proporciona fijación para la cortical posterior de la tibia proximal (el hueso más fuerte de la zona).

Cuando el hueso de la tibia proximal es deficiente (artritis erg

siva severa o reoperaciones) es deseable que el plástico sea soportado por una bandeja metálica o por endoesqueleto, pero cuando el hueso es de buena calidad, el soporte metálico puede no ofrecer ventajas. Los componentes de plástico de una sola pieza con clavija central tienen un bajo índice de aflojamiento pero en el 30 o 40% de los casos aparece una radiotransparencia parcial. En su mayoría las radiotransparencias aparecen dentro del primer año, no son progresivas y su significación clínica es dudosa. El agregado de la bandeja metálica reduce la incidencia de ese signo radiográfico, pero con las prótesis con clavija central puede ocurrir reabsorción ósea por debajo de la bandeja metálica debido a la acción de fuerzas en escudo y el debilitamiento del hueso esponjoso de soporte puede finalmente incrementar la incidencia tardía de hundimiento. Por lo tanto, aún no puede recomendarse en forma inequívoca la aplicación de componentes tibiales con soporte metálico para todos los casos.

Hasta hace poco tiempo la mayoría de los componentes rotulianos eran cupuliformes. Esta forma no es ideal porque sobre la base de la experiencia en ingeniería puede esperarse que el contorno convexo se desgaste mal (en una articulación el material más blando debe ser concavo). Un componente de forma semirectangular (ej: prótesis ICLH) o anatómica (prótesis anatómica cubierta de material proso) es más conveniente en este aspecto, pero exige una cuidadosa alineación rotatoria para evitar que se trabe con el fémur. Por otra parte, una alineación estática correcta, aún si se logra durante la operación, puede no predecir la tracción funcional del cuádriceps en actividad y --

las más deseables características en cuanto al desgaste pueden ser -- neutralizadas por la mayor fuerza de torsión que actúa sobre el componente debido a la alineación viciosa. De todos modos, no se demostró que el desgaste con el componente cupuliforme sea un problema, y la experiencia clínica fue satisfactoria. Si bien la pestaña femoral es ahora un elemento casi universal, la necesidad de reemplazar la superficie rotuliana no es algo totalmente aceptado. En The Hospital for Special Surgery dicho reemplazo se hace rutinariamente tanto en pacientes con artritis reumatoidea como en aquéllos con osteoartritis, en todos los casos en que la rótula acepte un implante, independientemente del estado de su cartilago articular. Esta política nació de las primeras experiencias con reemplazos selectivos en los que las rótulas relativamente normales no eran recubiertas.

Si bien la mayoría de estos pacientes evolucionó bien, una proporción requirió una segunda intervención para insertar un botón rotuliano y su número superó al de aquéllos en los que apareció una complicación como consecuencia de ese implante.

Han ocurrido casos de fractura rotuliana causada por debilitamiento del hueso, pero en su mayor parte no requirieron una reintervención y esa complicación no influyó significativamente en la calidad de la artroplastia. Hasta la fecha, no han ocurrido dificultades clínicas por aflojamiento o desgaste. Si bien parece existir una tendencia hacia el reemplazo rutinario, Sledge y Ewald recomiendan en -- casos de artrósis un acceso selectivo, reemplazando solamente a las -

rótulas dañadas. Consideran que en la artritis reumatoidea la rótula debe ser reemplazada en todos los casos con el objeto de eliminar la totalidad del cartilago articular de la rodilla.

c) Prótesis condílea con estabilización posterior: Este modelo es una modificación de la prótesis condílea total (PCT). Como la PGT proporciona, como lo hace la ICLH, estabilidad anteroposterior en parte por la forma cóncava de la articulación tibial (que actúa junto con la -- tensión de los ligamentos laterales) era lógico dar un paso más con el concepto y sustituir al cruzado posterior en una forma más activa y concreta. Esta función fue asumida por una espina central que se articula con la leva transversal en el componente femoral. En la primera versión de la prótesis (PCT II) el mecanismo de leva proporcionaba una restricción puramente pasiva al desplazamiento posterior e, incidentalmente, un retén anterior que impedía la hiperextensión. Se demostró que ésto último era innecesario e indeseable. La PCT II fué usada durante los años 1976 y 1977 y fue superada en 1978 por el diseño actual, la prótesis con estabilización posterior (PEP). En la PEP, la espina central es de tamaño más reducido, su forma fue modificada así como su ubicación de modo que con la flexión, la espina engrana con el fémur a 75°. Al incrementarse la flexión, la leva impone un movimiento rotatorio posterior progresivo sobre los cóndilos femorales, lo cual impide el choque posterior.

La versión estándar está concebida para llegar a los 120° pero una versión diseñada para satisfacer las necesidades locales en Asia,

permite 140° de flexión. En extensión la espina no engrana con el fémur en la parte anterior hasta que la rodilla se encuentra en los 20° de hiperextensión (una posición que nunca deberfa de alcanzarse). El mecanismo de la leva permite un grado creciente de rotación a medida que la rodilla es flexionada, hasta un máximo de 20° en flexión de 90°. No proporciona estabilidad en varo-valgo y los dos componentes se desenganchan si se aplica fuerza en esas direcciones. Con el objeto de permitir una mayor flexión, se introdujeron modificaciones menores en la curvatura del componente femoral y la articulación tibial fue inclinada en dirección posterior en un ángulo de 10° de modo que el labio anterior de la articulación tiene una altura aproximadamente 5 mm mayor que el labio posterior. Como en éste caso el receso intercondíleo se ensambla en el fémur, los elementos de fijación fueron eliminados de los cóndilos internos y externo, lo cual es una ventaja porque se preserva una importante reserva de hueso en esas áreas. La clavija de fijación en el componente tibial sigue siendo la misma y el botón rotuliano no fue modificado. La PEP se ha comportado in vivo del mismo modo que la PCT excepto por una ganancia significativa en el rango de flexión y por las actividades funcionales asociadas con el mayor movimiento.

d) La prótesis ICLH: El implante ICLH (Imperial College y London Hospital) originalmente se conocía como de Freeman-Swanson. El principio general de esta prótesis era el de un rodillo o cilindro en una cubeta. La cubeta estaba construida por la cara superior del componente tibial construido en polietileno de escaso espesor, y el rodi-

llo o cilindro por el componente femoral constituido por un elemento con forma parecida a una U que se adaptaba a los cóndilos femorales - recortados rectangularmente.

El componente femoral tenía en su cara articular, sucesivamente una porción cilíndrica posterior que ensamblaba con la parte correspondiente curva de la cubeta; una porción plana, distal, inclinada -- que formaba parte del mecanismo limitador de la hiperextensión y finalmente una porción cilíndrica anterior que proporcionaba la superficie de soporte para la rótula o para el tendón rotuliano.

La prótesis fue sucesivamente modificada por Freeman; a continuación se plantean los problemas asociados con este tipo de prótesis y sus soluciones:

- Aflojamiento y hundimiento del componente tibial.-

La primera versión del componente tibial fue construida demasiado pequeña como para ser implantada en cualquier rodilla; como consecuencia, la prótesis apoyaba sobre una parte de la sección transversal de la tibia. En 1975 se introdujo un componente tibial de mayor superficie junto con un instrumento accionado por un motor, diseñado para recortar el exceso de polietileno en la operación. Y en 1977 se hizo una modificación en el sistema de fijación mediante el agregado de dos "clavijas mágicas", pernos aletados UHM WP de unos 2 mm de largo, uno medial y otro lateral. Las clavijas se introducen en agujeros circulares de un diámetro ligeramente menor de modo que las ale-

tas se pliegan hacia arriba; en posición las aletas penetran en el hueso esponjoso o permanecen comprimidas contra las clavijas. La intención no es la penetración en el hueso sino la fijación mecánica in mediata. El componente tibial puede ser implantado con cemento o sin él.

- Dolor rotuliano: Diez de los primeros pacientes fueron concomitante mente patelectomizados por lo cual se asoció con una cantidad de fracasos desastrosos en la cicatrización de la herida; posteriormente la rótula fue conservada. En 1975 comenzó a researse la cara posterior de ese hueso y en 1977 se agrego un componente femoral con una pestaña anterior alta; la resección de la rótula (sin reemplazo) continuó hasta 1978, fecha en que el reemplazo de la superficie rotuliana con polietileno comenzó a ser una práctica rutinaria. El componente de polietileno era de forma cóncava para adaptarse al componente femoral convexo y por lo tanto requería una alineación correcta durante su inserción en la rótula.

La prótesis ICLH se conoce ahora con el nombre de Freeman-Samuelson, las últimas modificaciones introducidas son las siguientes:

- 1.- Un surco en la pestaña o reborde anterior del componente femoral para contener a la rótula y evitar su subluxación externa.
- 2.- Un labio anterior elevado en el componente tibial y la divi-

sión de la cubeta en articulaciones separadas por medio de una eminencia intercondílea para impedir la traslocación.

- 3.- Fijación con "clavijas mágicas" de los componentes femoral y rotuliano.

2.- PROTESIS RESTRIGIDAS.

