



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

PETRÓLEOS MEXICANOS
SUBDIRECCIÓN DE SERVICIOS DE SALUD
GERENCIA DE SERVICIOS MÉDICOS
HOSPITAL CENTRAL SUR DE ALTA ESPECIALIDAD

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LOS MÉTODOS
QUIRÚRGICOS DE LA ARTROPLASTÍA TOTAL DE RODILLA
CON COMPONENTE Y SIN COMPONENTE PATELAR EN EL
MANEJO DE GONARTROSIS DEL HOSPITAL CENTRAL SUR DE
ALTA ESPECIALIDAD PEMEX

TESIS DE POSGRADO
PARA OBTENER EL TÍTULO DE
MÉDICO ESPECIALISTA EN ORTOPEDIA

ALUMNO: DR. JUAN CARLOS FLORES RAYA

ASESOR: DR. OSCAR ANTONIO MARTINEZ MOLINA



MEXICO, D. F.

2008



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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 esta 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.

**DR. CARLOS FERNANDO DIAZ ARANDA
DIRECTOR**

**DRA. JUDITH LÓPEZ ZEPEDA
JEFA DEL DEPARTAMENTO DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN**

**DR. OSCAR ANTONIO MARTINEZ MOLINA
PROFESOR TITULAR DEL CURSO**

**DR. OSCAR ANTONIO MARTINEZ MOLINA
ASESOR DE LA TESIS**

**Petroleos mexicanos
Hospital Central Sur de Alta Especialidad
Departamento de Enseñanza e Investigación**

A mi hijo Gael y esposa Elizabeth

A mis padres y hermanas

A mis amigos, maestros y compañeros

Índice

Carátula.....I

I. ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LOS MÉTODOS QUIRÚRGICOS DE LA ARTROPLASTÍA
TOTAL DE RODILLA CON COMPONENTE Y SIN COMPONENTE PATELAR EN EL MANEJO DE
CONARTROSIS DEL HOSPITAL CENTRAL SUR DE ALTA ESPECIALIDAD PEMEX

Hoja de firmas.....2

Dedicatoria.....3

Definición del problema.....5

Marco teórico.....6

Justificación.....31

Hipótesis.....32

Objetivo General.....33

Tipo de estudio.....34

Criterios.....35

Material y métodos.....36

Variables.....37

Estrategia de análisis estadístico.....38

Resultados.....39

Discusión.....46

Conclusión.....47

Bibliografía.....48

II. Definición del problema.

El manejo quirúrgico de la gonartrosis ha evolucionado a través de los años.

En la actualidad se emplean componentes metálicos y de polietileno en las superficies articulares de los tres compartimentos de la rodilla.

Así mismo existe en ocasiones la controversia sobre la sustitución o no del componente patelar; en la literatura existen múltiples estudios de pacientes que han sido manejados con ambas opciones y estudios que apoyan tanto un método de sustitución como otro método de preservación siempre y cuando las condiciones sean favorables. No hay consenso internacional en este sentido.

III. Marco teórico

La Artroplastía total de rodilla es en la actualidad una de las técnicas quirúrgicas de gran demanda en la cirugía ortopédica, debido a los resultados inmediatos que logran la disminución del dolor, aumento de la capacidad funcional y corrección de las deformidades axiales que modifican radicalmente el cuadro clínico del paciente incapacitado 1,4

La Artroplastia total de rodilla comprende cualquier procedimiento que supla a los dos compartimentos femorotibiales, sin que por ello se olvide el factor rotuliano que, unido a la acción del cuádriceps, establece y complementa la movilidad articular 4.

La propuesta para mejorar la función articular y el dolor de la rodilla por desgaste degenerativo de cartílago, mediante la modificación de las superficies articulares inició desde el siglo XIX 1.

En el año de 1860 Verneuil sugirió la interposición de partes blandas para reconstruir la superficie articular de la rodilla. Posteriormente se utilizaron diversos materiales orgánicos como vejiga de cerdo, cintilla iliotibial, bolsa prerotuliana, con los cuales se observaron resultados desalentadores 2.

A mediados del siglo XX Campbell documenta la Artroplastía de rodilla con estructuras metálicas, aunque fracasaron por la inestabilidad y carencia de principios biomecánicos de estas 3.

En 1975 se integró al procedimiento la resección de la cara posterior de la rótula y en 1978 se agregó el componente patelar, fecha en la que el reemplazo de la superficie rotuliana comenzó a ser una práctica rutinaria 2,4

Las opciones quirúrgicas están en relación con el momento evolutivo de la enfermedad artrósica y con los elementos de sobrecarga mecánica preexistentes o desarrollados durante la evolución:

Desviaciones axiales primitivas.

Reversibilidad de la lesión cartilaginosa.

Desaparición macroscópica de tejido cartilaginoso.

Presencia de deformaciones secundarias al proceso artrósico.

Grado de destrucción global de la articulación.

Las primeras situaciones pueden ser tratadas con intervenciones consideradas como profilácticas o con manejo conservador. Cuando ya existen lesiones irreversibles en el cartilago, en grado moderado, pueden aplicarse intervenciones paliativas. Finalmente, cuando el tejido cartilaginoso ha desaparecido y la desestructuración es importante con deformidades asociadas, es necesario recurrir a intervenciones radicales como son los implantes protésicos.

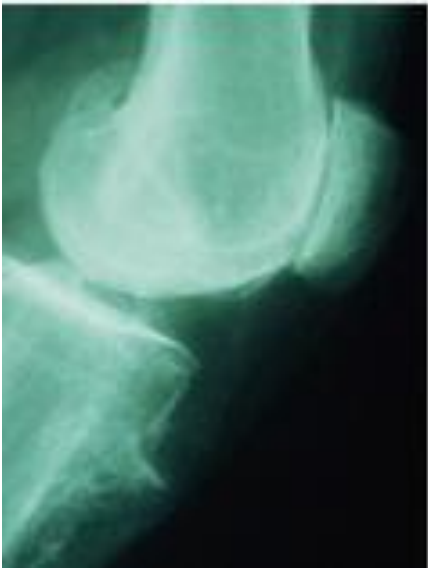
Para una normal mecánica y cinemática articular, es imprescindible un buen centraje rotuliano. Depende de cuatro fuerzas que se aplican sobre la rótula en sentidos opuestos. Estas cuatro fuerzas vienen aplicadas por el tendón cuadricipital y el tendón rotuliano, en sentido longitudinal, y los alerones rotulianos externo e interno, en el plano transversal. Las primeras son las responsables del equilibrio sagital y los alerones lo son del equilibrio lateral. Además, la rótula debe de estar perfectamente adaptada a la tróclea femoral a lo largo de toda la extensión articular 5.

Como intervenciones paliativas propuestas para la fase artrósica intermedia, se encuentran la intervención tipo Maquet, la tipo Ficat, hemipatelectomías y patelectomías.

Osteotomía de adelantamiento de la tuberosidad anterior: intervención de Maquet

La base de la misma, según descripción de Maquet 6, es osteotomizar y levantar la tuberosidad anterior de la tibia para conseguir una disminución de las presiones y aumentar o cambiar la superficie de contacto femoropatelar. La técnica de Lord 7 en donde los tejidos capsulares se dejan sin suturar para asegurar una mejor descompresión de la articulación femoropatelar.

Se trata de una intervención ampliamente discutida y discutible. Los fundamentos y razones biomecánicos en que se basó el autor hoy día no son valorados, y muy probablemente influya en la desaparición del dolor, el efecto de denervación que se provoca con la sección de los alerones. En la literatura se han observado muchos casos en los que existía una clara recuperación de la interlínea femoropatelar a largo plazo.



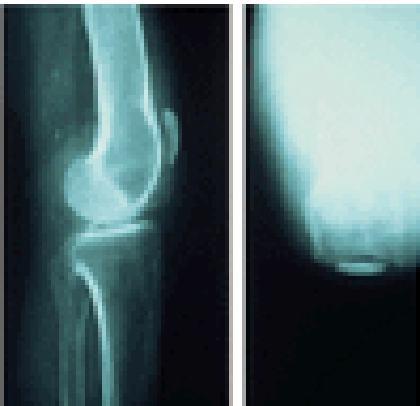
Figuras 1

a) Artrosis femoropatelar en fase avanzada.

b) Resultado con cirugía de adelantamiento de la tuberosidad tibial anterior (cirugía de Maquet-Lord). La interlínea articular ha mejorado.

Resuperficialización.

Consiste en la resección de toda la zona articular rotuliana incluyendo cartílago y hueso subcondral. Es una intervención propuesta por Ficat¹². Está basada en el conocimiento de que el único tejido capaz de regenerar cartílago hialino es el tejido óseo esponjoso en contacto con líquido sinovial y en condiciones biomecánicas favorables. Con esta resección quirúrgica también se consigue reducir el grosor rotuliano con lo que, teóricamente, se provoca una descompresión local (figs. 2a y b).



Figuras2

a) Artrosis femoropatelar con indentación en la cara anterior del fémur.

b) Resultado con la técnica de resuperficialización: han sido extirpados 2/3 de la rótula.

Hemipatelectomías

Es la exéresis del osteofito y el tercio externo rotuliano. De esta formase descomprime la zona de la articulación femoropatelar, generalmente más afectada. Fig 13 aprovecha la porción ósea reseca para usarla como injerto de adelantamiento de la tuberosidad anterior de tibia, tipo Maquet, al tiempo que realiza una capsuloplastia de recentrado.

