

Vástago recubierto de hidroxiapatita: Revisión a 5 años

Hydroxyapatite coated femoral stem: Results after five years

D. CACHERO BERNÁRDEZ, I. ALEJANDRO CORRAL, A. GUTIERREZ GOYENECHE.

SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA Y CIRUGÍA ORTOPÉDICA. HOSPITAL UNIVERSITARIO INFANTA CRISTINA. BADAJOZ.

Resumen. Se evalúan los resultados clínicos y radiológicos de 65 vástagos femorales recubiertos proximalmente de hidroxiapatita a más de 5 años y la existencia de una clara correlación de los cambios remodelativos con los patrones de estrés estudiados por elementos finitos. La edad media fue de 56 años y la patología preoperatoria más frecuente fue la artrosis en 38 casos, seguida de la necrosis aséptica en 15. Se utilizó el protocolo de Johnston y col. y el baremo numérico de Merle D'Aubigné, pasando de una valoración clínica preoperatoria de 8,5 a 17,4 puntos sobre 18 en la revisión. En el 98,4 % no había dolor o era ligero y ocasional. Radiográficamente se vieron líneas radiolúcidas alrededor de la parte distal del vástago pulida y afilada en el 89,2 %, no apareciendo en las zonas recubiertas de hidroxiapatita. Apareció hipertrofia cortical reactiva en el 13,8 % y pequeñas imágenes de osteólisis a nivel proximal en el 10,8 %. Según los criterios de Engh el 100 % de los vástagos estaban osteointegrados.

Summary. The clinical and radiological results of 65 proximally HA-coated femoral stems were assessed after a minimum follow-up period of five years. The relationship between remodelative changes and the stress patterns was clearly disclosed by finite element modeling. Mean age was 56 years. The most common etiology was osteoarthritis in 38 cases and avascular necrosis in 15. Radiographic and clinical assessment was done after Johnston and col's protocol and the numeric rating of Merle D'Aubigne respectively. The mean preoperative score was 8,5 points, becoming 17,4 points out of 18 at the 5 years review. Occasional or absent pain was found in 98 % of the cases. There were radiolucency lines surrounding the polished and sharp distal stem in 89 %, but they were not present at the HA-coated zones. Reactive cortical hypertrophy was present in 14 % and proximal small osteolytics features in 11 %. According Engh's criteria, the 100 % of the stems were osteointegrated.

Correspondencia:

Diego Cachero Bernárdez
Plaza Molineta nº10, 5ºC/5ºD
06011 Badajoz.
Tel. 924-241187
Fax 924-231754

Introducción. Actualmente tenemos que buscar la máxima durabilidad de las artroplastias de cadera, ya sea con vástagos cementados (1,2), utilizando como alternativa vástagos femorales sin cementar (3-6) y vástagos femorales biológicos recubiertos de hidroxiapatita (7-14).

El éxito a largo plazo de un reemplazo total de cadera no cementada se puede conseguir con una buena fijación primaria y secundaria (por osteointegración), asegurando esto anterior con un mínimo *stress-shielding* y evitando la osteólisis por enfermedad de partículas (7). Se puede obtener una buena fijación primaria por medio de un vástago anatómico o simétrico en doble cuña decreciente, con una superficie rugosa

o microporosa, haciendo a su vez conecta preparación del lecho óseo, en un hueso preferentemente de calidad. La fijación secundaria la obtendremos guardando las premisas anteriores para conseguir una osteointegración verdadera sin interfase y minimizando el *stress-shielding*, sabiendo que la aparición de este depende por una parte de las características de unión de la interfase y esta a su vez del ajuste, el tipo de superficie y la calidad del hueso y por otra parte de la rigidez del vástago, siendo esta a su vez dependiente del grosor, del módulo de elasticidad y de la rigidez del hueso (3,15,16).

Para disminuir el *stress-shielding*, hay que buscar una buena osteointegración exclusivamente proximal y disminuir el

grosor de los implantes afilándolos en su extremidad distal, a la vez que utilizamos un implante que presente un módulo de elasticidad bajo (3,16,17). Podemos asegurar este objetivo, puliendo el titanio en la parte distal del implante, provocando una interfase fibrosa según se apreció en estudios histológicos y macrorradiográficos (17,18), que originará un reparto más homogéneo de las cargas, como se ha demostrado por estudio de elementos finitos (16,17).

