

La fijación protésica de la hidroxiapatita

The prosthetic fixation with hidroxyapatite

A. MURCIA MAZON, J. PAZ JIMÉNEZ, A. MAESTRO FERNÁNDEZ.

SERVICIOS DE TRAUMATOLOGÍA Y CIRUGÍA ORTOPÉDICA DE LOS HOSPITALES DE CABUEÑES (GIJÓN) Y CENTRAL DE ASTURIAS (OVIEDO).
FACULTAD DE MEDICINA. UNIVERSIDAD DE OVIEDO.

Resumen. En el presente trabajo se analiza la experiencia de dos hospitales tras la colocación de un total de 810 artroplastias totales de cadera sin cementar utilizando un implante con recubrimiento de hidroxiapatita. Los datos epidemiológicos fueron en el 65.3% de los casos una coxartrosis primaria, y el motivo de la intervención fue para el 83.27% de los pacientes el dolor. Se registraron un total de siete infecciones profundas y dolor en el muslo en 27 pacientes (3,33%), siendo en la mitad de ellos en el postoperatorio inmediato y que se asoció con un hundimiento del vástago entre 2 y 3 mm. Las radiolucencias comprobadas en los primeros meses de postoperatorio fueron rellenadas y desapareciendo con el paso del tiempo, lo que se ha interpretado como uno de los efectos beneficiosos de la hidroxiapatita (la osteoconducción), comprobándose su desaparición entre la 8 y 10 semana. Los hallazgos encontrados en el presente trabajo nos permiten afirmar que el recubrimiento de la superficie de los implantes con hidroxiapatita es beneficioso, ya que se consigue una mejor y más temprana fijación del implante por el hueso receptor.

Summary. We assessed the results after 810 total hip arthroplasties with no cementation using an implant with hidroxyapatite coating in two different hospitals. The index procedure was indicated in primary hip osteoarthritis in 65.3% of the cases, and pain was the reason for operation in 83.2% of the cases. Seven deep infections were recorded. Thigh pain was present in twenty-seven patients (3.3%), half of them during the immediate postoperative period associated with a collapse of femoral component (between 2 and 3 mm). Initial radiolucency areas were progressively filled and disappeared. This phenomenon has been interpreted as one of the beneficial features of hidroxyapatite (osteoconduction); total disappearance occurs between the 8th and 10th weeks. These findings allow us to state the benefit of implant surface coating with hidroxiapatite, since it favors a better and earlier implant to bone fixation.

Introducción. Los resultados obtenidos con las artroplastias de cadera no cementadas en la década de los ochenta, no eran lo que esperábamos de ellas. Ni los pacientes con su dolor en el muslo (1) que fue considerado como el «sello» de la artroplastia sin cementar, y por supuesto, los cirujanos nos encontrábamos satisfechos.

La fijación no se conseguía, por lo que aunque los pacientes mejoraban su función comparativamente a su estado preoperatorio, los resultados valorando los parámetros clásicos no se acercaban, ni con mucho, al patrón oro de la artroplastia cementada de Charnley.

Conforme el seguimiento iba aumentando en años, paralelamente iba aumentando el número de malos resultados con

éstas artroplastias, movilizaciones de los componentes protésicos que han sido publicadas por distintos autores (2) y por nosotros mismos (3-5).

Por ésta razón a partir de 1989 introducimos en nuestros hospitales las nuevas artroplastias no cementadas, recubiertas con superficies bioactivas para poder obtener los resultados que seguíamos consiguiendo con algunas de las prótesis cementadas. Empezamos casi de forma simultanea con los modelos de Furlong en Oviedo y ABG en Gijón, apareciendo los resultados a corto plazo unos años más tarde, siendo verdaderamente alentadores.

La prótesis de Furlong, aparece en 1985 (6). Al principio, su autor trata de recubrir con hidroxiapatita (HA) el mode-

Correspondencia:

Dr. Antonio Murcia Mazón.
Servicio de Traumatología
Hospital de Cabueñes
Apartado 205.
33280. Gijón.
Teléfono. 985185000
E- mail: amurciam@airtal.com

lo que venía utilizando sin ella. Para ello sigue los trabajos de Osborn (7) sobre la utilización de la HA en cirugía maxilofacial y demuestra en el laboratorio que la HA es capaz de salvar mayores distancias que otros elementos inertes entre los implantes y el hueso.