Patelectomía

Es una intervención mutilante, que ha sido muy cuestionada desde sus inicios. Desde entonces se ha venido practicando, con buenos resultados en casos de extrema destrucción femoropatelar. Consiste en la extirpación de la rótula procurando el máximo respeto para las estructuras restantes del aparato extensor.

En la actualidad, se reserva para pacientes de edad avanzada, en los que hayan fracasado otros tratamientos previos más conservadores.

El principal inconveniente es la alteración en la biomecánica de la rodilla, con una disminución, en algunos casos, de la capacidad de extensión o una inestabilidad al bajar o subir escaleras. Se provoca un defecto estético y los cóndilos quedan desprotegidos 14. Actualmente también debe valorarse que, en el supuesto de un implante protésico posterior, éste queda muy limitado.

Deformidades en el eje femorotibial.

Las deformidades más frecuentes son el *genu varo* y el *genu valgo*. Es frecuente que estas deformidades se asocien a trastornos torsionales por lo que la corrección de las mismas debería efectuarse en un sentido triplanar. En este caso, se provoca secundariamente una realineación del aparato extensor.

Las osteotomías propuestas para la fase artrósica intermedia pueden realizarse en la región tibial o femoral dependiendo de la deformidad existente:

Osteotomías a nivel tibial

1. Osteotomía de sustracción. Consiste en la práctica de una cuña de sustracción en la metáfisis tibial. Descrita por Garipey 21 en 1964, se realiza a través de un abordaje externo. Una vez extraída la cuña tibial, la coaptación de las superficies osteotomizadas corrige la deformidad en varo. Debido a la sustracción ósea se provoca un discreto acortamiento tibial sin valor clínico. Generalmente se compensa por el efecto de alargamiento provocado por el paso de varo a valgo tibial. Normalmente, la osteotomía se fija con grapas 22 o placas de osteosíntesis como la diseñada por Mansat.

2 Osteotomía de sustracción. La apertura de esta línea de osteotomía y la impactación en su interior de un injerto óseo es lo que corrige la deformidad angular. Provoca un discreto alargamiento que se suma al conseguido por el paso de varo a valgo de la tibia.

3. Osteotomía curvilínea o en cúpula tipo Maquet Jackson. En la técnica original, descrita por Jackson en 1958, esta osteotomía se describía útil tanto como para la tibia como para el fémur. Se realiza una osteotomía en forma de cúpula, convexa hacia arriba en la corrección de la deformidad tibial y convexa hacia abajo en las deformidades femorales. Con los años, ha quedado como una de las osteotomías más usadas pero únicamente en su localización tibial para corrección de las deformidades en varo. No provoca alargamiento ni acortamiento, no precisa de osteosíntesis ya que su forma es autoestable y técnicamente es más confortable.

Todas estas osteotomías tibiales deben de complementarse, prácticamente siempre, con una osteotomía de peroné, para evitar que éste impida la corrección o facilite la recidiva.

Osteotomías a nivel femoral

1. Osteotomías de sustracción. Es necesario el estudio previo de los grados exactos de deformidad para evitar hipercorrección. Técnicamente se realizan unas osteotomías en cuña, de sustracción con base interna. Se coaptan las superficies resultantes y, a diferencia de las osteotomías tibiales, aquí siempre es necesario el uso de osteosíntesis estable, como por ejemplo la obtenida con las placas en ángulo recto de Muller.



Figuras 3

a) *Genu valgum* artrósico.

b) Corrección mediante osteotomía de sustracción metafisaria femoral.

2. Osteotomía de adición. Se procede a practicar una osteotomía supracondílea de fémur desde la cara externa. En su interior se coloca un injerto triangular previamente extraído de cresta ilíaca, o de banco de hueso. Propuesta por Vilarrubias 23, añade al efecto propio de las osteotomías la corrección de la interlínea externa y un efecto de estabilización mecánica sobre la articulación: por la aposición del injerto óseo en la línea de osteotomía, se consigue una puesta a tensión del ligamento lateral externo, el bíceps femoral y la *fascia lata* (todos ellos estabilizadores de la rodilla).

Osteotomías a doblenivel

En casos de deformidades complejas, con afección femoral y tibial, puede plantearse la indicación de osteotomizar fémur y tibia. Generalmente se corresponden con secuelas postraumáticas, de enfermedades congénitas o deformaciones generadas durante el crecimiento (enfermedad de Blount, triple deformidad de Judet, etc.). Se trata de intervenciones cruentas e importantes y que, por tanto, deben ser indicadas con cautela.

Prótesis monocompartamentales

Femorotibiales

Se trata de recambios protésicos que sustituyen únicamente el compartimiento lesionado de la rodilla. Desde este punto de vista su indicación es superponible al de las osteotomías aunque, en este caso, no existe límite de indicación por el grado de lesión. Lo único imprescindible es que la afección sea monocompartimental. Frente a ellas tienen la ventaja de precisar de un período de reintegración a la normalidad mucho más corto. Aquí no se pretende la corrección de ninguna deformidad; es más, esta corrección está contraindicada, pues provoca una degeneración artrósica, por sobrecarga en el compartimiento contralateral, incluso puede buscarse una pobre corrección.

Están totalmente contraindicadas en la artritis reumatoide, en inestabilidades ligamentosas y en grandes deformidades, en varo o valgo y, especialmente, si existen componentes de flexo o *recurvatum* sobreañadidos. Algunos autores las utilizan únicamente en las lesiones degenerativas de compartimiento externo y las reservan para el interno únicamente en casos de secuelas postraumáticas u otras deformidades 24-26.

Son prótesis técnicamente difíciles de colocar y, a la vez, exigentes 25. Deben estar muy bien colocadas para que su resultado sea satisfactorio a corto y, especialmente, a largo plazo. La sustitución por una prótesis total de rodilla es posible y se obtienen buenos resultados 27.

Los modelos más usados son los descritos por Marmor 28 y Cartier 29. Con discretas variantes entre ellas, se componen de un componente femoral metálico, de forma convexa, que se implanta en el cóndilo femoral lesionado y de un componente tibial con superficie articular de polietileno. Goodfellow ha desarrollado un modelo en el que el polietileno se convierte en un menisco móvil. La movilidad de estos componentes meniscales parece mantenerse con el paso de los años 30-31, aunque se han descrito casos de luxación del mismo con cierta frecuencia.





Figura 4

a) Artrosis compartimiento interno.

b) Prótesis monocompartimental y rotura del componente de polietileno.

Femoropatelar

La más utilizada es la prótesis Lubinus. Es una alternativa válida para aquellos casos con grave destrucción femoropatelar sin desalineación es del aparato extensor 33.

Prótesis totales de rodilla

En la década de los setenta se popularizan los implantes protésicos de rodilla. La mayoría abocaban a resultados mediocres a corto plazo y malos a medio-largo plazo. Progresivamente van apareciendo nuevos modelos o modificándose los antiguos, tras los resultados de estudios comparativos entre los diferentes modelos 34. Insall et al 35 agruparon los modelos existentes en cuatro grandes grupos:

Grupo 1. Prótesis de eje rígido

Sus dos componentes estaban unidos por una simple charnela por lo que únicamente se permitía movilidad en un solo plano (flexoextensión). Se usaron con frecuencia las prótesis de Shiers y Guepar. Se indicaban en destrucciones articulares avanzadas con gran deformidad. Sin embargo el olvidar los movimientos de rotación automática y los de varo-valgo automático les hizo pagar el precio de la descementación a corto plazo. Además eran de gran tamaño y necesitaban de grandes resecciones óseas y eran precisas grandes cantidades de cemento para su fijación. Por todas estas razones se dejaron de utilizar a corto plazo (fig. 5).



Figura 5 Prótesis tipo bisagra extraída con su cemento.

Grupo 2. Prótesis de sustitución de las superficies articulares

Pretenden la resección aislada de la superficie articular, cartilaginosa y subcondral, dañada. Su indicación viene condicionada por la presencia de una buena estabilidad de la rodilla. El ejemplo más usado es la prótesis de Charnley.

Grupo 3. Prótesis con componentes enlazados (linked units)

Proporcionan estabilidad gracias al enlace que existe entre sus dos elementos principales, tibial y femoral. Este elemento de unión permite de forma simultánea el movimiento de flexoextensión y el movimiento de rotación automática. Las más destacadas fueron las prótesis de Attenbourg y la *stabillocondylar* de Insall y Ranawat. Cayeron en desuso rápidamente por fallos de diseño que no permitían el efecto deseado de mantener los movimientos rotacionales. El pivote central se rompía o bien se asistía rápidamente a procesos de descementación. Actualmente existen modelos mejor concebidos mecánicamente pero su uso está restringido prácticamente a la cirugía del recambio.

Grupo 4. Prótesis autoestables

Sustituyen las superficies dañadas y no precisan que la rodilla sea estable. Restituyen la estabilidad y función gracias a las características de su diseño. Las más populares fueron las prótesis de Freeman ³⁶ y la prótesis *total condylar* de Insall y Ranawat ³⁴. La prótesis *total condylar*, su evolución, la estabilizada posterior y la prótesis *low contact-stress*, con componente de polietileno móvil, forman el llamado "patrón de oro" (*gold standard*), y han sido la base de todos los diseños posteriores y prácticamente todas las series presentan sus resultados comparativamente con estos primeros diseños ³⁷.

