Evolución histórica de las prótesis de cadera

J. A. Pernas Puentes-Penas. Hospital Juan Canalejo (A Coruña). E. U. de Fisioterapia de A Coruña

G. Rodríguez Fuentes. Fisioterapeuta. Profesor de la E. U. de Fisioterapia de Pontevedra. Universidad de Vigo

L. Prego Fajardo. Hospital Juan Canalejo (A Coruña). E. U. de Fisioterapia de A Coruña

P. Prada Monge. Hospital Juan Canalejo (A Coruña). E. U. de Fisioterapia de A Coruña

C. Pernas Varela. Hospital Juan Canalejo (A Coruña). E. U. de Fisioterapia de A Coruña

RESUMEN

Nadie duda ya de la enorme importancia que supuso la artroplastia de cadera en el progreso médico, pues no sólo avanzó el campo de la cirugía ortopédica, sino también la calidad de vida de la población susceptible de la misma. El paso de los años supuso tanto el avance de las características técnicas de la artroplastia de cadera (aspectos biomecánicos, materiales empleados...) como la adecuación cada vez mayor de los diferentes tipos de prótesis a las peculiaridades y necesidades de los pacientes.

A lo largo de este artículo nuestra intención es ofrecer una visión histórica del desarrollo operado en el campo de las prótesis de cadera, evolución que ha permitido, por un lado, la reconstrucción de caderas muy discapacitantes y, por otro, adecuar cada vez más el binomio prótesis-pacientes.

Palabras clave: Prótesis de cadera, artroplastia, historia.

ABSTRACT

Nobody already doubts of the enormous importance that supposed the hip arthroplasty in the medical progress, because the field of the orthopedic surgery didn't only advance, but also the quality of the susceptible populations of the same one life. The step of the years supposed the advance of the technical characteristics of the hip arthroplasty so much (biomechanical aspects, materials used...), as the adaptation every time bigger than the different prosthesis types to the peculiarities and the patients necessities.

Along our article intention it is the one of offering a historical vision of the development operated in the field of the hip prosthesis, evolution that has allowed, on one hand, the reconstruction of hips very discapacitantes and, for other, to adapt more and more the binomial prosthesis-patients.

Key words: Hip prosthesis, arthroplasty, history.

Morscher [1] señala que la artroplastia de cadera es, sin duda, la mayor contribución de la cirugía ortopédica al progreso médico e, indiscutiblemente, la mayor aportación de la medicina a lo que se puede llamar calidad

de vida. O, como dice Coventry [2], «ningún procedimiento ortopédico del siglo actual ha captado la admiración de la profesión médica y del público lego como la artroplastia total de cadera» (1994: 429).

No obstante, es necesario conocer el pasado para poder apreciar en dónde estamos y la evolución futura de la artroplastia de cadera. Así, la documentación antropológica de la enfermedad articular llega al hombre prehistórico. Para una mejor vista de esta evolución en el tratamiento de la enfermedad articular, podemos hablar de diversas fases [3].

Una primera fase que hace referencia a los métodos terapéuticos empleados por el hombre prehistórico en los milenios pasados. En la Antigüedad, poco se podía hacer por una articulación dolorosa y enferma: descanso, uso de un apoyo para la marcha (bastón) o, quizás, aplicación de algún analgésico oral o algún antiinflamatorio local: calor-frío, acupuntura, paños húmedos-secos...

En una segunda fase posterior (ya nos adentramos en la terapéutica moderna), se lleva a cabo un tratamiento apoyado en la llegada de la radiología, es decir, se elimina todo aquello que aparece como anormal en la imagen radiológica, tal como espolones y exóstosis. En esta etapa, por tanto, lo que se efectúa es, sobre todo, un desbridamiento articular (empleo de la cirugía) y, si fracasa, una artrodesis.

Este proceder terapéutico fue popularizado por Magnuson, pero pronto se dejó de lado por no ceñirse a la base generadora de la artrosis degenerativa o de la artritis reumatoide, es decir, no se enfocaba el tratamiento sobre el problema básico.

Posteriormente, en la llamada tercera fase, vemos que el tratamiento se va a fijar en aspectos fisiológicos y biomecánicos, ciñéndose la actuación sobre la articulación enferma en realizar una osteotomía para eliminar sobrecargas articulares (aumentando la superficie articular sobre la que inciden pesos y presiones) o para corregir malas alineaciones [4].

