

# Prótesis sin cementar: resultados a más de 10 años

## Non-cemented hip prósthesis: results at more than ten years.

SAORNIL ALVAREZ J, DIEZ GARCIA J, CARRILLO MATEOS J P.

SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA. HOSPITAL DE LIENCRES (SANTANDER)

**Resumen.** Se revisan 50 prótesis totales de cadera no cementadas con vástago autobloqueante 3V, cotilo impactado de tres pivotes y cabeza de cerámica (Zirconio) en 47 pacientes, con un seguimiento medio de 11 años y 4 meses. Clínicamente se ha prestado especial atención al dolor, limitaciones para la vida diaria, capacidad para la marcha y la actividad realizada en estos años, obteniendo unos resultados entre buenos y excelentes del 98% en unos pacientes en los que se implantó la prótesis a una edad media de 58 años y de los que el 76,5% han mantenido una vida activa o muy activas. Se propone una clasificación para valorar radiográficamente la anteversión del cotilo protésico. No se ha apreciado ningún desgaste del polietileno y hay una tasa de supervivencia al aflojamiento aséptico de vástagos y cotilos del 100%. Se analizan los resultados, las ventajas del cotilo, del vástago y la diferencia entre imágenes de doble contorno y radiolucencias.

**Summary.** A totality of 50 non cemented hip prosthesis with a self blocking model 3V stem and, tri-spiked impactation acetabulum and head of ceramic (Zirconium) are revised on 47 patients, the average of following was of 11 years and 4 months. Special attention has been paid clinically to pain, to daily life mobility, to capacity for the course and to the activity carried out in these years, having allowed as to obtain 98% of good and excellent results in some patients to whom the prosthesis was implanted at an average age of 58, 76,5% of them led active of very life. We propose a classification to evaluate radiologically the anteversion of the prosthetic cups. It has not been noticed any wear in the polyethylene of any. The percentage of survival after aseptic loosening of the stems and spikes was of a 100%. The results, the advantages of the cups, stem and the difference between images of double contour and radio-lucencies, are commented with their clinical relevance.

**Introducción.** La fijación con metilmetacrilato, la técnica y los conceptos (low friction) introducidos por Charnley a principio de los años sesenta (1) significaron el mayor avance en la artroplastia total de cadera y ha hecho que la sustitución articular se haya convertido en los últimos 20 años en una intervención habitual donde una prótesis primaria no supone mayor dificultad técnica. Las descementaciones asépticas observadas en los años 70, principalmente en gente joven, llevaron a que en un principio se hicieran recambios cementados con el mismo tipo de prótesis y con la misma técnica, observando que recementar no era la solución al tener un gran índice de fracasos en corto espacio de tiempo (2) y encontrar-

se a posteriormente con mucha más pérdida ósea. Esto condujo a la búsqueda de anclajes más duraderos apareciendo los cotilos rosca-dos basados en la idea de Ring recogida por Mittelmeyer y perfeccionada por Lord. Lord, en 1974, comienza a usar la superficie en madrepora para su vástago (3), apareciendo a partir de ahí distintos modelos de prótesis que tuvieron unos resultados muy variables por problemas de diseño y de materiales no mejorando los resultados del cemento. La investigación de los años ochenta siguió tres direcciones: mejorar el diseño y materiales; lograr una mejor técnica de cementación y la fijación por crecimiento biológico de nuevo hueso. Esta última alcanzó su máxima expresión con el dise-

**Correspondencia:**

Joaquín Saornil Álvarez  
Castilla, 16, 6º Dcha.  
39002 Santander.

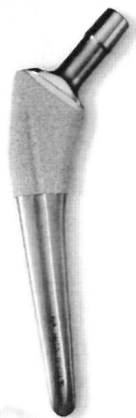


Fig. 1. Vástago 3V

ño de recubrimiento poroso ideado por R. Pilliar, y que con la aportación de Eng y Bobyn (4) serviría como recubrimiento poroso de un vástago de Moore modificado.

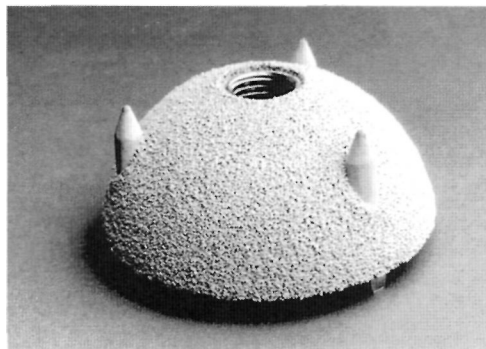
A principio de los años ochenta se diseñó el vástago 3V iniciando su andadura en nuestro servicio en 1.986. Este trabajo recoge parte de nuestra experiencia con la prótesis de cadera sin cementar con vástago 3V y cotilo impactado de tres pivotes.

El vástago 3-V (Fig. 1) está inspirado en el autobloqueante de Müller, al que se introdujeron algunas modificaciones tanto en su recubrimiento como en el cuello (cono morse de 14/16 y ángulo cervico-diafisario de 135°). Fabricado en aleación de Ti6Al4Va, está recubierto en su tercio proximal con unas esférulas de 300 micras de diámetro con un índice de porosidad de 35%, agregadas por un proceso de sinterización, siendo las dos terceras partes distales completamente lisas. Carece de apoyo en calcar. Es plano, con lo que evita el que pueda sufrir rotaciones y al no ocupar toda la cavidad intrafemorale conserva aproximadamente un 40% de hueso del canal óseo, siendo muy económico en la resección de la base del trocánter mayor. Se dispuso de seis tamaños de vástagos de 7,5 mm a 20 mm de anchura (de 2,5 mm en 2,5 mm) y de 120 mm a 156 mm de longitud.

