

Prótesis total de cadera con poropatita, Resultados a 12 años

Total hip arthroplasty with poropatite. Results at 12 years

J.L. VILLAR GONZALEZ, C. PEREZ CID.

SERVICIO DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA. COMPLEJO HOSPITALARIO DE ORENSE.

Resumen. El trabajo analiza 150 prótesis totales de cadera, con un seguimiento de 12 años. En todos los pacientes se implantaron los componentes de Poropatita®, fabricados con aleación de Titanio y recubiertos de Poropatita. La edad de los pacientes osciló entre los 25 y 85 años, con una media de 61 años, y en las revisiones posteriores realizadas, tanto clínica como radiográficamente, se observó una rápida integración de los implantes con áreas de osteoconducción y osteointegración evidentes.

Summary. We reviewed 150 hip arthroplasties with a follow-up of 12 years. In all patients we used the components made of a titanium alloy with poropatita®. The average age of the patients was 61 years (range 25-85 years). The follow-up period showed good clinical outcome, and radiographic parameters disclosed excellent integration of the implants with areas of osteoconduction and osteointegration.

Introducción. La eficacia de las prótesis totales de cadera, dependen del diseño de los implantes, los materiales que los componen y los métodos de fijación (1,2). En las dos últimas décadas, aparecieron diversas prótesis con modificaciones en su superficie, buscando la posibilidad de crecimiento óseo que posibilitara una fijación definitiva del implante. Los resultados a largo plazo, no resolvieron el problema de la interfase de material inerte y del hueso vivo (3,4).

El conocimiento de las cerámicas de fosfato calcico a finales de la década de los 60 y principio de los setenta, permitió concebir un nuevo sistema de fijación que no fuese puramente mecánico, unión mediante contacto, que presentan algunos implantes metálicos (4,5). De la gran cantidad de

compuestos fosfocálcicos ensayados (4,5) es tal vez la hidroxiapatita (HA) la que mayor interés ha despertado, por su estructura química y cristalográfica, similar a la apatita presente en el tejido óseo.

Sin embargo, en el momento de plantear este tipo de implantes, el punto más controvertido es probablemente, la posible reabsorción de la cerámica, debido a que la HA es soluble en medios fisiológicos (5,6), que la unión entre tejido óseo y la HA es un proceso dinámico, sometido a las leyes de remodelación (7,8), y la HA puede tener disolución en el organismo como parte de una respuesta biológica.

La búsqueda de una fijación "biológica" del implante que proporcionase un crecimiento óseo estable hacia el interior de los poros, aún cuando la HA experimente

Correspondencia:
J.L. Villar González
C/ Progreso, 161-entrep.
32003-Orense

Tabla 1.
Valoración funcional de la cadera,
pre y post-implante

Valoración de dolor, actividades diarias,
movilidad en grados (máximo 100 puntos)
Estudio pre-implante.

Menos de 50 puntos:	123(82%).
50 - 70 puntos	24(16%).
Más de 75 puntos	3 (2%).

Revisiones post-implante:

Menos de 50 puntos:	3
50-70 puntos:	8
Más de 75 puntos:	139

reabsorción a largo plazo, ha llevado a la obtención de diferentes materiales y compuestos.

La "Poropatita", recubrimiento doble de porometal e HA, permite suponer un mecanismo de seguridad ante la posibilidad, de que la cerámica experimente un proceso de reabsorción. En tal situación, el implante continuará fijado al organismo, mediante el crecimiento óseo proyectado hacia los poros (9,10).

El objetivo de este trabajo, es comunicar los resultados clínicos y radiográficos obtenidos con la prótesis modular de Poropatita en un grupo de pacientes, con 12 años de seguimiento.