Estos implantes proporcionan toda la estabilidad requerida por la articulación de la rodilla y por lo tanto, los ligamentos cruzados y los laterales pueden ser extirpados o estar ausentes. Se tiene más experiencia con las prótesis con articulación metal-metal (de Wall - dús, Shiers o de Guepar). Los principales problemas asociados son - la infección y el aflojamiento. Para la implantación de estos dispositivos es necesaria una considerable resección de hueso y gran parte del hueso esponjoso restante se pierde durante la extracción del im- - plante. Después de la extracción, el fémur y la tibia se asemejan a - conos huecos de hueso cortical. Los resultados a largo plazo de los reemplazos totales de rodilla con prótesis articuladas han sido desa- - lentadores. Para intentar resolver los problemas se han creado va- - rios diseños nuevos con articulación de metal sobre polietileno que - permiten movimientos rotatorios y deslizantes al mismo tiempo que con- - tinúan proporcionando la estabilidad necesaria. Ejemplos de estas - nuevas prótesis son:

- a) PCT III: La prótesis condílea total (PCT III) evolucionó a partir de los diseños condíleo total y condíleo estabilizador. Este último

fue desarrollado en The Hospital for Special Surgery en 1974 y posee una articulación muy similar a la de la PCT. La estabilidad es proporcionada por un pilar tibial rectangular que encaja ajustadamente dentro de un receso recíproco en el componente femoral. Ambos componentes están unidos entre sí por una clavija transversal que pasa a través de un canal en el pilar tibial. La inserción de ésta prótesis es bastante complicada, ya que la unión entre ambos componentes torna necesario insertarlos en conjunto. Esto se logra insertando un vástago tibial intramedular separado que es pasado a través del componente tibial una vez en su sitio.

Pronto resultó evidente que el sistema articulado raras veces era necesario y así apareció el modelo PCT III no articulado. El pilar rectangular y el mecanismo del receso no se modificaron pero el componente tibial se fabrica ahora en una pieza y lleva unido un vástago intramedular de 7 cm. de largo. El componente tibial se encuentra disponible en la forma de UHMW o reforzado con un soporte metálico. El componente femoral se encuentra disponible con vástago intramedular y sin él. El componente rotuliano es la cúpula de la PCT.

La prótesis condílea total III es un implante de respaldo disponible como elección intraoperatorio en casos de revisión o cuando se ha cometido un error técnico. También se usa en forma ocasional como prótesis primaria para rodillas con grave deformidad en valgo o en flexión en la que se considera la probabilidad de una parálisis peronea postquirúrgica por elongación de ese nervio.

b) Prótesis esforocéntrica: La prótesis esferocéntrica es un dispositivo intrínsecamente estable, no articulado, que permite una rotación triaxial controlada y que está diseñado específicamente para usar en rodillas gravemente deformadas o inestables. Posee tres superficies de soporte de metal sobre polietileno de alta densidad: una articulación esférica ubicada dentro del componente femoral y dos articulaciones formadas por una parte giratoria y por una huella entre los condílos femorales y tibiales. La articulación esférica está constituida por una esfera metálica central en la parte superior de una columna que se eleva desde el componente tibial, que en la prótesis articulada está contenida en una cavidad de polietileno dentro del componente femoral. Esta articulación permite la rotación triaxial pero no la luxación en ninguna dirección.

En la flexión máxima de 120° la prótesis permite hasta 30° de rotación tibial y hasta 5° de movimiento en varo-valgo. La prótesis puede usarse en el lado derecho como para el izquierdo.

C).- Prótesis de Attenborough: Es un modelo que representa un término medio entre un modelo abisagrado restringido, y uno de reemplazo de la superficie no articulado. Es una prótesis de dos piezas que posee un movimiento de deslizamiento normal para la flexión y la extensión. Una barra estabilizadora entre los componentes femoral y tibial permite cierta laxitud lateral y rotacional al actuar en lugar de los ligamentos cruzados y en lugar de, o además de, los ligamentos laterales. La barra estabilizadora posee una esfera en su extremo proximal contenida dentro de un receso en el componente femoral y es mantenida en -

el sitio de un clip circular de polietileno. Una vez colocada, no -- puede ser extraída salvo mediante su destrucción. El implante puede usarse en pacientes con grave deformidad e inestabilidad.

d) Prótesis de Sheehan: Ambos componentes poseen vástagos intramedula res; el componente femoral está inclinado, de modo que se necesita -- una prótesis izquierda y otra derecha.

El componente femoral posee superficies de soporte separadas por una brecha para el perno estabilizador del componente tibial que se trata entre las superficies de soporte femorales y engrana en un radio interno, asegurando la estabilidad de la articulación. La estabilidad proporcionada por el cruzado es simulada impidiendo el movimiento anteroposterior, pero sí los movimientos de deslizamiento y rodadero. La estabilidad proporcionada por los ligamentos laterales está dada por el mismo mecanismo que permite 2 a 3° de movimiento en la posición extendida y 6 a 7° cuando la rodilla está flexionada. La superficie externa del componente femoral tiene una curvatura que simula la de la rodilla normal, y permite que el centro instantáneo de rotación cambie constantemente. El surco intercondíleo del componente femoral se ensancha en dirección posterior permitiendo unos 20° de rotación en ángulo recto.

El componente tibial está constituido en polietileno; tiene dos superficies de soporte y un perno intercondíleo ensanchado. La porción de polietileno está unida a una base metálica y a un vástago intramedular.

INDICACIONES PARA EL REEMPLAZO TOTAL

DE RODILLA:

Aunque inicialmente la artroplastia total de la rodilla estaba indicada sólo en pacientes que presentaban una actividad limitada, requerían ayuda para andar o estar de pie, que incluso no podían caminar ó sufrían un dolor no contralable, actualmente los criterios para indicar un reemplazo total se han ampliado. Sin embargo, debemos conservar en términos generales un patrón de conducta terapéutico que facilite nuestra decisión.

- 1.- Panartritis Reumatoidea: En éste caso la indicación es independiente de la edad del paciente.
- 2.- Gonartrósis: Está indicado en pacientes mayores de 60 años, en casos de gonartrósis severa de ambos compartimientos, de formidades en alineación en varo ó valgo. En éste caso no hay un condicionamiento específico con respecto al límite de grados en la deformidad. En personas que no tengan una actividad físicas intensa, que no tengan un sobre peso mayor de 80 a 90 kilos y en ambos sexos por igual. Hay que aclarar que pueden tratarse algunos casos de enfermedad unicompartmental solamente si el paciente presenta sintomatología intensa y es mayor de 75 años de edad.
- 3.- Artrósis Post-traumática: Raras veces existe indicación para un reemplazo de la rodilla en un paciente joven tras una fractura intraarticular u otra lesión traumática de la articulación.
- 4.- Fracaso de la Osteotomía Alta: Cuando la osteotomía tibial alta no logra eliminar la sintomatología o cuando los síntomas recidivan des-

pués de un intervalo debido a una artritis progresiva, el reemplazo total de la rodilla puede hacerse sin dificultad.

CONTRAINDICACIONES PARA EL REEMPLAZO DE

RODILLA

- 1.- Una artrodésis sólida e indolora y en buena posición, no debe ser convertida en una artroplastia unilateral sin compromiso del otro lado.
- 2.- Es probable que el genorecurvatum asociado con debilidad y parálisis muscular recidive tras un reemplazo de la superficie y las fuerzas -- que actúan sobre una prótesis restringida probablemente causen su -- aflojamiento.
- 3.- Debilidad importante del cuádriceps.
- 4.- Infección activa.

TECNICA QUIRURGICA

- A.- ABORCAJE: Se efectúa una incisión para rotuliana medial con ligera - curvatura de convexidad a la línea media prolongándose hacia abajo in mediatamente inferior a la tuberosidad anterior de la tibia y hacia - arriba inmediateamente superior a la unión músculo tendinoso del vasto medial. Se aborda la cápsula y se incide longitudinalmente, aún más- recta ésta incisión que la de piel y se procede a luxar la rotula ha- cia la parte lateral. Esto es tratándose de una rodilla sin deformi- dades ni contracturas.
- B.- CREACION DE LA BRECHA DE FLEXION: Se realiza la brecha de flexión co- locando la rodilla a 90° y traccionando el fémur hacia arriba y la -- tibia manteniendola en su lugar con los platillos tibiales paralelos a la mesa. Una vez tensados las estructuras ligamentarias, en ésta - forma se procede a crear la brecha extirpando el hueso de los plati-- llos tibiales y de los cóndilos femorales. El conservar ó no los - ligamentos cruzados depende de la técnica ó el tipo de prótesis que - se utilice. Si se van a conservar, únicamente dejamos un pequeño is- lote de hueso central en los platillos tibiales en su porción poste-- rior, que corresponde al ligamento cruzado posterior.

CONSERVACION DE LIGAMENTOS CRUZADOS

VENTAJAS

- 1.- Rodamiento y deslizamiento del fémur sobre la tibia,

DESVENTAJAS

- 1.- Técnicamente es más diff- cil la técnica de coloca-

VENTAJAS

- ésto permite mayor flexión.
- 2.- Seguridad en la estabilidad posterior.
 - 3.- Disipan las fuerzas horizontales y no pasan en su totalidad a la interfase cemento-hueso.

DESVENTAJAS

- ción y cementado.
- 2.- Efecto de sube y baja, que cambia los puntos de presión anterior y posterior_ lo que aflojaría el componente tibial.
 - 3.- Subluxación, no estabiliza_ totalmente. Puede haber de_ ficiencia ligamentaria.
 - 4.- Aumenta el desgaste.

EXTIRPACION DE LIGAMENTOS CRUZADOS

VENTAJAS

- 1.- Fijación: se logra una fijación óptima del componente_ tibial ya que apoya total_ mente en la superficie ti_ bial ósea.
- 2.- Corrección de la deformidad.
- 3.- Técnicamente es más sencillo cortar el hueso tibial, y en la eminencia intercondílea.
- 4.- Mejor eliminación del cemento.

DESVENTAJAS

- 1.- Subluxación posterior.
- 2.- Aumento de la fuerza actuan_ te sobre la interfase cemen_ to-hueso.
- 3.- No pueden utilizarse compo_ nentes tibiales en forma de rodilla- cubeta, éstos de_ ben ser planos.

5.- Movilidad: en rodillas rígidas no puede aumentarse el rango de flexión una vez liberados los cruzados.