La cabeza de 32 mm de diámetro, de cerámica (zirconio) como material de elección, se presenta en tres tamaños: corto, mediano y largo.

El cotilo (Fig. 2), hemiesférico, autoestable por impactación, fabricado con la misma aleación que el vástago, está recubierto en toda su superficie de poroprost y tiene tres tetones equidistantes cuya principal misión es actuar como antirrotatorios y refuerzan el anclaje colaborando en la fijación primaria. Tiene la ventaja de que evitamos el uso de tornillos y sus inconvenientes, ya que al prescindir de orificios para los mismos proporciona un mayor contacto periférico y estabilidad. Va unido

Fig. 2. Cotilo de tres pivotes



al polietileno (monobloc) pudiendo ser este de bajo y de alto perfil. Se presentaba en ocho tamaños desde 44 mm a 58 mm (de 2 mm en 2 mm)

**Material y método.** De los 101 pacientes en los que se implantaron prótesis con vástago 3V y cotilo impactado de tres pivotes entre noviembre de 1.986 y agosto de 1.988 se han localizado 53 de los cuales 2 habían fallecido por causas ajenas a la cirugía, 3 aceptaron la revisión y no acudieron y de los 48 que se presentaron (20 varones y 28 mujeres) a uno le habíamos retirado la prótesis por infección en 1.992 por lo que revisamos 50 prótesis (29 derechas, 15 izquierdas y 3 bilaterales) en 47 pacientes. La edad media fue de 58 años (máxima 66 años, mínima 48 años). El diagnóstico preoperatorio (Tabla 1) ha sido de coxartrosis primaria en 40 casos (78,43%), coxartrosis secundaria a displasia en 3 casos (5,8%), necrosis aséptica en 7 casos (13,7%) y un rescate de una prótesis cementada de Charnley-Müller (1,96%).

El tiempo medio de seguimiento ha sido de 11 años y 4 meses (máximo 12 años y 1 mes y mínimo 10 años y 4 meses).

Las intervenciones quirúrgicas han sido hechas por seis cirujanos distintos. La técnica quirúrgica fue similar en todos los casos con abordaje por vía posterior. Se utilizó profilaxis antibiótica y antitrombótica. Se procuró siempre que el fresado del acetábulo tuviera la misma dirección en la que iba a colocar el cotilo protésico (45° con respecto a la horizontal y 15° de anteversión). Las medidas más frecuentes de los componentes protésicos oscilaron: para el cotilo de 44 mm a 50 mm (84,3%), para el vástago de 7,5 mm y 10 mm (86,3%) y para la cabeza

#### Diagnósticos.

	N.º
Coxartrosis primaria	40
Coxartrosis secundaria	
Necrosis aséptica	7
Displasia de cadera	3
Prótesis descementada (recambio)	1

za el tamaño mediano (corto 19, mediano 29, largo 2). Se permitió levantarse tras la retirada de goteros y drenajes aspirativos ( la pauta seguida fue: segundo/tercer día sentarse en cama, al día siguiente sentarse en silla y al otro día comenzar la deambulaci3n con dos muletas sin apoyo sobre el miembro operado). Se dio el alta hospitalaria entre 9 y 15 d1as. El tiempo de descarga medio fue de 45,3 d1as (m1nimo 30, m1ximo 60).

En esta revisi3n se ha valorado el dolor seg1n la escala de Harris (5), la actividad desarrollada desde que fue dado de alta (sedentaria, activa, muy activa), las limitaciones (deambulaci3n, subir y bajar escaleras, vestirse), el peso ( si adelgaz3, engord3 o se ha mantenido en el peso desde la intervenci3n quir1rgica), la musculatura del muslo comparando con el lado contrario, la movilidad, la dismetr1a (a partir de +1 cm), la valoraci3n final del enfermo ( Mejor de lo que esperaba, como esperaba, menos de lo que esperaba y peor de lo que esperaba) y la valoraci3n del m1dico explorador (Excelente, bueno, regular y malo).

Radiogr1ficamente se han tenido en cuenta los siguientes par1metros:

1.- 1ngulo de inclinaci3n acetabular.

2.-Anteversi3n. Normalmente en los estudios publicados sobre cadera no se suele contemplar teniendo solamente como dato el 1ngulo de inclinaci3n, d1ndonos una imagen plana de la posici3n del cotilo, ya que o bien su medida exacta hace con T.A.C o bien en la Rx simple despu3s de una serie de complicados c1lculos matem1ticos se obtiene una medida que de una exactitud muy aproximada siempre y cuando la posici3n del paciente al hacer la Rx sea perfecta (6). Ante la dificultad para medirla en grados proponemos una clasificaci3n sencilla, que sea lo suficientemente orientativa para tener una idea de la anteversi3n cotiloidea. Esta clasificaci3n se basa en la proyecci3n radiogr1fica del borde del cotilo prot3sico en las pr3tesis sin cementar y de la proyecci3n del anillo met1lico en los cotilos de polietileno cementados; este anillo ecuatorial se proyecta en la Rx como una elipse.