El vástago femoral se puede considerar formado por tres partes: una proximal o metafisaria, el cuerpo, una parte intermedia en forma de cono, y una porción distal cilíndrica recta. La porción proximal absorbe las cargas que significan el peso corporal y las demás fuerzas que intervienen durante la estancia de pie y la marcha; la porción distal recta tiene la finalidad de ajustarse a la cavidad medular femoral y evitar desplazamientos; la zona intermedia, en cono o en forma de tulipa está así concebida para evitar el hundimiento y porque el cono es la forma que mejor transmite las fuerzas entre dos masas.

Además, dispone de una aleta en la zona metafisaria, que aumenta la estabilidad sobre todo rotatoria. Tiene collarete, que según su diseñador su finalidad es proporcionar la estabilidad suficiente mientras tiene lugar la fijación primaria. El cuello termina en un cono que recibe cabezas que pueden ser de cerámica o metálicas, de 28 y de 32 mm de diámetro.

Todo él se encuentra recubierto por una capa de hidroxiapatita de 200 micras de espesor. Están fabricados en titanio y existen cinco tamaños, entre 10 y 18 mm de diámetro diafisario.

El componente acetabular tiene dos variantes: una es roscada y recubierto de hidroxiapatita en toda su superficie externa. Existen siete tamaños, entre 41 y 62 mm. En su interior se incrusta un inserto de polietileno. La otra posibilidad es semiesférica y va provista de orificios para su fijación con tornillos.

Los resultados con un seguimiento de cinco años, valoran positivamente la incorporación de la hidroxiapatita, habiendo casi desaparecido el dolor en el muslo y obteniendo una puntuación de los parámetros de dolor, movilidad y marcha superponibles a los de las artroplastias cementadas (8).

La prótesis ABG es otra artroplastia no cementada de cadera, construida en aleación de TiA16V, cuyos componentes, tanto el acetabular como el vástago femoral están recubiertos por una superficie de HA de 60 micras de espesor, con la finalidad de obtener una osteointegración que consistirá en su estabilidad definitiva.

El cotilo es semiesférico, y se coloca por impactación. El modelo de aquella época era multiperforado, con el fin de permitir colocar puntas o tornillos, que van roscados sobre el propio componente metálico. El objeto de las puntas y/o tornillos es aumentar la estabilidad primaria. Recibe un inserto de polietileno, que puede ser simple o antiluxante, que se puede articular con cabezas de 22, 28 y 32 mm.

El vástago es anatómico, de fijación metafisaria, por lo que tiene una forma de tulipa para poder rellenar al máximo tanto en el plano sagital como en el frontal, ésta porción femoral. Así se pretende conseguir la estabilidad en todos los planos, sobre todo en el de rotación.

La zona metafisaria dispone de un macrorrelieve en forma de escamas, cuya finalidad es transformar las fuerzas de cizallamiento en fuerzas de compresión. Estas escamas aseguran una auto-estereo-estabilidad. Su profundidad es decreciente de arriba abajo para impedir el hundimiento del vástago, favoreciendo su extracción si fuese necesario. Es precisamente ésta zona metafisaria la que se encuentra recubierta de HA.

El recubrimiento de ambos componentes con HA, se hace con la finalidad de evitar la formación de tejido fibroso en la interfaz, que se ha comprobado existe en la mayoría de los implantes no cementados. La elección de la HA se debe a que es un material osteoconductor y ha demostrado que proporciona una fijación sólida y sin interposición de tejido fibroso, tanto en animales de experimentación, como en cirugía maxilofacial y también en cirugía ortopédica (9-11).

Los resultados, a medio plazo, con un seguimiento de 5 años son excelentes, estando

la valoración de los parámetros de Merle d'Aubigné en 17,2 de media. Preoperatoriamente sólo el 14,6% de los pacientes podían desarrollar actividades fuera de casa, mientras que tras la cirugía y a los cinco años es del 90%. Del mismo modo el dolor en el muslo estaba presente en el 3,7% de los casos.

