

Prótesis rotatoria de rodilla modelo ENDO. Revisión de 196 casos.

Navarro García, R.; Muratore Moreno, G.; Rodríguez Álvarez, J.P.; Navarro Navarro, R.; Chirino Cabrera, A.

Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital Universitario Insular de Gran Canaria.

RESUMEN

Se han revisado 196 pacientes operados mediante prótesis rotatoria modelo ENDO desde 1983 y con más de 10 años de la intervención. Estos pacientes han sido intervenidos en el Hospital Insular de Las Palmas de Gran Canaria. El sexo femenino ha sido intervenido mayoritariamente con 122 casos, la etiología más frecuente fue la artrosis primaria con un 66,3% y la edad media de los pacientes fue de 74,5 años. La evaluación clínica se ha realizado con la escala de Insall del Hospital for Special Surgery (HSS). Se hicieron puntuación pre y postoperatoria hallando los valores globales para sacar luego la cotación media, obteniendo excelentes resultados en un 11,6%; resultados buenos en un 82,2%; resultados medianos en un 6,6% y resultados malos en un 3,2%.

PALABRAS CLAVES

Gonartrosis. Prótesis rotatoria de rodilla modelo ENDO.

Introducción

Los complejos movimientos de la articulación de la rodilla que se desarrollan bajo grandes cargas en un espacio muy estrecho no pueden ser imitados con una construcción endoprotésica, dada que diferentes estructuras guían, amortiguan y apoyan los dos mayores brazos de palanca del cuerpo humano.

Los materiales de implantación actualmente disponibles no poseen aproximadamente las buenas propiedades de amortiguación de los huesos, cartílagos, meniscos y ligamentos. En los casos de superficies articulares artrosicas, la capsula articular como estabilizador pasivo y la musculatura con su función de sujeción dinámica también están casi siempre modificadas (4) (5).

Las estructuras de partes blandas intactas han de aprovecharse para la estabilización de la articulación en

caso de una sustitución superficial, pero, con más frecuencia de lo que originalmente se suponía, la construcción articular ha de ejercer una misión de apoyo.

La diversidad de las variantes de modelos indica la dificultad para asegurar del mismo modo la función y la estabilidad en los diferentes grados de destrucción individuales (7).

Hay que conseguir una suficiente capacidad de flexión alrededor de un centro de giro adecuadamente escogido y una posibilidad de rotación alrededor del eje longitudinales que se incrementa al aumentar la flexión como ocurre en la articulación normal. Los movimientos de flexión y rotación de la prótesis se logran por medio de una articulación de cruceta. Respetando el principio de baja fricción son posibles medidas pequeñas y la resección osea intra-

condilar necesaria reducida. La hiperextensión es de 3°, la medida de la flexión es ventajosa con un 165°, debido a la posición fisiológica del centro de giro en el modelo.

El objetivo de este trabajo es ver los resultados a largo plazo de las gonartrosis tratadas con prótesis rotatoria con posibilidad de rotación, en el Hospital Insular de Las Palmas de Gran Canaria.

Materia y método

De las más de 350 prótesis que hemos colocado en el Hospital Insular de Las Palmas de Gran Canaria desde el año 1983, hemos revisado 196 prótesis con más de 10 años después de intervenidas. El diagnóstico, el estudio preoperatorio y los cuidados postoperatorios fueron iguales en todos los pacientes revisados.

En esta serie fueron intervenidas un mayor número de mujeres con un total de 122 rodillas mientras que los hombres fueron 74. De la rodilla derecha se operaron 118 pacientes y de la izquierda 78; en 8 pacientes fueron intervenidas las dos rodillas. La etiología fue de diversa índole siendo la más frecuente la artrosis con un 66,3%, la artritis reumatoide el 24,4% la artrosis postraumática un 6,6% y la condrocalcinosis en un 3%. La edad del grupo de pacientes oscila entre la más joven de 60 años y la mayor de 89 años con un media de 74,5 años. Es una prótesis de descripción sencilla, el componente femoral de Cobalto-cromo-molibdeno (Co.Cr.Mo.), consiste en una pieza central en forma de caja, que contiene la articulación de cruceta.