C).- ROTACION Y ALINEACION EN FLEXION: Deben considerarse dos características anatómicas que frecuentemente están acentuadas en los estados artroscópicos: la inclinación medial del platillo tibial, que normalmente forma un ángulo de 3 a 5° con la horizontal y la laxitud del ligamento lateral externo en flexión, lo cual normalmente proporciona mayor movilidad al cóndilo femoral externo en flexión. Para corregir ésta anomalía debemos de medir el corte del componente femoral haciéndolo en forma asimétrica para que en vez de seguir la inclinación normal que lleva el platillo tibial y un corte simétrico de hueso femoral con lo cual la brecha quedaría en forma trapezoidal; cortémos en forma simétrica resecaando una mayor cantidad de hueso femoral en su cóndilo medial, de ésta manera la brecha queda de forma rectangular.

D).- LA BRECHA DE EXTENSION: Esta se realiza con la rodilla en extensión completa y tensando también los ligamentos colaterales, lateral y medial realizándole tracción en el eje longitudinal a la rodilla. De éste modo, ya se ha resecaado el hueso tibial, nada más se completa la resección del hueso de los cóndilos femorales, tratándose de que siempre la brecha de extensión sea del mismo tamaño que la brecha de flexión. Nosotros empleamos ámbos componentes protésicos midiendo su grosor, marcando con osteotómo el nivel de corte y de acuerdo a éstas medidas, se efectúan las brechas.

- E).- POSICION Y ALINEACION DE LOS COMPONENTES: A continuación se corrobora el grosor de ambas brechas de flexión y de extensión, colocando los componentes. Previamente ya se estableció el grosor del componente tibial que es el que más modificaciones presenta, y si todo coincide, únicamente vamos a darle posición y alinear los componentes. Entonces, la alineación que debe tener la rodilla en promedio es de 5 a 7°, restableciendo el valgo fisiológico del eje femorotibial. Esto se logra utilizando una barra larga que se extiende desde la cabeza de femoral calculada con respecto a la espina ilíaca anterosuperior de 1, 2, ó 3 traveses de dedo en sentido medial de acuerdo a la constitución delgada, regular o grueso del individuo. La posición ideal determinada por Lotke y Ecker es de 3 a 7° de valgo con el componente tibial en una posición perfectamente tibial en una posición perfectamente horizontal en los dos planos, con el componente femoral en 4 a 6° de valgo y con ambos componentes centrados en la línea media de la articulación.
- F).- ACONDICIONAMIENTO DEL HUESO: Al final de haber creado las brechas -- simétricas de flexión y extensión bajo tensión de sus ligamentos colaterales se procede a modelar los extremos óseos, completando un -- viselado anterior y posterior y el desvastamiento del surco intercondíleo. Además, en la tibia debe excavar un agujero ó dos para la fijación de sus pestañas y vástagos.
- G).- MANIPULACION INSTRUMENTAL: Aunque el procedimiento de artroplastía total puede realizarse sin la utilización de instrumental especial -- las condiciones ideales deben de contar con el instrumental específico

co que a continuación se describe:

- Instrumental de Freeman-Insall.- Estos son instrumentos básicos para los pasos fundamentales del reemplazo de la rodilla. Por ejemplo, para la brecha de flexión existe un bloque regulable para determinar la dimensión anteroposterior del fémur y de éste modo el tamaño apropiado de la prótesis femoral. Para seleccionar el tamaño apropiado, el bloque se ajusta con un gancho que lo ubica en relación con la parte anterior de la diáfisis femoral. El bloque de corte tibial está unido a una barra vertical y puede desplazarse libremente hacia arriba o abajo. Con la rodilla en 90° de flexión, se coloca el instrumento armado de modo que la barra vertical quede alineada proximalmente sobre el tubérculo tibial y distalmente a través del centro de la articulación del tobillo. El bloque móvil de corte tibial se ajusta para extirpar la cantidad más pequeña de hueso que proporciona una superficie de fijación adecuada para la prótesis. El bloque tibial se fija al hueso.

Se ajusta la rotación del bloque femoral, de modo que: quede paralelo al bloque tibial (Insall) ó quede ubicado simétricamente a través de los cóndilos femorales (Freeman).

Para la brecha de extensión, se utiliza el Tenser, instrumento diseñado por Freeman, y que pone en tensión los ligamentos a la vez que le da la alineación correcta a la rodilla. El Tenser se utiliza para el ajuste fino de la alineación y en su parte proximal tiene --

unido un bloque de corte para el fémur distal. Cuando se considera que la extensión, la alineación y la estabilidad son satisfactorias, se fija el bloque de corte femoral a la cara anterior del fémur y se retira el Tenser. Se reseca el fémur distal utilizando el bloque de corte como guía para la sierra.

H.- FIJACION: Los métodos de fijación y las técnicas de cementado femoral y tibial y probada la alineación mediante la barra larga para de terminar si no hay alteraciones rotatorias ó fallas de angulación. - Se recomienda desinflar el torniquete antes de la inserción final de los componentes, para controlar el sangrado de los vasos de mayor ca libre, sobre todo de aquellos que se encuentran posteriormente y que son inaccesibles cuando los componentes están colocados. De éste mo do, las superficies óseas quedarán cubiertas de sangre, y por eso -- antes del torniquete, debe ser inflado nuevamente y usarse un sistema pulsátil de lavaje con agua para limpiar el hueso esponjoso ex- - puesto eliminando la sangre, la médula y la grasa. Luego, antes de ap licar el cemento debe secarse la superficie de hueso esponjoso.

Con las técnicas de cementación estándar, puede lograrse penetrar de 2 a 3 mm en el hueso esponjoso. Con el cemento de baja viscosi-- dad y con presuración la penetración puede ser excesiva aún y cuando la fijación sea superior. Cuando se emplea ésta técnica, y luego es necesario revisar los componentes por infección, mala posición y sub luxación, la extracción es muy dificultosa y debe sacrificarse consi derable: cantidad de hueso.

Cualquiera que sea la técnica empleada, una vez que los componentes quedan cementados, es esencial que el exceso de cemento sea eliminado de alrededor de la prótesis, para evitar que partículas del material se desprendan y actúen como cuerpos libres.

I.- MANEJO DE LA INESTABILIDAD, DE LA DEFORMIDAD Y DE LA CONTRACTURA:

- Contractura en Flexión: La contractura en flexión habitualmente no es muy pronunciada en la artrósis y raras veces constituye mucho más que un problema técnico. Los grados más extremos se ven en la artritis reumatoidea. En pacientes que no han podido caminar durante años y que han pasado la mayor parte de su tiempo sentados en una silla de ruedas, pueden producirse deformidades fijas de flexión de 90° ó más. La contractura se debe al acortamiento de la cápsula posterior.

El manejo de ésta eventualidad, se trata en el momento de hacer la liberación una vez hecho el corte tibial y femoral; cuando hicimos la brecha de flexión se libera la cápsula posterior que está adherida al lado posterior de los cóndilos para volver a formar el resceso de la misma. Si con ésto no es suficiente para liberarla, se realiza una capsulotomía posterior de la siguiente manera: se secciona transversalmente a los lados de la línea media y se procede a realizar también una incisión vertical en las porciones más periféricas, tratándo de profundizar, ya que en ésta porción no hay vasos y si podemos, al realizar un corte longitudinal un poco más profundo seccionar la inserción de músculos popliteo que en un momento dado contribuyen a la contractura en flexión.

J.- INESTABILIDAD EN FLEXION: La inestabilidad en flexión debida a una patología primaria se ve solamente en casos de artritis reumatoidea, pero puede aparecer secundariamente en el curso de la cirugía por liberación de ligamentos o por un corte tibial inexacto con extirpación de excesiva cantidad de hueso.

En la artritis reumatoidea, a veces se pierde mayor cantidad de hueso de la parte posterior de los cóndilos femorales que cuando se ve desde el lado externo, el fémur distal tiene el aspecto de un pañillo de tambor o de una pata de pollo. Por lo tanto, ésta alteración puede sospecharse por el aspecto radiográfico y confirmarse en la cirugía cuando la distracción de la rodilla en flexión causa separación excesiva de las superficies articulares. Esto coexiste con una contractura en flexión, lo cual complica más la solución al problema técnico.

La compensación en casos de pérdida simétrica de hueso, se hace rellenando la brecha de flexión con componente de mayor grosor. Y en casos de pérdida asimétrica de hueso tibial, debe reponerse utilizando tornillos protuyentes, con malla de titanio ó lo mejor de todo, con un componente tibial asimétrico.

K.- DEFORMIDAD EN VARO: Habíamos comentado que, durante la creación de la brecha tanto en flexión como en extensión, se realiza bajo la tensión de los ligamentos colaterales. Cuando ambos ligamentos están laxados y hay una inestabilidad, ésta se llama de tipo simétrico porque es bilateral; sin embargo, en las deformidades angulares como varo y valgo

al realizar la tensión de los ligamentos se observa que ésta es asimétrica, siendo más tenso el medial o el lateral de acuerdo a la deformidad angular.

Para liberar los ligamentos colateral interno y disminuir la deformidad en varo, se levantan subperióticamente desde la línea media hasta la parte posterior, la inserción de los músculos de la pata de ganso del ligamento lateral medial, en sus dos fascículos superficial y profundo; este amplio despegamiento perióstico debe completarse hasta la porción posterior, de manera que nosotros sintamos al tensar -- los ligamentos, que la inestabilidad es de tipo simétrico, o sea que ambos se tensan: el colateral lateral, y el medial, al mismo tiempo y en igual medida.