Con el fin de recurrir a una experiencia más amplia con el mismo modelo y distintos cirujanos, en 1992 comenzamos con la implantación del modelo BiHAPro, artroplastia recubierta de HA, con un vástago anatómico y cotilo hemisférico contruidos en aleación de titanio, que tiene de particular el que la cubierta de HA se hace sobre una superficie rugosa mediante la técnica de plasmasspray.

El cotilo, en el reborde externo del círculo más periférico tiene 3 aletas cuya finalidad es aumentar la estabilidad rotatoria con lo que se consigue un aumento de la estabilidad primaria, requisito imprescindible en las artroplastias no cementadas. Tiene tres orificios en la zona de carga que permite la colocación de tornillos direccionales con los que se aumenta la estabilidad, caso de no conseguirlo con las aletas. En los casos de cirugía primaria casi nunca utilizamos tornillos, pero siempre en los casos de cirugía de revisión. El inserto de polietileno de ultra alto peso molecular, se impacta a presión, y se puede orientar en doce posiciones. Existe igualmente un núcleo antiluxante con 10° de angulación.

El vástago, tiene una configuración anatómica, es de fijación metafisaria por lo que es ésta zona la que se encuentra recubierto por HA, no tiene collar de apoyo, y la porción distal es lisa y estrecha sin ningún tipo de recubrimiento. El vástago tiene 12° de anteversión, lo que permite lograr un perfecto anclaje en el fémur y evitar la concentración de tensiones.

Se dispone de 8 tamaños de implantes, que incorporan una diferente longitud de cuello, así como del «offset», que permite adaptarse a los condicionamientos de la resección cervicocefálica. Las cabezas son de 28 mm de diámetro con posibilidad de elección entre cromo-cobalto y zirconio.

Material y métodos. Entre julio de 1992 y marzo de 1998, se han implantado por los autores 810 artroplastias sin cementar, modelo BiHAPro. Todos los pacientes de la serie han sido controlados clínica y radiográficamente siguiendo el cuestionario que a tal efecto se confeccionó con el fin de poder realizar el correspondiente estudio analítico.

Se ha realizado sistemáticamente una planificación preoperatoria con las plantillas (Fig. 1). En la mayoría de los enfermos intervenidos se colocaron injertos autólogos, los cuales eran extraídos con la última fresa acetabular, en el fondo de la incisura sin preocuparnos que fueran excesivos pues al completar la impactación del componente acetabular se expulsan. Del mismo modo el injerto esponjoso que se obtiene para hacer la entrada en el conducto medular con el escoplo cuadrangular se coloca entre el vástago y el calcar para evitar la tendencia al varo.

Aunque inicialmente algunos cotilos se implantaban con tornillos, en el momento actual el 92,5% de los mismos en cirugía primaria se colocan sin ellos. Únicamente si creemos que puede existir duda sobre la estabilidad primaria añadimos uno ó dos tornillos. Sólo un caso por una mala planificación en un caso de displasia no se pudo obtener una estabilidad suficiente y se implantó un cotilo cementado.

Todos los pacientes intervenidos en nuestros dos Hospitales (n=810) han recibido profilaxis antibiótica con cefalosporinas, dos gramos IV durante la inducción de la anestesia y si la intervención se prolonga, nueva dosis igual a las dos horas. También han recibido profilaxis antitrombótica con heparina de bajo peso molecular empezando la noche anterior a la cirugía y manteniéndola hasta completar el mes desde la operación. Sólo los pacientes considerados de riesgo han recibido profilaxis para evitar las calcificaciones con Indometacina 25 mg dos veces al día durante cinco días.

Desde el punto de vista clínico, se ha utilizado la valoración propuesta por Merle d'Aubigné y Postel (12) según los parámetros de dolor, movilidad y marcha, junto con la valoración propuesta por Johnston (13),

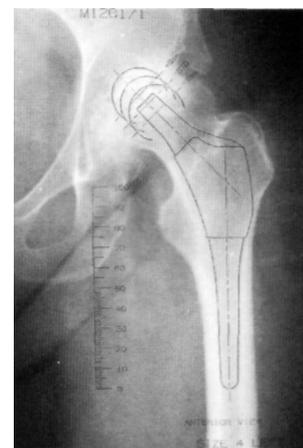


Fig. 1. Planificación preoperatoria. Rx con las plantillas.

dando puntuación a cada capítulo. En ésta valoración sólo se ha valorado la cadera intervenida, respecto a la función sólo se ha tenido en cuenta el lado afecto aunque la función del paciente estuviera deteriorada por la afectación de otras articulaciones. El seguimiento se ha realizado a los 3,6,12,24,36,48 y 60 meses.