Valoramos la anteversi3n en 5 grados (Fig.3): la anteversi3n ideal como 0, la retroversi3n exagerada en el que la elipse se convierte pr1cticamente en una l1nea como -2, la retroversi3n intermedia entre 0 y -2 como -1; la anteversi3n exagerada como +2, donde el di1metro corto de la elipse est1 muy ensanchado y la anteversi3n intermedia entre 0 y +2 como +1.

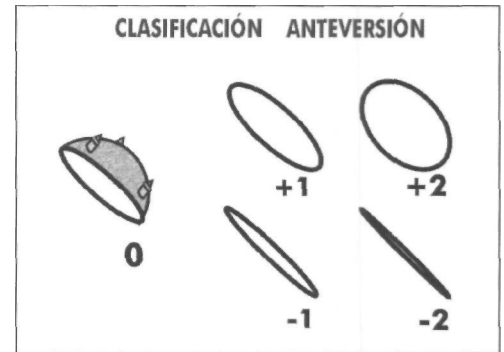


Fig. 3. Clasificaci3n de la anteversi3n

3.-Contacto acetabular en la Rx postoperatoria clasificando las zonas de falta de contacto metal hueso seg1n las 5 zonas radiogr1ficas establecidas para la pr3tesis PCA (7) y comparando dichas observaciones con Rx hechas para este estudio.

4.-Ajuste del v1stago con las corticales interna y externa valorado en la Rx AP postoperatoria calific1ndose como bueno el contacto sin soluci3n de continuidad entre la zona proximal recubierta de poro y las dos corticales y ajuste menos bueno aquel en el que hay un espacio entre la pr3tesis y una o las dos corticales; comparando con las Rx hecha para este estudio con la idea de poder apreciar una posible osteolisis(8).

5.-Calcificaciones ect3picas siguiendo los criterios de Brooker y cols. (9).

6.-Desgaste del polietileno. Bas1ndonos en el estudio realizado con simulador de la articulaci3n coxofemoral realizado por Villar y De Gracia (10) para cabeza de zirconio de 32 mm a 10 a1os, nos mover1amos te3ricamente en un desgaste de 0 a 0,4 mm. A la vista de estas cifras y de las dificultades para la su medici3n, se intent3 hacer computarizando las im1genes radiogr1ficas no llegando a ning1n resultado pr1ctico al menos en esta serie ( se realiz3 la medici3n comparando la radiograf1a AP del postoperatorio con la 1ltima radiograf1a AP hecha para este estudio midiendo la distancia de dos c1rculos ampliados hasta 10 veces, uno se corresponder1a con el per1metro de la cabeza y el otro con el per1metro del componente met1lico del cotilo, movi3ndonos con un error m1nimo de 0,2 mm).

Las revisiones se trat3 que fueran realizadas a los 3,6, 12 meses y posteriormente una revi-

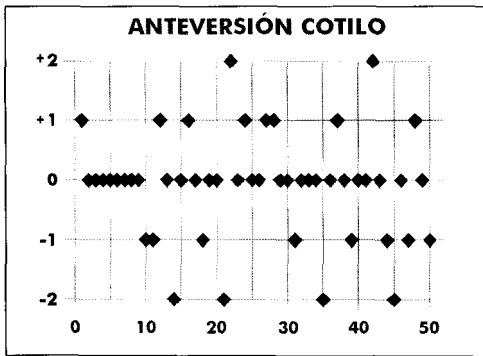


Fig. 4. Aplicación de la clasificación expuesta en la Fig. 3 a esta revisión de 50 prótesis.



Fig. 5. Vástago descendido. Control a los 11 años y 6 meses. Persiste la imagen de doble contorno.

sión anual; revisiones que fueron muy mal seguidas por parte de los pacientes, siendo la media de la última hasta la visita para este estudio de 3 años y 3 meses, encontrándonos desde un enfermo que se hizo la última revisión a los 5 meses, hasta el mejor lo había seguido que se hizo el último control 8 años y 7 meses después de la intervención

## Resultados

**Resultados clínicos:** De los 47 pacientes todos tienen total capacidad para la marcha, ninguno necesita ayuda de bastón y no tienen dificultades para subir o bajar escaleras o cuestras; 40 pacientes (86%) referían no tener ningún tipo de dolor o molestia, 7 (14%) referían molestias en muslo ocasionales que consideraron residuales a la intervención quirúrgica, que se mantiene sin variaciones hasta la actualidad y no les altera en absoluto su actividad; ninguno refirió dolor moderado o severo. En la actividad de los enfermos (Tabla 2) hacían trabajo pesado y/o deporte 13 enfermos (27%), trabajo menos pesado 24 (51%) y vida sedentaria 11 (23%). Habían engordado de 4 a 10 Kg 18 pacientes (38%), 1 (2%) había adelgazado y el resto (60%) se mantuvieron en su peso. La movilidad medida globalmente en 35 casos (70%) era completa y en 15 casos (30%) limitada (12 con una movilidad del 80% al 92% y 3 con una movilidad de 53%, 58% y 68%). Referían dificultades para calzarse y ponerse calcetines o medias 4 (8%); En 4 casos (8%) no habían recuperado la musculatura del muslo persistiendo una moderada atrofia de cuádriceps. Tenían una disimetría 6 pacientes (12%): 2 un acortamiento de 2 cm y 2'5 cm que se correspondían con el diagnóstico de displasia y 4 tenían un alargamiento de 1 cm a 2 cm.

**Resultados radiográficos:** Las osificaciones ectópicas fueron 3 de grado I, 6 de grado II y 2 de grado III, no hubo ninguna de grado IV; en ningún momento supusieron aparición de dolor o restricción de la movilidad

Tabla 2.