El paso de los años ha confirmado la posibilidad de obtener buenos y duraderos resultados pero pronto se pusieron en evidencia los problemas de estos implantes ⁴⁰⁻⁴⁴. Básicamente, el porvenir y, por tanto, los resultados están en función del *diseño*, del *anclaje al hueso* y de los *materiales*. Estas tres características están condicionadas por la *técnica de implante* que ha de ser rigurosa y precisa.

Diseño. Inicialmente el componente tibial era completamente de polietileno. Pronto se comprendió que era mejor que la parte en contacto con el hueso de apoyo tibial fuera metálica para distribuir de mejor forma las presiones y evitar hundimientos de este componente dentro de la metafisis tibial (fig. 7). Actualmente, y siguiendo a Cabanella ⁴⁵ podemos diferenciar cuatro diseños básicos sobre los cuales los diferentes modelos comerciales complementan pequeñas variaciones: prótesis que conservan el cruzado posterior, prótesis que lo sustituyen mediante una fuerte concavidad en el polietileno tibial u otras con un pivote central en el componente

tibial que se aloja en una escotadura del componente femoral y, finalmente, prótesis con unión mecánica entre ambos componentes (fig. 8).

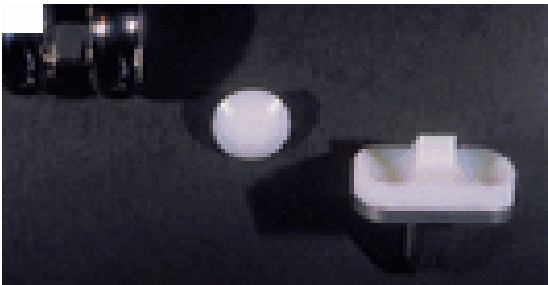


Figura 7 Aspecto de una prótesis tipo estabilizada posterior ya con platillo tibial de base metálica

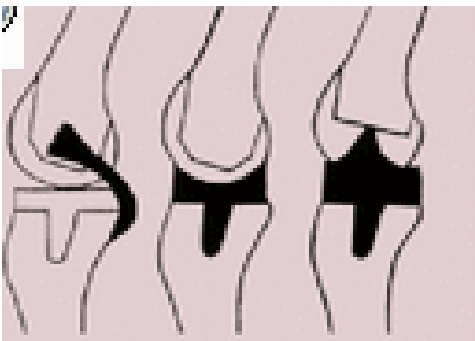


Figura 8 Representación de Cabanella sobre los modelos actuales de prótesis para preservación del ligamento cruzado posterior o estabilicen con su diseño.

En la actualidad, la tendencia es conservar el ligamento cruzado posterior para mantener la propiocepción y asegurar la estabilidad anteroposterior. Sin embargo esto sólo es posible si en el implante se precisa de una resección tibial pequeña. Cuando por la intensidad de la deformidad la línea de corte tibial para conseguir un implante horizontal al suelo pasa por debajo de la inserción del cruzado posterior y en consecuencia, éste queda extirpado debe recurrirse a los modelos estabilizados. Éstos tienen una más amplia superficie de contacto entre sus componentes: el platillo tibial es fuertemente cóncavo con una mayor altura en el borde posterior y el componente femoral es congruentemente convexo. Esto amplía y constriñe las superficies protésicas por los que la transmisión de cargas se hará por una superficie más amplia y por ello el desgaste deberá ser menor.

Por contra, el mayor constreñimiento aumenta las sollicitaciones en la zona de fijación, con lo que el aflojamiento tal vez será más rápido. Se pierde la propiocepción y la flexoextensión es más limitada. Con cierta frecuencia, en los últimos grados de extensión, se nota un resalte anterior (*patellarcrunch*) que está provocado por tejido fibroso neoformado en el surco del componente femoral diseñado para albergar el pivote estabilizador tibial. Si la rótula no está gravemente dañada, puede remodelarse extirpando sus formaciones osteofíticas y dejarla sin implante. En nuestra experiencia los resultados son satisfactorios.

Anclajes. Son los sistemas de fijación de los componentes protésicos a las superficies de resección practicadas sobre el hueso del paciente. Muchos modelos llevan incorporados tetones o láminas metálicas para facilitarlos.

Clásicamente se ha utilizado el cemento (polimetil metacrilato) para la fijación de los tres componentes al hueso. Se ha demostrado que el resultado inmediato es inmejorable. Sin embargo, a largo plazo, y recogiendo experiencias en prótesis de cadera y rodilla, se detectaron algunos problemas [13-36-46](#) como la descementación, roturas, etc. Pero extrapolando a la rodilla, la situación ya planteada en la cadera, se usan fijaciones biológicas. En opinión de muchos autores, la situación no es totalmente extrapolable y la no cementación en rodilla es, todavía, un tema en discusión. La parte femoral, por las características del hueso esponjoso, por las líneas de corte y por razones biomecánicas, tiene un alto índice de estabilidad. Por contra, la parte femoral presenta una trabeculación menos uniforme, con frecuencia hay fenómenos de hundimiento del componente protésico y, especialmente, sólo se hace un corte paralelo, lo que confiere poca estabilidad. Los diseños tibiales siguen perfeccionándose para mejorar su adaptabilidad al receptor y su anclaje, buscando zonas óseas más resistentes y anclajes con vástagos que incorporan aletas multidireccionales [47](#).

Paralelamente, se contempla la posibilidad de las fijaciones híbridas: femoral no cementado-tibial cementado.

Cuando no se cementa, la fijación se busca mediante el revestimiento poroso de las superficies del componente: dentro de estas porosidades va a crecer el hueso o el tejido fibroso que integrarán la prótesis. Más recientemente, las superficies protésicas se han revestido con materiales con capacidad de osteointegración y ausencia de fenómenos tóxicos locales o generales, como la hidroxiapatita. Las experiencias con el uso de este material son inicialmente buenas [9](#).

Materiales. existen dos tipos de efectos que se deben tener en cuenta:

Del receptor sobre el material: por las condiciones biomecánicas exigidas por el receptor, el material no puede ser vulnerable a la corrosión (liberación de partículas del material), a la fatiga (producción de fracturas del material) ni al desgaste (liberación de partículas).

Del material sobre el receptor: especialmente por la liberación de partículas, se genera una reacción inflamatoria-inmunológica a cuerpo extraño con la formación de pseudomembranas sinoviales con gran componente de proliferación histiocítica. Inicialmente se pensó que el más susceptible era el cemento. Alrededor de las interfases se forma una membrana pseudosinovial producto de una reacción macrófaga a cuerpo extraño. Ello provoca una lisis periprotésica con aflojamiento del componente, es la llamada enfermedad del cemento (fig. 10).

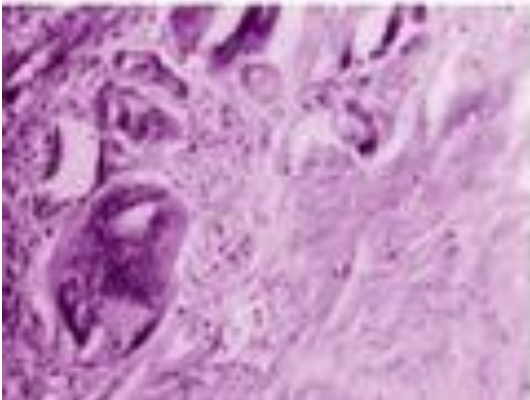


Figura 10 Enfermedad del cemento: partícula de polietileno fagocitada.

Éste fue el motivo principal para el desarrollo de los anclajes biológicos mencionados anteriormente. Sin embargo, en la actualidad, se considera el polietileno, con una gran capacidad de producción de partículas nocivas, el principal causante de factores osteolíticos que pueden llevar al aflojamiento protésico ⁴⁹ : Esto ha llevado a la incorporación de polietilenos de alta densidad y, por tanto, más resistentes al desgaste y fracturas. Pero también los metales liberan partículas que son fagocitadas: la sinovial se vuelve microscópicamente negra por la inclusión de partículas metálicas dentro de las células: es la metalosis.

Estado actual de los recambios protésicos

Uno de los aspectos más mitificados, y también controvertidos es el del posible rechazo protésico. Bajo este nombre de "rechazo protésico", genérico e inapropiado, se engloban muchos procesos que a corto, medio o largo plazo pueden comprometer la funcionalidad de la prótesis o, en los casos extremos, obligar a su extracción. Los más frecuentes son: la descementación y la infección en sus formas agudas-inmediatas o a largo plazo.