L.- DEFORMIDAD EN VALGO.- Para la deformidad en valgo se aprovecha el mismo abordaje, que es pararotuliano medial. Una vez luxada la rótula con la rodilla en flexión, es muy importante hacer notar que para este tipo de abordaje, es necesario hacer otra incisión sobre la cabeza del peroné, para exponer el nervio ciático poplíteo externo, esto con el fin de liberar la aponeurosis superficial y crural que lo envuelve evitando de esta manera, que al hacer las maniobras de liberación, elonguemos el nervio en forma importante. Utilizando el mismo abordaje entonces, con la rótula luxada, se procede a hacer la sección muy cercana a las inserciones del ligamento colateral lateral en sus fascículos superficial y profundo; seccionamos el fascículo del poplíteo y del gemelo externo, aquí tenemos que hacer también sección del tendón del gemelo

interno y si con ésto no corregimos la deformidad angular y no liberamos la contractura que existe para el valgo, incluso se eliminará el ligamento cruzadoposterior, y más hacia arriba y afuera, el tabique intermuscular lateral y la banda iliotibial. Como se podrá ver, en una liberación amplia, agresiva y en cierta forma peligrosa si tomamos en cuenta el paquete poplíteo al realizar la sección de gastronemios, poplíteo y cruzado posterior.

M.- INESTABILIDAD EN FLEXION:

Cuando la patología es primaria (artritis reumatoidea), su conocimiento debe hacerse con la evaluación ligamentaria, y debe tenerse en cuenta cuando se decide el nivel de la resección tibial, (a veces debe extirparse menos de lo habitual).

Cuando la inestabilidad se debe al efecto de la liberación ligamentaria, o por error de resecar cantidad excesiva de hueso de la tibia -- puede no reconocerse hasta que llega el momento de ajustar los componentes de prueba, en ésta situación, será excesivo el movimiento anteroposterior en flexión.

Hay dos remedios, uno es restablecer la estabilidad en flexión usando un componente tibial de mayor grosor, rellenando de este modo la brecha de flexión y restableciendo la tensión del ligamento lateral. Esto significa, que es necesario hacer el ajuste correspondiente a la brecha de extensión, de lo contrario la rodilla no se extenderá completamente con el componente de mayor grosor en posición. Debe rese-

carse una cantidad de hueso adicional del fémur distal, igual a la diferencia entre el componente tibial seleccionado en primer lugar y el grosor necesario para dar estabilidad. Otra alternativa es usar componentes que por sí mismos proporcionen estabilidad posterior. En algunos casos, esta puede ser la solución preferible.

N.- LA ROTULA.-

Hay que tomar en cuenta que para la rótula, generalmente al realizar los movimientos, tiende a desplazarse en sentido lateral sobre todo a la flexión, si presenta hiperpresión patelar lateral. La solución a este problema, es una liberación lateral seccionando el alerón rotuliano correspondiente, para lo cual se recomienda hacerlo en forma oblicua empezando en la parte media a la proyección lateral y de allí trazar una incisión oblicua hacia arriba y adelante. Esto permite -- conservar las arterias articulares distales, que son parte importante en la irrigación de la rótula, y únicamente seccionaríamos la articular proximal, quedando el resto de la circulación viable.

Para el reemplazo de la articulación de la rótula, se realiza un corte de 10 a 15 mm. de espesor, prácticamente ésto equivale a cortar como si fuera una rebanada de pan la parte media de la rótula dejando una cantidad de hueso adecuada, para la fijación del componente protésico.

Se sutura por planos de incisión de la cápsula longitudinal tejido --

graso y piel, cuidando de dejar canalizaciones de 1/4, con el fin de evitar la acumulación de sangre que serviría de entrada a las infecciones. Se inmoviliza la rodilla en forma momentánea con un vendaje acolchonado de Robert-Jones.

CUIDADO POST-OPERATORIO DE LOS PACIENTES.

En el preoperatorio inmediato, y en las primeras 48 horas del post-operatorio, se administran antibióticos por vfa I.V. (se prefiere la oxacilina y una cefalosporina). La administración de la cefalosporina se rá cada 4 horas. Esta profiláxis antibiótica se inicia 24 hrs. antes de la intervención, ó en la sala de operaciones antes de iniciar el acto quirúrgico.

El cuidado del postoperatorio está encaminado a evitar la trombosis venosa, y segunda, la consecuencia de la embolia pulmonar, que tiene una frecuencia muy alta para éste tipo de cirugías; por lo tanto recomendamos en todo paciente administrar antiagregantes plaquetarios del tipo aspirina ó persantín, ó inclusive la asociación de ambos fármacos antes de la intervención, continuándola después de ésta. En caso de comprobarse la presencia de tromboembolia pulmonar, se iniciará la terapia específica, que consiste en administrar expansores del plasma, heparina, continuando con cumarónicos durante varios meses.

Los pacientes sometidos a reemplazo total de rodilla, inician la deambulación al tercero ó cuarto día del postquirúrgico usando muletas. De acuerdo a su tolerancia iniciará apoyo corporal. El vendaje compresivo de Robert-Jones es retirado al quinto día del postquirúrgico y se comienza con ejercicios de flexión asistidos, si el estado de la herida es satisfactoria, durante ésta fase de la rehabilitación no se promueven los ejercicios del fortalecimiento del cuádriceps debido al riesgo de dañar -

el cierre de la cápsula.

Estos ejercicios de fortalecimiento muscular se inician a las -- dos semanas de la intervención. El período de hospitalización de los pacientes es hasta que: caminan independientemente con un bastón, suben escaleras y tienen 90° de flexión. Cuando la flexión no es satisfactoria, está indicado la manipulación suave bajo anestesia en la tercera semana del postquirúrgico.

Se ha comprobado que la necesidad de manipulación postquirúrgica se reduce considerablemente si durante la cirugía, se efectúa resección del alerón rotuliano.

COMPLICACIONES EN EL REEMPLAZO TOTAL DE RODILLA:

1.- Complicaciones generales.-

Las complicaciones generales son las que se asocian a la patología mé- dica que presentaban los pacientes previamente como: Enfermedades car- díacas, arterioscleróticas, hipertensión, diabétes y trastornos pul- monares crónicos. Las complicaciones generales, que son debidas al - reemplazo de rodilla son escasas, citaremos algunas de las observadas: Embolia grasa (pacientes que son sometidos a prótesis restringidas -- con vástagos medulares largos), accidente cerebrovascular, tromboem- bolismo pulmonar en pacientes que no recibieron tratamiento profilác- tico previo, infarto al miocardio en el perfodo postqx, septicemia -- secundaria a prótesis infectada, también se observó infección urinaria, detectándose como microorganismo más frecuente E. Coli.

2.- Complicaciones locales.-

- Secreción de la herida y retraso de cicatrización: ésta es una com- plicación que se observa en series realizadas en medio variable, en - promedio es el 1.9 al 2.7% . El microorganismo más frecuentemente ais- lado es E. epidermis, generalmente se asocia a necrosis de bordes cu- táneos lo que nos indica que se trata de una herida cuyos bordes se - encuentran a tensión.

De las observaciones realizadas podemos concluir que mejorando los -- abordajes ésta complicación disminuye. Por lo tanto se recomienda - realizar un abordaje pararotuliano medial, con poca curvatura en la -

incisión y realizar una incisión sobre la cápsula lo más vertical posible. A la vez recomendamos que la terapia física se retrase de acuerdo a las condiciones locales de la herida pero sin retrasar el apoyo, aunque sí los movimientos de flexión y extensión y los ejercicios de fortalecimiento, hasta que veamos que la herida está en condiciones para hacer la movilización de la rodilla. También recordamos la utilización de drenajes gruesos para evitar la acumulación de coágulos que nos llevan a una distensión, y mayor posibilidades de necrosis cutánea, a una disección subcutánea extensa, y a la infección profunda.

3.- Parálisis nerviosa.-

El nervio más comúnmente afectado es el ciático poplíteo externo. -- Los factores que contribuyen al desarrollo de parálisis son: Elongación del nervio en deformidades en valgo, ó flexión.

Compresión aponeurótica del nervio y vasos que lo nutren.

Presión directa por vendajes, y férulas, ya sea de yeso, ó mecánicas.

Idiopáticos, muy ocasional, sólo en casos en que no es aplicable ninguno de los mecanismos mencionados.

Es evidente que los pacientes con graves deformidades, son candidatos para el desarrollo de parálisis del ciático poplíteo externo.

La recuperación de la parálisis del CPE es habitualmente parcial quedando un déficit sensorial que puede ser permanente. Los déficits -- motores residuales habitualmente carecen de significación clínica pese a la ocasional debilidad marcada, sobre todo el músculo extensor - del dedo gordo. Una vez que se reconoce la parálisis es recomendable poner la rodilla en flexión y aflojar los vendajes y las férulas de_ inmovilización.

4.- Fracturas.-

a).- Fracturas intraoperatorias.-

Estas fracturas pueden ocurrir en el platillo tibial ó en los condí-- los femorales. Son más comunes en pacientes con hueso quebradizo y - cuando la prótesis se introduce enérgicamente en el hueso. Las frac-- turas tibiales rara vez tienen consecuencia y no requieren tratamien-- to especial. Las fracturas de los cóndilos pueden sufrir desplaza-- miento y por eso requieren fijación interna con tornillos.

Las fracturas intraoperatorias rara vez requieren un tratamiento qui-- rúrgico especial, excepto quizá un período con muletas más prolongado que el habitual. No es necesario retrasar el inicio de los movimien-- tos.

b).- Fracturas por esfuerzo ó fatiga.-

Estas afectan la rótula al fémur y a la tibia; dan como resultado la- recurrencia de la enfermedad y el aflojamiento de los componentes. Ha- bitualmente es necesario efectuar una revisión.

c).- Fracturas Post-traumáticas.-

Generalmente ocurren en el fémur distal contiguamente a la prótesis, pueden ser conminutas ó desplazadas. En ésta región las probabilidades de fractura son mayores cuando el fémur ha sido roto en la operación por escopleo de la cortical anterior. Las fracturas femorales a veces pueden necesitar fijación interna, pero habitualmente pueden -- tratarse con tracción esquelética, con clavo transcalcáneo ó transtibial. Esto se deja durante un periodo de seis semanas permitiendo la movilización temprana de la articulación de la rodilla, al cabo de -- los cuales está resuelto el problema. Aún cuando la imagen radiológica muestra desplazamiento de los fragmentos, el resultado funcional -- frecuentemente es bueno. La fijación interna con clavo placa a menudo se complica por la presencia del componente femoral ó del cemento y en general debe evitarse.