Actividad y peso (47 pacientes).

Peso	Actividad
18 engordaron de 4 a 10 Kg.	Sedentaria 11
1 adelgazó 18 Kg.	Activa 23
28 se mantuvieron en el peso	Muy activa 13

de la cadera. En 5 casos de mujeres cuyas edades actuales oscilan de 64 a 70 años ha aparecido una osteoporosis dando a primera vista en algún caso la impresión de ser un Stress Shielding; en uno de estos casos que presentaba en las radiografías postoperatorias calcificaciones periarticulares secuela de la coxartrosis se aprecia en los controles recientes que éstas han desaparecido.

El ángulo de inclinación medio del cotilo fue de 46,3° (máximo 1 caso de 65°, mínimo 1 caso de 26°, el resto oscila entre 30° y 60°), no observando ningún cambio significativo posterior. La anteversión se presenta en la figura 4 utilizando la clasificación anteriormente expuesta en la figura 3. No se ha observado ninguna variación del ángulo acetabular, ni de la anteversión, ni migración, ni aparición de líneas radiolúcidas. En el desgaste del polietileno se ha puesto especial atención en los cotilos verticalizados (3 de 60° y 1 de 65°) y a pesar de que el 78% de los pacientes han hecho una vida activa o muy activa y el 38% han ganado peso no se ha apreciado ningún desgaste. En cuanto a los defectos de contacto prótesis-acetábulo apareció en 5 casos en el control del postoperatorio inmediato: 3 en la zona 2-3, 1 en zona 1-2-3-4 y 1 en la zona 1; en la actualidad persiste 1 (Fig. 5), se han rellenado parcialmente 2 y otros 2 han desaparecido.

En lo que se refiere al vástago en el control postoperatorio se apreció que 32 (64%) estaban bien ajustados al fémur y no ajustados 18 (36%), de estos últimos en 7 el defecto de ajuste se había producido por estar colocados en varo. No hay ningún vástago en valgo. De los vástagos no ajustados con orientación correcta en 3 se observó un hundimiento que mejoró el ajuste en controles hechos entre 3 y 7 meses (Fig.5) presentando una imagen de "radiolucencia" que se mantenía años después. En los vástagos en varo no se ha apre-

Tabla 3.

Valoración final según el paciente (48 pacientes).

Mejor de lo que esperaba	40 (83,3%)
Como esperaba	6 (12,5%)
Menos de lo que esperaba	1 (2,08%)
Peor de lo que esperaba	1 (2,08%)

Tabla 4.

Valoración final del cirujano (51 caderas).

Excelentes	39 (76,48%)
Buenos	11 (21,56%)
Regulares	0
Malos (Girdlestone)	1 (1,96%)

Tabla 5.

Resultados a 10 años de las prótesis cementadas.

Autor Prótesis	% fracasos	
Müller (18)	9,7%	Müller-Stetzholz
Hirton (19)	11,0%	Müller
Hinky (20)	12,0%	Müller
Sutherland (21)	21,0%	Müller
Kempf(22)	12,0%	Chanrley-Müller
Clin. Mayo (20)	19,0%	Chanrley

ciado aumento del ángulo de inclinación. Solamente se ha observado una pérdida de densidad ósea en trocánter mayor y ninguna atrofia de calcar. Hemos encontrado 5 casos (10%) con hipertrofia ósea de cortical interna y 1 caso de las dos corticales (que atrapaban más al vástago), todos ellos a la altura de la zona media protésica que no tiene poro y ninguno a la altura tercio distal o de la punta.

La valoración final con la impresión del paciente y del médico explorador se recogen en las tablas 3 y 4, siendo el resultado entre excelentes y buenos el 98,4%.

**Complicaciones:** No hubo ninguna complicación intraoperatoria y dentro de las complicaciones postoperatorias 2 pacientes tuvieron tromboflebitis que se resolvieron con tratamiento anticoagulante; un paciente tuvo una infección de partes blandas que se resolvió con una limpieza quirúrgica y tratamiento antibiótico específico.

**Discusión.** Al revisar la bibliografía apreciamos que cuanto más recientes son las publicaciones mejores resultados se obtienen

y las técnicas de diseño y materiales se acercan, cada vez más a la observación de los ensayos clínicos. Se ponen en duda técnicas como el cotilo roscado (11-16) salvo excepciones (17) y se van abandonando otras como la antigua de cementación, que cumplió su cometido y a pesar de que todos tenemos en nuestros archivos supervivencias de más de 20 años ha sido superada, recordando que el índice de fracasos a 10 años estaba entre el 9 % y el 20 % ( 18-23) (Tabla 5), aumentando en los pacientes jóvenes hasta cerca del 40%. Actualmente la indicación de sustitución protésica de cadera se aplica a individuos más jóvenes y mas activos que antaño y las limitaciones actuales de los implantes están relacionadas una buena osteointegración y con el desgaste de sus componentes que limitan su vida funcional y en consecuencia son ellas las causas del fallo clínico.

La tasa de supervivencia de la presente serie es, tanto de cotos como de vástagos, del 100% superando en resultados, en algunos casos ampliamente, a las revisiones de prótesis comenzadas a poner en las mismas fechas (24-27). La mayoría de los autores que trabajan con componentes acetabulares sin cemento están publicando buenos resultados a 10 años (28) siendo muy escasas las revisiones que superen este tiempo, apareciendo algunos resultados muy similares a los nuestros recientemente como los obtenidos por Mesa Ramos y cols. (29) sobre 52 artroplastias a 9 años con vástagos no cementados de apoyo metafiso-diafisario de titanio y cabeza de cerámica con una tasa de fracaso 0% o Xenos y Callaghan (30) que refieren el aflojamiento de un vástago en una serie de 100 prótesis sin cementar a 10 años. A la vista de los resultados obtenidos creemos que debemos intentar hacer un balance de los mismos.

