

Vástago femoral sin cementar 3V. Estudio retrospectivo de más de 10 años de seguimiento

Uncemented 3V femoral stem. Long standing (more than ten years) retrospective study

J. SAORNIL ÁLVAREZ, J.P. CARRILLO MATEOS, J. Díez GARCÍA

SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA. HOSPITAL DE LIENCRES (SANTANDER)

Resumen. De los 482 vástagos 3V implantados entre 1986 y 1992 en el Servicio de Cirugía Ortopédica del Hospital de Liencres se realiza un estudio retrospectivo clínico y radiológico de 162 casos con un tiempo medio seguimiento de 12 años y 10 meses. Se ha encontrado una excelente osteointegración con una supervivencia del 100% y unos resultados clínicos entre excelentes y buenos de un 98,22%, no observando diferencias en pacientes con edades entre 28 y 74 años de los que el 49,6% han tenido una importante actividad física. Radiologicamente no se ha encontrado ningún signo de aflojamiento. Se discuten las condiciones puestas por Dorr para los vástagos femorales no cementados y se comenta la disminución de densidad ósea, la vascularización endostal y la osteointegración.

Summary. From 482 femoral component 3V implanted in the Orthopedic Surgery Service at the Liencres Hospital between 1986 and 1992, a clinical and radiological retrospective study is performed on 162 cases with a media follow up of 12 years and 10 months. An excelent osteointegration was found with 100% of survival. Clinical results showed 98.22% of patients with good or excellent assessment with no differences among patients of 24 and 74 years with relevant physical activity the 49,6% of them. Under radiographic evaluation no findings of aseptic loosening were found. Criteria stabilised by Dorr for no cemented femoral components are discussed emphasizing the bone mass alterations, the medullar vascular system and osteointegration.

Correspondencia:
Joaquín Saornil Álvarez
C/ Castilla, 16, 6º Dcha.
39002 Santander.

Introducción. Se calcula que existen actualmente, en el mundo, unos 500 modelos de prótesis de cadera distintas, de las que se usan en España entre 150 y 200; si a esto añadimos que los distintos componentes en su mayor parte son intercambiables unos modelos con otros, el cirujano se encuentra con combinaciones, ante las cuales, para realizar una elección, tiene que utilizar su preparación, su experiencia y la lógica.

Por otro lado esta avalancha de modelos viene muchas veces dada por competencia, motivos económicos o moda y hace que nos enfrentemos a veces a una política de

consumo donde un modelo sucede a otro estando en ocasiones ante prótesis insuficientemente estudiadas, con las que se obtienen resultados inferiores a los de las prótesis más antiguas y si a esto añadimos la confusión que crea los múltiples criterios de valoración clínica y radiográfica (1) hace que algunos autores opinen que "en el último decenio prácticamente no se ha aportado ninguna innovación verdaderamente decisiva en el territorio de la prótesis de cadera"(2).

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°). Construido en aleación de Ti6-Al4-Va y recubierto en su tercio proximal, donde el contacto con la esponjosa es mayor, con unas esferuelas de 300 micras de diámetro con un índice de porosidad de 35% agregadas por un proceso de sinterización (POROPROS), siendo las dos terceras partes distales completamente lisas. De apoyo transcervical, carece de apoyo en calcar lo que hace que si no se ha ajustado suficientemente en el acto quirúrgico el vástago se acomode gradualmente dentro del fémur. Es plano (el tamaño de 7,5 mm de tiene de anchura anteroposterior en la parte porosa de 10 mm) y este hecho le proporciona una gran estabilidad antirrotatoria y una elasticidad muy adecuada, añadida a la de la aleación de titanio, que es mejorada por una acanaladura longitudinal (que también ayuda a conservar la circulación endostal). Es muy económico en la resección ósea de la base del trocánter mayor y, al no ocupar toda la cavidad intrafemoral conserva aproximadamente un 40% - 50% de hueso del canal con lo que se interrumpe minimamente el proceso de osteogénesis endostal (3). Su contorno busca una buena estabilidad primaria proximal (metafisaria a presión) y distal (mecánica en la zona lisa) hasta la integración ósea en la madrépora metálica entre 10 y 12 semanas..

En principio se disponía de seis tamaños de vástagos de 7'5 mm a 20 mm de anchura transversal (de 2'5 mm en 2'5 mm) y de 120 mm a 155 mm de longitud, pero desde finales de 1988, comenzamos a disponer también de vástagos intermedios de 8,75 a 17,5 mm de anchura.

La cabeza de 32 mm de diámetro siempre se puso de cerámica zirconia y con tres longitudes: corta, mediana y larga.