La valoración radiográfica, se ha realizado mediante el estudio de la respuesta del hueso receptor al implante. Para ello se han realizado radiografías anteroposterior de la pelvis y axial de la cadera afecta con tal que se viera la totalidad del implante. En el cotilo se han analizado los tres sectores de De Lee y Charnley (14) y en el fémur las siete zonas de Gruen (15), así como las modificaciones de Kobayashi (16) tanto en la proyección anteroposterior como en la lateral.

Desde el punto de vista de técnica quirúrgica, se trata de una artroplastia que puede implantarse por cualquiera de las vías de abordaje a la cadera. En nuestros dos hospitales se ha utilizado la vía lateral, bien de Hardinge o de Bauer. Queremos insistir en la forma de conseguir la impactación del cotilo. Se dispone de un introductor, orientador, cuya misión es enfrentar, colocar y orientar el cotilo en su justo sitio e impactarlo inicialmente. A partir de aquí, con un impactor circunferencial más enérgico se realiza la impactación final.

El inserto de polietileno, de ultra-alto-peso-molecular (Arcom) dispone de una pestaña, que no es antiluxante sino que lo que pretende es ser un poco retentiva, que habitualmente se coloca en el cuadrante adecuado que suele estar situado entre las 8 y las 11. Existe un inserto antiluxante con marca radiovisible para comprobar su situación, al que recurrimos en todos los casos de cirugía de revisión y al menor signo de inestabilidad que encontremos durante las pruebas de reducción.

Del mismo modo, las raspas, que a su vez son vastagos de prueba, tienen unas ranuras que permiten hacer espacio al implante definitivo, pero su misión no es destruir hueso esponjoso, sino comprimirlo contra las paredes del fémur. El sistema de

ajuste del introductor de las raspas es de tipo rápido, evitando el atornillado y, además, dispone de una cuchilla circunferencial que permite, dejando el vástago de prueba en su sitio, regularizar el corte de la osteotomía cervicocefálica y adaptarlo exactamente a la base del vástago.

Existen cinco tamaños de cuello, que permiten corregir alguna pequeña imperfección en la ejecución de los cortes planificados. Como hemos dicho anteriormente se puede elegir entre cabezas metálicas y de zirconio. Habitualmente reservamos las de cerámica para la gente joven, empleando las metálicas por encima de los 60 años que son la mayoría de nuestros pacientes.

El régimen postoperatorio, al principio difería de un centro a otro, pero en el momento actual es superponible. El paciente se levanta y se sienta cuando se le retiran los drenajes a las 48 horas. A partir de las 72 horas se autoriza la marcha con dos bastones permitiendo una carga parcial mientras se encuentra ingresado. A partir del alta hospitalaria, aunque se les aconseja no cargar libremente hasta las seis semanas, la carga va aumentando paulatinamente, retirándoles un bastón en el primer control ambulatorio, que se realiza a las seis semanas de la intervención.

Resultados. Los datos que tenemos informatizados, incluyen la casuística de Asturias hasta Marzo de 1.998. De los 2.281 implantes existentes en Europa, 1.793 corresponden a los de España y de ellos, 810 corresponden a nuestros dos hospitales, el Hospital Central de Asturias (508) y Hospital de Cabueñes de Gijón (302).

En nuestra casuística, en cuanto a los parámetros clásicos de dolor, movilidad y marcha, no hemos encontrado diferencia respecto a otros modelos de implantes bioactivos, confirmando la disminución del porcentaje de dolor en el muslo, que es inferior al 3%; cifra habitualmente dada por la mayoría de los autores que publican resultados bien con superficies porosas o bioactivas, y que coincide con otros modelos de implantes utilizados con anterioridad en nuestros centros.