Procesos infecciosos en prótesis de rodilla

En la cirugía protésica se han descrito dos tipos de infección. La forma aguda aparece en el postoperatorio inmediato en forma de artritis local y con alteración del estado general. Pero también existen formas tardías. Las formas tardías pueden corresponder a contaminaciones acaecidas durante al acto quirúrgico que cursan de forma larvada incluso durante varios años. Son prótesis dolorosas o asintomáticas, con una correcta colocación mecánica. Algunos signos radiográficos, como las líneas radiolucetas que se marcan alrededor de la interfase entre prótesis y hueso, pueden orientarnos hacia la existencia de este proceso. Sin embargo, es la analítica la que sugiere más exactamente su existencia, destacando la persistencia de una velocidad de sedimentación globular (VSG) y, especialmente, una proteína C reactiva elevada. Sin embargo, existe otra forma de infección a largo plazo. La presencia de un foco infeccioso en un portador de prótesis puede, por vía hematógona, contaminar una prótesis. Es absolutamente imprescindible controlar y tratar de forma adecuada los posibles focos infecciosos que pueden aparecer en un portador: abscesos periodontales, ungueales, biliares, genitourinarios, etc. deben ser detectados por el médico y tratados, específica y agresivamente, por el especialista correspondiente. Los síntomas son muy llamativos: la articulación se vuelve dolorosa, tumefacta, enrojecida y con aumento del calor local. Frecuentemente el estado general está comprometido.

Descementación mecánica: pérdidas de material óseo

Es la lisis periprotésica con la que el montaje pierde estabilidad y se moviliza dentro del hueso-huésped. Inicialmente se manifiesta con la aparición de unas líneas radiolucetas periprotésicas y que, desde fases muy

iniciales, son detectables con estudios gammagráficos 50. Estas pequeñas líneas pueden ser el origen de las grandes zonas de lisis, con aspecto pseudoquistico, y pueden llegar a comportar pérdidas importantes de material óseo. A medida que la prótesis de rodilla va envejeciendo, esta situación se hace más frecuente y también más compleja su solución tanto por la cantidad como por los múltiples focos de las zonas con pérdida ósea (fig. 11).

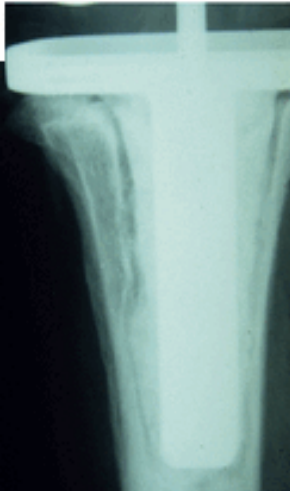


Figura10 Imagen de prótesisdescementada con una línea radioluciente periprotésica.

Indicación del recambio protésico

Para indicar un recambio tenemos que valorar criterios clínicos y radiológicos. No pensamos que, salvo casos excepcionales, la existencia de un síntoma clínico en ausencia de criterios radiológicos, o signos radiológicos en ausencia de síntomas clínicos, sean suficientes para la indicación del recambio protésico: son múltiples los trabajos que demuestran que algunos signos radiográficos, como las líneas radiolucientes, no tienen mayor significado patológico en ausencia de signos clínicos.

Clínicamente deberá existir una impotencia funcional marcada y/o un dolor importante, creíble y manifestado de una manera lógica por el paciente. Concomitantemente, la exploración radiográfica debe justificar esta situación con una clara mal posición y signos de descementación, lisis o pérdida de material óseo.

Dentro de los objetivos de la cirugía de revisión, es la realineación de las dos superficies óseas lo que marca un punto importante para obtener óptimos resultados con el nuevo implante. Es importante también tener

en cuenta otros factores como son: una buena orientación de los cortes, una buena tensión de los ligamentos y una buena fijación de los implantes al hueso.

El promedio de fracasos de prótesis primarias es variable según los autores. La causa más frecuente del fallo protésico primario es la descementación aséptica seguida de las inestabilidades tanto mediolaterales como anteroposteriores, la subluxación de los componentes, la malposición, el fallo del material, fracturas e infecciones.

En fases iniciales es fácil averiguar el origen del fracaso protésico, pero en fases tardías, debido a la desestructuración y a la pérdida de sustancia ósea que puede extenderse a todos los compartimientos de la rodilla, es difícil determinarlo [43,44,52,53](#).

El tratamiento de la pérdida de material óseo es motivo de discusión. Puede optarse por suplirlo con suplementos y cuñas metálicas [54](#) o con injerto óseo de banco [55](#), liofilizado, homólogo [55,56](#), sustitutos como la hidroxiapatita [53,57](#) o, incluso, rellenarlos con cemento [58](#). Dos nuevos tipos de interfases se crean entre la prótesis y el hueso del enfermo: metal-cemento-hueso del enfermo y metal-cemento-injerto óseo-hueso del enfermo.

Personalmente nos inclinamos por el aporte de injerto óseo, homólogo o de banco, ocasionalmente con adición de hidroxiapatita, en pacientes más jóvenes, ya que valoramos extraordinariamente el hecho de que tras un recambio hayamos aumentado el material óseo de la rodilla en lugar de reducirlo aún más con las amplias resecciones condicionadas, en ocasiones, por la instrumentación del recambio [51,57](#) (fig. 11).

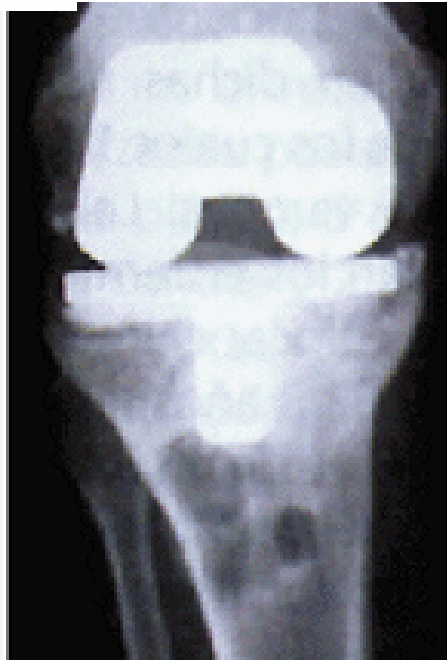


Figura 11 Reconstrucción con aporte de injertos y realineación.

El empleo de los suplementos metálicos se reserva para pacientes de edad avanzada ya que en ellos los postoperatorio se inmovilizaciones prolongadas no son beneficiosos. En estos casos, es importante disponer de toda la gama de módulos de la prótesis para estar en condiciones técnicas de solucionar cualquier eventualidad que se presente.

Se puede recurrir a las prótesis a medida o diseños especiales cuando no sea posible reconstruir una buena articulación o incluso, en las grandes pérdidas masivas de hueso, se puede recurrir a las prótesis tumorales (fig. 12).



Figura 12 a) Desestructuración completa.b) Reimplante de una prótesis con componentes enlazados.

En la artritis reumatoide la rótula debería sustituirse siempre para eliminar todo el cartílago articular de la articulación. Algunos cirujanos recomiendan el recubrimiento selectivo de la rótula en la osteoartritis 18. Otros consideran más predecible el resultado con recubrimiento de rótula habitual. Indudablemente el recubrimiento rotuliano tiene su parte de complicaciones iatrogénicas, como fractura y sobrecrecimiento de tejidos blandos con impactación, así como alojamiento del componente 19.

Algunos de los problemas de la rótula pueden evitarse si la prótesis rotuliana se suprime totalmente. Abraham y colaboradores Estudiaron 100 rodillas, de las cuales 47 tenían recubrimiento de la rótula 20. La prótesis usada era el eje variable. Los dos grupos eran similares en el diagnóstico, edad y sexo. Ellos fueron incapaces de encontrar diferencias significativas entre los dos grupos en relación a la distancia de andadura, la capacidad para subir escaleras, la capacidad para levantarse de la silla, el movimiento y la fuerza muscular del cuádriceps.

Boyd y colaboradores publicaron un estudio en donde se detecto un índice significativamente más alto de dolor en la rodilla en el grupo que conservaba la rótula natural (13% frente a 7%) que tuvo como resultado una incidencia del 10% de recubrimiento de rótula posterior, y notaron que se generaban más complicaciones en los pacientes que conservaban la rótula natural 8.

Puede ser aconsejable omitir el recubrimiento de rótula cuando:

1. La superficie articular rotuliana es casi normal.
2. El paciente es obeso
3. La rótula es demasiado pequeña o erosionada para aceptar una prótesis.
4. El paciente es joven y activo 9,12.

En un estudio reciente de Emilios E. Pakos y colaboradores estudio 1223 rodillas encontró que la resuperficialización de patela reduce el dolor anterior de patela en el postoperatorio en un 13.8%, así mismo las complicaciones del componente patelar, sin embargo se incrementa el riesgo de fractura de patela por el adelgazamiento de esta 10.

En un estudio realizado por Michael Condito sobre daño de componente patelar cito 5 tipos de desgaste del componente:

1. Flujo frío
2. Delaminación
3. Desgaste de tercer cuerpo
4. Osteolisis
5. Abrasión

Los cuales deben tomarse en cuenta durante el seguimiento del paciente en imágenes radiográficas para determinar es estado del componente; a su vez buscar la correlación con dolor anterior de rodilla 11.

Así mismo Mochizuki reportó en un estudio las complicaciones mas comunes en 86 pacientes entre las cuales citó: luxación y subluxación patelar, patela baja, dolor generalizado de patela y localizado, mala alineación patelar, atribuidas a factores mecánicos inherentes al procedimiento quirúrgico por anomalías anatómicas de los pacientes seleccionados, por lo que es importante la selección del paciente para dicho procedimiento quirúrgico 13.

En cuanto al manejo con pacientes reumáticos está indicada la sustitución de componente patelar ya que las condiciones del cartílago y las probabilidades de fracaso a corto plazo son muy altas 14,15.

La escala de WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) es empleada para la evaluación de dolor y función articular de rodilla y cadera.

