

# Resultados del nuevo vástago femoral no cementado Meridian

GUERADO PARRA, E.\*; DE LA VARGA SALTO, V.\*; DÍAZ MARTÍN, A.\*; GARCÍA HERRERA, G.\* ,  
y PEREA MILLA, E.\*\*

\* Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología y \*\* Unidad de Investigación.  
Hospital Costa del Sol. Universidad de Málaga. Marbella (Málaga).

**RESUMEN:** *Objetivos:* Estudiar los resultados con relación a dolor y osteointegración de un nuevo vástago de cadera no cementado. Hipótesis operativa: La fijación primaria de este vástago mediante fresado proximal y distal con transferencia progresiva de cargas mejora los resultados clínicos y radiográficos de la literatura.

**Diseño experimental:** Estudio prospectivo de cohorte con análisis clínico y radiográfico, en 49 pacientes consecutivos. Criterios de inclusión: adulto sano, dolor de cadera y alteración de interlínea articular. Excluyentes: infección, antecedentes de neoplasia o intervención homolateral, edad superior a 65 años u osteoporosis manifiesta.

**Resultados:** El dolor desapareció en 45 casos (92%). Radiográficamente los casos dolorosos mostraron que el relleno del vástago era inferior al 80% de la anchura del canal medular ( $p = 0,0000047$ ). Hubo asociación significativa entre ausencia de dolor con canal tipo A de Dorr, presencia del mismo con canales tipo B y C ( $p = 0,0000047$ ), y osteointegración con ausencia de dolor ( $p = 0,00395$ ). La asociación entre no osteointegración con aparición de pedestal estuvo en el límite de la significación estadística ( $p = 0,0663265$ ), así como entre dolor y resultados de la escala de Harris ( $p = 0,0816327$ ). Se observaron una fractura metafisaria peroperatoria, una infección profunda y una superficial.

**Conclusiones:** Hubo una clara relación entre relleno metafisodiasfisario, ausencia de dolor y osteointegración; entre dolor y tipo de canal: la indicación adecuada fue el canal tipo A, sin que se obtuviera resultado claro en los B.

Los resultados en el canal tipo A de Dorr con relleno metafisodiasfisario se equipararon a los mejores publicados en la literatura.

**PALABRAS CLAVE:** *Cadera. Biomateriales. Prótesis. Artroplastia.*

## Results of the new uncemented Meridian femoral stem

**ABSTRACT:** *Objectives:* The results of a new uncemented femoral stem in relation to pain and osteointegration were studied. Working hypothesis: Primary fixation of this stem by proximal and distal reaming and progressive weight-bearing improves the clinical and radiographic results in comparison with published reports.

**Experimental design:** Prospective cohort study with clinical and radiographic analysis in 49 consecutive patients. Inclusion criteria: Healthy adult, hip pain, and change in the articular line. Exclusion criteria: infection, history of neoplasm or homolateral intervention, age over 65, or evident osteoporosis.

**Results:** The pain disappeared in 45 cases (92%). The radiographic findings in painful cases showed that the stem filled less than 80% of the width of the medullary canal ( $p = 0,0000047$ ). There was a significant association between the absence of pain and Dorr type A canal, between the presence of pain and Dorr types B and C canal ( $p = 0,0000047$ ), and between the absence of pain and osteointegration ( $p = 0,00395$ ). The association between non-osteointegration and pain was within the limits of statistical significance, as was the association between pain and the Harris score ( $p=0,0816327$ ). One perioperative metaphyseal fracture, one deep infection, and one superficial infection were observed.

**Conclusions:** There was a clear relation between metaphyseal-diaphyseal filling, absence of pain, and osteointegration, as well as between pain and the type of canal. The most favorable indication was the Dorr type A

### Correspondencia:

Dr. E. GUERADO PARRA.  
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología.  
Hospital Costa del Sol.  
Ctra. Nacional 340, km. 187.  
29600 Marbella (Málaga).

Recibido: Marzo de 2001.

Aceptado: Julio de 2002.

canal, but the results for type B canal were unclear. The results obtained in Dorr type A canals with good metaphyseal-diaphyseal filling were equivalent to the best published in the literature.

**KEY WORDS:** *Hip. Hip prosthesis. Hip arthroplasty. Biomaterials.*

Existe en la actualidad controversia sobre diversos aspectos de la implantación de vástagos femorales no cementados, donde la estabilidad primaria implante-hueso facilite osteointegración o estabilidad secundaria. Entre estos aspectos, destacan el fresado del canal y el diseño del vástago<sup>1,2</sup>.

Se desconoce si el mejor fresado femoral se obtiene realizándolo de forma independiente proximal-metafisaria y distal-diafisaria, o simplemente mediante una raspa metafisaria. La literatura presenta ideas controvertidas sobre el beneficio y resultado final de las diferentes instrumentaciones, con recomendaciones por parte de la industria basadas más en la experiencia que en principios científicos<sup>1</sup>. El fresado tiene tres funciones: abrir el canal al tamaño adecuado para colocar el implante, facilitar la alineación y asegurar la eumetría de las extremidades<sup>1</sup>, aunque básicamente el objetivo consiste en evitar el dolor y conseguir que el implante se osteointegre.

Las raspas con perfil de diamante preservan mucho mejor el hueso esponjoso, aunque tampoco queda claro si es mejor retirar el máximo hueso esponjoso posible o ser muy conservador, a pesar de la mayor fortaleza del hueso trabecular cercano a la cortical, llegándose a desaconsejar cualquier tipo de fresado<sup>3</sup>.