Correspondencia

Dr. Ricardo Navarro García
c/ Galo Ponte, 6 1ºC.
38320. Las Palmas de Gran Canaria

Lateralmente esta pieza central está conectada con apoyos en forma de patín, y el tronco de la prótesis se sitúa ventrocranealmente con 6° de valguización. El centro conforma una articulación de cruceta en forma de T en Co.Cr.Mo., con unos muñones transversales en forma cilíndrica para el movimiento de flexión y un orificio en la parte vertical posibilita la rotación sobre el cilindro de guía del componente tibial. Ambos cojinetes se corresponden con el principio de baja fricción. El ancho total de la parte a insertar intracondilarmente es de 30 mm. El espesor de los apoyos de patín y la altura de la planicie tibial hace necesaria una resección en el plano articular de solo 14 mm. Las superficies de movimiento de los apoyos se deslizan cuando hay flexión y rotación sobre una planicie de polietileno (UHMWPE) encajada en el componente tibial. La forma de los apoyos está adaptada a la anatomía y la parte trasera describe un arco circular con un radio de 22mm.

Los largos troncos de la prótesis se prolongan con flexibilidad y tienen una sección transversal rectangular, sin salientes puntiagudos con grandes radios de empalme. Los momentos de resistencia de ambos troncos fueron elegidos de tal manera que una transmisión de la tensión flexora excéntrica así como de la tensión de torsión solo es posible a través del tronco correspondiente. Para evitar un contacto directo con la pared interior del hueso y asegurar una posición central en la cavidad de marca, los troncos acaban en unos remates UHMWPE en forma de estrella cortando el cemento óseo.

La técnica quirúrgica no es difícil de ejecutar, básicamente la resección puede ser hecha respetando lo más posible tanto el componente femoral como el tibial. La forma de la sierra corresponde al componente protésico femoral y una vez hecho los cortes laterales y horizontales la porción intracondilar se reseca, los condilos deben ser conservados lo más posi-

ble respetando el canal troclear para que la rotura se desplace libremente, luego se limpia el canal medular y se coloca el componente femoral de la prótesis. El plano de resección del componente tibial debe hacerse en ángulo recto en toda la longitud de lo resecado para luego labrar el lecho en el componente tibial donde irá alojado el vastago.

Antes de cementar la prótesis en su sitio, el área afectada debe estar limpia de todo resto de sangre y el canal femoral medular debe ser también limpiado una vez introducido el cemento. Es necesario quitar los restos óseos de los condilos femorales, cubriéndolos con cemento después de insertar el componente femoral de la prótesis. El cemento sobrante debe ser limpiado, la porción superior de la prótesis se mantiene en posición definitiva con la presión ejercida con el impactor femoral hasta que fragüe el cemento. Con el canal medular tibial se actúa de la misma forma que con el femoral, después de llenar el canal con cemento. El componente tibial de la prótesis es introducida limpiando el cemento sobrante y manteniéndola en su posición con la presión ejercida con el impactor tibial hasta que fragüe el cemento. Los componentes femoral y tibial son fijados uno contra el otro "in situ". Al final de la intervención tanto el implante como el hueso son colocados en su posición y cubiertos por tejido.

En el postoperatorio la pierna operada se coloca sobre una férula ajustable, iniciando la fisioterapia el primer día con ejercicios isométricos de tensión. Los ejercicios de flexión y extensión activa comienzan al 2° día después de quitar los drenajes. La flexión y extensión puede ser mejorada alternando entre la férula y la superficie de la cama, los ejercicios pasivos con innecesarios en la mayor parte de los casos. El dolor y la inflamación postoperatoria responden bien al hielo, la movilización después del segundo día son con un andador la

primera semana y con muletas la segunda semana. A continuación dos bastones ingleses, más tarde uno debe ser empleado en la terapia continua. En las siguientes 6 a 12 semanas, debe continuar con un solo bastón.

El tratamiento estadístico de los datos de las revisiones fue realizado en un ordenador HP 3000 del Centro de Cálculo de Las Palmas, empleando el programa Biblioteca SPSS y utilizando los procedimientos FRECIENCIAS y N PAR TEST.