El presente estudio pretende mostrar el comportamiento del vástago 3V con más de diez años de seguimiento (de 10 a 16 años) y matizar el concepto que tienen ciertos autores sobre las prótesis no cementadas de los años ochenta basándose



Figura 1. Vástago 3V.

fundamentalmente en la ausencia de la hidroxiapatita (4).

Material y Método. Se ha realizado un estudio retrospectivo de 162 prótesis con vástago 3V que se implantaron en el Servicio de Traumatología del Hospital de Lienres entre octubre de 1986 y marzo de 1992.

Se realizó la intervención con anestesia general en el 88% de los pacientes y el resto con anestesia raquídea. La vía de abordaje fue siempre la posterior, con un tiempo medio de duración de 45 minutos (rango: 25-70). En todos los casos se realizó profilaxis antibiótica y antitrombotica. Las medidas más frecuentes de vástago fueron de 7,5 mm y 10 mm (en 54 y 55 pacientes respectivamente) y de las cabezas el cuello corto (en 85 pacientes). Se permitió levantarse tras la retirada de goteros y drenajes aspirativos y paulatinamente se comenzó al segundo/tercer día la deambulacion con dos muletas sin apoyo sobre el miembro operado. Se dio de alta hospitalaria entre 8 y 20 días (27 en dos casos de fisura), siendo el tiempo medio de estancia de 12 días. El

Tabla 1.
Estadios de Llagonne

1	Actividad importante	Pacientes muy dinámicos (reanudan su trabajo habitual de esfuerzo, deportes...).
2	Normal	Pacientes que pueden realizar todas las actividades propias de su edad (paseo, jardinería...).
3	Moderada	Pacientes que hacen pocas actividades fuera del domicilio y sin límite en casa
4	Reducida	Pacientes que no salen de su domicilio.
5	Nula	Pacientes casi enfermos, se desplaza poco, esencialmente de la cama a la silla.

tiempo medio de descarga fue de 48,4 días, mínimo 30 y máximo 68 (no se cuentan dos pacientes que estuvieron andando sin descarga a partir de los 10 y 13 días)

Las revisiones se realizaron a los 3, 6, 12 meses y posteriormente se recomendó una revisión anual; el cumplimiento por parte de los pacientes no fue bueno, siendo la media de la última revisión (descartando la realizada para este estudio) de 2 años y 2 meses, encontrándonos desde un enfermo que se hizo la última revisión a los 5 meses, hasta el mejor que había seguido las recomendaciones que se hizo el último control 8 años y 7 meses después de la intervención.

Clínicamente se ha valorado:

- 1.- El dolor según la escala de Harris (5).
- 2.- El trato que han dado a la prótesis basado en dos parámetros: a) la actividad desarrollada desde que fue dado de alta según los estadios de Llagonne (6) (tabla 1) b) el peso (adelgazó, engordó o se ha mantenido en el peso desde la intervención quirúrgica).
- 3.- La musculatura del muslo comparando con el lado contrario;
- 4.- La movilidad se ha valorado globalmente siguiendo los parámetros de Greene y Heckman (movilidad-edad) (7).
- 5.- Las limitaciones (deambulación, subir y bajar escaleras, vestirse);

- 6.- La disimetría (a partir de +1 cm.);
- 7.- La valoración final del enfermo (Mejor de lo que esperaba, como esperaba, menos de lo que esperaba y peor de lo que esperaba) ;
- 8.- La valoración del cirujano explorador (excelente, bueno, regular y malo).

Radiográficamente se han tenido en cuenta los siguientes parámetros:

- 1.- Ajuste del vástago con las corticales interna y externa valorado en la Rx AP postoperatoria calificándose como: a) Ajuste bueno el contacto sin solución de continuidad entre la zona proximal recubierta de poro y las dos corticales, b) Ajuste menos bueno aquel en el que hay un espacio entre la prótesis y una o las dos corticales.
- 2.- Migración en varo, valgo o distal. Se comparan las radiografías realizadas para este estudio con las en los primeros meses buscando: una posible osteolisis; líneas de radiotransparencia o de otro tipo.
- 3.- Cambios de densidad ósea siguiendo las zonas de Gruen (8).
- 4.- Calcificaciones ectópicas siguiendo los criterios de Brooker y cols (9).