Sigue apareciendo osteólisis por enfermedad de partículas, siendo su origen plurifactorial, debiéndose intentar que desaparezca o disminuya al máximo, para que siga funcionando el implante de cadera a largo plazo (5,12,19-23).

Los vástagos recubiertos de hidroxiapatita buscan una osteointegración verdadera, lo cual ha sido demostrado en múltiples trabajos experimentales (18,24-28) y ensayos clínicos (7-9,11-14,21,29-31). Dentro de estos vástagos recubiertos de hidroxiapatita, unos buscan la osteointegración total (11,14) y otros solo a nivel proximal, intentando disminuir los efectos del *stress-shielding* y conseguir una mejor remodelación ósea (7,10,12,13,17,21). Hemos efectuado un estudio evolutivo a más de cinco años y la correlación con un estudio previo de los patrones de estrés por elementos finitos, de los cambios remodelativos ocurridos alrededor de un vástago femoral simétrico recubierto proximalmente de hidroxiapatita (17).

Material y métodos. Se parte de un número total de 74 vástagos femorales, intervenidos entre Enero de 1.991 y Abril de 1.992, de los cuales fueron 6 éxitos y 3 perdidos de seguimiento, evaluándose 65 vástagos que corresponden a 60 pacientes al ser bilateral en 5.

El implante femoral utilizado fue el vástago femoral HIC que está fabricado en aleación de Ti6 Al 4 Va, siendo de forma simétrica en doble cuña decreciente y recubierto en el 40% proximal de hidroxiapatita sobre titanio rugoso, presentando a este nivel múl-

tiples rehundidos hemisféricos, estando toda la porción distal del vástago pulida. Presenta un collarín curvo, que permite una microimpacción, con el comienzo de la marcha (Fig.1). El componente acetabular empleado fue el ARC-2F, aleación de titanio rugoso, recubierto de hidroxiapatita, excepto en 7 casos que fue otro tipo de cotilo. Se utilizaron cabezas de diámetro 28, siendo 46 de nitruro de titanio y 13 de cerámica. El tiempo medio de seguimiento fue de 68 meses, con un máximo de 6 años y 3 meses (75 meses) y un mínimo de 5 años (60 meses). El número de mujeres fue 31 y de hombres 29. La edad media fue de 56 años con un mínimo de 25 y un máximo de 74. Del número total de vástagos en estudio, 57 fueron prótesis totales primarias, 6 parciales y 2 fueron rescates. El diagnóstico preoperatorio fue artrosis en el 58,5% (38), necrosis aséptica el 23,1% (15) fracturas el 10,8% (7), revisión de prótesis el 3,1% (2) artritis reumatoidea el 1,5% (1) artrodesis el 1,5% (1) y espondilitis anquilopoyética el 1,5% (1). Había existido cirugía previa en la cadera afecta en el 13,8% de los casos y presentaban alguna enfermedad intercurrente 32 de los 60 pacientes. El lado fue 35 derecho y 30 izquierdo. El abordaje utilizado fue posterolateral en el 92,3% y anterolateral en el 7,7%. Los controles postoperatorios se realizaron a los 3, 6 y 12 meses de la intervención durante el primer año y luego anualmente.

Todos los pacientes tuvieron profilaxis antibiótica con Tecfazolina 2 grs en el quirófano y continuaron con 1 gr cada 6 h durante un mínimo de 48 h, asociado a Netricin 150 mgrs cada 12h. Se realizó profilaxis tromboembólica con Enoxaparina sódica de 4 mg, equivalentes a 4.000 UI cada 24h.

La media del inicio de deambulación con apoyo parcial fue de 5 días, utilizando andador o bastones.