El 60% corresponde a mujeres y el 40% a varones, como en la mayoría de las series y coincide con las cifras de otros de nuestros modelos de implantes utilizados anteriormente. No hemos encontrado diferencia en cuanto al lado afecto. En cuanto a la edad distribuida por décadas hemos encontrado que el 52% de la serie tenía entre 60 y 69 años; el 22% entre 70 y 79; el 15% entre 50 y 59 años.

En cuanto a la etiología el 65,3% de los casos se trataba de coxartrosis primaria, y dentro de ella el 3% correspondía a la forma atrófica; el 12,5% a la hipertrófica y el 49,1 % a la no-atrófica. A continuación se sitúan la artrosis secundaria con un 10,18% y la necrosis con un 3,4%.

La causa de la intervención fue para el 83,27% el dolor; el 54,63% la claudicación; mientras que la disminución o empeoramiento de la función articular supuso el 40,18%.

Durante los dos primeros años de utilización de la artroplastia, el cotilo se colocó en un 76,8% con tornillos siendo el 23,2% restante implantado por ajuste a presión. En el momento actual, se han invertido los porcentajes y por encima del 80% se colocan los cotilos ajustados por presión sin recurrir a los tornillos, salvo que se tenga la impresión durante la intervención de no haber conseguido una estabilidad primaria segura.

Hemos tenido siete infecciones profundas, tres durante el postoperatorio inmediato, que se trataron mediante abordaje directo, luxación, retirada del inserto de polietileno y de la cabeza femoral, lavado exhaustivo y drenajes aspirativos durante 10 días hasta conseguir cultivos negativos del líquido aspirado.

En el momento actual, y temiendo en cuenta las dificultades para controlar los sistemas de lavado aspiración somos partidarios de proceder como en el caso anterior pero en vez de dejar drenajes con sistemas de lavado, dejamos rellenando la cavidad un «rosario» de cemento quirúrgico al que le añadimos el antibiótico de elección obtenido en los cultivos. Preferimos hacerlo nosotros, ya que el comercial, cuando hay

que retirarlo, se rompe con frecuencia y hay que abrir nuevamente la articulación. Usamos los cables de Dall-Miles, que son mucho más resistentes, y hasta ahora no hemos tenido complicaciones.

La otras cuatro infecciones aparecieron pasados los tres meses y se trataron según la pauta habitual en el hospital concreto realizando la cirugía en uno ó dos tiempos, dependiendo de si existía un sólo germen o más, y el resto de los parámetros que influyen para la realización de la revisión en uno ó dos tiempos. Diez pacientes sufrieron alteraciones en la cicatrización cutánea que no tuvieron ninguna repercusión general, sin que en ellos existiese ningún cultivo positivo.

La evolución clínica ha sido excelente. Hemos comprobado dolor en el muslo en 27 pacientes, lo que representa el 3,33%, que no precisan medicación. En la mitad de ellos el dolor apareció en el postoperatorio inmediato y llevó consigo un hundimiento del vástago entre 2 y 3 mm. Una vez que el hundimiento se estabilizó, desapareció el dolor.

Se han reintervenido 7 pacientes: 4 por hundimiento femoral y 3 por luxación irreductible. Dependiendo de la edad se procedió al cambio de vástago por otro cementado; mientras que en los casos de irreductibilidad, la cirugía consistió en la correcta colocación del nuevo implante, sin que hasta la fecha se haya producido una nueva luxación.

Hemos obtenido igualmente resultados satisfactorios en tres casos infectados, portadores de artroplastias cementadas, donde la hemos utilizado como artroplastia de cirugía de revisión en un tiempo. El seguimiento entre 2 y 6 años no ha mostrado recidiva de la infección ni osteolisis periprotésicas, teniendo en cuenta el mal comportamiento que para la hidroxiapatita supone un medio ácido (Fig. 2)

Discusión. La ventaja de utilizar un modelo de implante común en varios hospitales significa que la experiencia acumulada no necesita el seguimiento que debería tener un sólo centro ó cirujano para poder revisar al mismo número de pacientes. En éste sentido nuestros primeros 1.000 casos