Material y métodos. La Artroplastia Total de Cadera Poropatita (I.Q.L. Valencia) consta de un vástago largo y recto fabricado de Titanio-6 Aluminio-4 Vanadio (Ti-6Al-4Va), con 10 tamaños de grosor y longitud. El cuello presenta un collarete oblicuo que permite el contacto y apoyo en el hueso cortical del cálcar femoral y la colocación de cabeza de cromo-cobalto o de cerámica de óxido de alúmina de 28 o 32 mm. de diámetro. La parte proximal del vástago, está recubierta de "Poropatita" (Poropros e HA), y el tamaño de los poros oscila entre 50 y 300 micras, tamaño óptimo determinado en los ensayos. El perímetro proximal del vástago, es de sección oval, lo que permite rellenar ampliamente la región

cervico-trocantérea y proporcionar una amplia superficie de contacto con el hueso esponjoso y ayudar al control de rotación. El resto del vástago es recto, de sección circular, que rellena el canal distal permitiendo un extenso contacto con el hueso endostal proporcionando una estabilidad inmediata.

El cotilo es de sección hemisférica concéntrica para su adaptación morfológica al acetábulo anatómico. La superficie exterior está recubierta en su totalidad, de esférulas de "Poropatita" que permiten asegurar un buen contacto hueso-implante; posee además, tres tetones colocados en triángulo, que consiguen con la compresión, una penetración en el acetábulo, anclaje rápido y eviten la rotación del componente. A su vez, el polietileno que lo cubre por dentro, es recambiable, pudiendo utilizarse según las necesidades, cotilos de ceja ancha, corta o antiluxante o de Cerámica.

La cabeza femoral, puede ser metálica o de cerámica con tres longitudes distintas.

Todas las artroplastias estudiadas, han sido indicadas como tratamiento a la coxartrosis primaria o secundaria, no incluyéndose en este estudio, las prótesis de Poropatita colocadas por otras circunstancias.

Desde Enero de 1989 al 2001, se han realizado 1.200 artroplastias de cadera, empleando la prótesis modular de cadera poropatita. De las 1.200 prótesis, se han revisado 150 artroplastias totales con más de 12 años de evolución, y cuyo cuestionario de seguimiento, estaba completo. La edad de los pacientes, oscila entre 25 y 85 años, con una media de 61 años.

El 46% del muestreo, fueron mujeres y el 54%, varones. El diagnóstico preoperatorio que justificó la artroplastia, ha sido artrosis primarias y secundarias. Para la estimación clínica, se elaboró un protocolo de apreciación subjetiva del enfermo y valoración funcional de la cadera, siguiendo la escala de Harris modificada (11). Esta escala incluía medición del dolor, actividades diarias, movimientos en grados, con una puntuación máxima de 100 puntos (Tabla 1).

En el post-operatorio inmediato, y a los 3, 6, 12 meses y cada año, se valoró la fijación mecánica y biológica (12,13). La fijación mecánica en el cotilo, estimó el contacto anatómico de la prótesis con el acetábulo y a nivel del fémur, la relación entre la anchura de la diáfisis femoral y el vástago (Fig. 1).

La apreciación de la implantación biológica, incluyó la observación de cambios de estructura ósea alrededor de los componentes protésicos que se caracterizaron por hueso denso formado sobre el contorno de la prótesis o cambios de densidad, utilizando la radiología y un sistema informático de análisis (Fig. 2).

La base de datos y todos los programas de manejo y tratamiento estadístico, han sido realizados en un ordenador utilizando el Chi2 con corrección de Yates (14).

Resultados. Los resultados globales de la evolución clínica antes y después de la intervención quirúrgica, se exponen en la Tabla 1. La valoración subjetiva, corresponde a la tabla 2.

El 5% de los pacientes, manifestó algún tipo de dolor a nivel isquiático y muslo, en el post-operatorio, desapareciendo a los 2-3 meses. La potencia muscular y la función, la recuperaron a los 3-4 meses.

Los hallazgos radiográficos, empezaron a ser evidentes a partir de los tres meses, donde se comprobó la estructura trabecular del hueso impactando con la zona recubierta de Poropatita del implante, y ausencia completa de formación de líneas de interfase.