El análisis de los resultados clínicos se realizó empleando el baremo de Merle D'Aubigné (32) y según los grupos de Charnley (33), para poder obtener una valoración numérica, pues se utilizó el protocolo de Johnston y col. (34), que no tenía valora-

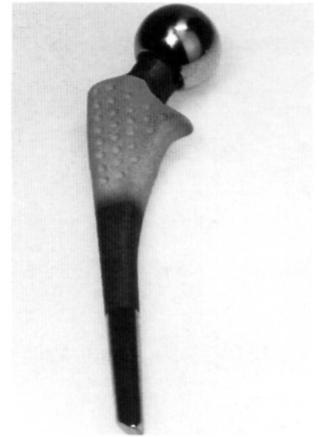


Fig. 1. Foto del vástago biológico H.I.C., apreciando los tres tipos de superficie y rehundidos en la zona proximal recubierta de H.A., donde señalamos la presencia del collarín curvo de microimpacción progresiva.

Tabla 1.
Valoración clínica de Merle D'Aubigné

	Preoperatorio	Revisión superior a 5 años	
Dolor:	1. Severo y espontáneo	56,9%	0,0%
	2. Severo con deambulaci3n	35,4%	0,0%
	3. Tolerable	6,2%	1,5%
	4. Despu3s de la actividad	1,5%	1,5%
	5. Ligero e intermitente	0,0%	12,3%
	6. Indoloro	0,0%	84,6%
Marcha:	1. Alg3n metro o nada. Bastones	18,5%	0,0%
	2. Muy limitada. Con o sin bastones	72,3%	1,5%
	3. Marcha una hora. Un bast3n	7,7%	4,6%
	4. Largas distancias. Un bast3n	0,0%	3,1%
	5. Solo bast3n de mano	1,5%	6,2%
	6. Marcha normal sin ayuda	0,0%	84,6%
Movilidad: (Arco total)	1. 0° a 30°	10,8%	0,0%
	2. Hasta 60°	4,6%	0,0%
	3. Hasta 100°	15,4%	0,0%
	4. Hasta 160°	53,8%	1,5%
	5. Hasta 210°	15,4%	9,2%
	6. Hasta 260°	0,0%	89,2%

ci3n num3rica, estudiando con este los par3metros cl3nicos de: dolor, nivel de actividad, colocaci3n de zapatos y calcetines, ascender y descender escaleras, posici3n sentado a posici3n de pie, capacidad para la marcha, cojera o claudicaci3n, arco de movimiento y trendelenburg. Se vieron los par3metros radiol3gicos seg3n Johnston y col. (34), de: migraci3n de v3stago en varo-valgo, migraci3n distal (medido entre el v3rtice m3s proximal del troc3nter mayor y el hombro del v3stago), posici3n del v3stago en Rx. antero-posterior y axial, rotura de v3stago, reabsorci3n de la parte medial del cuello (p3rdida de altura, de grosor o redondeamiento), reabsorci3n 3sea, aumento de hueso trabecular, l3neas de radiotransparencias alrededor del v3stago, hipertrofia cortical reactiva y presencia de oste3lisis por enfermedad de part3culas. Todos ellos seg3n las zonas de Gruen y col. (35), que hemos dividido al igual que Geesink (30) en A y B cada una de ellas, para poder hacer una valoraci3n m3s objetiva de las zonas recubiertas y no recubiertas de hidroxapatita y de las zonas lisas y pulidas del v3stago. Se estudi3 la presencia de hueso heterot3pico seg3n Brooker y col. (36) y la igualdad de longitud de los miembros.

Se investig3 por estudio de elementos finitos 2-D y 3-D los distintos patrones de estr3s que se originan tras implantar un v3stago femoral, con distintas formas de osteointegraci3n, centr3ndonos en este trabajo

en el modelo que corresponde al v3stago HIC con supuesto de osteointegraci3n en el 40% proximal y en el resto una interfase fibrosa de 1 a 2 mm de grosor (16,17). A partir de este estudio, se intent3 ver la correlaci3n de los distintos patrones de estr3s por elementos finitos, con la remodelaci3n 3sea futura.

Resultados.