Resultados. Dadas las dificultades que presenta el seguimiento a largo plazo de estos pacientes principalmente por las dificultades para la localización (algunos ha muerto, un 35% procedían de otras provincias, cambios de domicilio, regiones sanitarias, etc.) entre los años 2001 y 2002 se ha podido localizar y explorar clínica y radiológicamente a 142 pacientes a los que se les colocaron 165 vástagos (23 bilaterales). Del total a tres pacientes se les había retirado por infección a medio-largo plazo (2, 3 y 10 años) por lo que se han podido seguir 162 vástagos con más de 10 años, con un tiempo medio desde el implante del vástago de 12 años y 10 meses y de cuales un 49% tenían una antigüedad de más de 13 años (17 con más de 15 años), con valores extremos

de 10 años y 16 años y dos meses. La edad media en el momento de la intervención fue de 59 años y cuatro meses (mínima 28; máxima 74) y el 32,9% (51 pacientes) con una edad inferior a los 55 años; existiendo un discreto predominio del sexo femenino (79 mujeres y 68 hombres)

La principal causa que motivó la intervención quirúrgica fue la coxartrosis primaria; el resto de los factores etiológicos se reflejan en la tabla 2. La situación clínica preoperatoria de estos enfermos de se hizo siguiendo la cotación de Merle d'Aubigné (10) siendo mala para todos ellos.

Las complicaciones intraoperatorias fueron dos fisuras longitudinales que se vieron en el control postoperatorio.

Las complicaciones postoperatorias fueron: tres infecciones de partes blandas (aparte de las tres que terminaron en Girdlestone no incluidas en el estudio) que se resolvieron entre los dos y tres años con brotes a temporadas sin necesidad de cirugía; una neuropraxia del CPE transitoria; dos embolias pulmonares y una trombosis femoral; cinco casos de hematomas y cuatro luxaciones (2,4%): una espontánea a los tres años y tres tardías debidas a accidentes (dos caídas y un accidente de tráfico) de las que tres se resolvieron con reducción bajo anestesia y otra necesitó cirugía sin necesidad de reorientar ningún componente.

Resultados clínicos. Todos los pacientes eran capaces de caminar sin ninguna limitación y únicamente hay 5 con una mínima claudicación; ninguno necesitaba ayuda de bastón. Un total de 126 pacientes no referían ninguna molestia (90%) y 13 referían molestias ocasionales (dos en la cicatriz) de los que uno de ellos refería una molestia difusa, no localizable, que puede ser debida al efecto punta (vástago en varo tocando la cortical no apreciando ninguna alteración radiológica); ninguno refería dolor moderado o severo. En 14 pacientes (10%) persistía una atrofia de la musculatura del muslo (6 no la recuperaron y 8 parcialmente). La movilidad era completa en 119 casos (73,4%) y del resto 35 con una movilidad

Tabla 2.

Etiología

Artrosis	125 (76%)
Necrosis aséptica	26 (16,37%)
Displasia	6 (4,10%)
Recambios	4 (2,34%)
Artritis reumatoide	1 (1,17%)

entre el 80% y el 92% y 8 entre el 46% y el 68%; 13 (9,3%) referían tener dificultades para ponerse calcetines o medias. Había una disimetría 10 pacientes (7,2%): 3 alargamientos de 1 a 2 cm y 6 acortamientos (3 de 1 a 2 cm y 3 de 2 a 3 cm que se corresponden con displasias). La actividad desarrollada por los pacientes 69 (49,6%) dentro estadio 1 y 70 (50,4%) dentro del estadio 2; no había ninguno que pueda ser encuadrado dentro de los estadios 3, 4 ó 5; se mantuvieron en el peso 98 y del resto adelgazaron 4 y engordaron 30 (17 entre 15 Kg y 30 Kg).

Resultados radiográficos: En la radiografía anteroposterior el vástago se encontraba bien ajustado en 62 casos; en buena dirección y no ajustado en 33 casos, en varo 22 y en valgo 1; en 4 casos apoya la punta en la cortical externa sin producir ninguna alteración. Se detectaron 5 líneas de doble contorno limitado a la zona lisa del vástago, que en ocasiones no aparecen en todas las proyecciones, persisten con el transcurso del tiempo y no parece que tenga significado patológico. En tres casos se encontró un pedestal incompleto alargado (zonas 4-5), en 12 casos un aumento de la cortical interna (zonas 5-6) y en 5 casos de las dos corticales. No se han visto líneas radiotransparentes ni desprendimientos de partículas metálicas. Se han observado 5 hundimientos de 3 mm con ligera desviación al varo que se localizaron dentro de los controles entre 3 y 7 meses de los que un paciente bilateral, que no volvió a control, apareció 7 años después con unos hundimientos de 15 y 13 mm respectivamente que no han aumentado en los últimos 5 años. Se han encontrado 11 desfuncionali-

Tabla 3.
Valoración final según el paciente (139 pacientes)

Mejor de lo que esperaba	128 (92%)
Como esperaba	11 (7,9%)
Menos de lo que esperaba	0%
Peor de lo que esperaba	0%

Tabla 4.
Valoración final según el cirujano (162 caderas)