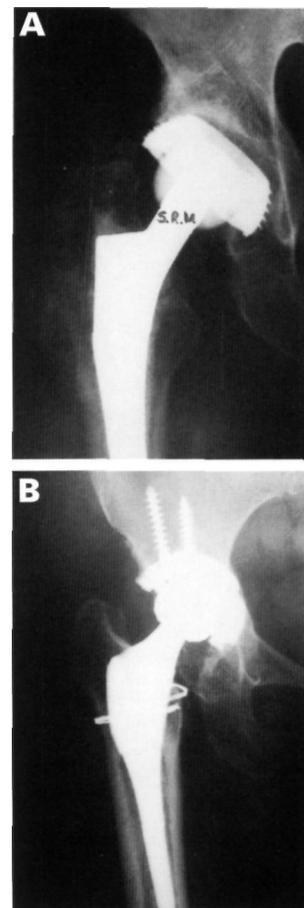


Fig. 2. a) Rx anteroposterior de una PTC infectada. b) Rx anteroposterior del mismo caso con PTC bioactiva BiHaPro.

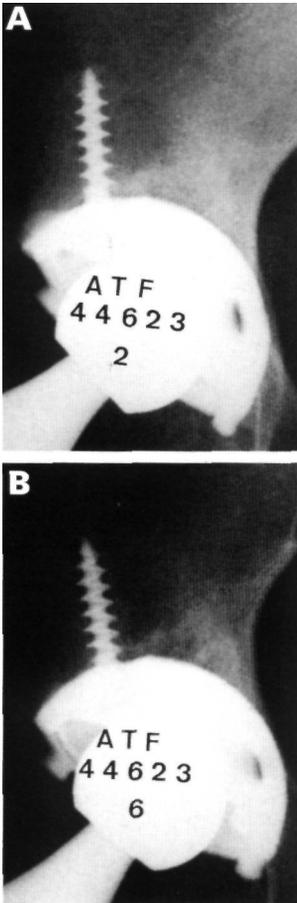


Fig. 3. Rx anteroposterior de cadera.
a) se ven espacios vacíos.
b) rellenos semanas más tarde.



Fig. 4. Rx a los 32 meses donde es visible la orientación de las trabéculas hacia la zona recubierta por hidroxiapatita.

se han recogido en cinco años, que tendríamos que multiplicar por dos o por tres la casuística de un solo hospital para que se hubiese conseguido el mismo número.

Por otro lado, al ser los hospitales universitarios, significa que somos diversos cirujanos y con distinto nivel de aprendizaje los que hemos realizado la totalidad de las intervenciones quirúrgicas. Además, se ha asegurado el correcto cumplimiento de los protocolos en todos sus parámetros para posteriormente poder realizar cualquier valoración estadística.

A diferencia de lo que habitualmente ocurre con los cotilos cementados, las pocas radiolucencias que hemos comprobado en los primeros meses desde la intervención se han ido rellenando y desapareciendo como espacios muertos.

La desaparición de éstos espacios se ha interpretado como uno de los efectos beneficiosos de los implantes recubiertos de HA, osteoconducción, e incluso se ha cifrado que la separación máxima es de 7,5 mm, aunque la mayoría de las publicaciones admiten 3 mm. Nosotros hemos comprobado que entre las 8 y 10 semanas desaparecen (Fig. 3). Geesink (17), encuentra que a partir de las seis semanas existe una proliferación ósea sobre la superficie del implante que es la responsable de la desaparición de los espacios muertos.

En el mismo sentido, Manley (18) sostiene que los implantes recubiertos con HA se afectan menos que otros modelos ajustados por los micromovimientos y la técnica imprecisa.

Las líneas, o zonas reactivas, se ven frecuentemente alrededor de las zonas no recubiertas por la HA. En los modelos estudiados, donde no todo el vástago se encuentra recubierto por la HA, están presentes por encima del 70% y su extensión depende la forma del fémur y de la actividad física del paciente (19-21). Nosotros las hemos encontrado tanto en el modelo ABG como en el BiHaPro, no así alrededor del vástago de Furlong, ya que éste es de recubrimiento total.