Resultados cl3nicos: Siguiendo la escala de Merle D'Aubign3 (32) la puntuaci3n preoperatoria media fue de 8,5 puntos, pasando a 17,4 puntos sobre 18, en la revisi3n superior a los 5 a3os. Se produce una ganancia clara de los tres par3metros, dolor, marcha y movilidad (tabla 1). Seg3n los grupos de Charnley (33), el 55,4% de los casos (36) pertenec3an al grupo A, el 30,8% (20) al grupo B y el 13,8% (9) al grupo C. Siguiendo el protocolo de Johnston y col. (34) en el 84,6% de las caderas no hab3a dolor, en el 13,8% hab3a dolor ligero y ocasional, sin alteraci3n de su actividad corriente, en el 1,5% dolor moderado, debiendo modificar sus actividades y en ninguna dolor severo, viendo que si valor3bamos solo el dolor en muslo, exist3a exclusivamente en 5 caderas (7,7%) con car3cter ligero y ocasional. En la actividad diaria hac3an alg3n deporte o trabajo manual pesado en el 4,6% de los casos, actividad diaria extradomicilio o trabajo ligero en el 90,8%, actividad intradomicilio en el 3,1%, solo su cuidado personal en el 1,5% y en ning3n caso requer3an ayuda para todo. Eran capaces de colocarse los zapatos y calcetines o medias sin dificultad en el 52,3% de los casos, con ligera dificultad en el 23,1%, con dificultad extrema en el 16,9%, siendo incapaz en el 7,7% de los casos. En todos los casos pod3an ascender o descender escaleras, haci3ndolo normalmente en el 58,5%, usando la baranda en el 32,3% y con los dos pies en cada escal3n en el 9,2%. Se pod3an levantar de una silla sin ayuda de las extremidades superiores en el 87,7% de los casos y con ayuda de las extremidades superiores en el 12,3%. Para la marcha no utilizaban ning3n tipo de ayuda en el 84,6% de los casos, usaban un bast3n para largas distancias en el 7,7% y un



Fig. 5. Radiografía en proyección anteroposterior tras 5 años de evolución, donde se aprecia una remodelación típica.

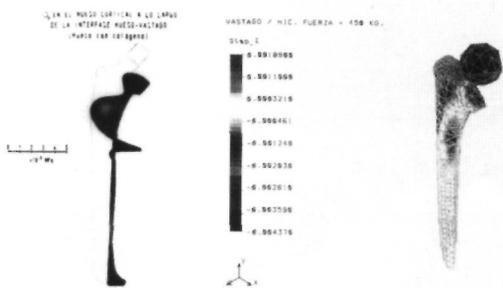


Fig. 6. Distribución de stresses en estudio de E. Finitos 2D y 3D, con el modelo que simula osteointegración proximal, y pseudoanclaje fibroso distal, representativo del vástago femoral H.I.C.

Fig. 7. Radiografías en proyección anteroposterior, donde se aprecia una fractura femoral, comprobando a los 2 y 5 años de evolución, la osteointegración del vástago femoral.



zona, en el 13,8%, siendo máxima su aparición en la zona 2-B (10,8%) 2-A (7,7%) y 6-B (6,2%) (Fig. 4).

A nivel del hombro del vástago aparece un aumento de condensación en forma de líneas transversas en el 15,4% de las caderas. El patrón general de remodelación que aparece en la mayoría de los casos, es una completa osteointegración proximal, con aumento de densidad ósea en la zona de transición, y líneas radiolúcidas a nivel distal, sin la aparición de *stress-shielding*, ni signo de pedestal (Fig. 5)

En el momento actual de seguimiento a más de 5 años se observaron osteólisis por enfermedad de partículas debido al desgaste de la cápsula de polietileno en 7 caderas (10,8%), todas en zonas proximales (zonas 1-A, 7-A y 8-A) y de tamaño superior a 5

mm. Hubo 3 desgastes completos del polietileno sin aparición de osteólisis en 2 de las 3 caderas, efectuándose hasta la actualidad 2 recambios solo del polietileno, por encontrarlos unos cotilos fuertemente osteointegrados, que habrían requerido un retiro. En todas las caderas en las que apareció osteólisis había un desgaste más o menos importante del polietileno, siempre superior a 1 mm. Los casos de osteólisis se produjeron en 4 caderas que tenían cotilos del nº 46, con espesor de 4 mm. del polietileno y en 3 caderas que tenían cotilos (1 del 48, 1 del 50 y 1 del 52) todos ellos con el mismo polietileno de espesor de 6 mm. La presencia de osificaciones heterotópicas periprotésicas grado 1 de Brooker (36) se vieron en el 18,5% de las caderas, grado 2 en el 3,1% y grado 3 en el 10,8%, ninguna de grado 4.