En una cuarta fase, dentro de la que nos encontramos en la actualidad, tenemos como

medida terapéutica las artroplastias, o reemplazo de las superficies articulares por una serie de materiales, y cuyo fin es restaurar los movimientos de la articulación [5].

Hoy en día estamos adentrándonos en la quinta fase, la cual se halla en situación de experimentación. Lo que se está intentando es evitar la cirugía, centrándose en la posibilidad de regenerar las células cartilaginosa precursoras, así como el uso de aloinjertos de cartílagos [6, 7].

El desarrollo proporcionado en estas dos últimas fases y a raíz de ellas, hizo aumentar la investigación acerca de los materiales usados y las fuerzas incidentes sobre las articulaciones, dando lugar a un gran avance en la determinación de las mejores condiciones que deben poseer las prótesis empleadas en nuestros días: materiales, resistencia a fracturas, fijación...

Inicialmente, y dentro de la era moderna de la reconstrucción de la cadera, nos encontramos con *artroplastias de resección* [8]. Al principio se usaron para tratar la artritis séptica o tuberculosa de la cadera, pero, debido a sus buenos resultados, se empezaron a utilizar como artroplastias primarias en artritis avanzadas antes de que apareciesen las prótesis totales de cadera. Los precursores de este tipo de artroplastias fueron Schmaltz en 1817, White en 1821 y Rhea Barton en 1826.

Entre 1921 y 1945, Girdlestone precisó las indicaciones y técnicas para la ejecución de las artroplastias de resección, por lo que esta medida terapéutica también se conoce con el nombre de *seudoartrosis de Girdlestone* [8]. En la actualidad, normalmente se emplea en casos de fracasos de otro tipo de artroplastias o de PTC, así como en casos muy específicos y concretos: pacientes con la enfermedad de la cadera avanzada, que necesitan movimiento en vez de fusión y no

son candidatos a una inserción de componentes metálicos [8].

Las siguientes artroplastias que nos encontramos son las *artroplastias en copa o con molde*. En ellas se interponía, entre cotilo y cabeza femoral, materiales tales como fascia lata, vejiga de cerdo cromada o piel, entre otros [2, 9, 10]. Estas artroplastias fueron ineficaces a todas luces. Esto llevó a Smith-Petersen a buscar otro material de interposición. Lo primero que empleó fue vidrio en 1923, pues vio que un trozo alojado en uno de sus pacientes había sido recubierto por una membrana bastante parecida a la sinovial de una articulación normal [8, 9, 10, 11], aunque debido a la rotura del mismo siguió investigando en nuevos materiales. Así, cuando Venable y Stuck usaron en 1930 la aleación de cromo, cobalto y molibdeno (conocido como vitalio), Smith-Petersen también pasó a su utilización, publicando en 1948 un artículo clásico sobre 500 casos en la edición británica de *The Journal of Bone and Joint Surgery* titulado «Evolution of the Mould Arthroplasty of the Hip Joint» [8]. Posteriormente, se fueron desarrollando modificaciones a estas artroplastias en copa, como Haboush, que, en 1953, dio a conocer una artroplastia en doble copa y de material metálico, algo que también probó sir John Charnley usando teflón [8, 9, 10, 12].

Los precursores de las prótesis de cadera, llevando a cabo el recambio de las estructuras articulares, sólo abordaron aquellas sobre la variante femoral. Pasamos, entonces, a la etapa del uso de las *endoprótesis*. Aunque en un inicio los materiales empleados fueron otros (en 1919 Delber usó goma reforzada y en 1927 Hey-Groves utilizó marfil para reemplazar la cabeza femoral), pronto se pasó al metal. Podemos destacar en este apartado la endoprótesis concebida por Moore y Bohlman en 1940 (y publicada en 1943), hecha

en cromo-cobalto, y la de los hermanos Judet, que en 1946 realizaron una de material acrílico, posteriormente reemplazada por otra de cromo-cobalto debido al gran desgaste sufrido, o la diseñada por Thompson en 1954 [8, 11, 13, 14, 15].

Los primeros diseños de estas endoprótesis tenían un tallo intramedular corto. Esto se cambió en los años 50, cuando Moore y Thompson desarrollaron la idea de que para una mayor estabilidad de la cabeza femoral era necesario un tallo intramedular más largo. El nuevo diseño con esta característica lo realizó empleando el vitalio como material protésico [9, 10, 16].