Excelentes	125 (77,16%)
Buenos	35 (21,6%)
Regulares	2 (1,23%)
Malos	0%

zaciones proximales de las que tres se corresponden con antecedentes de cirugía anterior, dos con migraciones y otras tres con osteoporosis añadida. La remodelación del calcar se aprecia minimamente en la mayoría de los casos siendo más notables dos resorpciones del calcar de 1 cm y 1,5 cm. Las osificaciones ectópicas aparecieron en 26 casos (16%): 8 de grado I, 11 de grado II y 7 de grado III, no existiendo ninguna de grado IV; en ningún momento supusieron una aparición de dolor o restricción de la movilidad

Las valoraciones finales con la impresión del paciente y del médico explorador se recogen en las tablas 3 y 4 siendo el resultado entre excelentes y buenos del 98,7% correspondiéndose las regulares con las dos migraciones de más de 1 cm.

Discusión. Para muchos autores la meta a conseguir es que las prótesis sin cementar lleguen a sobrepasar en resultados a las prótesis cementadas y, dependiendo de la bibliografía que manejemos tenemos resultados a veces muy dispares en unos y otros. La falta de homogeneidad es la culpable de estas variaciones: prótesis diferentes, técnicas diferentes, cirujanos diferentes..., esto hace que nos encontremos ante una gran cantidad de variables capaces de modificar los resultados finales y muy difíciles de comparar; a esto hay que añadir la forma de valorar los datos: Brand (11) demostró que

para radiografías idénticas aplicando criterios diferentes que interpretaran la descentración, las variaciones para el cotilo eran del 31% al 56% y para fémur del 28 al 98%. En todas las series, a corto plazo los resultados funcionales suelen ser excelentes. Al final de todo nos encontramos con el único dato cierto: la supervivencia de los componentes protésicos.

Se sospecha que la esponjosa es la culpable de pérdida de fijación tanto de las prótesis cementadas como de las no cementadas. Se discute si el vástago debe rellenar la totalidad de las zonas metafisaria y diafisaria o solamente la primera. Unos se inclinan a que sólo debe rellenar la metafisaria, por el riesgo, en caso contrario, de que se produzca un mayor número de casos de "stress shielding" (12, 13). Otros partidarios de un ajuste total abogan por los vástagos anatómicos, intentando la máxima adaptación del implante al canal endostal. Dorr (14) describió las distintas características morfológicas femorales en el plano coronal, determinándolo por el índice de ensanchamiento del canal, dividiéndolas en cilíndricas, cónicas y normales, llamando así ésta última por ser la más frecuente y morfológicamente intermedia. En el plano axial la morfología es extremadamente variada y tras un profundo estudio de la literatura concluye en que los vástagos no cementados deben reunir las siguientes condiciones (15):

1º El diseño del implante debe permitir fijarse al hueso cortical en el fémur proximal en las zonas anteroposterior y mediolateral.

2º Deben rellenar el canal completamente para permitir la estabilidad mecánica primaria y biológica secundaria.

3º Debe poseer sistemas de liberación de rigidez (por ejemplo, ranuras a lo largo de todo el vástago)

4º Debe poseer un sistema de fijación que permita una transición metafodiasaria gradual.

5º La implantación no ha de hacerse de forma que se retire más de 1,5 mm de hueso cortical diafisario.

Añadido a estas condiciones una sexta: se da por sabido que la fijación proximal debe ser circunferencial para evitar la penetración de partículas en el canal femoral que puedan producir osteolisis.

Posiblemente estas condiciones solamente son aplicables a los vástagos cilíndricos o cónicos. El vástago 3V no reúne las condiciones expuestas, dada nuestra experiencia (llevamos más de mil puestos) y, dados los resultados obtenidos, no creemos que sean necesarios los puntos 1º, 2º y 5º.

Respecto al punto 1º: La fijación del vástago 3V se hace a presión ajustándose en las zonas metafisarias correspondientes a base de trocánter mayor y calcar creando un canal en la esponjosa metafodiasaria que ayudado por la fijación mecánica de la zona lisa del vástago le proporciona una gran estabilidad primaria que permite una fijación biológica muy estable. Cuando la fijación mecánica distal no se consigue por defecto de ajuste, la estabilidad primaria que da la fijación metafisaria y la biológica secundaria es tal que los vástagos en varo que tocan en la cortical externa no la afectan en absoluto no apareciendo en ningún caso ni engrosamiento ni osteolisis en la zona de contacto. Un vástago plano es capaz de servir para recambio de una prótesis anterior (cuatro en esta serie) incluso cementadas. Por otro lado el hecho de conservar un 40 - 50% de hueso metasodiasario (depende de las variaciones anatómicas) lo consideramos una de las ventajas en el caso de un futuro recambio (Fig. 2.)