En el estudio de elementos finitos, se vio que el stress máximo se producía en la zona de transición, con car-

gas que se transmiten en zonas más proximales y de forma más homogénea, siendo menos intensas en las zonas distales del vástago, al contrario de los modelos totalmente osteointegrados, (Fig.6) influyendo en ese mejor reparto de cargas, la capa de fibrosis que se forma en la zona distal pulida (16,17).

En el estudio radiográfico de remodelado a más de 5 años, se aprecian los cambios remodelativos ocurridos alrededor del vástago, comprobando que existe una clara correlación con los patrones de estrés del estudio por E.F., pudiéndose determinar por medio de este método, los cambios de remodelación ósea, según la forma de osteointegración del vástago con el fémur (16,17,37).

Complicaciones: Como complicaciones intraoperatorias se presentaron: dos fisuras en el calcar, un adelgazamiento con perforación de la cortical interna y una fractura femoral (Fig. 7) que curó con una tracción; siendo las postoperatorias una paresia del nervio ciático, que ha remitido totalmente, dos tromboflebitis y una infección profunda que sigue sin ser intervenida por presentar un problema cardiovascular grave, encontrándose el paciente sin dolor y con un vástago totalmente osteointegrado, curándose diariamente una fístula que presenta. A lo largo del seguimiento se han presentado por caídas dos fracturas de ramas pubianas, una fractura de trocánter mayor y una fractura arrancamiento de trocánter menor, no habiendo sido necesario intervenir ninguno de los casos. No hubo que revisar ningún vástago.

Discusión. Cada vez son más los trabajos que aparecen en la literatura avalando una perfecta osteointegración de los vástagos revestidos de hidroxiapatita, al igual que trabajos experimentales asegurando histológicamente la unión íntima de la hidroxiapatita y el tejido óseo, incluso sin la existencia de un contacto directo entre ambos (18,24-28,38). Pocos son los trabajos con resultados clínicos y radiológicos a más de 5 años con vástagos simétricos revestidos proxi-

malmente de hidroxiapatita (7,8,10,12, 21,29,39,40) pero en todos ellos hablan de resultados excelentes, siendo similares los resultados clínicos obtenidos en la revisión del vástago HIC, según la escala de Merle D'Aubigne (32) el 87,7% resultados excelentes, el 9,2% buenos y el 3,1% regulares.

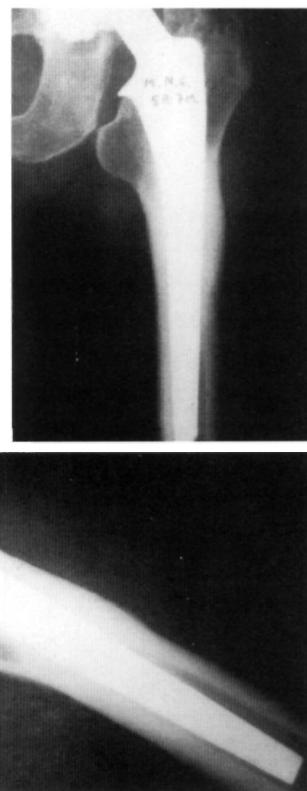
Haciendo una comparación con los resultados radiográficos que obtienen estos mismos autores (7,8,10,12,21,29,39,40) comprobamos que se producen los mismos cambios y en las mismas proporciones y zonas respecto a la reabsorción ósea proximal, y el aumento de hueso trabecular, apreciándose sobre todo en la zona de transición entre la parte recubierta de H.A. y la no recubierta, no apareciendo líneas radiotransparentes en las zonas proximales recubiertas de H.A., viéndose que en nuestro estudio, a nivel distal del vástago aparecen con mayor frecuencia las líneas radiotransparentes en el 89,2%, a diferencia de los otros vástagos según estos mismos autores, que la cifran entre el 68% y 75%, siendo este aumento posiblemente debido a que el vástago HIC es más afilado en su porción distal y sobre todo por estar pulido, pues provocará inevitablemente en esta zona un pseudoanclaje fibroso distal, que hace que el reparto de cargas sea más homogénea, lo cual ha sido visto en estudios histológicos y por elementos finitos (16,17), mejorando la remodelación ósea.