A nivel acetabular, en el post-operatorio inmediato, en el 3% de los casos, el cotilo no tenía una adaptación perfecta del trasfondo, lo que desencadenó a plazo medio, un desgaste del componente. El resto, un 95% de los pacientes, consiguió una cobertura completa del cotilo y un aumento de la densidad ósea, con desaparición de esclerosis subcondral y geodas supra-acetabulares, buen anclaje y formación secundaria de hueso endostal (Fig. 2) y que se interpretó como osteointegración.

Tabla 2.

Valoración subjetiva.

Muy bien	95 (63%).
Bien	51 (34%).
Regular	10(15%).
Mal	4 (6%).

Como complicaciones destacaron, 1 aflojamiento del vástago, que necesitó recambio; 4 luxaciones que se resolvieron favorablemente con reducción cerrada; 3 infecciones superficiales y una profunda, que requirió una revisión, limpieza de tejidos y tratamiento farmacológico apropiado, durante tres meses, para obtener una mejoría clínica. Tres cotilos, necesitaron revisión quirúrgica por defecto de colocación y desgaste del componente. Durante el acto operatorio, se produjeron 5 fisuras de trocánter mayor, que no necesitaron tratamiento específico alguno, por quedar estabilizadas por el vástago.

Discusión. La aplicación de los modelos de artroplastia, ha sido con el fin de conseguir una suficiente estabilidad entre el implante y el hueso,

Esta preocupación ha derivado en la búsqueda de diferentes diseños que han ido apareciendo en el mercado, persiguiendo un contacto de la superficie del implante con el hueso, pero algunas complicaciones (3,4), han llevado en las últimas décadas, a buscar una fijación ósea distinta. La llegada de la HA ha permitido concebir un nuevo sistema de fijación que no fuera puramente mecánico (15). La HA, induce a la neoformación ósea, evitando fallos en la integración del implante. En el modelo Poropatita, con un grosor de poros de HA de 100 a 300 en la región cervico-trocantérea, proporcionan una amplia superficie de contacto con el hueso esponjoso (13).

Los estudios biomecánicos, clínicos e histológico (4,6,8,16), han comprobado que la prótesis (Poropatita) está diseñada para contribuir a la estabilidad del implante y su fijación ósea.

Los resultados indican, que la fijación biológica obtenida por crecimiento óseo entre los poros de la superficie, puede ser una alternativa real frente a otras prótesis con distinto anclaje. La revisión de nuestra serie en cuanto a resultados globales, no difiere de las publicadas por otros autores en nuestro país (8,14,15). La realidad es, que los pacientes se encuentran satisfechos en un 95% con el resultado obtenido. Esta valoración indica, que la artroplastia de Poropatita ha demostrado ser eficaz en el tiempo de seguimiento que llevamos con ella.

La mejoría evidente conseguida en cuanto al dolor, función y movilidad, contribuyen a un pronóstico excelente, cuando el tallo femoral se coloca a presión. La mejoría clínica va incrementándose paulatinamente durante los primeros meses, haciéndose prácticamente estacionaria a partir del año. Al igual que otros autores (1,4,15), consideramos muy importante el apoyo del collarate oblicuo de la prótesis en el cóncavo femoral, no solo como soporte físico, sino también como transmisor de las cargas al fémur.

Radiográficamente, el 30% de los casos

estudiados a los 12 años, mostraron una neoformación ósea en el punta del vástago; este "efecto protector" ya reconocido por otros autores (16,17), puede venir dado por la trasferencia de cargas al punto de contacto con la cortical que se esclerosa, por la diferencia de la elasticidad entre el metal rígido y el hueso, y por la micro-movilidad del vástago. Pretender evitar el único movimiento de la punta del vástago, es algo que parece imposible.

La ligera reabsorción ósea a nivel del trocánter mayor tras 12 años "post implante", puede justificarse por el recubrimiento poroso en la parte posterior y la diferencia de cargas de flexión y tracción.