El protocolo que tenemos establecido en el seguimiento de estos pacientes se basa en tres pilares: la clínica, la radiología y la gammagrafía. Las revisiones clínicas las realizamos a las 6 semanas, 3, 6 y 12 meses y a partir de esta fecha una revisión anual hasta los 10 años después de la intervención. En estas revisiones se exploran a los pacientes y se les pide controles Radiológicos. (fig. 1, 2). Usamos el sistema de gradación propuesto por Insall en el Hospital for Special Surgery de Nueva York (11). Da 50 puntos al dolor y otros 50 a la estabilidad y la movilidad. Hacemos puntuación pre y postoperatoria. Ello se traduce a resultado excelente, entre 80 y 90 bueno; entre 70 y 80 mediocre y por debajo de 60 malo. En la radiografía consignamos el posicionamiento, ajuste, orientación y apoyo, así como la corrección obtenida del mismo.

Resultados

El dolor generalmente mejora en el postoperatorio y el beneficio obtenido es manifiesto. Vemos que más de un 90% tenía dolores bien espontáneos en cama, como intensos al caminar y al realizar actividades muy limitadas, siendo el 75% indoloras a los 10 años de la intervención o realizaban bastante actividad.

Con respecto a la marcha hay una relación con el resto de la enfermedad del paciente, porque por ejemplo en una artritis reumatoide con muchas articulaciones toma-

das, la marcha puede estar determinada por la afección de la otra rodilla o de las caderas. Así vemos que en más de un 90% los pacientes daban pasos con muletas, la marcha era penosa o andaban distancias cortas en el preoperatorio y que 10 años después de la operación un 79,9% tenía marcha normal o con ayuda tenían bastante actividad.

La movilidad es sumamente importante porque, si las prótesis de rodilla se colocaran para ganar movilidad, se tendrían que descartar porque los resultados de los diferentes autores demuestran que la gran mayoría de los casos no gana movilidad y en muchos se pierde. Nosotros nos basamos más en los otros parámetros y así con todo, en nuestra revisión vemos que en un 68% tenían movilidad entre 10-80° y que con la operación en la revisión a los 10 años un 43,3% tienen una movilidad entre 100-140°.

La estabilidad está muy en relación con los distintos tipos de prótesis, porque las rodillas muy inestables son las indicadas para prótesis totales rotatorias o de visagra. Si tienes poca inestabilidad se prefieren las prótesis parciales o de patin.

Así nosotros, observamos en las revisiones, que preoperatoriamente un 80% tenían grandes destrucciones, eran bastante inestables o con pequeña estabilidad y que en el postoperatorio a los 10 años había un 100% de estabilidad, ya que en estas prótesis intracondilares y rotatorias se conserva la estabilidad.

De la valoración clínica preoperatorio según la escala de Insall de 50;6+- 10,5 (33-71), se ha pasado a un postoperatorio +- 5,8 (76-93) puntos (Student's t-test; p < 0,001).

La ganancia media fue de 10,5 puntos siendo la cotación media preoperatoria de 9,6 puntos y la cotación media postoperatoria de 20,1 puntos.

En nuestra casuística hemos obtenido los siguientes resultados:



FIGURA 1

Rx. Lateral de una prótesis rotatoria.

excelentes 11,6%; buenos 82,2%; Medianos 6,6% y malos 3,2%

En las complicaciones enemos que decir que no tuvimos ninguna muerte intraoperatoria, se conabilizaron 5 pacientes que presentaron secreciones superficiales en la herida con un retraso en la cicatrización, tres casos con tromboembolismo que se resolvieron satisfactoriamente no tuvimos casos de parálisis nerviosa y en dos casos subluxación rotuliana sin sintomatología clínica en los pacientes. Se detectaron cuatro aflojamientos

asepticos que fueron reintervenidos solocandosele otras tantas prótesis y dos infecciones profundas tardías que se solucionaron mediante artrodesis de rodilla.

El estudio gammagrafico no fue significativo, ya que desde el primer control se encontró una hipercaptación en la mayoría de los pacientes sin significación patológica.

Discusión

Prácticamente todas las destrucciones de la articulación de la

rodilla, incluso las más graves, pueden ser tratadas con la sustitución total intracondilar, manteniéndose la ventaja de la estabilidad directa de la articulación y la compensación de la posición defectuosa durante bastante más de una década. Los pacientes más jóvenes también obtienen con ello los mejores resultados a largo plazo.

La condición previa para una buena función articular consiste en un aparato de extensión intacto. Esto ha de tenerse en cuenta en caso de intentos de movilización de articulaciones anquilosadas o con artrodesis. Las artrodesis o anquilosis ipsolaterales de la articulación coxofemoral o una prótesis de cadera aumentan el riesgo de complicaciones mecánicas de la prótesis rotatoria.