Respecto al punto 2º (rigidez): La ocupación del canal femoral provoca que el vástago sea más grueso y por lo tanto más rígido. No sólo es problema de "stress shielding", la rigidez es también la causante de dolor en muslo y de fracasos del vástago (16-18) por lo que Dorr tiene que aconsejar la aplicación del punto 3º.

Respecto al punto 5º es una advertencia de precaución: no se ha de pasar de 1,5 mm de fresado cortical; ¿se quiere convertir la técnica del vástago en un enclavado intramedular por fresado?, hay una diferencia fundamental: en el enclavado intramedular



Figura 2. Proyección axial donde se aprecia la ocupación metafodiasaria del vástago 3V.

no se busca la fijación biológica al clavo desde el hueso cortical. Oni y Gregg (19) estudiaron la vascularización cortical y observaron que aproximadamente una tercera parte es contribución del sistema perióstico (la más periférica) y las otras dos terceras partes del endostal (basado en las arterias nutricias) (20) la arteria nutricia recorre longitudinalmente el centro de la diáfisis y metáfisis; un fresado total de la cavidad intramedular hace desaparecer la arteria nutricia y toda la circulación endostal. Dada la posición del vástago 3V con respecto al fémur, en el plano anteroposterior, por la curva fisiológica del mismo, sortea en el nivel medio a dicho centro y por lo tanto a la arteria como se aprecia en la proyección axial. Transversalmente conserva el 40%-50% de esponjosa metafisaria que va en aumento a medida que nos alejamos de la metáfisis. Con el fresado, especialmente si se hace con motor aunque sea a bajas revoluciones siempre hay una zona aunque sea mínima de necrosis (21) al alcanzar aumentos por encima de la temperatura corporal que pueden oscilar de 2,2º C a 9,2º C y los cambios en el hueso se hacen irreversibles con temperaturas próximas a los 50º C (22,23). Tampoco hay que olvidar que cuando hay una lesión térmica a la zona de necrosis hay que añadir una zona de necro-

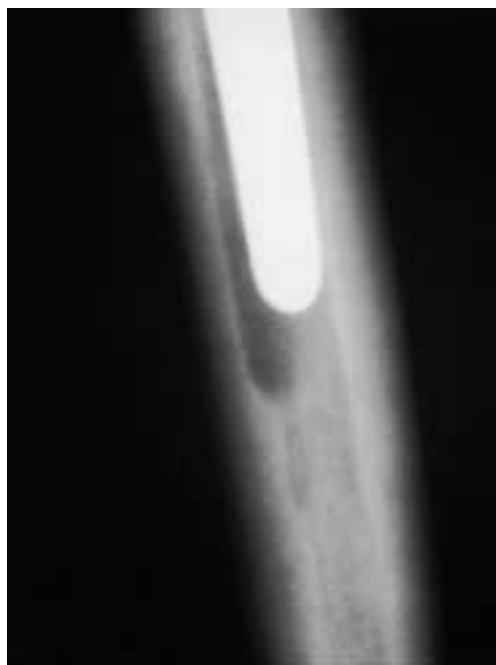


Figura 3. Marcas del fresado tres años después.



Figura 4. Resorción del calcar, que deja al descubierto 1,5 cm de zona porosa, ocho años después.

biosis que puede o no recuperarse dependiendo en gran medida de la vascularización. En fémures fresados con motor es frecuente encontrarnos, años después, marcas con pérdidas óseas en la cortical no recuperadas (Fig. 3).

Es curioso que a la hora de diseñar ciertos vástagos no se tengan en cuenta las aleaciones anteriormente expuestas y tanto en su concepto inicial, diseño y posterior exposición de resultados se mencione continuamente la desfuncionalización proximal del fémur como algo malo para el futuro del vástago; por supuesto que una pérdida de la calidad del hueso no es buena, pero ¿ realmente este hecho pone en peligro el resultado?.

Todos tenemos en nuestros archivos prótesis cementadas con una supervivencia de más de 25 años y cuando repasamos la bibliografía de dichas prótesis nos encontramos que existe el “stress shielding” y que no ha afectado al vástago (24). En las revisiones de prótesis cementadas a más de 20 años nunca se ha podido achacar una descementación a la desfuncionalización proximal (25).

¿Dónde comienza el “stress shielding” y termina la remodelación ósea adaptativa?. La variación de las sollicitaciones mecánicas condiciona las osteopatías adaptativas; puede atrofiarse el calcar y el trocánter mayor y por el contrario aparece una hipertrofia en las zonas metasodiasarias donde se reciben las sollicitaciones. La forma ósea refleja una equilibrada distribución entre las tensiones a las que está sometido al adaptar el hueso su integridad mecánica a las funciones anatómicas.