El WOMAC es un instrumento diseñado para medir dolor, rigidez, función física y actividades asociadas con la cadera y la rodilla, en pacientes con osteoartritis.

Específicamente mide dolor, rigidez, función física y actividades asociadas con la cadera y la rodilla. El instrumento ha sido usado para evaluar ensayos clínicos con AINES y en el seguimiento de artroplastía de cadera y rodilla. Su brevedad (< de 10 minutos), disponibilidad en los formatos de escala visual análoga y cuestionario y su sensibilidad al cambio, lo hacen apropiado para su uso en la clínica. 16,17

APENDICE 1

Cuestionario WOMAC para artrosis de cadera y/o rodilla

Las preguntas de los apartados A, B y C se plantearán de la forma que se muestra a continuación. Usted debe contestarlas poniendo una "X" en una de las casillas.

1. Si usted pone la "X" en la casilla que está más a la izquierda

— — — — —

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

indica que no tiene dolor.

2. Si usted pone la "X" en la casilla que está más a la derecha

— — — — —

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

indica que tiene muchísimo dolor.

3. Por favor, tenga en cuenta:

- a) que cuanto más a la derecha ponga su "X" más dolor siente usted.
- b) que cuanto más a la izquierda ponga su "X" menos dolor siente usted.
- c) No marque su "X" fuera de las casillas.

Se le pedirá que indique en una escala de este tipo cuánto dolor, rigidez o incapacidad siente usted. Recuerde que cuanto más a la derecha ponga la "X" indicará que siente más dolor, rigidez o incapacidad

Apartado A

Instrucciones

Las siguientes preguntas tratan sobre cuánto dolor siente usted en las caderas y/o rodillas como consecuencia de su artrosis. Para cada situación indique cuánto dolor ha notado en los últimos 2 días. (Por favor, marque sus respuestas con una "X".)

Pregunta: ¿Cuánto dolor tiene?

1. Al andar por un terreno llano.

- - - - -

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

2. Al subir o bajar escaleras.

- - - - -

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

3. Por la noche en la cama.

- - - - -

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

4. Al estar sentado o tumbado.

- - - - -

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

5. Al estar de pie.

- - - - -

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

Apartado B

Instrucciones

Las siguientes preguntas sirven para conocer cuánta rigidez (no dolor) ha notado en sus caderas y/o rodillas en los últimos 2 días. rigidez es una sensación de dificultad inicial para mover con facilidad las articulaciones.

(Por favor, marque sus respuestas con una "X".)

1. ¿Cuánta rigidez nota después de despertarse por la mañana?

- - - - -

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

2. ¿Cuánta rigidez nota durante el resto del día después de estar sentado, tumbado o descansando?

- - - - -

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

Apartado C

INSTRUCCIONES

Las siguientes preguntas sirven para conocer su capacidad funcional es decir, su capacidad para moverse, desplazarse o cuidar de sí mismo. Indique cuánta dificultad ha notado en los últimos dos días al realizar cada una de las siguientes actividades, como consecuencia de su artrosis de caderas y/o rodillas. (Por favor, marque sus respuestas con una "X".)

Pregunta: ¿Qué grado de dificultad tiene al...?

1. Bajar las escaleras.

- - - - -

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

2. Subir las escaleras

- - - - -

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

3. Levantarse después de estar sentado.

- - - - -

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

4. Estar de pie.

- - - - -

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

5. Agacharse para coger algo del suelo.

- - - - -

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

6. Andar por un terreno llano.

- - - - -

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

7. Entrar y salir de un coche.

- - - - -

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

8. Ir de compras.

- - - - -

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

9. Ponerse las medias o los calcetines.

- - - - -

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

10. Levantarse de la cama.

— — — — —
Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

11. Quitarse las medias o los calcetines.

— — — — —
Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

12. Estar tumbado en la cama.

— — — — —
Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

13. Entrar y salir de la ducha/bañera.

— — — — —
Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

14. Estar sentado.

— — — — —
Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

15. Sentarse y levantarse del retrete.

— — — — —
Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

16. Hacer tareas domésticas pesadas.

— — — — —
Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

17. Hacer tareas domésticas ligeras.

— — — — —
Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima 16,17

La calificación se otorga de la siguiente forma

Se otorga un puntaje del 0 al 4 de acuerdo con la severidad del dolor, función o rigidez, en donde cero indica muchísimo y 4 ninguno, de tal forma que al sumar dichos valores el puntaje máximo será de 96 indicando un estado funcional, dolor y rigidez integro.

IV. Justificación

La evolución que ha tenido la artroplastía total de rodilla en nuestro servicio ha pasado como el resto de servicios, por las distintas etapas que han llevado al momento actual del reemplazo total de la rodilla. Esta evolución nos llevó en los noventa, al igual que a otros cirujanos, a utilizar la resuperficialización de la patela, como parte de la cirugía de reemplazo, la evolución clínica a largo plazo de los pacientes nos llevó a la fragmentación y deformación plástica de la patela. La sustitución patelar en todos los casos, no estaba tampoco libre de complicaciones durante la cirugía (fracturas) o postoperatorias (aflojamiento asépticos). Determinar que pacientes son candidatos al reemplazo con el botón patelar y que pacientes pueden ser manejados sin necesidad de sustituir o resuperficializar la patela, fue resultado de trabajos extensos por parte de distintos cirujanos, a los cuales también nuestro servicio se unió.

Nuestra justificación para llevar a cabo este análisis, ha sido precisamente el saber cuales son las condiciones clínicas entre aquellos pacientes a los que se sustituyó la patela, y de los pacientes cuyas rótulas fueron dejadas intactas. Entendemos que el seguimiento es de un tiempo breve, sin embargo esperamos contar con una guía inicial sobre todo en relación a la presencia o no de dolor anterior de la rodilla en alguno de los dos grupos.

Pregunta de investigación

¿Existe diferencia en el dolor y estado funcional postoperatorios en los pacientes con componente patelar y sin componente patelar en el manejo con Artroplastia total de rodilla?

V. Hipótesis

Existe diferencia en los resultados funcionales y dolor postoperatorio, en un 5% a favor de la sustitución del componente patelar sobre la no sustitución, en la Artroplastía total de rodilla.

VI. Objetivo general

Demostrar si existe diferencia en el dolor postoperatorio y el estado funcional de la rodilla con la colocación o no del componente patelar en la Artroplastía total de rodilla, para el manejo de la gonartrosis en los pacientes del hospital central sur de alta especialidad.

VII. Tipo de estudio

El presente estudio es analítico, observacional, descriptivo, retrospectivo, retrolectivo, no aleatorio y no controlado

Criterios de inclusión

1. Los pacientes operados con Artroplastia total de rodilla del Hospital Central Sur de Alta Especialidad de PEMEX con y sin componente patelar del 1 de Enero del 2007 al 1 de Enero del 2008
2. Con un seguimiento mínimo de 6 meses
3. Ambos sexos
4. De cualquier edad
5. Procedimiento quirúrgico realizado con prótesis de rodilla Scorpio de Stryker
6. Con Diagnóstico de Gonartrosis
7. Con estudios de laboratorio preoperatorios en rangos normales
8. Intervenidos por el mismo cirujano

Criterios de exclusión

1. Paciente postoperados de Artroplastia total de rodilla con artrosis postraumática.
2. Pacientes con fracturas periprotésicas en transoperatorio o postoperatorio
3. Pacientes con procesos infecciosos protésicos en el postoperatorio
4. Pacientes con complicaciones vasculares en el postoperatorio
5. Discontinuidad en el seguimiento clínico en los primeros 6 meses de postoperatorio

Criterios de eliminación

1. La muerte del paciente durante el periodo de seguimiento
2. Abandono de tratamiento ortopédico

Material y métodos

Se tomaran 2 grupos de pacientes que hayan sido intervenidos de Artroplastia total de rodilla sin tomar en cuenta la extremidad pélvica intervenida, así como el sexo o edad de estos.

El primer grupo lo conformaran aquellos en los que se realizo el procedimiento con componente patelar

El segundo grupo lo conformaran aquellos en los que se realizo el procedimiento sin componente patelar

El rango de seguimiento es partir del 1 de Enero del 2007 al 1 de Enero del 2008, y analizando las características del dolor anterior de la patela y función articular femoropatelar en un lapso mínimo de 6 meses.

Empleando la escala de WOMAC en el preoperatorio, postoperatorio a los 3 meses, 6 meses.

Variables

Cirugía realizada	
Tipo	No numérica
Escala	Dicotómica
Unidades	Componente patelar presente o ausente
Definición operativa	Técnica quirúrgica utilizada para el manejo de los pacientes

Dolor postoperatorio	
Tipo	Numérica
Escala	No continua
Unidades	Números enteros
Definición operativa	Calificación obtenida en la subescala de WOMAC para dolor, como se ilustró en el marco teórico

Limitación funcional	
Tipo	Numérica
Escala	No continua
Unidades	Números enteros
Definición operativa	Calificación obtenida en la subescala de WOMAC para limitación, como se ilustró en el marco teórico

Estrategia de análisis estadístico

Se describirá frecuencia, proporciones y gráfica de barras y tablas, el número de pacientes sometidos a cada uno de los procedimientos.