Debido a estos fenómenos, la hipertrofia cortical reactiva se da en zonas más proximales y con menor frecuencia con el vástago HIC en comparación con otros vástagos rectos, recubiertos proximalmente de H.A., que son algo más gruesos y no están pulidos distalmente. Se sabe que la hipertrofia cortical reactiva se produce por patrones de estrés local elevado (16,30). Según distintos autores, con vástagos rectos recubiertos proximalmente de HA, apareció la hipertrofia cortical reactiva alrededor de las zonas distal y media del vástago en zonas 5 y 3 de Gruen (35), con cifras de 31% al 47% (10,12,21) y con otro tipo de vástago se dieron cifras del 37,2% en las mismas zonas (41). Con el vástago HIC apareció en el 13,8% siendo máxima en zonas 2-B y 6-B (30,35). Sin dar cifras con-

cretas, Geesink y D'Antonio (12,21) comentan que la hipertrofia cortical se produce frecuentemente en vástagos que tienen contacto directo con la cortical. Hicimos un seguimiento muy detenido comprobando que la hipertrofia cortical reactiva, solo se producía cuando había un íntimo contacto, no existiendo nunca cuando se veía hueso esponjoso o fibroso interpuesto, pensando que se debe a un reparto de cargas más homogéneas como se vio también en los estudios por elementos finitos (16,17) (Fig. 8). El 100% de los vástagos estaban osteointegrados según los criterios de Engh (15).

En estos momentos nuestra única preocupación al igual que para otros muchos autores, es la presencia de osteólisis que aparece por la enfermedad de partículas, debido al desgaste del polietileno y que se aprecia también alrededor de los vástagos no cementados (5,22,23). En el caso de vástagos recubiertos de H.A. hay autores que refieren osteólisis proximales de 1 a 2 mm de tamaño hasta en un 25% de los casos, solo a nivel de la zona 7 (12,21) y que la H.A. sirve de barrera, por lo cual no aparecerán osteólisis intramedulares. Para Bloebaum, sin embargo la H.A. podría intervenir en la aparición de la osteólisis tras la separación y migración de partículas, al provocar una usura por tercer cuerpo añadido al par de fricción articular (19,20). Con el vástago HIC hemos utilizado cotos ARC-2F, comprobando a partir de los 4 años desgaste progresivo del polietileno, sobre todo en los tamaños 46 (4 mm espesor), pero también del 48, 50 y 52 (6 mm. de espesor), apareciendo a partir de la misma fecha imágenes osteolíticas a nivel del fémur siempre en zonas proximales, no existiendo hasta el momento ninguna imagen de osteólisis en cotos con polietileno de grosor de 8 mm. o superior. Vimos que el desgaste del polietileno se daba con las cabezas de nitrato de titanio y con las de cerámica indistintamente. En la revisión superior a los 5 años, aparecía osteólisis en el 10,8% de las caderas, todas

Fig. 8. Radiografías en proyecciones anteroposterior y axial, donde se aprecia hipertrofia cortical en zonas 2A y 2B, y en zonas 9A y 9B, que corresponde a las zonas donde se aprecia mayor contacto.



por encima de los 5 mm. de tamaño, viendo que habían progresado desde el estudio anterior. Llama la atención la presencia de dos desgastes totales del polietileno, sin la aparición de osteólisis, comprobado quirúrgicamente cuando efectuamos el recambio del polietileno y de la presencia de otros cotilos con menor desgaste, también sin osteólisis, lo cual habla a favor del criterio de Geesink y D'Antonio (12,21) del papel de barrera de la hidroxiapatita, pero, sin embargo, en otras caderas se ven osteólisis progresivas, aunque nunca se vieron a distancia a nivel intramedular. Hemos dejado de utilizar polietilenos de 4 y 6 mm. de espesor, desde hace más de 1 año y medio, debiendo vigilar estas caderas con osteólisis cada 6 meses, aunque no tengan dolor, para efectuar el rescate si vemos que progresa de forma importante la destrucción de hueso.