En ninguno de los dos sistemas tanto en la parcial como en la total se prevee una sustitución rotuliana primaria, dado que el riesgo de aflojamiento, fractura o luxación debido a fuerzas de corte no calculables bajo cargas de previsión considerables y malas condiciones de fijación parece demasiado elevado (6).

Resecciones rotulianas del 3-4% y del 16 a un máximo del 20% de dolores retropatelares por lo general soportables, por ejemplo al subir escaleras, son resultados tolerables a largo plazo, maxime cuando en el desarrollo a largo plazo no se registró ningún aumento de estos índices. (10)

El sistema de bisagra rígida "St. Georg" producía frecuentemente una posición defectuosa ventral del fémur cuando el componente tibial se colocaba demasiado adelante.

Las fuerzas de presión consecuentemente mayores influían negativamente sobre la artrosis retropatelar casi siempre existente.

La posición del eje de compromiso en la prótesis de rotación modelo "Endo" prácticamente excluye este defecto técnico de operación. De este modo pudo lograrse una mejora de los índices de dolor al evitarse la centralización de los



FIGURA 2

Rx. antero posterior de una prótesis rotatoria con buena alineación.

cóndilos femorales mediante la técnica tanto constructiva como de intervención quirúrgica. Adicionalmente también son de ayuda resecciones sinoviales circulares y resecciones de osteofitos hasta una resección o hemipatelectomía. (7)

Después de las primeras implantaciones de rodilla metálica de Walldius en 1951 en Suecia (20) y Shiers en 1953 en Inglaterra (17), el canadiense Gunston (1968) persiguió la idea de transferir a la rodilla la "Low Friction Arthroplasty" (artroplastia de baja fricción) de Sir John Charnleys (9).

Al mismo tiempo, Engelbrecht y Buchholz (5 y 6) comenzaron a implantar sistemáticamente a partir de 1969 las prótesis de trineo y de bisagra. El objetivo consistía en obtener de forma duradera las ventajas de una sustitución articular con eliminación del dolor artrósico, el restablecimiento de la estabilidad y la función así como la corrección de deformidades.

Numerosas modificaciones de los principios básicos produjeron diversos fracasos en diferentes momentos. Entre los autores que representan sus controles posteriores

con índices de supervivencia realistas de 5 años, Tew y Waugh (1982) encontraron en diferentes tipos de modelos el 78% de las prótesis (in situ) (19). Grimer (1984) informó sobre un 85% de buenos resultados con la rodilla Stanmore después de 5 años (8). Knuston (12) verificó en un estudio nacional sueco un índice de supervivencia del 65% para varias prótesis totales. Con respecto a la rodilla total Blauth se ha informado de un índice de supervivencia del 95% en el mismo periodo de tiempo (1).

Anteriores resultados referentes a 5 años de la presente serie produjeron estimaciones de supervivencia del 80-96%, dependiendo del modelo de prótesis, diagnóstico y edad del paciente (15).

En la prótesis de rotación con centro de giro de bisagra fijo y rotación axial, las formas de contacto de las dos superficies están determinadas. En el caso del movimiento guiado pueden estimarse la compresión superficial y la abrasión (0,03-0,05 mm/año) (10) de la meseta de polietileno. Una resección ósea escasa y una técnica operatoria normalizada

sencilla prometen buenos resultados a largo plazo.

Dietschl y col. (3) en 1975, comentan que debido al gran número de prótesis de rodilla que se implantan en la actualidad es muy variado, es muy difícil la valoración comparativa de sus resultados.

Blauth y col. En 1979 (2), recalcan el peligro de la infección, ya que en su serie tuvo que realizar dos amputaciones. Creemos que esta es una operación en que se deben poner todos los medios para que no se contamine la herida quirúrgica. Nuestros resultados se asemejan a Rottger (1981) (16) donde informa que de su serie en la Endoklinik, el 95% de los pacientes quedan libres de dolor y más de un 80% son capaces de andar durante más de una hora, presentando extensión completa más del 90% y flexión total más de un 80%. El hematoma postoperatorio de la rodilla puede estar relacionado con las medidas tomadas para prevenir la trombosis efectuada con el uso de heparina (Siegel A.) (1974) (18). La parálisis del nervio ciático popliteo externo hay que evi-

tarla manteniendo una posición correcta tanto en la intervención como en el postoperatorio (Modig 1,975) (14). La imagen Radiográfica después de la implantación de una endoprótesis sufre diferentes transformaciones, como engrosamiento de la cortical y reacción periosteal y en las menos de las ocasiones osteoporosis. Comparando los resultados clínicos en el aspecto Radiológico de la posición de la prótesis, fue obvio que en muchos casos la condición clínica podría relacionarse con la posición de la prótesis en la articulación de la rodilla es obligatoria.