Las complicaciones operativas y postoperatorias, son las comunes a toda cirugía protésica; de todos modos, los resultados obtenidos justifican la utilización de éstas prótesis.

El futuro queda por definir, y buscar otras respuestas a los interrogantes de liberación de iones metálicos, desgaste del polietileno (18), reabsorción de HA, etc. Serán las investigaciones futuras, las que puedan dar respuesta a éstos y otros interrogantes. ■■■■■

Bibliografía

1. **Huiskes R.** Biomechanics of bone-implant interactions. E : *Frontiers in biomechanics*, Ed. Schmid-Schombin Gw, wood SY, Zweifach BW. Berlin: Springer; 1986. p. 246-62.
2. **Fernandez Fairen, M.** La fijación biológica de las Prótesis articulares. En Bastos Mora F, editor. *Prótesis de la Cadera*. Barcelona: Jims; 1988. p. 19-32.
3. **Fernández Sabaté A y colab.** Recambio de la prótesis femoral, en caso de rotura del tallo metálico. Análisis de 12 casos. *Rev Ortop Traumat* 1988; 32 IB:359-63.
4. **Alfageme Cruz A, Ruiz Sánchez A, Goicoechea Uriarte X.** Complicaciones de las artroplastias de cadera. Madrid: Ed. Médica Panamerica; 1997. p. 359-68.
5. **Osborn J F.** Comportamiento biológico del recubrimiento de cerámica de hidroxiapatita, en un vástago de titanio, de una prótesis de cadera. La primera evaluación histológica de muestras humanas, recuperadas por autopsia. Reprinted from *Biomedizinische Technik*, 1987; 32:177-83.
6. **Jarcho.** Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetic. *Orthopaedic* 1981;157:259-78.
7. **Soballe K.** Hydroxiapatite ceramic coating for bone implant fixation. Mechanical and hystological studies in dogs. *Acta Ort Scand* 1993; 64 (suppl 225):1-58.
8. **Geesink RGT.** Hidroxiapatite coated total hip prostheses. Two year clinical and roetgenografic results of 100 cases. *Clin Orthop* 1990; 261:39-58.
9. **García Alonso M.** Capacidad osteogénica de la Hidroxiapatita en combinación con el adhesivo de fibrina Tesis Doctoral. Universidad de Cantabria. 1989.
10. **Forriol F.** Respuesta ósea a las sollicitaciones mecánicas en condiciones fisiológicas. *Rev Ortop Traum* 2001; 45:258-65.
11. **Harris WH, Boston MD.** Traumatic arthritis of de hip, after disl and acetabular fractures: Treatment by Mold Arthroplasty. And End-result study using a New-Method of result evaluation. *J Bone Joint Surg.* 1969; 51 A:738-42.
12. **Engh CA, Massin P, Suthers K.** Roentgenographic assesment of the biological fix of porous surfaced femoral component. *Clin Orthop* 1990; 257:107-28.
13. **Villar González JL y cols.** Prótesis modular de cadera. Resultados clínicos. *Rev Ortop Traum* 1993,37:348-51.
14. **Tablas Científicas Ciba-Geigy,** 1975.
15. **Hernández Vaquero D, Paz Jiménez J, Murcia Mazón A y cols.** Artroplastia total de cadera Biapro ©. Primeros resultados. *Rev Esp Osteoar* 1994; 29:85-91.
16. **Correa Calderer L, Busquets R, Navarro Quilis A.** Artroplastias primarias. Madrid: Ed. Médica Panamericana; 1997. p. 230-40.
17. **Palacios y Carvajal J.** Cirugía de revisión de las artroplastias totales. Madrid: Ed. Médica Panamericana; 1997. p. 369-78.
18. **Caeiro JR, Villar JL, Montero O.** Head material head size and cup thickness i the wear of Poliethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg* 1997 ; 79B Supl 11:127-9.