En general atendiendo a su nivel de actividad y esperanza de vida podemos distinguir pacientes de bajo y alto riesgo, definiendo como riesgo a la probabilidad de vida útil de la artroplastia (31), siendo de alto riesgo los de nivel alto de actividad, los que tienen sobrepeso y, en general, los que se niegan a aceptar una restricción de la actividad postoperatoria. También podemos

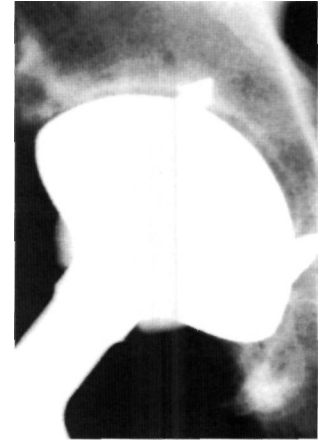


Fig. 6. Control a los 11 años y 9 meses. Persiste la imagen de defecto de ajuste.

incluir como de alto riesgo, si nos atenemos a la experiencia con las prótesis cementadas, los pacientes menores de 50 años, en los que se ha visto una elevada tasa de fracasos a nivel de cotilo y en los que no se consigue aumentar la duración a pesar de usar técnicas modernas de cementación, en 1994 Ballard (32) informan sobre un índice de fracasos de un 36% a los 10 años de seguimiento en pacientes menores de 50 años. Sin tener en cuenta el sobrepeso, pacientes de alto riesgo en esta revisión tenemos el 27% (trabajo pesado y/o deporte) coincidiendo dentro este porcentaje los 3 casos menores de 50 años.

La prácticamente ausencia de dolor en muslo que hemos obtenido confirma que es índice a largo plazo de un buen resultado. Considerando que parte de esta sintomatología es de un origen desconocido y multifactorial. Hedley (33) explican el dolor basándose en el módulo de flexión de los implantes de cromo cobalto, otros autores creen que puede ser por un excesivo ajuste del implante rígido al canal femoral (34) y para algunos autores el dolor en muslo es signo claro de inestabilidad (35-37). Hay que destacar también la ausencia de luxaciones protésica postoperatorias, que oscilan en la mayor parte de las revisiones del 2,2% al 4,2 %. Si aplicamos los criterios de John y McCabe (38) tenemos en esta serie un 46% de factores predisponentes (Tabla 6), sin contar la vía posterior y no haber tenido en cuenta la curva de aprendizaje; teniendo a favor la experiencia de que 5 de los 6 cirujanos llevábamos en 1.986 más de 10 años trabajando juntos en cadera, la buena orientación de los vástagos, las cabezas de 32 mm ( que dan más estabilidad (39) que las de 28 mm o 22mm) y la edad de los enfermos.

Los avances recientes en la densitometría por absorción de rayos X de doble fotón (40) han hecho posible cuantificar los cambios de densidad mineral del hueso adyacente a la artroplastia total de cadera. Aunque la etiología de la pérdida ósea periprotésica es multifactorial (41) y pocas veces es ella única razón del fracaso de la artroplastia, si puede reducir la estabilidad

Tabla 6.

**Factores predisponentes en esta serie para la luxación postoperatoria.**

Inclinación Cotilo	1 de 65° 3 de 60°
Anteversión Cotilo	2 de +2 4 de -2
Dismetrías	1 de 2 cm 1 de 2,5 cm
Enfermedad primaria de cadera	3 displasias 7 Necr. Asép
Cirugía previa	1 recambio
<b>Total</b>	<b>23 (46%)</b>

del vástago. Los signos radiológicos de transmisión de las fuerzas que hemos encontrado en este estudio (engrosamiento de las corticales en 5 casos) no se han acompañado de desfuncionalización proximal ni a corto ni a largo plazo. Este resultado es posiblemente está relacionado con los siguientes hechos: evitamos el raspado y fresado amplio del conducto femoral (42) respetando al máximo el endostio; el índice de elasticidad del Ti6Al4V está más cercana al del hueso(43) que las aleaciones de Cr-Co (44) y la anchura del vástago. Es falsa la idea de que para conseguir una buena estabilidad primaria haya que utilizar vástagos gruesos que rellenen el canal medular 1 (45) ya que cuanto más ancho es menos flexible, hay más rigidez a la incurvación y se induce a mayor reacomodación a la carga con la consiguiente pérdida ósea periprotésica (46,47) ya expuesto por Eng y Bobyn en 1.988 (48).