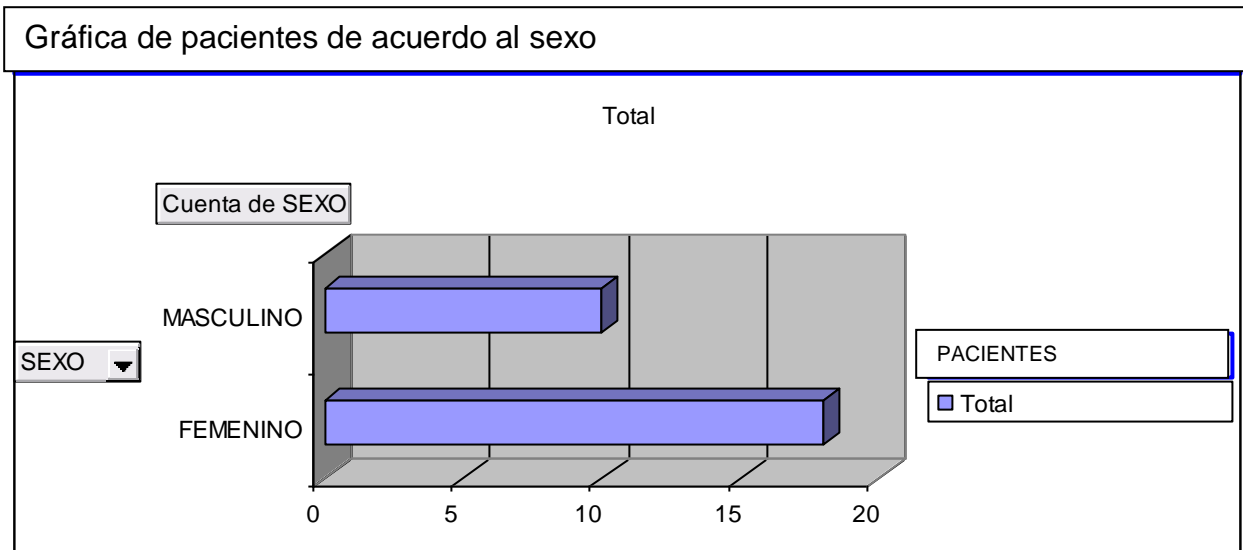
Se describirán las medianas, el mínimo y el máximo de ambas escalas (dolor y limitación funcional). Estos valores se ilustraran con gráficas de barra y se presentarán de forma tabular.

La prueba de hipótesis se hará con prueba de Spearman para rangos señalados. Se considerará estocásticamente significativo un valor r igual o mayor a 0.6.

Resultados

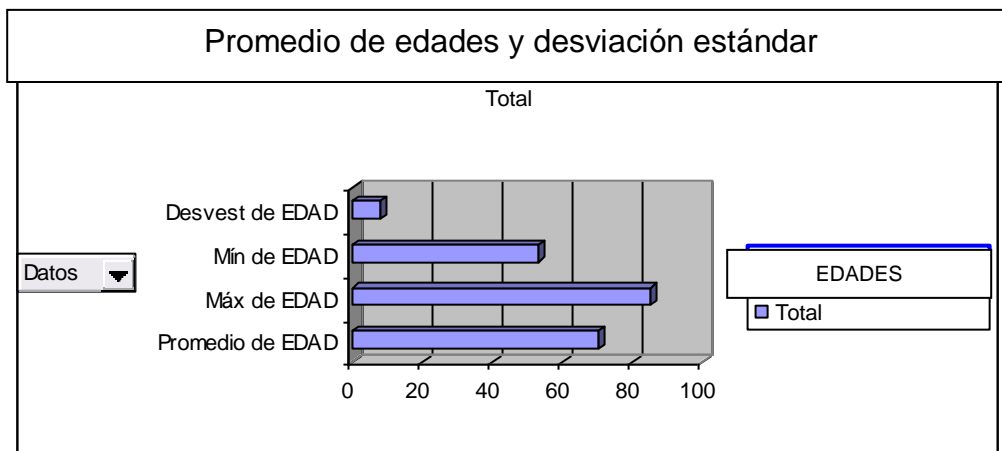
En el Hospital Central Sur de Alta Especialidad servicio de Ortopedia del 1 Enero 2007 al 1 Enero 2008 fueron intervenidos 28 pacientes con Artroplastía Total de Rodilla prótesis Scorpio de Stryker, intervenidos por el mismo cirujano, de los cuales fueron calificados con los criterios de inclusión y exclusión mencionados

Cuenta de sexo	
Sexo	Total
Femenino	18
Masculino	10
Total general	28



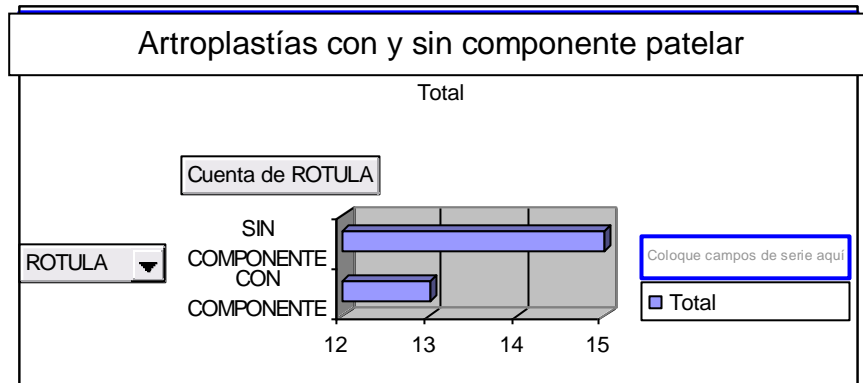
Se agruparon 10 pacientes de sexo masculino y 18 pacientes de sexo femenino con un rango de 53 a 85 años de edad, una media de 71 años de edad.

Datos	Total
Promedio de edad	71
Máximo de edad	85
Mínimo de edad	53
Desviación estándar de edad	8



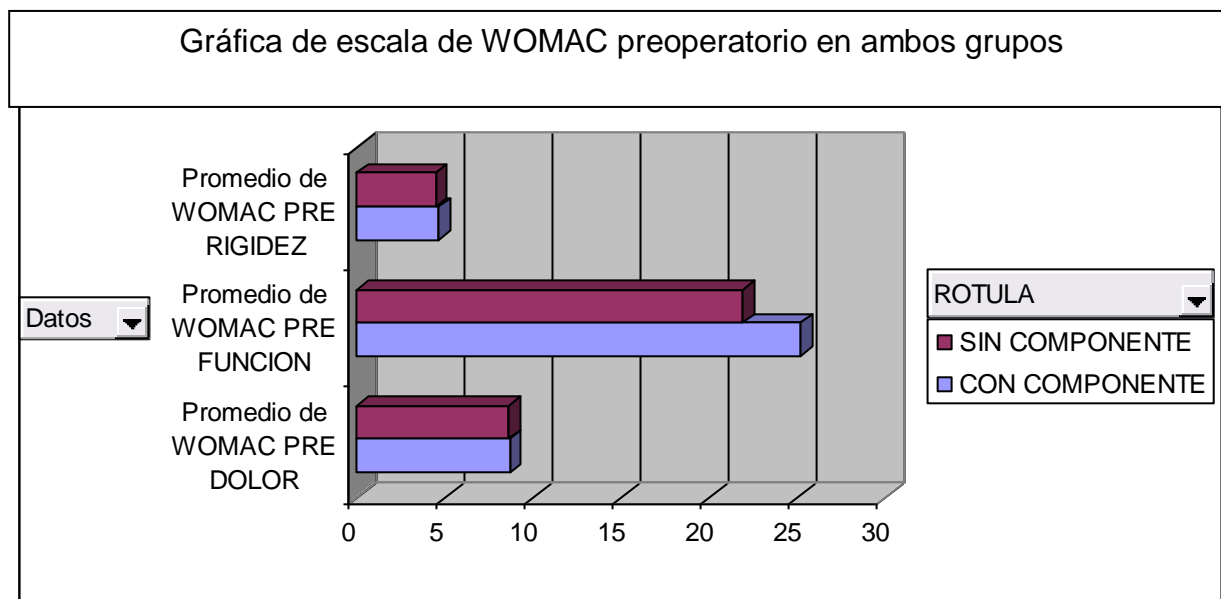
De los cuales 13 Artroplastías se realizaron con componente patelar (7 derechas y 6 izquierdas) y 15 de ellas sin componente patelar (9 derechas y 6 izquierdas).