Del mismo modo, tanto a nivel experimental como clínico, se ha comprobado la

existencia de una osteointegración radiográfica que está perfectamente delimitada en los implantes, que como el nuestro, en la misma metafisis, hay zonas recubiertas y otras no con HA, marcando la diferencia entre ambas zonas (Fig. 4) lo que significa una correcta transmisión de fuerzas al hueso sin fracasos en la interfaz ó micro-movimientos (22).

Los trabajos realizados con el mismo modelo de implante femoral, uno con y otro sin HA (23) proporcionan una buena información sobre qué es lo que se puede atribuir a la cubierta o no de una superficie bioactiva. Existen dos parámetros, uno la disminución del porcentaje de dolor en el muslo que pasa a situarse por debajo del 5%, y un mejor anclaje radiográfico, lo que permite obtener una estabilidad temprana del implante por encima del 96% de los casos.

Complicaciones.

Hay que separar las que se presentan durante el acto quirúrgico o peroperatorias, de las que ya hemos hecho referencia y que guardan relación con la curva de aprendizaje. En éste sentido se encuentran las fracturas, unas sin desplazar, fisuras, y otras desplazadas que precisan su cerclaje, y que habitualmente no plantean ninguna repercusión posterior, como en éste caso de cadera displásica seguida cuatro años (Fig. 5). Opinamos que, tratándose de artroplastias no cementadas donde la estabilidad primaria es necesaria para poder obtener posteriormente la secundaria u osteointegración, es aconsejable la osteosíntesis con un cerclaje para evitar un posible hundimiento posterior.

Hundimientos debido a la carga precoz en determinados casos por no seguir estrictamente el régimen postoperatorio. A ellos hacemos referencia en el apartado anterior. Un paciente no incluido en la serie, ya que se trataba de cirugía de revisión, se presentó un dolor persistente en el muslo y, ante la ausencia de signos radiográficos que pudiesen justificar su sintomatología, fue reintervenido comprobando la estabilidad

in situ del vástago, resultando muy laboriosa su extracción.

Conclusiones. Aunque el seguimiento de nuestros pacientes es corto, de cinco años, pensamos que el recubrimiento de la superficie de los implantes con HA es beneficioso, ya que se consigue una mejor y más temprana fijación del implante por el hueso receptor. Por ésta razón continuamos con su utilización en pacientes por debajo de los sesenta años.

Los autores que tienen un seguimiento a más largo plazo, confirman que los resulta-

dos no se deterioran con el paso del tiempo, pero en cualquier caso habrá que esperar a tener el mismo número de años de seguimiento que el de las artroplastias cementadas, ya que el índice de descementaciones aumenta exponencialmente a partir de los 14-15 años.

Pensamos que es acertada la frase de Epinette (20) «si William Harris introdujo el término de modernas técnicas de cementación se debería acuñar otro término referente a lo que representa la hidroxiapatita, que sería el de modernas técnicas de la no-cementación».

Bibliografía

1. Capello W, Colyer RB, Kemek CB. Experiences with non-cemented total hip replacements: screw'm rings. AAOS Meeting, Las Vegas, Nevada. 1989.
2. Mahoney OM, Dimon JH. Unsatisfactory results with a ceramic total hip prosthesis. *J. Bone Joint Surg* 1990; 72A:663-71.
3. Paz Jiménez J, Murcia Mazón A, Hernández Vaquero D. Cirugía de revisión de la artroplastia total de cadera tipo Mittelmeier. *Rev Esp Cir Osteart* 1994; 29:175-9.
4. Hernández Vaquero D, Murcia Mazón A, Paz Jiménez J. Artroplastia total de cadera Mittelmeier. Estudio multicéntrico. *Rev Esp Cir Osteoart* 1995; 30:138-41.
5. Murcia Mazón A, Paz Jiménez J, Acebal Cortina. Prótesis de Mittelmeier. En: Artroplastias no cementadas de cadera. Servicio Publicaciones de la Universidad de Oviedo. 1997; p. 95-103.
6. Furlong R. Six years use of unmodified Furlong hydroxyapatite ceramic coated total hip replacement. *Acta Orthop Belg* 1993;59:232-5.
7. Osborn JF, Neweseley H. Dynamic Aspects of the implant bone interface. En: Heinke G, editores. *Dental Implants*. New York: Springer-Verlag 1980; p. 111-23.
8. Núñez Batalla D, Paz Jiménez J, González Méndez J. Prótesis de Furlong para la cadera. En: Artroplastias no cementadas de cadera. Servicio de Publicaciones de la Universidad de Oviedo. 1997; p. 125-33.
9. Cook SD, Thomas KA, Dalton JE. HA coating of porous implants improves bone ingrowth and interface attachment strength. *Journal of Biomedical Materials Research* 1992;26:989-1001.
10. Geesink RG. Experimental and clinical experience with hydroxyapatite-coated hip implants. *Orthopaedics* 1989; 12:1239-42.
11. Munting E. Géometrie et caractéristiques de surface des implants : deux aspects indissociables de la fixation prothétique. En: Cahiers d'enseignement de la SOFCOT n° 50. *Hydroxyapatite et protheses articulaires*. Paris: Expansion Scientifique Française. 1994, p. 13-9.
12. Merle d'Aubigné, R. Postel, M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg*. 1954; 36A:451.