La ausencia de collarín sigue siendo controvertida (49) y a pesar de algunas opiniones en contra (50) hace que si no se ha ajustado suficientemente en el acto quirúrgico el vástago este se acomode gradualmente dentro del fémur y se encaje mejor, ya que los vástagos con recubrimiento poroso buscan un press-fit en el canal medular persiguiendo una fijación inicial (mecánica) y tardía (biológica) óptimas (51). Taylor y Tanner (52) sugirieron en 1.997 que la emigración a medio plazo (dos años) iría asociada a una compactación y a un fracaso del hueso esponjoso y Karrholm (53) predicen que cuando esto sucede, sin mucho miedo a equivocarse que habrá un

fracaso del implante antes de los 10 años. Por el resultado de los tres vástagos que se han hundido en nuestra serie, no parece que puedan aplicar estos pronósticos al corto plazo (entre tres y siete meses), habiendo sucedido este descenso en los vástagos que apoyaban sobre la esponjosa y sin aparecer migraciones posteriores, considerándolo más que como una migración un asentamiento. Esta movilización da lugar a una imágenes paralela al vástago, transparente, que más que radiolucencias son imágenes de doble contorno que pueden permanecer siempre, por lo que recomendamos que ante imágenes dudosas no se diagnostique alegremente una movilización de la pieza protésica si no se tiene la historia del paciente con los consiguientes controles radiográficos anteriores. En la figura 5 se presenta uno de los tres casos que se han recogido en esta serie, la ausencia de collarín ha permitido un descenso del vástago de 3 mm con una mejoría del ajuste, la imagen de doble contorno apareció a los 3 meses y permanece 11 años y 6 meses después.

Muy similares a las imágenes de doble contorno del vástago sucede con los defectos de ajuste del cotilo, que se observan en el primer control radiográfico postintervención y que se pueden mantener siempre (Fig. 6). Estos defectos de ajuste vienen dados por un deficiente fresado del cotilo: en unas ocasiones por no fresar en la misma dirección en que se coloca el cotilo protésico o por un fresado insuficiente; en otras ocasiones el fresado se ve dificultado por las alteraciones morfológicas que muchas veces han sido las responsables de la artrosis (54): cotilos en retroversión, con buena profundidad pero con alguna zona aplanada, cónicos, con un borde externo más pequeño que la cavidad, con diferentes calidades de dureza (con zonas muy esclerosas y duras) etc... Todas estas alteraciones hacen que a veces no se pueda poner el cotilo donde queremos. En los cotilos roscados los defectos de ajuste llevan irremediablemente al fracaso; Villar y cols (55) achacan a estos defectos de ajuste las movilizaciones a corto plazo de los cotilos impactados CRM, también es cierto

que estos cotilos los pusieron sin ningún otro elemento de anclaje, lo que nos hacer pensar que los tres tetones del cotilo que estamos revisando participan más en la fijación primaria de lo que creemos.

El hecho de que radiográficamente de los 50 casos estudiados en los cotilos no se haya apreciado desgaste del polietileno y no hayan sufrido variaciones de posición indica la buena adaptación funcional y fisiológica al hueso, habiendo tenido que cumplir forzosamente las condiciones imprescindibles para que los acetábulos funcionen bien a largo plazo: estabilidad primaria perfecta, congruencia total entre el "metal-bak" y el inserto de polietileno y óptimo mecanismo de anclaje de dicho inserto teniendo en cuenta a favor que el componente metálico no tenía ningún orificio y venía unido de fábrica al polietileno. Como factor en contra podemos considerar el hecho que la impactación se hacía con un posicionador-impactor que, adaptándose a la superficie del polietileno, era golpeado fuerte y repetidamente. Hay también que considerar que se pusieron 13 insertos de polietileno de 44 mm. Esto puede corroborar que únicamente aumentan las tensiones de contacto cuando el grosor es menor de 4 mm y la diferencia radial es de 0,5 mm o mayor; siendo curioso que el desgaste se acerca a cero para las cabezas de zirconio con los de espesor de 5,6 mm, es muy importante cuando son de 7 mm y es de cero para el espesor de 10,9 mm dando mucha importancia al diámetro exterior del acetábulo (56), que ha de ser constante y teniendo en cuenta que la deformación por presión es menor en los polietilenos de 5,6 mm que en los de 10,9 mm (57)

**Conclusiones.** Basados en los resultados de esta revisión se aprecia que no hace falta rellenar todo el canal femoral para asegurar una estabilidad primaria mecánica en espera de la fijación biológica que se logra plenamente con el tamaño de poro adecuado, sin tener diferencias en los resultados a largo plazo incluso con los revestidos de poro más hidroxiapatita. Un vástago plano, propor-

ciona una estabilidad antirrotatoria suficiente y al no usar fresado de la cavidad intramedular femoral se aminora la pérdida ósea periprotésica inicial y teóricamente, que en esta sería no ha sido el caso, ante un fracaso nos encontramos con que aún tenemos hueso femoral y cotiloideo suficiente para colocar otra prótesis primaria cementada o no sin tener que recurrir a las complicaciones técnicas y a los costosos componentes de las prótesis de recambio. Unos componentes

protésicos que han proporcionado estos resultados a más de 10 años, incluso con un 27% de pacientes de alto riesgo, avalan el que sigamos defendiendo y colocando en la actualidad este modelo que, sin variar el diseño original, ha ido incorporando en el transcurso de los años las mejoras en materiales que han ido apareciendo: tamaños de vástagos intermedios, hidroxiapatita, polietileno intercambiable con o sin cerámica, cabezas de alúmina etc. ■■■■■