5.- Avulsión del tubérculo tibial.-

La avulsión del tubérculo tibial, es generalmente una complicación -- transoperatoria que es mejor evitar que tratar. En las rodillas tensas o rígidas la exposición puede ser difícil y con la rótula en luxación externa, se ejerce considerable tracción sobre la inserción del -- ligamento rotuliano. Fácilmente puede ocurrir avulsión del tubérculo durante las maniobras operatorias, y si el periostio sufre una laceración transversal la reconstrucción se torna difícil ó imposible.

Para evitar estas eventualidades, es recomendable realizar una liberación adecuada para no forzar la luxación lateral de la rótula, y administrar relajantes musculares en el transoperatorio para realizar -- manipulaciones suaves y adecuadas.

6.- Complicaciones rotulianas.

a) Subluxación y luxación:

Dos factores están involucrados en la subluxación o luxación de la rótula: Rotación del componente tibial: La mala posición del componente tibial, da como resultado la situación excesivamente lateral del tubérculo tibial, en casos extremos es necesario reintervenir. Sin embargo, la realineación proximal es suficiente para restablecer la estabilidad de la rótula; no debe intentarse la realineación distal debido a la dificultad para lograr la reinserción satisfactoria del componente ligamentario rotuliano, especialmente cuando el componente tibial posee un vástago.

Trayectoria rotuliana incorrecta: Debido a tensión del retinaculo lateral   alineación defectuosa del cuadr iceps. Al final de la operación la rótula debe tener un desplazamiento uniforme sin ser necesario sostenerla con el dedo para mantenerla en su lugar, cuando es necesario, hacemos la liberación del retinaculo lateral.

b) Fracturas rotulianas:

Existen complicaciones desde el punto de vista rotuliano en el cual los pacientes sufren caídas o contusiones directas, siendo el mecanismo más frecuente la ca da escaleras abajo.

También existen fracturas por fatiga, las cuales no tienen un mecanismo explicado; éstas fracturas pueden ser horizontales, verticales, conminutas y desplazadas. En general, el tratamiento de las fractu-

ras de la rótula se puede hacer mediante osteosíntesis a cielo abierto ó la colocación de yeso tubular con apoyo de la articulación, pero -- sin permitirle movimientos de flexión o extensión. Estadísticamente, se ha demostrado que el tratamiento conservador dá un número adecuado de resultado excelentes y en menor proporción resultados buenos, siendo ligeramente superior la evolución a la mejoría que el tratamiento a cielo abierto; por lo tanto recomendamos un período adecuado de inmovilización con yeso circular, permitir el apoyo y esperar a la resolución de la fractura, la cual será mediante tejido fibroso y no influye en forma importante sobre el mecanismo del cuádriceps.

7.- Ruptura y desgaste:

a) Ruptura.-

Se observa la ruptura de los componentes protésicos sobre todo en las prótesis restringidas articuladas. Las más estudiadas son las prótesis de Guepar, las cuales presentan ruptura del vástago femoral a -- unos 3 cm. de la articulación. La fractura del vástago tibial en una posición correspondiente es muy rara. La ruptura se manifiesta por inestabilidad, dolor, y deformidad, pero no necesariamente constituye una indicación para revisión inmediata.

b) Desgaste.-

El análisis de los implantes extraídos ha revelado en forma constante la presencia de partículas de polietileno en la sinovial. También se han encontrado restos de acrílico y ocasionalmente partículas metálicas; la inspección de los componentes propiamente dichos, a me-

nudo revela la presencia de partículas de cemento encontradas en el polietileno y rayaduras, picaduras y despulimiento de la superficie articular. También puede ocurrir deformación del polietileno y del componente debido al flujo frío; ésta es una complicación particularmente probable cuando el componente tibial es delgado. En los primeros diseños, esto se observaba porque el componente tibial era fabricado de poco espesor y a menudo tenía una hendidura para el ligamento cruzado. Actualmente ésta prótesis se encuentra reforzada por una bandeja de metal y en las que no se encuentra reforzada, se utiliza con un espesor mínimo de 8 mm. Además se utilizan con mayor frecuencia componentes de una sola pieza sin hendidura para ligamento cruzado.

Se cree que la mayor parte de los restos es generada por las partículas de cemento que quedan atrapadas entre las superficies articulares; el mayor cuidado en la técnica quirúrgica ha disminuido la frecuencia de cemento atrapado.

8.- Dislocación y subluxación:

La dislocación parece ser un problema poco frecuente y quizá el estreñimiento creado por los modelos geométricos y similares, no es tan necesario como se creía antes. Se pueden tensar las estructuras ligamentosas laxas eliminando poco hueso, utilizando un componente tibial más grueso y ambos tensarán todo el conjunto capsuloligamentoso. Los pacientes que presentan dislocación, se observó que no tenían ligamento cruzado, sin embargo en otros pacientes sin ligamento cruzado no ocurre subluxación.

Si en el momento de la operación nos encontramos con una rodilla inestable, se deberá proteger con un yeso por lo menos durante tres semanas antes de intentar movilizarse.

Cuando no corregimos las deformidades angulares, por ejemplo el valgo puede ocurrir díslocación lateral de la tibia debido a un tirón del vasto externo y banda iliotibial tensa; si se corrige esto ya sea en el transoperatorio o en la reintervención, la rodilla permanece estable y correctamente alineada.

9.- Falla de Corrección Angular.-

Se presenta otra complicación, como es la reaparición de deformidad - vara ó valga, las cuales vuelven a estar en la misma posición que antes de la operación. Habitualmente es vara (ya que la mayoría de las rodillas estaban varas en el preoperatorio), y es debido a un fallo quirúrgico en la restauración en la dirección axial del rango entre - 3 a 7 grados de valgo. Así como el condilo medio continúa sobrecargado. Una segunda complicación asociada con éste fallo de corrección axial, es el hundimiento del platillo tibial interno con aflojamiento y fx de la meseta tibial. La fx en una combinación del fallo de alinear debidamente y colocar el componente tibial en la línea mediana donde el hueso es de peor calidad. Este es un problema y es debido a la mala exposición de la rodilla, lo que impide al cirujano ver claramente la totalidad de los condilos tibiales laterales internos. Los aspectos técnicos de la cementación incluyen la inserción de la unidad tibial primero, sujetándola con la presión firme del dedo. El ce

mento debe fraguar antes de insertar la unidad femoral. Si mientras fragua el cemento en la unidad tibial, se coloca la unidad femoral -- impactándola con la unidad tibial, puede aparecer grandes concentra-- ciones de fuerzas en una porción de la unidad tibial y fuerzas de ten-- sión en la otra. Si tomamos en cuenta lo anterior, una cementación -- tradicional adecuada, evita el desgaste de una de las porciones de -- los componentes y evita el fallo subsiguiente de corrección angular.

10.- Aflojamiento.-

Es una complicación que se presenta con un índice de 5.8% según la -- serie de Evansky y cols (1976). Utilizando prótesis UCI el afloja-- miento ocurre en los componentes tibiales. Se puede establecer por consideraciones estadísticas, que las demandas biomecánicas son ma-- yores dentro del grupo de las artrósisis que en las artritis; una desa-- lineación vara no corregida parece ser la causa principal y primaria del aflojamiento, lo que subraya la necesidad de una alineación -- axial correcta, la falta de hueso (o de hueso en buenas condiciones) en la zona medial, lleva a una sobretensión en la meseta tibial me-- dial y a una imposibilidad de poder colocar la unidad tibial en el -- centro, provocando una tensión indebida en el platillo tibial medial.

Cuál es el significado de las líneas de demarcación: cualquier línea de demarcación es indeseable, aunque son frecuentes. Si éstas lí-- neas aumentan en anchura, son peligrosas, pero la anchura no varía -- y permanece de un tamaño de menos de 2 mm, probablemente no serán im-- portantes. Se han revisado con ligeras variaciones en la técnica ra-- diológica, lo cual no permite una comparación muy exacta, que el 80%

de los pacientes presentan una línea de demarcación en algún punto del intercambio cemento-hueso durante el postq, pero ésto no tiene significación clínica si no son mayores de 2 mm.

11.- Reintervención.-

Los análisis de los datos de las reintervenciones nos indican que el 15.5% requirieron un segundo paso por quirófano. (Evansky y Cols, - - 1976) hallaron un índice de reintervenciones del 17.4%.

Comparando los resultados de reintervención de la rodilla reumatoidea y la rodilla artroscópica (Ilcrup y cols 1976), encontramos que el 19% de las rodillas con artrosis y 5% de las rodillas con artritis exigen una reintervención. El aflojamiento fué la causa más común de reintervención, ésto es debido a fallas en la aplicación de la técnica como son: La inestabilidad, la deformidad en varo ó valgo que recidiva, la deformidad en flexión persistente en las rodillas reumatoideas y la infección profunda. Si la futura evaluación de los pacientes abate el índice de reintervenciones, ésto se deberá a una mejor comprensión en los detalles de la técnica, y a la mejoría en los diseños protésicos; particularmente en los que se refiere a la colocación de la prótesis se tiene mucha exactitud y actualmente es poco común observar reintervención.

Sin embargo, es obvio que con el tiempo las rodillas presentarán problemas con el desgaste, la infección tardía y quizás alguna señal de aflojamiento tardío.

RESULTADOS DE LA ARTROPLASTIA TOTAL DE LA RODILLA.