13. Johnston RC, Fitzgerald RA, Harris WM. Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. A standard system of terminology for reporting results. *J Bone Joint Surg* 1990; 72A:161-8.
14. De Lee J, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop* 1976;121:20-7.
15. Gruen TA, Mc Neice GM, Amstutz HC. Modes of failure of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop* 1979; 141:17-27.
16. Kobayashi S, Teiyama K. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1990; 78B: 439-43.
17. Geesink RG, De Groot K, Klein CP. Bonding of bone to apatite-coated implants. *J Bone Joint Surg* 1988; 70B:17-21.
18. Manley MT, Kay JF, Yoshiya S. Accelerated fixation of weight bearing implants by hydroxyapatite coatings. 33rd Annual Meeting Orthop Res Soc 1987; 12:214.
19. Geesink RGT. Hydroxyapatite-Coated total hip replacement: seven-year Omnifit results. En: *Hydroxyapatite coated hip and knee Arthroplasty*. Paris: Expansion Scientifique Française. 1995; p. 205-14.
20. Epinette JA. HA-Coated Omnifit stems in primary hip replacement surgery: seven years experience. En: *Hydroxyapatite coated hip and knee arthroplasty*. Paris: Expansion Scientifique Française. 1995; p. 215-26.
21. Noussat C, Adrey J, Berteaux D. The ABG standard hip prosthesis. FiveYear Results. En: *Hydroxyapatite coated hip and knee arthroplasty*. Paris: Expansion Scientifique Française. 1995; p. 227-38.
22. Huiskes A, Weinans J. Biomechanical aspects of Hydroxyapatite coatings on Femoral hip prostheses. En: *Hydroxyapatite coated hip and knee arthroplasty*. Paris: Expansion Scientifique Française. 1995; p. 41-50.
23. Gouin F, Potaux F, Sauvage L. A comparative short term study of the same Femoral implant with and without the addition of HA. En: *Hydroxyapatite coated hip and knee Arthroplasty*. Paris: Expansion Scientifique Française. 1995; p. 187-90.

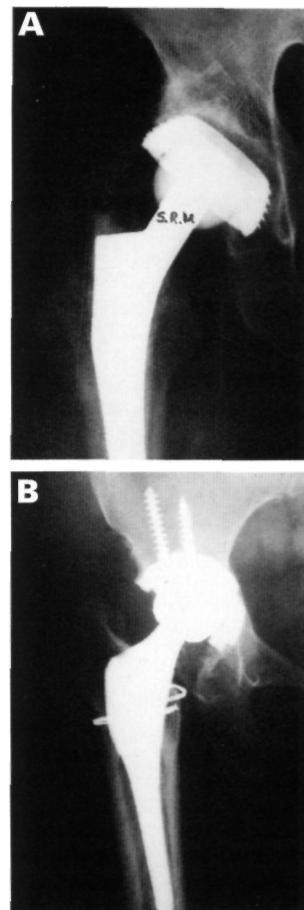


Fig. 5. Cadera displásica intervenida. Control al año y a los cuatro años.