## Bibliografía

1. Chanley J. Artroplastia de baja fricción en la cadera. Teoría y práctica. Barcelona: Salvat, 1.991.
2. Amstutz HC, Ma SM, Jinnah RH, Mail L: Revisión de aseptically loose total hip arthroplasties. Clin Orthop 1982; 170:21-33.
3. Lord G, Marotte JH, Blanchard JP, Guillaumon JL, Goutard L. Reprise par prothèse madrèporiques sans ciment d'arthroplasties totales cimentées. A propos de 77 observations. Rev Chir Orthop, 1982; 26:179-88.
4. Eng CA. Hip arthroplasty with a Moore prosthesis with porous coating: A five-year study. Clin Orthop 1983; 176:53-66.
5. Harris WH. Traumatic of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment with mold arthroplasty and end result study using a new method of result evaluation. J Bone Joint Surg 1996; 51A:737-55.
6. Fox GM, Beath AA, Heiner JP. Hip replacements with a threaded cup. A follow-up study. J Bone Joint Surg 1994; 76A:195-201.
7. Morrey BF. Artroplastia. Reemplazos articulares. Madrid: Edit Médica Panamericana. 1994, pp. 566.
8. Guen TA, Me Neice GM, Amstutz HC. " Modes of failure" of cemented stem-type femoral components a radiology analysis of loosening. Clin Orthop 1979; 141:17.
9. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH. Ectopic ossification following Total hip arthroplasty incidence and method of classification. J Bone Joint Surg 1973; 55A:1629.
10. Villar Gonzalez JL, de Gracia J. Desgaste de polietileno en la prótesis total de cadera. Rev Ortop Traumatol 1997; 41:573-8.
11. Fox GM, Beath AA, Heiner JP. Hip replacements with a threaded cup. A follow-up study. J Bone Joint Surg 1994; 76A:195-201.
12. Havelin LI, Vollset SE, Engesaeter LB. Revision for aseptic loosening of uncemented cups in 4.352 primary total hip prosthesis. A report from the Norwegian Arthroplasty Register. Acta orthop Scand 1995; 66:494-500.
13. Simank HG, Borai DR, Reiser D, Thomsen M, Saabo D, Lukoschek M. Middle-term results of threaded acetabular cups. High failure rates five years after surgery. J Bone Joint Surg 1993; 75A:961-75.
14. Vicent Carsi V, Pardo Montaner J, Magraner Pons JV. Seguimiento a largo plazo de un cotilo roscado troncocónico sin cementar. Rev Ortop Traumatol 1996; 40:426-30.
15. López-Sastre Núñez A, Gómez Robledo J, Ortiz Gómez JA, de la Sierra Setien LM, de la Sierra Setien JA. Prótesis de cadera PCA sin cementar. Resultado tras 5 años de seguimiento. Rev Ortop Traumatol 1996; 40:420-5.
16. Almenara Martínez M, Navarro García R. Artroplastia primaria de cadera con acetábulo roscado CST-2. Resultados radiográficos a 7 años. (Estudio prospectivo). Rev Ortop Traumatol 1999; 43:93-8.
17. Geesink RGT, Hoefnagels NH. Six-years results of hydroxyapatite-coated total hip replacement. J Bone Joint Surg 1996; 78A:755-66.
18. Müller ME. Hüftgelenkendoorthetik. Aktueller Stand- Perspektiven. Heutiger stand totalprothesen der hüfte. Spritger Verlag. Heidelberg, 1984, pp. 29-41.
19. Hirtton C, Biomoren O, Lindoren U: Factors associated with early loosening of cemented total hip prosthesis. Acta Orthop Scand 1983; 54:168-73.
20. Hinky P. Devenir a plus de 10 ans d'une série homogène de 467 prothèses totales de hanche de type Miiller: étude clinique, radiologique et anatomo-pathologique. Thèse médecine, Strasbourg. 1985.
21. Sutherland CJ, Wilde AH, Borden LS, Marks KE. A ten year follow up of one hundred consecutive Miiller curved stem total hip replacement arthroplasties. J Bone Joint Surg. 1982, 64A:970-82.
22. Kempf J.F., Henky P., Disterdolf M., Babin, S.R., Schvingt E: Devenir a plus de 10 ans d'une série homogène de 467 prothèses totales de hanche de type Chanley-Müller. Revue Chir Orthop 1986; 72:283-296.
23. Kavanagh BF, Hansen AD, Coventry MB. Reemplazos de cadera cementados. resultados. Morrey: Artroplastia, reemplazos articulares. Madrid: Ed. Panamericana, 1994, pp. 557.
24. Clavel M, Benito J, Ruano L, Melendreras E, Martínez L, Novale A. Prótesis total de cadera no cementada STC-At. Estudio clínico y radiológico sobre 287 casos intervenidos entre 1985 y 1988. Rev Ortop Traumatol 1991; 35:301-8.