- Evaluación de los resultados: No existe un método uniforme para evaluar los resultados de la artroplastia de la rodilla, lo cual torna difícil_ sí no imposible la comparación de prótesis diferentes. En los Estados_ Unidos el sistema que más frecuentemente se usa es el sistema de punta- je numérico. Este método consiste en asignar puntos a diferentes aspec- tos de la historia y del exámen, totalizando como máximo, en la mayoría de los casos 100 puntos. Pero la asignación de puntos para el dolor, - para la función, para el movimiento, etc., varía de un esquema a otro.- Por ejemplo, un sistema puede dar 30 puntos al estado sin dolor, otro - 40 puntos y un tercero 50 puntos.

El que nos parece más adecuado es el utilizado en The Hospital - for Special Surgery. De un total de 100 puntos, asigna 30 a la ausen- cia de dolor, 22 a la función, 18 al rango de movimiento, y 10 puntos - a cada uno de los siguientes factores: fuerza muscular, estabilidad y - ausencia de contractura en flexión. De éste total se efectúan sustrac- ciones por uso de elementos auxiliares para la marcha, alineación en va- ro ó valgo, y por existencia de latencia en la extensión. Un resulta- do excelente supera los 85 puntos, un resultado bueno tiene de 70 a 84_ puntos, un resultado regular de 60 a 69, y uno malo menos de 60 puntos._ Como una artrodésis satisfactoria de la articulación alcanza los 60 pun- tos, éste fué el valor elegido como límite neto entre un resultado regu- lar y uno malo.

Preferimos éste tipo de evaluación porque la combinación de infor-

mación subjetiva y objetiva proporciona un cuadro completo de la artroplastía.

- Ejemplos de reporte estadístico: En los términos más simples, si la meta de la operación ha sido ya bien definida, entonces tanto el cirujano ortopedista como el paciente deben decidir conjuntamente si los propósitos han sido logrados. El conseguir un alivio de dolor es subjetivo, mientras que la amplitud de movimiento, la fuerza, la estabilidad y -- otros parámetros, pueden ser probados objetivamente, al igual que la -- imagen radiológica. Las complicaciones son muy importantes en la evaluación de los resultados a largo plazo.

La hoja de datos debe incluir el exámen preoperatorio, y las exploraciones subsiguientes a las ocho semanas, un año, dos años. De éstos datos se determina si la selección de pacientes para la operación es correcta, si los aspectos técnicos de la operación harán cambiar ó -- influirán en los resultados ó si el diseño de la prótesis revela que -- existen zonas conflictivas. Además, todas las complicaciones se anotan_ y evalúan cuidadosamente.

- a.- Dolor después de una artroplastía total de rodilla geométrica (110 casos):

Un estudio de artroplastía total con rodilla geométrica, revisadas durante dos años o más, incluían sólo al diseño Mark I, las de -- Mark II y ninguna de las de Mark III ó tipos anamétricos. Las edades -- de los pacientes oscilaban entre los 25 y los 84 años, con una media de

de 61 años. De los pacientes, 38% eran hombres, y 62% mujeres. Había afectación reumatoide en un 53% de las rodillas, y 41% eran artrósicas. El 48% de éstos enfermos se habían sometido, al menos a una intervención quirúrgica previa. El primer propósito era conseguir aliviar el dolor, y el 92% de los enfermos no sentían dolor o era muy ligero después de la operación (por ligero se entiende que no había limitación de la actividad, que andaba sin ayuda de aparatos ortopédicos, pero que a veces necesitaba de alguna aspirina). Mientras que antes de la cirugía el 96% presentaba dolor entre moderado y grave.

No existía diferencia en el alivio del dolor entre los enfermos con artritis y los artrósicos. Antes de la operación, el 80% de los pacientes necesitaban un bastón, una muleta, dos bastones, o dos muletas, ó incluso un andador, y 5% no podían andar en absoluto; después de la operación 49% no necesitaron ayudas de ningún tipo. Seis pacientes eran incapaces de andar antes de la operación y uno continuó sin poder hacerlo después de ella. Los hallazgos postoperatorios eran estadísticamente diferentes de los valores preoperatorios. Un 93% de los enfermos se mostraron completamente satisfechos de los resultados de la sustitución total de su rodilla

DOLOR DESPUES DE UNA ARTROPLASTIA				
TOTAL DE RODILLA GEOMETRICA (110 CASOS)				
Rodillas				
	Antes de la operación		Después de la operación	
Dolor	No.	%	No.	%
Ninguno	2	4	51	92
Discreto	2		31	
Moderado	42	96	7	8
Grave	64		0	
	110	100	89	100

b.- Función después de una artroplastia total de rodilla geométrica. - -
(75 casos):

Se analizaron los datos de 75 rodillas en 56 pacientes revisados durante al menos 2 años, comparando los resultados en la función de pacientes con artrósis y los que padecían artritis. El índice de movilidad media preoperatoria de la rodilla artrósica, era de 86.6°, - y postoperatoriamente 87.8°. La movilidad en los reumatóides era de 68.3° antes de la operación, y de 75.8° después de ella. Así, la amplitud de movilidad global no cambió de manera significativa, ni hubo diferencia entre artrósicos ni artríticos. Las rodillas que estaban rígidas antes de la cirugía ganaron movimiento y las que te-

nían buena movilidad antes, perdieron algo después de la intervención.

El paciente reumatoide necesitó ayudas ortopédicas después de la operación, en comparación con el paciente artrósico aunque ambos mejoraron ostensiblemente.

El 70% de los pacientes son artrósicos no podían caminar cuatro manzanas antes de la operación; dos años después, sólo un 35% se vieron limitados a menos de cuatro manzanas. La mitad de los que tenían limitaciones de caminar antes de la operación seguían sin poder recorrer cuatro manzanas a los dos años de la operación.

El 80% de los pacientes reumatoides no podían caminar cuatro manzanas antes de la operación, y 78% no pudieron recorrerlas después. Así, los pacientes con artritis estaban mucho más limitados en cuanto distancias que los pacientes con artrosis. El uso de ayudas y la distancia, reflejaban dolor de la afectación múltiple articular y muscular de los pacientes con artritis.

El paciente con artrósico tenía un 85% de oportunidades de mejorar su dolor grave o moderado, y el paciente con artritis, un 92% de probabilidades de mejorar su dolor grave o moderado después de una artroplastia total de rodilla geométrica, al menos dos años después de la operación.

c.- Capacidad para subir y bajar escaleras después de una artroplastía total de rodilla geométrica:

Se comparó el grupo de pacientes con artrósis y con artritis; - ninguno de los enfermos artrósicos podía subir escaleras normalmen--te antes de la operación; el 43.5% lo hacían apoyándose en la baran--da, 43.5% lo hacían apoyándose con métodos personales y 13% no po---dían subirlos. Después de la operación 65.2% podían subir escale--ras normalmente; 26.1% podían hacerlo ayudándose de la barandilla --y 8.7% no podían subirlos. Así, 87% de los enfermos mejoraron fun--cionalmente con respecto a subir escaleras, 13% permanecieron igual, y ninguno empeoró.

Preoperatoriamente, ninguno de los enfermos con artritis podían_ subir escaleras con normalidad; 10.8% podían con ayuda de la barandi--lla; 21.6 % podían con métodos personales, y 67.6% no podían subir--las en absoluto. Después de la operación 10.8% podían subir escale--ras normalmente; 27% lo hacían con la ayuda de una barandilla; 43.2% con métodos personales, y 18.9% no podían subirlos. Así, 59.5% mejo--raron en éste aspecto; 35.1% permanecieron igual, y 5.4% empeoraron. Hallazgos similares se obtuvieron con la capacidad para levantarse - de una silla.-

MATERIAL Y METODOS

Se analizan siete rodillas operadas en seis pacientes en el Hospital Central Sur de Concentración Nacional, en un período comprendido de abril de 1985 a septiembre de 1986, con seguimiento mínimo de tres meses y máximo de 21 meses. El rango de edad fué 48 años de mínima y 82 de máxima, con un promedio de 65 años; todas fueron en pacientes del sexo femenino. El 28.7% (dos casos) fueron debidos en artritis reumatoide, el 71.3% (cinco casos) fueron debidos a artrósis. En seis pacientes se encontró deformidad asociada en varo que varió de 8 a 15°, y una asociada a deformidad valgo 12°.

El dolor era moderado en una de las pacientes (14.2%), y grave en las otras cinco (85.8%) antes de la operación. Una de las rodillas intervenidas con artritis reumatoide, se encontraba con deformidad de contractura en flexión 15°, rodilla rígida y dolor incapacitante, ya que había sido sometida a osteotomía tibial alta y posteriormente sinovectomía un año antes. El resto de las pacientes tenían un rango de movilidad superior a los 100° de flexión y extensión completa.

Se empleó el sistema de puntuación de 100 unidades dándole los siguientes valores de acuerdo al sistema: 30 puntos al hecho de tener ausencia de dolor, 22 puntos a la función, 18 puntos al rango de movimiento y 10 puntos a: fuerza muscular, estabilidad y ausencia de contracturas en flexión.

De éste total se efectúan sustracciones por uso de elementos auxiliares a la marcha, alineación en varo o valgo. Aunque no se valoró la capacidad para subir o bajar escaleras, cabe aclarar que haciendo la correlación estadística de otras series publicadas, es similar ésta función al caminar varias cuadras (cuatro).

DOLOR (30 puntos)

Caminando: nulo 15
 leve 10
 moderado ... 5
 severo..... 0

DEFORMIDAD EN FLEXION (10 puntos)

nula 10
 5-10°..... 8
 10-20°..... 5
 más de 20°... 0

En Reposo: nulo..... 15
 leve..... 10
 moderado.... 5
 severo..... 0

INESTABILIDAD (10 puntos)

nula..... 10
 0-5°..... 8
 6-15°..... 5
 más de 15°.. 0

FUNCION (22 puntos)

Marcha:

marcha y de pie ilimitadas..... 12
 5-10 cuadras, de pie 30 min... 10
 1-5 cuadras, de pie 15-30 min.. 8
 marcha de 1 cuadra 4
 no puede caminar 0

Escaleras: normal 5
 con apoyo 2

TOTAL.....