Referido principalmente al cuadrante medial del fémur proximal la máxima alteración que puede existir es la resorción del calcar. McAuley y cols (26) en 112 pacientes observaron una marcada resorción proximal, no encontrando una mayor predisposición a la osteolisis ni al aflojamiento femoral y no influyendo sobre el resultado funcional (Fig. 4). La variación de las sollicitaciones mecánicas condiciona las osteopatías adaptativas; puede atrofiarse el calcar y el trocánter mayor y por el contrario aparece una hipertrofia en las zonas metasodiasarias donde se reciben las sollicitaciones. La forma ósea refleja una equilibrada distribución entre las tensiones a las que está sometido al adaptar el hueso su integridad

mecánica a las funciones anatómicas adecuadas.

Es imposible que un vástago se adapte exactamente a todos los fémures, hay que diseñarlos para que se adapten a una mayoría o con un estudio exhaustivo preoperatorio buscar entre la amplia variedad de que disponemos el vástago que mejor se adapte al fémur (muy difícil) o hacer el vástago a medida, cosa que sería muy costosa y a pesar de todo no nos garantizaría el éxito ya que hay una serie de factores que no son controlables. Normalmente los fémures iguales reaccionan de la misma forma ante vástagos iguales a pesar de la imposibilidad de que técnicamente se coloquen exactos. En la serie que presentamos hay 23 bilaterales y si hay un aumento de densidad de la cortical, si hay una desmineralización o si hay migración, sucede en los dos lados de una forma muy parecida. Hay un factor personal inevitable.

Kroger y cols (27) practicaron un estudio de ambos fémures en 59 pacientes; antes de la cirugía, la mayoría de las regiones del lado afecto mostraron menor densidad mineral ósea que las del lado sano. Nosotros esporádicamente hemos encontrado imágenes radiográficas con una pérdida de densidad ósea del lado afecto y una disminución notoria de la anchura de las corticales, especialmente la externa. Los estudios realizados con la densitometría de absorción de Rx (DEXA) han puesto de manifiesto que la reacción del fémur ante el implante metálico produce una disminución de la densidad mineral ósea (DMO) de entre un 20 y un 40%, dependiendo del modelo, siendo la más alta en la prótesis cementada (25, 28, 29) corroborado posteriormente por Engh sobre cadáveres (30).

En esta revisión, en el momento de la entrevista, se han encontrado 88 pacientes con más de 70 años (47,8% mujeres). Teniendo en cuenta que al aproximarnos a los 15 años de la intervención quirúrgica y los pocos controles que se han hecho se ha encontrado osteoporosis, especialmente en mujeres, con una pérdida de densidad ósea igual o mayor que la producida por la des-

funcionalización, no pareciendo que en las revisiones publicadas preocupe este hecho. Deberían ser mucho más temidas las grandes osteoporosis que el "stress shielding" (se suelen acumular), especialmente en los vástagos lisos sin poro cubiertos de hidroxapatita. La pérdida ósea causada por la acomodación de la carga pocas veces es la razón del fracaso total de cadera, pero preocupa que la pérdida ósea periprotésica pueda reducir la estabilidad del vástago.

En la búsqueda de una barrera para la no penetración de las partículas de polietileno algunos autores creen que la osteointegración que se obtiene con la hidroxiapatita puede construir una barrera a la reacción iniciada por las partículas generadas en la articulación (31).

La gran mayoría de estos vástagos estudiados han sido colocados con cotilos impactados de tres pivotes revestidos de poroprost y hemos tenido 38 casos de desgastes de polietileno mayores de 2 mm medidos con el método de Livermore (32) de los que 7 han necesitado cambio de cotilo (4 verticalizados con un ángulo acetabular de más de 70°) y otros 5 tienen un desgaste importante que obligará al recambio a corto plazo. Se ha intentado estudiar un posible patrón con las distintas variables (espesor de polietileno, actividad, peso etc.) no habiéndolo encontrado, pensamos que pueden haber existido fallos por la esterilización del polietileno con rayos gamma que se hacía en esos años y no conservarlo al vacío, ya que la presencia de oxígeno es nefasta para la conservación de las cadenas de polietileno. Es curioso que los cotilos recambiados han sido con una antigüedad entre los 9 años y 5 meses y 12 años y 7 meses no coincidiendo mayor desgaste con mayor antigüedad con ángulos acetabulares entre 40° y 55°. A pesar de este desgaste en ningún momento hemos encontrado imágenes de osteolisis ni de esclerosis, considerando como osteolisis las lesiones quísticas focales y el adelgazamiento difuso de la cortical femoral. Dados los buenos resultados obtenidos, la conclusión es que la buena osteointegración también se puede

obtener sin la hidroxiapatita y se demuestra que tampoco hace falta el sexto punto que se añade a los 5 de Dorr: la fijación circunferencial.