25. **Palacios Carvajal J, Villar González JL.** La prótesis poropalcar: Revisión de 800 casos. *Rev Ortop Traumatol* 1995;39:99-203.
26. **Zafra Gómez M, Gala Velasco M, Sánchez Castillejos G, Moreno Muñoz JC.** Prótesis de cadera PCA. Complicaciones quirúrgicas. *Rev Ortop Traumatol* 1995; 39:221-4.
27. **Vidal Fernandez C, Vaquero Martin J.** Resultados clínicos y radiológicos a los 5 años de una serie consecutiva de 71 vástagos porosos no cementados de cadera (AML). *Rev Ortop Traumatol* 1996; 40:431-6
28. **Clohisey JC, Harris VH.** The Harris- Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. An average Then-Year Follow-up Study. *J Bone Join Surg* 1999;81A:66-73.
29. **Mesa Ramos F, Nájera Sagastume 00 y cols:** Vástagos no cementados de fijación diafisaria: evaluación a los 9 años. 36 Congreso Nal SECOT Valencia. Octubre 1999.
30. **Xenos JS, Callaghan JJ, HeeKin RD y cols.** The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inseretd without cement. A prospective study with a minimum of ten years of follow-up. *J Bone Join Surg* 1999; 81A:74-82.
31. **Gallart X, Riba J, Suso S.** Conceptos actuales en prótesis total de cadera. *Clin Osteoart* 2000; 3:9-14.
32. **Ballard WT, Callaghan JJ, Sullivan PM, Johnston RC.** The results of improved cementing tecniques for total hip arthroplasty in patiens less than fifty years old. *J Bone Joint Surg* 1994; 76A:959-64.
33. **Hedley AK, Gruen TAW, Borden LS, Hungerford DS, Haberman E, Kenna, RV.** Two year follow up of the PCA noncemented total hip replacement.. *Proceedings of the 14th Open Scientific Meeting of the Hip Society.* ST. Louis. C.V. Mosby, 1987, pp. 225-60
34. **Hedley A, Hungerford D, Haberman E, Borden Ly Kenna R.** Howmedical Surgical techniques; The PCA total Hip System. Rutherford, New Jersey. Howmedical 1984.
35. **Eng CA, Massin P, Suthers KE.** Rientgenografic assesment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral component. *Cin Orthop* 1990; 257:107-28.
36. **Fuentes S, Jimenez M, Segura M, Gala M.** Prótesis PCA de cadera en el tratamiento de la coxartrosis: Resultado a 5 años. *Rev Ortop Traumatol*,1994; 38:372-6.
37. **Zoran M, Karpman RR.** Early failure of noncemented porous coated anatomic total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1990;278:116-10.
38. **John P, Cabe MC y cols.** Luxación secundaria a la artroplastia total de cadera. *Selecc Current Op Orthop* 1999;4:13-7
39. **Tarr RR, Clarke IC, Gruen TA y cols.** Total hip femoral component design. *Orthop Rev* 1.982,11: 23.
40. **Blake, GM; Fogeiman, I:** Technical principles of dual energy x ray absorptiometry. *Semin Nucl Med* 1997; 274:79-96.
41. **Jacobs JJ, Sumner DR, Galante JO,** Mechanism of bone loss associated with total hip replacement. *Orthop Clin North Am* 1993; 24:583-90.
42. **Kroger H, Miettinen H, Armala I y cols.** Evaluation of periprothetic bone using dual-energy x-ray absorptiometry. Precision of the method and effect of operation on bone mineral density. *J Bone Miner Res* 1996; 11:1526-30.
43. **Paz J, Núñez J, del Couz A.** Evolución de las prótesis de cadera en los últimos treinta años.Ciencias básicas aplicadas a la Cirugía Ortopédica. Curso básico Fundación SECOT. Facultad de Medicina Universidad de Navarra. Edit Drug Farma SL 1999, pp. 251.
44. **Vidal C, Vaquero J.** resultados clínicos y radiológicos a los 5 años de una serie consecutiva de 71 vástagos porosos no cementados de cadera (AML): *Rev Ortop Traumatol* 1996; 40:431-6.
45. **Vidal C, Vaquero J, Gómez L.** Remodelación ósea del fémur tras prótesis total de cadera: Estudio densitométrico. *Rev Ortop Traumatol* 1995; 39:209-15.
46. **Ang KC, Das De S, Goh JC, Low SL, Bose K.** Periprosthetic bone remodelin after cementless total hip replacement. A perspective comparison of two different implant design. *J Bone Join Surg* 1997; 79B:675-9.
47. **Nishii T, Sugano N, Mashara K y cols.** Longitudinal evaluation of time related bone remodeling after cementless total hip arthroplasty. *Clin Ortop* 1997; 339:21-131.
48. **Eng CA, Bobyn JD.** The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resoption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1988; 231:7-28.
49. **Robertsen K, Gaarden M, Teichert G, Langhoff O.** Resuts of the total Bi-Metric cementless. Hip Arthroplasty. *Orthopedics* 1996; 19:673-4.
50. **Bergman G, Moessner V, Rohlman A.** Stresses in a femur with a close fit stem hip prosthesis. In *Transactions of the 30th Annual Meeting of the Orthopedic Research Societi.* 1984; 9:298
51. **Morrey BF.** A short stemmed components for hip replacement arthroplasty. *Clin Ortop* 1989; 249:169.
52. **Tailor M, Tanner KE.** Fatigue failure of cancellous bone: a posible cause of implant migration and loosening. *J Bone Joint Surg* 1997,79B:181-2
53. **Karrholm J, Borssem B, Lowening G, Snorreson F.** Does early micromotiou of fenoral stem prostheses matter ? A 4-7 year stereoradio-graphic follow-up of 84 cemented prostheses. *J Bone Join Surg* 1994, 79B:912-7.
54. **Murray, SB:** The aetiology of primary osteoarthritis of the hip. *Br J Radiol* 1965; 38:810-24.
55. **Villar JL, Fraga M, León R, Fernandez HR y cols.** Prótesis de cadera con recubrimiento de vidrio. Primeros resultados con dos años de evolución. *Rev Esp Cir Osteoart* 1996; 31:211-5.
56. **Bartel DL, Burstein AH, Toda MD, Edwars, DL.** The effect of conformity and plastic thickness on contact satresses in metal backed plastic implants. *J Biomech Eng* 1985; 107:193-9.
57. **Saiko, V.** Wear of polietilene acetabular cups agains zirconia femoral heads studied with a hip joint simulator. *Wear* 1994; 176:207-12.