Transferencia: normal	5	SUSTRACCIONES:	
con apoyo....	2	un bastón	1
		una muleta.....	2
RANGO DE MOVIMIENTO (18 puntos)		dos muletas	3
cada 8° = 1 punto....		latencia en la	
		extensión de 5°.....	2
FUERZA MUSCULAR (10 puntos)		10°.....	3
puede vencerse al cuádriceps.....	10	15°.....	5
no puede vencerse al cuádriceps...	8	Deformidad	
puede describir todo el arco de		(5°= 1 punto) varo.....	
movimiento.....	4	valgo ...	
No puede describir todo el arco			
de movimiento.....	0		

RESULTADOS:

A continuación expresamos un resumen de los resultados obtenidos en las siete rodillas intervenidas, con artroplastfa total de rodilla to mando como parametros primordiales: El dolor, la movilidad, la funci3n, y deformidad, tanto preoperatorios como postqx, siendo el seguimiento m3s - largo de 22 meses, y el m3s corto de tres meses.

PACIENTE:	EDAD:	TIPO DE PROTESIS:	DOLOR:		MOVILIDAD		FUNCION:		DEFORMIDAD	
			PRE	POST	PRE	POST	PRE	POST	VARO-Valgo Preop. 8°Varo	VARO-Valgo postop. neutra
1.- MMG RI ARTROSIS	52	Geopateia, conserva cruzado post.	+++	0	110°	90°	+ -	+		
2.- ERO RD ARTROSIS	66	Condílea total, conserva cruzado.	+++	0	100°	90°	+ -	+	15° varo	neutra
3.- ERO RI ARTROSIS	66	Condílea total, conserva cruzado	+++	0	100°	90°	+ -	+	15° varo	neutra
4.- HMR RD ARTROSIS	82	Condílea total, Extirpa cruzados.	+++	0	90°	100°	+ -	+	12° varo	neutra
5.- MRE RD ARTRITIS	48	Condílea total, extirpa cruzados.	+++	0	5°	20°	=	+ -	10° varo	neutra
6.- AME RD ARTRITIS	70	Geopateia, conserva cruzado posterior	+++	0	80°	30°	+ -	+	10° valgo	neutra.
7.- AAA RD ARTROSIS	67	Geopateia, conserva cruzado posterior.	+++	0	75°	80°	=	+	10° valgo.	7° valgo.

* DOLOR: +++ grave, ++ moderado, + leve, 0 no hay dolor.

** FUNCION: Puede caminar cuatro cuabras normalmente + camina cuatro cuabras, pero requiere bastón +- No camina cuatro cuabras =

De acuerdo al sistema de evaluación propuesto, podemos considerar que: tres pacientes tuvieron resultados excelentes, dos con puntuación de buena y una con puntuación regular de 60. Aunque debemos aclarar que ésta última presenta la puntuación que corresponde a una artrodésis asintomática, y se debe a que presentaba rigidez importante (artritis reumatoide, sinovectomía y osteotomía alta tibial 24 y 12 meses antes de la intervención). Considerando todos éstos factores agravantes la paciente se muestra satisfecha con la artroplastía ya que mejoró el dolor en un 100%; esto incrementa su capacidad funcional (camina más de cuatro cuerdas aunque necesita bastón), y movilidad (extensión completa y 20° de flexión).

Hasta éste momento no se han presentado complicaciones. Con respecto a la alineación, una de las pacientes con deformidad preoperatoria en valgo, se le corrigió la contractura de colateral lateral y banda ilio tibial, quedando la prótesis con valgo de 10° y con ligera inestabilidad medial.

El resto de las artroplastías no muestran alteraciones en el eje, aunque fueron colocadas de acuerdo a la tendencia en nuestro servicio a dejarlos en posición neutra.

EJEMPLOS:

Ejemplo No. 1: MMG 52 años de edad.

- a) Consideraciones preoperatorias: Paciente con gonartrosis severa de rodilla izquierda, genu varus de 8°, movilidad total, sin datos de inestabilidad, el dolor era +++ y podía caminar más de cuatro cuerdas pero necesitaba bastón en distancias largas.
- b) Resultados: Alíneación de la rodilla en posición neutra, prótesis total técnicamente bien colocada, tipo geopatela, con conservación de ligamentos cruzados, cementado tradicional.

Desapareció el dolor, la movilidad es de 170° extensión y 90° de flexión, camina más de cuatro cuerdas normalmente, incluso practica ejercicio en forma moderada, y se reintegró a su trabajo.

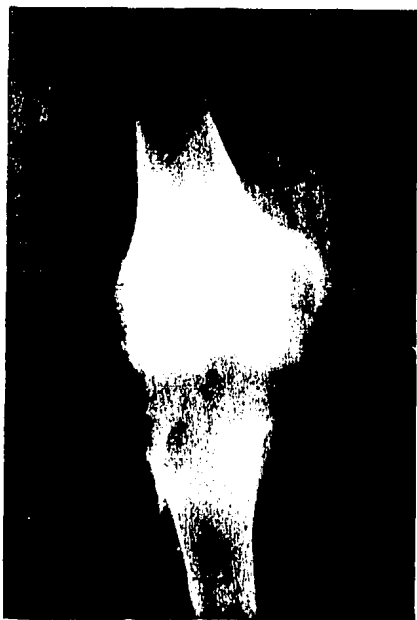


E J E M P L O S :

Ejemplo No. 2: E.R.O. 66 años de edad.

- a) Consideraciones preoperatorias: Paciente con gonoartrosis severa bilateral, genu varus bil. de 15°; movilidad: Extensión 170°; flexión de 110°; sin datos de inestabilidad ni contracturas, el dolor era +++, no podía caminar cuatro cuerdas normalmente requería la ayuda de un bastón.
- b) Resultados: se intervino quirúrgicamente de ambas rodillas, con seis semanas de intervalo. Alineación en posición neutra, prótesis condílea total, no conservamos cruzados, técnica de cementado tradicional.

Desaparición completa del dolor, movilidad: Flexión 90°; extensión 170° sin datos de inestabilidad, camina normalmente más de cuatro cuerdas.



EJEMPLOS:

Ejemplo No. 3: M.R.E. 48 años

- a) Consideraciones preoperatorias: Paciente con artritis reumatoide y -- afectación severa en ambas rodillas, predominando en la derecha, la -- cuál se encontraba desde un año antes rígida, y contracturada en flexión pura, posterior a sinovectomía total y al mismo proceso artrítico deformante.

Dolor ++, flexión 5°; extensión 150°; actitud de varo 10°; sin datos de inestabilidad, contractura en flexión de 20°

No podía caminar ni con ayuda de bastón cuatro cuadras.

- b) Resultados: Alineación de la rodilla en posición neutra, prótesis condílea total, sin conservación de ligamentos cruzados, cementación tradicional.

Desaparición del dolor, movilidad: Flexión 30°; extensión 170°; actitud normal, camina cuatro cuadras, sin ayuda de bastón, este lo utiliza - en forma muy ocasional.

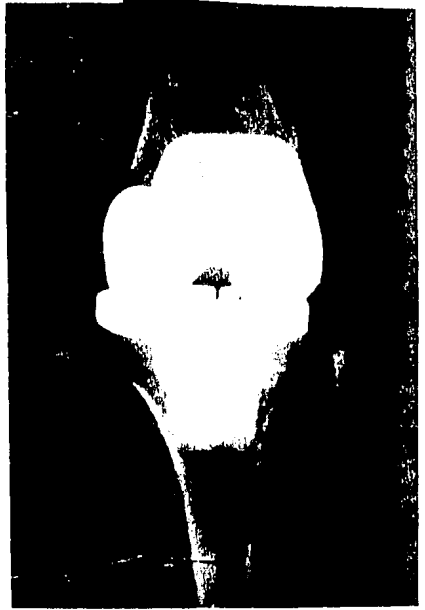


EJEMPLOS:

Ejemplo No. 4: H.M.R. 82 años de edad.

- a) Consideraciones preoperatorias: Paciente con gonartrosis severa de rodilla derecha, genu varus 15° ; dolor +++; sin datos de inestabilidad ni contracturas, movilidad 110° de flexión, con extensión completa. - No podía caminar cuatro cuerdas normalmente.

- b) Resultados: Alineación de la rodilla en neutra, prótesis condílea total, sin conservación de cruzados, cementado tradicional. Sin dolor, movilidad de 110° flexión, extensión completa, camina cuatro cuerdas normalmente.

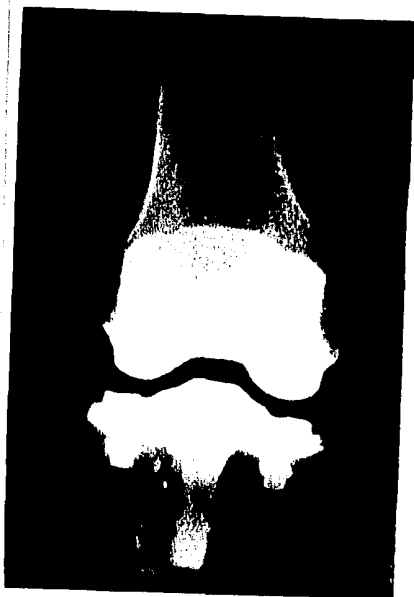


E J E M P L O S :

Ejemplo No. 5: A.M.E. 70 años de edad.

- a) Consideraciones preoperatorias: Paciente con artritis reumatoide, que afecta predominantemente rodilla derecha, deformidad en valgo de 10°- contractura en flexión 20° dolor ++, no podía caminar cuatro cuabras normalmente.
- b) Resultados: Alineación de la rodilla en neutra, sin contracturas ni - datos de inestabilidad, prótesis geopatela, conservando cruzado poste_rior, cementación tradicional.