Cuenta de rótula	
Rótula	Total
Con componente	13
Sin componente	15
Total general	28



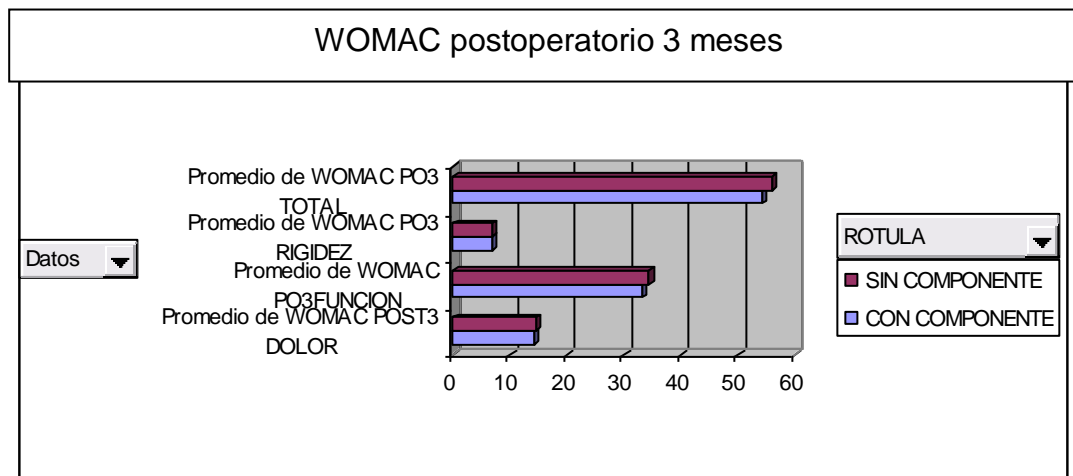
En el preoperatorio se realizó una evaluación con la escala de WOMAC para pacientes en los que se ocuparía componente patelar y en aquellos en los que no se ocuparía componente patelar encontrando los siguientes datos

Datos	Rótula		Total general
	Con componente	Sin componente	
Promedio de WOMAC preoperatorio dolor	9	9	9
Promedio de WOMAC Preoperatorio función	25	22	23
Promedio de WOMAC Preoperatorio rigidez	5	4	5



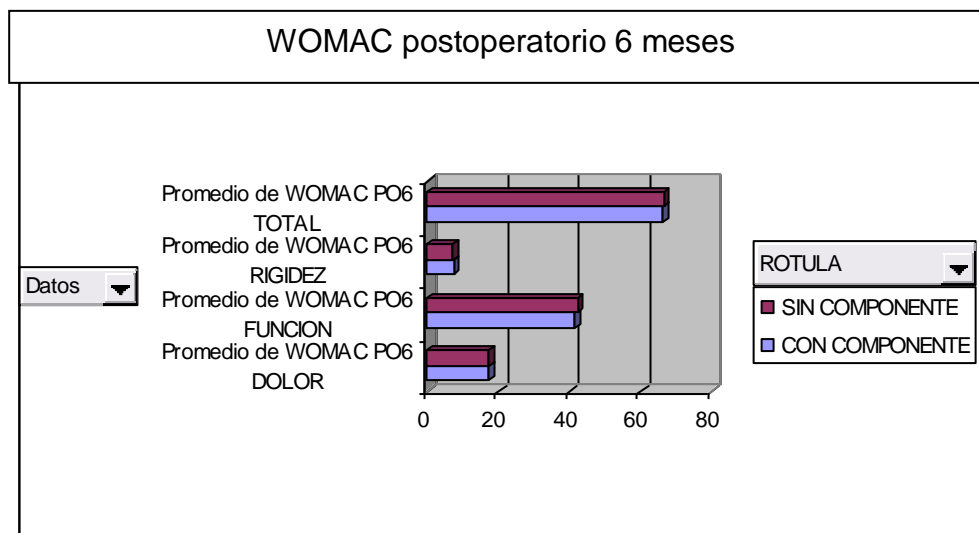
En la evaluación a 3 meses de postoperatorio con escala de WOMAC obtuvimos los siguientes resultados:

Datos	Rótula		Total general
	Con componente	Sin componente	
Promedio de WOMAC dolor	14	15	14
Promedio de WOMAC función	33	34	34
Promedio de WOMAC rigidez	7	7	7
Promedio total postoperatorio 3 meses	54	56	55



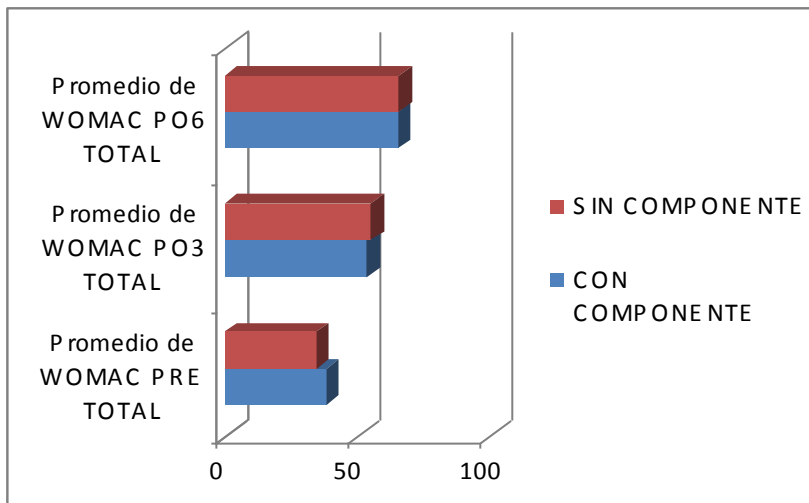
En la evaluación postoperatoria a 6 meses de acuerdo a la escala de WOMAC se observaron los siguientes resultados

Datos	Rótula		Total general
	Con componente	Sin componente	
Promedio de WOMAC Postoperatorio 6 meses dolor	17	17	17
Promedio de WOMAC postoperatorio 6 meses función	41	42	42
Promedio de WOMAC postoperatorio 6 meses rigidez	7	7	7
Promedio de WOMAC Postoperatorio 6 meses total	66	66	66



El resultado final de pacientes postoperados de Artroplastia total de rodilla con componente patelar se encontró un WOMAC preoperatorio promedio de 39 puntos, en seguimiento a 3 meses 54 puntos y en seguimiento a 6 meses 66 puntos; en comparación con los pacientes postoperados de Artroplastia total de rodilla sin componente patelar con una calificación de WOMAC preoperatoria promedio de 35 puntos, seguimiento a 3 meses de postoperatorio calificación promedio de 56 puntos y a 6 meses con calificación promedio de 66 puntos.

Datos	ROTULA		Total general
	CON COMPONENTE	SIN COMPONENTE	
Promedio de WOMAC PRE TOTAL	39	35	37
Promedio de WOMAC PO3 TOTAL	54	56	55
Promedio de WOMAC PO6 TOTAL	66	66	66



En el presente estudio no existe una diferencia significativa en el resultado postoperatorio evaluando dolor, rigidez y función articular en Artroplastia total de rodilla con o sin componente patelar de acuerdo a la escala de WOMAC.

Discusión

En diversos estudios realizados por autores citados en el marco teórico empleando el sistema de resuperficialización no se observó diferencia significativa con el grupo control en el que se utilizó botón patelar.

En dichos estudios fueron realizados a corto plazo.

En el presente estudio se consideraron 2 grupos utilizando botón patelar y en otro grupo sin modificaciones a la patela, se encontraron resultados similares a corto plazo, evaluando dolor, función y rigidez articular.

Podrá plantearse un seguimiento a largo plazo para evaluar los cambios radiográficos y clínicos en el mismo grupo de pacientes para determinar si existe alguna diferencia significativa.

Conclusión

La Decisión de no colocar el implante rotuliano se basa en la frecuencia de complicaciones relacionadas con el componente patelar como pueden ser fractura del componente, fractura patelear en el transoperatorio, luxación de patela, subluxación de patela y aflojamiento de el componente rotuliano.

Existen dos tipos de botón rotuliano: el anatómico y el cupuliforme.

De los cuales el anatómico es el más utilizado, ya que el componente cuculiforme puede generar un desgaste asimétrico por el contorno convexo. Un componente en forma semirectangular exige una cuidadosa alineación rotatoria para evitar bloqueo femoral. Por este motivo se exige una alineación exacta del componente patelar.

Existen series de Artroplastía total de rodilla sin componente rotuliano pero, a diferencia de este grupo estudiado, la rótula no recibe tratamiento alguno, dejándose intacta la superficie patelar.

La complicación mas frecuente reportada tanto en literatura como en el presente estudio es el dolor patelar; lo cual tiene como consecuencia la reintervención quirúrgica para colocación del componente.

El presente estudio muestra los resultados finales de la Artroplastía total de rodilla con plastia rotuliana y sin ella. Existen dos grupos de pacientes para ser comparados: Un grupo con componente protésico rotuliano, otro grupo sin componente patelar.

En la evaluación preoperatorio se observó en ambos grupos de pacientes gran limitación funcional, dolor incapacitante.

Fue empleada la escala de WOMAC en ambos grupos para evaluación del presente estudio, con la cual no encontramos diferencia significativa en los resultados finales para ambos grupos de pacientes.

La prueba de hipótesis de Pearson aplicada a los resultados finales en escala de WOMAC en ambos grupos de pacientes tuvo como resultado 0.216, lo cual indica que el resultado comparativo entre ambos grupos no es significativo.