En la siguiente etapa del desarrollo de las artroplastias de cadera, se pasó al empleo de *prótesis bipolares*, consistentes en el uso de una endoprótesis, así como de una copa interpuesta que permitía el movimiento libre y cuyo fundamento era la disminución de la fricción entre la cabeza femoral y el cartilago cotoideo [2]. Éstas fueron desarrolladas en la década de los 50 por McKeever y Collison, siendo los prototipos actuales realizados desde 1973 por Giliberty o Bateman. Hoy en día aún se usan en determinados casos, como en jóvenes con cabezas femorales avasculares [2, 8, 9, 15].

De todas formas, las prótesis sólo femorales únicamente se aplicaban en casos de fractura de cuello de fémur, pues para el resto de las indicaciones no eran válidas, sobre todo en la coxartrosis. De aquí surgió la importancia del recambio también del cotilo, aunque éste no fue reemplazado hasta más adelante. Sin embargo, nos encontramos con unos antecedentes, como Smith-Petersen en 1923 y posteriormente Aufranc, que emplearon una cúpula que hacía de intermedio metálico entre el cotilo y la cabeza femoral. Esta idea fue continuada por Herbert y Gérard, quienes utilizaron dos cúpulas móviles, aunque fue-

ron modificadas por Wagner y Freeman en una doble cúpula cementada o artroplastia de superficie [11, 13].

Unos años más tarde, se efectuó lo que se conoce como *prótesis total de cadera* (PTC), es decir, el reemplazo tanto del cotilo como del tercio proximal del fémur. Esto se llevó a cabo gracias a la labor de nombres como McKee y Farrar (1951), Charnley (1960) y Müller [2, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15]. Sin embargo, Steinberg [8] aseguró que la PTC no es un producto de mediados del siglo xx, sino de bastante antes, pues en 1890 Gluck diseñó una PTC de marfil.

Dejando un poco al margen la importancia o no de esta anotación, lo que sí hay que mencionar es que la PTC se ha convertido en la actualidad en uno de los pilares básicos de la cirugía ortopédica, aunque inicialmente los buenos resultados se vieron empañados por algunas complicaciones [14]: infecciones posoperatorias, aflojamientos, liberación de partículas de la prótesis, etc. Esto fue así, ya que, por ejemplo, la propuesta de McKee y Farrar consistió en articular dos piezas de metal, con lo cual la fricción que se producía entre las dos superficies protésicas acababa por afectar por desgaste a las superficies de implantación y, consiguientemente, a la fijación estable de las piezas de la prótesis [15].

Charnley y Müller intentaron solucionar este problema. Fruto de sus trabajos, Charnley, considerado el padre de las PTC, llevó a cabo dos importantes hallazgos. Por un lado, el material para una mejor fijación de la prótesis: el polimetilmetacrilato autopolimerizable (PMMA) o «cemento» acrílico, y, por otro, el material que hasta hoy en día se considera el más adecuado para las superficies articulares de las piezas protésicas: el polietileno de alto peso molecular (PEAPM) [9, 10, 11, 12, 14, 15, 17, 18]. De todas formas, Charnley adjudicó a Kiaer y Jansen, de

Copenhague, y a Haboush, de Nueva York, la primera utilización del PMMA en 1951, aunque, como usaron poca cantidad, no fijó lo suficiente [2]. A partir de 1958, Charnley usó el PMMA para fijar ambos componentes, el femoral y el acetabular. Sin embargo, «los resultados observados a largo plazo con este nuevo sistema de fijación obligaron a poner en duda sus posibilidades de una estabilidad duradera y a replantearse la conveniencia de buscar otras formas de fijar las piezas» (Rossak, 1988: 104). De aquí surgió la idea de replantearse la conveniencia de encontrar la mejor manera de estabilizar y fijar las piezas, naciendo el desarrollo de las prótesis no cementadas, cuyos primeros modelos estuvieron a cargo de, por ejemplo, Mittelmeier (una prótesis en cerámica aluminica), Morscher y Mathys (prótesis isoelásticas) o Judet (poroprótesis) [15]. De todas formas, vamos a retomar el hilo histórico en torno al nacimiento y desarrollo de las PTC.