Sin dolor, movilidad de: Flexión 90° extensión completa, camina más - de cuatro cuabras normalmente.

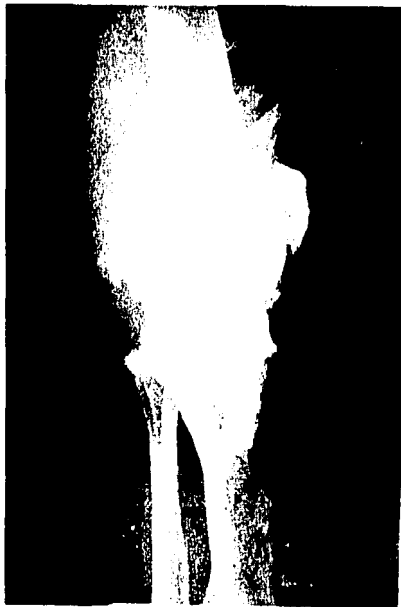


E J E M P L O S :

Ejemplo No. 6: A.A.A. 67 años de edad.

- a) Consideraciones preoperatorias: Paciente con gonartrosis severa bilateral, predominando en el lado derecho; deformidad en valgo de 12° -- contractura en flexión de 15° dolor +++, no podía caminar cuatro cuerdas normalmente, requería siempre la ayuda de un bastón.
- b) Resultados: Alineación de la rodilla con valgo de 7°, prótesis tipo - geopatela con conservación de ligamento cruzado posterior, cementación tradicional.

Dolor desapareció totalmente, movilidad: 90° de flexión extensión completa, bostezo medial mínimo a las maniobras para inestabilidad, camina normalmente cuatro cuerdas.



miento.

Es lógico que la función, al desaparecer el dolor mejore, lo cual demostramos también en nuestro grupo de pacientes. En éste estudio por las características clínicas de las pacientes, y el número tan reducido de rodillas afectadas con artritis reumatoide, no es posible realizar la correlación estadística comparativa con las rodillas artrósicas; en términos generales, los resultados fueron similares.

La calificación para determinar el valor de los resultados expresados en número, nos demuestra que no indica exactamente lo sucedido en el paciente con puntuación de 60 (regular) ésta se encuentra contenta con el resultado. Si tomamos en cuenta que se trataba de una rodilla rígida de un año y medio evolutivo, con dolor francamente incapacitante, secundarios a A.R., y posterior a la intervención tiene marcha normal, camina más de cuatro cuerdas aunque se auxilia con bastón y se le recuperó un rango de flexión, que aunque mínimo (20°), le permite desarrollar mejor la marcha que si estuviera rígida por completo; además no existe dolor.

La totalidad de las pacientes se encuentran satisfechas con los resultados de la artroplastía total de la rodilla, ya que todas coinciden en señalar que dicho procedimiento, las ha devuelto a sus labores habituales en forma normal, y no dependen de otras personas para su desarrollo.

CONCLUSIONES

- 1.- La artroplastfa total de rodilla es un método de tratamiento eficaz para las rodillas con artritis y artrósis que ocasionan incapacidad importante y dolor severo, devolviendo a los pacientes a sus actividades normales, sin dolor y con función adecuada.
- 2.- Las rodillas protésicas (los modelos de prótesis) utilizados en nuestro Hospital Central de Concentración Nacional PEMEX, son la Geopate lla y la Condilar total; éstos han demostrado ser los más adecuados, ya que en nuestro medio son accesibles, de bajo costo y se usan (en el caso de la condilar total), tanto para el lado derecho como izquierdo. Además, en nuestra experiencia son fáciles de colocar.
- 3.- Las indicaciones para la artroplastfa total de rodilla siguen siendo las tradicionalmente enumeradas, siempre y cuando el objetivo final sea: a) abolir el dolor, b) restablecer la movilidad con función normal ó la más cercana a ésta, c) la cantidad de hueso que se reseeque lo suficiente como para permitir futuros recambios sin pérdida importante de tejido óseo. Esto último lo hacemos al utilizar prótesis de reemplazo de superficie como geopatela y condilea total.
- 4.- Las complicaciones como aflojamiento, deformidad angular, desgaste, inestabilidad y fracturas transoperatorias pueden evitarse perfectamente si llevamos a cabo una técnica quirúrgica cuidadosa.

- 5.- El consenso general de los ortopedistas mexicanos, es no aceptar el procedimiento, ya que consideran que el índice de complicaciones y la dificultad técnica, hacen difícil su utilización en la práctica clínica diaria.

- 6.- Debemos sensibilizar al paciente del tipo de procedimientos utilizado, haciéndole ver que las posibilidades de recambio, aunque buenas, no dejan de ser un riesgo. Por lo tanto, tenemos que cuidar la prótesis como algo valioso con el fin de no efectuar revisiones. Por ejemplo: Una paciente de nuestros casos regresó a laborar inmediatamente, realiza una actividad intensa, práctica gimnasia, nuevamente volvió a casarse; ésto, aunque el procedimiento tenga éxito, nos habla de un riesgo alto para cirugía de revisión a corto plazo.

- 7.- Hay que recordar que las rodillas con artritis y artrosis grave, se encuentran con anatomía y biomecánica alterada. Así que si se utilizan prótesis de bisagra o riel, éstos modelos no corrigen las alteraciones biológicas de la rodilla, la consideran como algo mecánico simple y por lo tanto el fracaso es predecible.

Por lo contrario, la utilización de modelos que reemplazan la superficie toman en cuenta a la rodilla como algo vivo, y los diseños se perfeccionan para lograr que el paciente utilice sus ligamentos colaterales (en menor grado de importancia los cruzados), su fuerza muscular (sobre todo cuádriceps) con una función casi perfecta, pues se restablecen las condiciones biomecánicas y anatómicas lo más cercano a la realidad.

8.- Por último, éste es el inicio de un trabajo de tipo prospectivo, que irá enriqueciendo nuestra experiencia sobre la artroplastia total de rodilla a medida que el tiempo de seguimiento sea mayor.

Sabemos que éste volúmen actual de pacientes crecerá en los próximos años en forma importante al generalizarse la inquietud por - - aplicar y dominar debidamente el método. Esperamos que los conceptos anotados confirmen nuestras expectativas, y podamos continuar - adelante en nuestro propósito de aliviar el dolor, brindándole al pa-
ciente una vida más activa y de mejor calidad de acuerdo a la época_ en que vivimos.

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

- 1.- Attenborough, C.G.: The Attenborough total knee replacement.
J. Bone Joint Surg. (Br.) 60: 320, 1978.
- 2.- Bain, A.M.: Replacement of the knee joint with the Walldius prosthesis using cement fixation. Clin. Orthop., 94: 65, 1973.
- 3.- Bargar, W.L.; Cracchiolo, A. III, and Amstutz, H.C.: Results with the constrained total knee prosthesis in treating severely disabled patients and patients with failed total knee replacements. J. Bone Joint Surg. (Am.), 62: 504, 1980.
- 4.- Bisla, R.S., Inglis, A.E., and Lewis, R.J.: Fat embolism following bilateral total knee replacement with Guepar prosthesis. A case report. Clin. Orthop., 115: 195, 1976.
- 5.- Campbell, W.C.: Interposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee. Preliminary report. Am. J. Surg., 47: 639, 1940.
- 6.- Coventry, M.B., Upshaw, J.E., Riley, L.H., et al: Geometric total knee arthroplasty. II. Patient data and complications. Clin. Orthop. 94: 177., 1973.

- 7.- Chao, E. Y., Wong, H.W., Frain, W.E., Coventry, M.B.: Stress analysis of the geometric knee under static loading. New York: American - Society of Mechanical Engineers 1977.
- 8.- Evansky, P.M., Waugh, T.R., Orofino, C.F., Anzel, S. H.: UCI knee - replacement. Clin. Orthop. 120, 33-38 (1976).
- 9.- Freeman, M.A.R., and Insall, J.N.: Tibiofemoral replacement using -- two unlicked components and cruciate resection. (The ICLH and total-condylar Prostheses). Pág. 254 (1980), Arthritis of the Knee.
- 10.- Freeman, M.A.R., Swanson, SAV and Todd, R.C.: Total replacement of - the Knee, using the Freeman-Swanson Knee prostheses. Clin. Orthop., - 94: 153, 1973.
- 11.- Illstrup, D.M. Coventry, M.B., Skolnick, M.D.: A statistical evaluation of geometric total knee, arthroplasties. Clin., Orthop. 120, - 27-32 (1976).
- 12.- Insall, J.N., Ranawat, C.S., Anglietti, P.: A comparison of four models of total knee-replacement prostheses. J. Bone Joint Surgery - - (Am.) 58, 754-765 (1976).
- 13.- Kettelkamp, D.B., Nasca, R.: Biomechanics and knee replacement ar- - throplasty. Clin. Orthop. 94,8-14 (1973).

- 14.- Lacey, J.A.: A statistical Review of one hundred consecutive U.C.I.-
low friction knee arthroplasties with analysis of results (abstract)
Orthop. Trans. 1, 102-103 (1977).

- 15.- McKeever, D.F. Tibial Plateau Prostheses, Clin. Orthop. 18:86, 1960.

- 16.- Mac Intosh, D.L.: Homiarthroplasty of the knee, using space occupy -
ing prosthesis for painful varus and valgus deformmmities. J. Bones
and Joint Surgery (Am), 40:141 1958.

- 17.- Thornhill, T.S., Hood, R.W., Dalziel, R.E., et al.: Knee revision -
in failed non infected total knee arthroplasty- The Robert B. Brig-
ham and Hospital for Special Surgery experience. Orthop. Trans. - -
6:388 1982.