Bibliografía

1. Bayley, J.C., Scott R.D Failure of the metal –backed patellar component after total knee replacement. J Bone Joint Surg 1978; 70-A:668.
2. Bryan, R.S. Policentric total knee arthroplasty, a prognostic assesment. Clin Orthop. 1979; 145:23.
3. Cameron, H.U., Federkow, D.M. The patella in total knee arthroplasty. Clin Orthop. 1982; 165:197.
4. Insall J.N. Surgery of the knee. ED Churchil Livingstone.2001; Chp 20,pp 651.
5. Formiguera Sala S, Esteve de Miguel R. Intraarticular hyaluronic acid in the treatment of osteoarthritis of the knee: a short term study. Eur Journal Rheum Infl 1995; 15: 33.
6. Maquet P. Advancement of the tibial tuberosity. Clin Orthop 1976; 115: 225.
7. Josa Bullit S. Recubrimientos de hidroxiapatita en las prótesis de rodilla. En: Josa Bullich S, Palacios Carvajal J, editores. Cirugía de la rodilla. Cap. 43. Barcelona: Ed. Jims. 1995; 487.
8. Boyd A.D., Ewald F.C., Thomas W.H. Long term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella. J Bone Joint Surg. 1987; 69:598.
9. Stephen R., Burnett, Bourne R. Indications for patellar Resurfacing in Total Knee arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am., 2003; 85:728.
10. Pakos E., Ntzani E. Trikalinos T. Patellar Resurfacing in Total Knee Arthroplasty. A Meta-Analysis. J. Bone Joint Surg. Am., 2005; 87:1438.
11. Conditt M., Noble P. Allen B, Surface Damage of patellar Components Used in Total Knee arthroplasty. J Bone Joint Surg. Am., 2005; 87:1265.
12. Stephen R., Burnett, Bourne R. Indications for patellar Resurfacing in Total Knee arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am., 2003; 85:728.
13. Mochizuki R.M., Schurman D.J. Patellar complications following total knee arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am., 1979; 61: 879.
14. Kajino A., Yoshino S., Kameyama S. Comparison of the Results of Bilateral Total Knee Arthroplasty with and without Patellar Replacement for Rheumatoid Arthritis. A Follow-up Note J. Bone Joint Surg. Am., 1997; 79:570.
15. Shih L., Wong A., Wen-Wei H. Long-Term Changes of the Nonresurfaced Patella After Total Knee Arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am., 2004; 86: 935.
16. Batlle G., Vives E., Riera P. Traducción y adaptación al español del cuestionario WOMAC específico para artrosis de rodilla y cadera. Rev Esp Reumatol. 1999; 26:38.

17. Dawson J.,Fitzpatrick R.,Murria D. Questionnaire on the perceptions of patients about total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1998;80-B:63.
18. Mintz I.,Tsao A.K.,Mc Crae C.R.The arthoscopic evaluation and characteristics of severe polyethylene wear in total knee arthroplasty.*Clin Orthop.*1991;273:215.
19. Kajino A.,Yoshino S.,Kameyama S. Comparison of the Results of Bilateral Total Knee Arthroplasty with and without patellar Replacement for Rheumatoid Arthritis. A Follow-up Note.*J. Bone Joint Surg. Am.*,1997;79:570
20. Abraham W.,Buchanan J.R.,Daubert H. Should the patella be resurfaced in total knee arthroplasty? Efficacy of patellar resurfacing.*Clin Orthop.*1988;236:128.
21. Garipey R. Genu-varum treated by high tibial osteotomy. En Proceedings of the joint meeting of the orthopedic associations. *J Bone Joint Surg* 1964; 46B: 783.
22. Coventry B. Osteotomy of the upper-portion of the tibia for degenerative arthritis of the knee. A preliminary report. *J Bone Joint Surg* 1965; 47: 984.
23. Vilarrubias JM, Ribas M. Tratamiento del genu-valgo artrósico. En: Josa Bullich S, y Palacios Carvaja J, editores. *Cirugía de la rodilla. Cap. 36. Barcelona: Ed. JIMS, 1995; 419.*
24. Insall JN, Aglietti P. A five to seven year follow up of unicondylar arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1980; 60: 1329.
25. Marín M, Montserrat F, Romero MJ. Prótesis monocompartimentales de rodilla. Contraindicaciones, limitaciones y fracasos. *Rev Orthop Traum* 1992; 36-IB: 67-71.
26. Palacios Carvajal J. Osteotomía versus prótesis monocompartimental. En: IX Simposium Internacional: Gonartrosis. Madrid: Ed. La Fraternidad, 1997; 141-149.
27. Douglas EP, Estevan HS, Insall JN. Revision total knee arthroplasty for failed unicompartimental replacement. *J Bone Joint Surfa.* 1991; 73: 186.
28. Marmor L. Unicompartimental arthroplasty of the knee with a minimum ten year follow up period. *Clin Orthop* 1988; 228: 171-177.
29. Cartier PH. Prótesis modulares unicompartimentales. Procedimiento de elección en cirugía de la artrosis femoro-tibial monocompartimental. *Rev Orthop Traum* 1992; 36 (Supl IB): 23.
30. Goodfellow JW, Kershaw CJ, Benson MK, O'Connor JJ. The Oxford knee for unicompartimental osteoarthritis, the first 103 cases. *J Bone Joint Surg* 1998; 70: 692-701.
31. Palazzi C, Palazzi S. Prótesis unicompartimentales con meniscos. Complicaciones y resultados. X Congreso SEROD. Zaragoza, 1991.

32. Rochera R, Palazzi C, Ordóñez JM, Marín M, Viladot R. Prótesis monocompartimental. Alternativa a los procesos degenerativos de rodilla. XIX Congreso Luso-Español de Ortopedia y Traumatología. Portugal, 1991.
33. Torner CE, Mas S, Bascompte J. Arthroplastie fémoro-patellaire. Act Orthop Belg 1985; 51: 553.
34. Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, Shine J. A comparison of four models of total knee replacement prostheses. J Bone Joint Surg 1976; 58: 754.
35. Insall JN. Surgery of the knee. Nueva York: Ed. Churchill-Livingstone, 1984.
36. Freeman MAR, Bradley GW, Revell PA. Observation up on the interface between bone and polymethymetacrylate cement. J Bone Joint Surg 1982; 64B: 486.
37. Vince K, Insall JN, Kelly M. The total condylar prosthesis: 10-12 years results of cemented knee replacement. J Bone Joint Surg 1989; 71: 793.
38. Scott RD, Volatile TB. Twelve years experience with posterior cruciate retaining total knee arthroplasty. Clin Orthop 1986; 205: 100.
39. Rochera R. La artrosis de rodilla. Nuestra sistemática de tratamiento quirúrgico. Madrid: Ed. Garsi, 1981.
40. Cameron HV, Neice CG. Mechanical failure in total knee replacements. Arch Orthop Trauma Surg 1981; 98: 135.
41. Insall JN, Dethmers DA. Revision of total knee arthroplasty. Clin Orthop 1982; 170: 123.
42. Marín M. Complicaciones de las artroplastias de rodilla. En: Prótesis de cafera y rodilla: Barcelona: Ed. Masson, 1991; 275.
43. Scuderi GR, Insall JN. Revision total knee arthroplasty with cements fixation. Techns Orthop 1993; 7: 96.
44. Windsor R, Scuderi GR, Moran MG, Insall JN. Mechanisms of failure and tibial components in total knee arthroplasty. Clin Orthop 1989; 248: 15.
45. Cabanela ME. Artroplastia total de rodilla: estado actual. IX Simposium Internacional Gonartrosis. Cap. 22. Madrid: Ed. La Fraternidad, 1997; 189.
46. Goldwing SR, Schiller AZ, Roelke M, Rourke CM, Onneill DA, Harris WH. The sinoviallike membrane at the bone cement interface in loose total hip replacement and its proposal role in bone lysis. J Bone Joint Surg 1983; 65: 575.
47. Navarro Quilis A, Carrera L. Nuevo diseño del componente tibial en las prótesis totales de rodilla. En: Josa Bullich S, Palacios Carvajal J, editores. Cirugía de la rodilla. Cap. 39. Barcelona: Ed. JIMS, 1995; 457-463.
48. Ramón Soler R. Biocompatibilidad de los matriales protésicos. En: Josa Bullich S, Palacios Carvajal J, editores. Cirugía de la rodilla. Cap. 41. Barcelona: Ed. JIMS. 1995; 476-479.

49. Ordóñez JM, Gómez Barrena E. Comportamiento del polietileno en la artroplastia total de rodilla. Rev Ortop Traum. 1993; 37B: 110-115.
50. Hunter JC, Hattner RJ, Murray WR. Loosening of total knee arthroplasty. Detection by radionuclide bone scanning. An Radiology 1980; 135: 131.
51. Rochera R, Viladot R. Tratamiento de los defectos óseos. En: Josa Bullich S, Palacios Carvajal J, editores. Cirugía de la rodilla. Cap. 45. Ed. JIMS. Barcelona: 1995; 507-527.
52. Vince KG, Dour LD. Revision total knee arthroplasty for aseptic failure Techn. Orthop 1987; 1: 83.
53. Whiteside LA. Bone grafting in revision cementless total knee arthroplasty. Technq Orthop 1992; 7: 39.
54. Rand JA. Bone deficiency in total knee arthroplasty use a metal wedge augmentation. Clin Orthop 1991; 271: 36.
55. Marzal E, Viladot R. Características e Indicaciones de los distintos tipos de injertos óseos. Biomecánica 1993; 2: 51.
56. Samuelson KM. Bone grafting and noncemented revision arthroplasty of the knee. Clin Orthop 1988; 226: 93.
57. Rochera R, Viladot R. Tratamiento de las pérdidas de sustancia ósea en las prótesis de rodilla. En: Vidal J, Simón L, editores. Prótesis de cadera y rodilla. Barcelona: Ed Masson, 1991; 143-148.
58. Whiteside LA. Cementless reconstruction of massive tibial bone loss in revision total knee arthroplasty. Clin Orthop, 1989; 260: 6.