En 1948, Philip Wiles colocó una de acero inoxidable, la cual falló, y en 1951 McKee y Farrar una de cromo-cobalto. Después, con el desarrollo por parte de Charnley del PMMA, comenzó a cementarse ambos componentes protésicos. Aun así, había ciertos autores que seguían sin usar el cemento para fijar. Ejemplo de esto es el caso de Ring, quien en 1960 usó una prótesis cuyo componente femoral (con cabeza de titanio) se fijaba a presión y el acetabular (de plástico) se fijaba a la pelvis mediante un tallo y una copa ubicada en valgo marcado [2, 8, 11, 16]. Posteriormente, el plástico usado en el elemento acetabular, debido a que falló, se cambió por uno de aleación de cromo-cobalto.

Müller, en 1963, también pasó al uso del PEAPM en el elemento cotiloideo, quedando relegada a la historia la combinación metal-metal, pues la combinación estándar a partir

de entonces es la de metal-polietileno. De todas formas, también se están usando cerámicas (alúmina, óxido de aluminio, porcelana), sobre todo en la cabeza femoral, como es el caso de las experiencias de Boutin, Mittelmeier y Harms, Griss... [2]. En 1968 presentó un modelo que se empleó muchísimo hasta que se comprobó que tenía una tasa más elevada de aflojamientos que la prótesis de Charnley [8]. En su diseño era característica una cabeza de 32 mm sobre un tallo femoral curvo, de diferentes longitudes según las necesidades de cada caso concreto, y que se insertaba sin tener que practicar una osteotomía del trocánter.

A la par que se iban haciendo modificaciones en los diseños de las prótesis cementadas, empezó el desarrollo de las no cementadas [8], fundamentándose dicha evolución en el intento de mejorar los resultados obtenidos, sobre todo en pacientes jóvenes [9, 10]. Por un lado, nos encontramos en 1969 con el modelo de Sivash, que fijaba a presión el componente femoral, mientras que el acetabular era atornillado. De todas formas, su uso fue muy limitado, ya que se evidenció una alta tasa de fracasos. Por otra parte, nos encontramos con el modelo de Tronzo en 1969, diseñado para que creciera hueso en su interior, cosa que también pretendían los diseños de Lord, Judet y Mittelmeier en la década de los 70, y que fueron llamados dispositivos con «macrointerlock» [8]. De todas formas, en la década de los 80 estos diseños fueron desarrollados gracias a modelos como los dispositivos AML (DePuy) y PCA (Howmedica), ya que aquellos diseños tuvieron una alta tasa de fracasos con el agravante de que era muy difícil su extracción, lo que hacía que la retirada de los componentes protésicos provocara la casi nula existencia de hueso residual. Los dispositivos AML y PCA consistían en la fijación del componen-

te acetabular mediante «tetones» que se impactaban en el hueso. También se puede fijar dicho componente acetabular mediante tornillos, caso del modelo HGP (prótesis porosa de Harris-Galante) y del modelo Xaloc.

Dentro de la evolución histórica de las artroplastias de cadera, nos encontramos también con los *reemplazos de superficie*. En ellos no se extrae toda la cabeza femoral, remodelándose después la zona ósea para que acepte una copa metálica. Por su parte, el acetábulo se trata como en el caso de las PTC, pero como debe ser de mayor tamaño, también va a ser más delgado y, por tanto, va a perder rigidez [2]. El fin de estos reemplazos de superficie es el de ahorrar reserva ósea del fémur.

Esta técnica fue comentada en 1973 por Arristutz y cols., y seguida por otros autores: Wagner, Freeman y cols., Gerard y cols., Paltrinieri y Trentani, y Capello y Trancila [2, 10], o Townley, que ideó la artroplastia de reemplazo total de la superficie articular [9]. Se empleó sobre todo en pacientes jóvenes, pero como los aflojamientos del acetábulo y de la copa femoral eran frecuentes, se fue abandonando paulatinamente en los años siguientes [10].

A modo de resumen, podemos indicar que hemos intentado ofrecer una visión de lo que ha sido este último siglo en cuanto al tratamiento quirúrgico de la cadera, destacando la importancia que tienen las PTC en la reconstrucción de caderas muy discapacitantes. De todas formas, no debemos olvidarnos que cada caso es particular y específico, con lo que en función de las características que nos presente el paciente habrá que determinar qué dispositivo es el más apropiado. Al mismo tiempo, tampoco debemos dejar de lado la gran importancia que tiene seguir trabajando para mejorar las cualidades de las prótesis, sean éstas cementadas o no.