En esta revisión la supervivencia aséptica es del 100% habiendo superado o igualado el comportamiento de las series más optimistas cementadas y no cementadas (33-35). No han aparecido más que cinco pacientes, que se corresponden con las migraciones, con líneas de radiolucencia en zona metafisaria externa que persisten durante años sin que existan signos de clínicos o radiológicos de aflojamiento. El dolor cuando ha aparecido es leve y en ningún momento ha supuesto ninguna limitación. 17 vástagos sobrepasan los 15 años desde que fueron puestos. Catorce vástagos se colocaron en pacientes con una edad inferior a los 50 años, no habiendo observado diferencias con los pacientes de edad superior; tenemos más por los 88 pacientes (63%) que en estos momentos pasan de los 70 años, ya que dado el poco seguimiento al que se han sometido (por las buenas condiciones en que se han encontrado), hemos encontrado osteoporosis en ocasiones muy avanzadas, que han hecho que hayamos añadido en la revisión periódica la exploración densitométrica.

Al vástago 3V con el transcurso del tiempo, sin variar el diseño original, se le han ido incorporando los avances técnicos que han ido apareciendo, fijación del poro con la técnica de plasmasspray, hidroxiapatita (Poropatia), cabezas de 28 mm, alúmina. Lo seguimos poniendo en nuestro servicio llevando colocados más de mil no observando comportamientos distintos a los expuestos.

Conclusiones.

1) Basados en esta revisión comparativa con otras publicaciones en los resultados que nosotros obtenemos se aprecia que no

es necesario colocar vástagos que rellenen todo el canal femoral para asegurar la estabilización protésica a la espera de la osteointegración en la madrepora metálica, con o sin hidroxiapatita.

2) La hidroxiapatita facilita la osteointegración, pero no es imprescindible. Prácticamente los vástagos que nosotros colocamos hasta el 1992 eran sin esta sustancia, y han evolucionado sin problemas.

3) El apoyo en calcar en nuestra opinión tiene más defectos que virtudes, pues bien colocada la prótesis la fijación mecánica es prácticamente instantánea con escasas migraciones.

4) La presencia de "stress shielding" en el trocánter mayor, o la atrofia del menor no condicionan los resultados, pues en nuestra opinión, son osteopatías adaptativas, que al no recibir el estímulo de la carga por la resección de cuello femoral y remodelación de acetábulo, no necesitan el refuerzo óseo y ello puede originar cierta pérdida de sales cálcicas. Nunca hemos tenido necesidad de hacer una revisión del vástago por la citada osteopatía, ni hemos observado dolor alguno por esta circunstancia, en base a las razones anteriormente mencionadas

5) Los vástagos de artroplastia primaria aparecidos en los últimos años no aportan nada nuevo, en nuestra opinión, no así en relación el par fricción, donde evidentemente hay menos pérdida de partículas en el cerámica-cerámica, aunque si parecen comportar más facilidad para las luxaciones, y a veces la fragilidad de la cerámica puede provocar rotura de las mismas.

6) Con la osteointegración en la madrepora, y sin rellenar todo el canal femoral, se produce un sellado excelente, no habiendo observado ningún vástago que haya habido necesidad de retirar por causa del debrís. ■■■■■