Según nuestro criterio, con los vástagos simétricos recubiertos proximalmente de H.A. se han obtenido resultados clínicos y de remodelación ósea muy satisfactorios a más de 5 años, habiéndose presentado como único problema la aparición de osteólisis proximal progresiva en algunos vástagos, debido fundamentalmente a haber utilizado cotilos no cementados con polietilenos de muy poco espesor, debiéndose utilizar polietilenos más gruesos, o comenzar a utilizar otros tipos de superficie de fricción, teniendo que seguir investigándose las causas de la usura del polietileno y de la aparición de la enfermedad de partículas, que depende de un espectro de factores macro y microtribiológicos complejos e interrelacionados, dado que pensamos que la osteólisis es el principal problema actual en la duración de los implantes. ■■■■■

Bibliografía

1. Barrack RL, Mulroy RD Jr, Harris WH. Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review. *J Bone Joint Surg* 1992; 74B:385-9.
2. Schulte KR, Callaghan JJ, Kelly SS, Johnston RC. The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. The results of one surgeon. *J Bone Joint Surg* 1993; 75A:961-75.
3. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop* 1980; 150:263-70.
4. Glassman AH, Engh CA, Culpepper WJ. Results of porous-coated total hip replacement in patients 50 years of age and younger. Read at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Atlanta, Georgia, Feb.26,1996.
5. Heekin RD, Callaghan JJ, Hopkison WJ, Savory CG, Xenos JS. The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. Results after five to seven years in a prospective study. *J Bone Joint Surg* 1993; 75A:77-91.
6. López-Sastre A, Gómez J, Ortiz JA, de la Sierra LM, de la Sierra JA. Prótesis de cadera tipo PCA sin cementar. Resultados tras 5 años de seguimiento. *Rev Ortop Traumatol* 1996; 40:420-5.
7. Capello WN. Hydroxyapatite in total hip arthroplasty: five-year clinical experience. *Orthopedics* 1994; 17:781-92.
8. Capello WN, D'Antonio JA, Feinberg JR. Hydroxyapatite-coated stems in patients under 50 years old: clinical and radiographic results at five-year minimum follow-up. *Orthop Trans* 1995; 19:399.
9. D'Antonio JA, Capello WN, Jaffe, WL. Hydroxylapatite-coated hip implants. Multicenter three-year clinical and roentgenographic results. *Clin Orthop* 1992; 28%:102-15
10. Epinette JA. Prothèse femorale HA Omnifit en chirurgie primaire: bilan à 7 ans. En: Epinette JA y Geesink RGT (Eds): Hydroxyapatite et prothèses articulaires. Paris: Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1994, p. 196-207
11. Furlong R. Six years use of the unmodified Furlong hydroxyapatite ceramic coated total hip replacement. *Acta Orthop Belg* 1999; supl 19:323.5
12. Geesink RGT, Hoefnagels NHM. Six-year results of hydroxyapatite-coated total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1995; 77B:534-47.
13. Toni A, Terzi S, Sudanese A, Stea S, Zappoli FA, Busanelli L, Giunti A. Hydroxyapatite as metallic prosthesis coating: preliminary clinical experience. *Chir Organi Mov* 1996; 81:351-9.
14. Vidalain JP. La prothèse Corail. 5 années d'expérience du groupe ARTRO. *Acta Orthop Belg* 1993; 59(supl 1):165-9.
15. Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop* 1990; 257:107-28.
16. Huiskes R, van Rietbergen B. Preclinical testing of total hip stems. The effects of coating placement. *Clin Orthop* 1995; 319:64-76.
17. Cachero D, Alejandro IF, Trejo P. Correlación de patrones de stress por elementos finitos y remodelación ósea en vástagos femorales. XVII Symposium de la Sociedad Ibérica de Biomecánica, Sevilla, diciembre 1994, p. 217-221.