Para concluir diremos que la prótesis rotatorio modelo ENDO está indicada en pacientes mayores de 60 años con dexaciones mayores de 30° - 40°. Los resultados son muy alentadores y los pacientes se muestran muy satisfechos del grado de bienestar alcanzado. La prótesis rotatoria intracondilea resuelve el problema del dolor, la funcionalidad fisiológica es buena, la deambulación casi normal y la duración de la misma es larga.

BIBLIOGRAFÍA

- Blauth W. Hassenpflug J., (1987) Langzeitergebnisse mit der Blauth-Knieprothese. In Primer- und Revisionsalloarthroplastik Knie- und Hüftgelenk. Hrs.: Endo-Klinik: Springer. Berlin Heidelberg New York.
- Blauth W. Donner K. (1979): Zur Geschichte der Arthroplastik. Z. Orthop. 117:997.
- Dietschi C. Raven M. von (1975): Erfahrungen mit Kniegelenk totalendoprothesen. Z Orthop. 113:125.
- Engelbrecht E. (1971) Die Schlittenprothese eine Teilprothese bei Zerstörung im Kniegelenk Chirug 42:510.
- Engelbrecht E. Siegel A. Rottger J. Bochholz H.W. (1976) Statistics of total knee replacement: partial and total knee replacement, Desig St. Georg Clin. Orthop. 120:54.
- Engelbrecht E. Nieder E. Strickle E. Keller A. (1981) Intracondylare Kniegelenkendoprothese mit Rotationsmöglichkeit Chirug 42:368
- Engelbrecht E. (1984) Rotationsendoprothese des Kniegelenks. Springer. Berlin Heidelberg New York.
- Grimer R.J. Karpinski M.R.K. Edwards A.N. (1984) The long-term results of Stanmore total knee replacements. J. Bone Joint Surg. (Br) 66:55.
- Gunston F.H. Mac Kenzie R.I. (1976) Complications of the polycentric knee arthroplasty. Clin. Orthop. 11:120.
- Heinert K. Engelbrecht E. (1988) Langzeitvergleich der Knie-Endoprothesensysteme "ST. Georg". Der Chirurg. 59:755.762.
- Insall J.N., Nelly M. The total condylar prótesis. Clin. Orthop. 205:43-49. 1986.
- Knustson K. Lindstrand A. Lideren L. (1986) Survival of knee arthroplasties. J. Bone Joint Surg. (br) 68:795.
- Lotke P.A. Ecker M. (1977): influence of positionig of prótesis in total knee replacement. J. Bone Joint Surg. 59^o 77-79.
- Modig J. Busch C. Olerud S. Saldeen T. And Waerbaum G. (1975): Arterial Hypotension and hypoxaemia during total hil replacement: The importante of thromboplastic products, fat embolism and acrylic monomers, Acta Anaesh. Scnad. 19:28.
- Rötter J. Heinert K. (1984) Die Knieendoprothesensysteme St. Georg (Schkitten- und sharmierprinzip) Z. Orthop. 122:818.
- Rötter J. (1981) Niederschrift der wissenschaftlicheen Sit-zung aus Anlab des 70. Geburtstages von Herrn Profesor Dr. Bucholz von 17.1.81.
- Shiers G.P. (1954) Arthoplassty of the knee. Preliminary report a new method. J. Bone Joint Surg. 36:553.
- Siegel A. (1974): Experiences with the sledge prótesis ("St. Georg" desing). In: The knee joint. Excerpta medica. Amsterdam.
- Tew M. Waugh W. (1982) Estimating the survival tima of knee replacement. J. Bone Joint Surg. (Br) 64:579.
- Walldius B. (1957) Arthroplasty of the knee using an endoprothesis. Acta Orthop. Scand. (suppl.): 24.