BIBLIOGRAFÍA

1. Morscher, E. W.: Current state of cementless fixation of endoprosthesis. *Swiss Med.*, 9: 7, 1987.
2. Coventry, M. B.: Perspectiva histórica de la artroplastia de cadera. En Morrey, B. F.: *Artroplastia. Reemplazos articulares*, pp. 429-436. Editorial Médica Panamericana. Madrid, 1994.
3. Coventry, M. B.: Historia de la artroplastia y de los reemplazos articulares. En Morrey, B. F.: *Artroplastia. Reemplazos articulares*, pp. 19-20. Editorial Médica Panamericana. Madrid, 1994.
4. Pauwles, F.: Hip conditions of mechanical origin and their treatment by adduction osteotomy. *Rev. Chir. Orthop.*, 37: 22, 1951.
5. Pernas Puente-Penas, J. A.; Meijide Faílde, R.; Rodríguez-Villamil, J. L.; Fernández Fernández, M., y Teijeiro Vidal, J.: La artroplastia protésica de cadera en las fracturas de cuello de fémur. *Fisioterapia*, 17 (2): 95-100, 1995.
6. Minas, Th.: Current concepts in the treatment of articular cartilage defects. *Syner Med.*, 1996.
7. Britberg, M.; Lindahl, A.; Nilsson, A.; Ohlsson, C.; Isaksson, O., y Peterson, L.: Tratamiento de defectos profundos del cartilago de la rodilla mediante trasplante de condrocitos autólogos. *Journal Med.*, 14: 331, 1994.
8. Steinberg, M. E.: Panorama de la materia. En Steinberg, M. E. (director): *La cadera. Diagnóstico y tratamiento de su patología*, pp. 771-791. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires, 1993.
9. Harkess, J. W.: Artroplastia de cadera. En Crenshaw, A. H. (director): *Campbell. Cirugía ortopédica 1*, pp. 408-586, 8.ª ed. Médica Panamericana. Madrid, 1993.
10. Calandruccio, R. A.: Artroplastia de cadera. En Crenshaw, A. H. (director): *Campbell. Cirugía ortopédica 2*, pp. 1191-1478, 7.ª ed. Médica Panamericana. Buenos Aires, 1988.
11. Vidal, J., y Maury, Ph.: Evolución y transformación de las prótesis de cadera. En Vidal, J., y Simon, L. (directores): *Prótesis de cadera y rodilla*, pp. 71-77. Masson. Barcelona, 1991.
12. Calandruccio, R. A.: Artroplastia. En Edmonson, A. S., y Crenshaw, A. H. (directores): *Campbell. Cirugía ortopédica 2*, pp. 2137-2407, 6.ª ed. Médica Panamericana. Buenos Aires, 1981.
13. Kempf, L.: Prótesis clásicas. En Vidal, J., y Simon, L. (directores): *Prótesis de cadera y rodilla*, pp. 35-40. Masson. Barcelona, 1991.
14. Munuera, L., y García Cimbrello, E.: *La prótesis total de cadera cementada*. McGraw-Hill-Interamericana de España. Madrid, 1989.
15. Rossak, K.: La artroplastia total de cadera sin cementar con la prótesis modelo MR. En Bastos-Mora, F. (coord.): *Prótesis sin cementar de la cadera*, pp. 1103-1115. Jims. Barcelona, 1988.
16. Rosenberg, A., y Galante, J.: Reemplazo total de cadera no cementado. En Steinberg, M. E.: *La cadera. Diagnóstico y tratamiento de su patología*, pp. 1055-1094. Editorial Médica Panamericana. Madrid, 1993.
17. Tooms, R. E., y Harkess, J. W.: Artroplastia. Introducción y conceptos generales. En Crenshaw, A. H. (director): *Campbell. Cirugía ortopédica 1*, 8.ª ed., pp. 345-359. Médica Panamericana. Madrid, 1993.
18. Spector, M., y Gómez-Castresana, F.: Prótesis: materiales, diseños y fijación de los implantes. En American Academy of Orthopaedic Surgeons y Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología, editores: *Actualizaciones en Cirugía Ortopédica y Traumatología 3*, pp. 199-220. Garsi. Madrid, 1992.