18. **Cachero D, Algora J.** Estudios preliminares del vástago femoral biológico HIC. En: *Fundación Maphre Medicina. Nuevos avances en cirugía ortopédica y traumatología.* Madrid: Editorial Maphre. SA, 1993, p. 503-520.
19. **Bloebaum RD, Beeks D, Dorr LD, Savory CG, Dupont JA, Hofmann AA.** Complications with hydroxyapatite particulate separation in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1994; 298:19-26.
20. **Bloebaum RD, Dupont JA.** Osteolysis from a press-fit hydroxyapatite-coated implant. A case study. *J Arthroplasty* 1993; 8:195-202.
21. **D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT.** Remodeling of bone around hydroxyapatite-coated femoral stems. *J Bone Joint Surg* 1996; 78A:1226-34.
22. **Maloney WJ, Woolson ST.** Increasing incidence of femoral osteolysis in association with uncemented Harris-Galante total hip arthroplasty. A follow-up report. *J Arthroplasty* 1996; 11:130-4.
23. **Tanzer M, Maloney WJ, Jasty M, Harris WH.** The progression of femoral cortical osteolysis in association with total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg* 1992; 74A:404-10.
24. **Furlong RJ, Osborn JF.** Fixation of hip prostheses by hydroxyapatite ceramic coatings. *J Bone Joint Surg* 1991; 73B:741-74.
25. **Geesink RGT; de Groot K, Klein CPAT.** Chemical implant fixation using hydroxyl-apatite coatings. The development of a human total hip prosthesis for chemical fixation to bone using hydroxyl-apatite coatings on titanium substrates. *Clin Orthop* 1987; 225:147-70.
26. **Geesink RGT; Klein CPAT, de Groot K.** Revêtements d'hydroxyapatite: caractéristiques d'ancrage, expérimentation animale. En: *Epinette JA y Geesink RGT (Eds): Hydroxyapatite et prothèses articulaires.* Paris: Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1994, p. 54-60.
27. **López-Sastre A; Val JF; Gonzalo JM; Gorrachategui I; Buelta L, López A.** La influencia del revestimiento de hidroxiapatita y de biovidrio en la osteointegración de implantes de titanio. *Rev OrtopTraumatol* 1997; 41:173-81.
28. **Soballe K; Hansen ES; Rasmussen HB, Bünger C.** Études expérimentales des revêtements hydroxyapatite. En: *Epinette JA y Geesink RGT (Eds): Hydroxyapatite et prothèses articulaires.* Paris: Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1994, p. 61-75.
29. **Epinette JA.** Hydroxyapatite-coated implants for total hip replacement: clinical experience in France. En: *Geesink RGT y Manley MT(Eds): Hydroxylapatite coatings in Orthopaedic Surgery.* New York, Raven Press, 1993.
30. **Geesink RGT.** Hydroxyapatite-coated total hip prostheses. Two-year clinical and roentgenographic results of 100 cases. *Clin Orthop* 1990; 261:39-58.
31. **Soballe K, Toksvig-Larsen S, Gelineck J, Fruensgaard S, Hansen ES, Ryd L, Lucht U, Bunger C.** Migration of hydroxyapatite coated femoral prostheses. A roentgen stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg* 1993; 75B:681-7.
32. **Merle d'Augbiné R, Postel M.** Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg* 1954; 36A:451-75.
33. **Charnley J.** The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *J Bone Joint Surg* 1972; 54B:61-76.
34. **Johnston RC, Fitzgerald RH, Harris WH, Poss R, Miiller ME, Sledge CB.** Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement A standar system of terminology for reporting results. *J Bone Joint Surg* 1990; 72A:161-8.
35. **Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC.** Modes of failure of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop* 1979; 141:17-27.
36. **Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH Jr.** Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg* 1973; 55A: 1629-32.
37. **Walker PS, Schneeweis D, Murphy S, Nelson P.** Strains and micromotions of press-fit femoral stem prostheses. *J Biomech* 1987; 20:693.
38. **Pérez L; Sumillera M; Sanz J; Doñate F; Val JF, Moreno JJ.** Estudio experimental de implantes de hidroxiapatita sobre titanio. *Rev Ortop Traumatol* 1994; 38:423-436.
39. **D'Antonio JA, Capello WN.** Radiographic remodeling around hydroxylapatite coated femoral components - five-year minimum follow-up. *Orthop Trans* 1995; 19:399-400.
40. **Geesink RGT.** Implants à revêtement d'hydroxyapatite en chirurgie de révision. En: *Epinette; JA Geesink RGT (Eds): Hydroxyapatite et prothèses articulaires.* Paris: Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1994, p. 260-4.
41. **Gouin F, Potaux F, Sauvage L, Delécrin J, Bainuel JV, Passuti N.** Étude comparative à court termed'un même implant fémoral, avec et sans hydroxyapatite. En: *Epinette; JA y Geesink RGT (Eds): Hydroxyapatite et prothèses articulaires.* Paris: Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1994, p. 178-81.