Bibliografía

1. **Clavel-Sainz M, Martínez Vitorio P, Martínez García L y cols.** Evolución clínica y radiográfica del vástago femoral roscado LCR en cirugía de revisión de cadera. *Rev Ortop Traumatol* 1996; 41:479-87
2. **Rubin PJ, Leyvraz LR, Rakotomana LR.** Intérêt de la modélisation numérique dans l'évaluation pré-clinique d'une prothèse femorale de la hanche. (On line) Disponible en: Maîtrise Orthoédique. <http://www.maitrise-orthop.com>.
3. **Lord G, Marotte, Blanchard JP, Guillaumon JI, Gory M.** Etude expérimentale de l'ancrage des arthroplasties totales madreporiques de hanche. *Rev Chir Orthop* 1978; 64:459-70.
4. **Murcia Mazón A, Paz Jiménez J, Maestro Fernández A.** La fijación protésica de la hidroxiapatita. *Rev Esp Cir Osteoart* 2000; 35:239-45
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. **Gardes P, Favard L, Gardes JC.** Revisión a long terme d'une série homogène et consécutive de 100 prothèses totales de hanche type "Chanrley". *Rev Chir Orthop* 1996; 82 :306-12.
7. **Greene WB; Heckman JD.** Evaluación clínica del movimiento articular. La cadera. Barcelona: Edit. Edika Med, 1997. p. 97-112
8. **Gruen TA, Mc Neice GM, Amstutz HC.** "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components a radiology analysis of loosening. *Clin Orthop* 1979; 141:17-27
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:1.629-36
10. **Merle d'Aubigné R.** Cotation Chifrée de la función de la hanche. *Rev Chir Orthop* 1970; 56:481-6.
11. **Brand RA, Pedersen DR, Yoder SA.** How definition of "loosening" affects the incidence of loose total hip reconstructions. *Clin Orthop* 1986; 210:185-91.
12. **Hernández Vaquero D, Paz Jiménez J, Murcia Mazón A y cols.** Artroplastia Total de Cadera BiHaPro. *Rev Esp Cir Osteoart* 1994; 29:85-91.
13. **Huisker R.** The various stress pattern of press-fit ingrown, and cemented femoral stems. *Clin Orthop* 1990; 261:27-38
14. **Dorr LD.** Total hip replacement using APR system. *Tech Orthop* 1986; 1:22-34
15. **Dorr LD, Said M.** Proximal fixation of the noncemented stem. En Callaghan JJ, Rosenber AG, Rubash HE. *The adult hip Philadelphia: Lippincott-Raven* 1998. p. 1057-71.
16. **Hedley A, Hungerford D, Haberman E, Borden Ly, Kenna R.** *Howmedical Surgical techniques; The PCA total Hip System.* New Jersey: Howmedical Rutherford. 1.984
17. **Eng CA, Massin P, Suthers KE.** Rientgenografic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral component. *Clin Orthop* 1990; 257:107-28.
18. **Zoran M, Karpman RR.** Early failure of noncemented porous coated anatomic total hip arthropasty. *Clin Orthop* 1990; 278:116-20.
19. **Oni OAO, Gregg PJ.** The relative contribution of individual osseous corculations to diaphyseal cortical blood supply. *J Orthop Trauma.* 1990; 4:441-8
20. **Trueta J.** La estructura del cuerpo humano; los vasos óseos. Barcelona: Edit. Labor S.A. 1975. p. 154-64.
21. **Riquelme García O, López Mombiola F, Beltrán Fernández L y cols.** Incremento de la temperatura durante el fresado intramedular. Estudio experimental en el cerdo "Minipig" (Resultados preliminares). *Rev Ortop Traumatol* 2001; 4:307-10.
22. **Eriksson AR, Albreksson B.** Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand* 1984; 55:629-31.
23. **Andersen E, Bruun C.** Temperatures measured during reaming of the femoral neck an head. A preliminary report. *Clin Orthop* 1989; 241:200-2.
24. **Grübl A, Chiari C, Gruber M y cols.** Cementless total hip arthroplasty with a tapered rectangular titanium stem and a tre adedcop. *J Bone Joint Surg* 2002; 84A:425-31
25. **Plasencia Arriba MA.** Remodelación ósea periprotésica con vástagos femorales no cementados. *Rev Ortop Traumatol* 2001; 1:65-7.
26. **McAuley JP, Culpepper WJ, Engh CA.** Total hip arthroplasty. Concerns with extensively porous coated femoral components. *Clin Orthop* 1998; 335:182-8
27. **Kroger H, Miettinen H, Arnala I y cols.** Evaluation of periprosthetic bone using dual-energy x-ray absorp-tionmetry: precision of the metod and effect of operation of bone mineral density. *Bone Miner Res* 1996; 11:1526-30
28. **McCarthy CK, Steimberg GG, Agre M y cols.** Quantifying bone lossfrom the proximal femur after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1991;73B:774-8
29. **Marcheti ME, Steimberg GG, Greene JM y cols.** A prospective studio of proximal femur bone mass following cemented and uncemented hip arthroplasty. *J Bone Miner Res* 1996; 11:1033-9
30. **Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD y cols.** Quantitative evaluation of periprosthetic bone remodelling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1992; 74A:1009-20
31. **García Araujo C, Fernández Gonzalez J.** Experiencia con la prótesis ABG (grupo internacional) IX curso internacional de cirugía reconstructiva osteoarticular. Hospital Universitario La Paz .Madrid 2000.
32. **Livermoore J, Ilstrup D, Morrey B.** Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component . *J Bone Joint Surg* 1990; 72A:518-28.
33. **Engh Jr CA, Culpepper WJ, Eng CA.** Long-term results of use of the anatomic medullary locking posteses in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1997; 79A:177-84.
34. **Hellman EJ, Capello WN, Feinberg JR.** Omnifit cementless total hip arthroplasty. A 10 year average follow-up. *Clin Orthop* 1999; 364:164-174
35. **Mc Laughlin JF, Lee KR.** Total hip arthropasty with an uncemented femoral component. Excellent result a ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg* 1996, 79B:900-7.