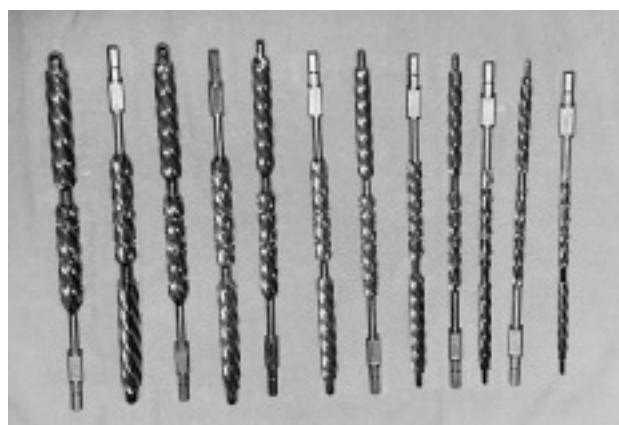
En cuanto a la fijación metafisodiafisaria, existen 2 puntos de vista distintos. Uno es el del diseño anatómico, cuyo objetivo consiste en conseguir la mejor fijación metafisaria para transferir el máximo posible de cargas en la metáfisis. El otro es el estrechado distal («tapered») que permite fijar el vástago lo más posible al fémur pero sin que se concentren las solicitudes en una zona<sup>2,4,5</sup>. De este modo, se preconiza la fijación primaria y secundaria proximal, pero sin fijación distal ni primaria ni secundaria, la fijación primaria y secundaria proximal con fijación primaria, pero no secundaria distal y la fijación primaria y secundaria proximal y distal. Más recientemente<sup>2</sup> ha aparecido el nuevo concepto de transferencia progresiva de cargas de proximal a distal.

Los objetivos del presente trabajo consisten en estudiar los resultados clínicos y radiográficos, en relación con el dolor y la osteointegración, de una cohorte de pacientes a los que se les implantó una prótesis de cadera no cementada con un nuevo diseño de instrumentación y vástago. La hipótesis operativa consistió en considerar que la obtención de

fijación primaria mediante fresado proximal y distal con fijación secundaria metafisaria, flexibilidad del segmento diafisario del vástago y transferencia progresiva de cargas en sentido distal, mejoraban los resultados clínicos y radiográficos publicados en la literatura.

## MATERIAL Y MÉTODO

Para este trabajo se utilizaron la instrumentación Command y el vástago Meridian (Stryker-Howmédica, Rutherford). La instrumentación Command consta de fresas diafisarias con diámetro sucesivo de forma milimétrica y otras metafisarias correspondientes a las diafisarias. Ambos tipos de fresas poseen forma de hélice invertida en 6 planos del espacio y punta modular para medición del grosor del anclaje distal (Fig. 1). Sobre las fresas metafisarias pueden acoplarse 6 longitudes de cabeza de prueba. El vástago Meridian es recto con «offset» anatómico y recubrimiento poroso metafisario circunferencial en la metáfisis, con la pretensión de sellar proximalmente y evitar la penetración de partículas de polietileno en el canal femoral. Su ranura distal con acanaladuras laterales hace flexible el implante distalmente para así, minimizar el fenómeno de la punta. Posee, además, pulido distal para permitir la estabilidad mecánica pero no biológica. Su punta se presenta redondeada con disminución progresiva del diámetro desde la metáfisis para transmitir las cargas hacia la diáfisis de forma gradual (Fig. 2). Posee 18 tamaños de vástago con 11 tallas proximales y 2 tamaños distales por cada proximal, diseñadas para un mejor ajuste en los canales tipo A y B de Dorr<sup>2,6</sup>. Su fabricación es en Vitalium GADS (Cromocobalto reforzado por dispersión de gas atomizado). En su diseño se pretende la fijación proximal, frente al concepto de relleno completo del canal, estabilidad primaria mediante bulbo metafisario y tallas distales, con la pretensión de disminuir el dolor en el muslo gracias al diseño distal. Las cabezas femorales ofre-



**Figura 1.** Fresas diafisarias y metafisarias del vástago Meridian Command

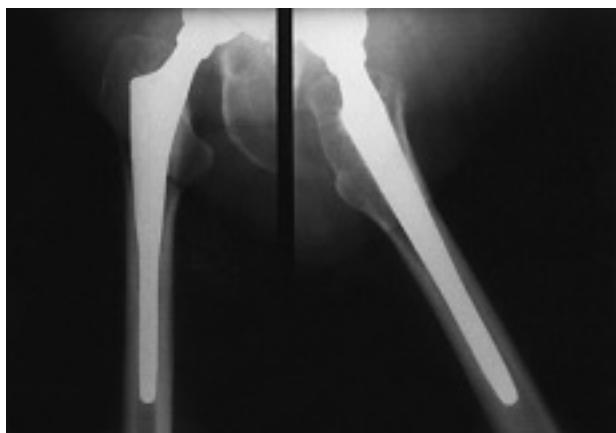


Figura 2. Imagen radiográfica del vástago Meridian.

cen 6 tamaños de cuello desde -4 mm hasta 16 mm en acero y cerámica zirconio con un diámetro de 26, 28 y 32 mm. El diámetro de los poros metafisarios es de 357 micras con un grosor de capa del poro de 1,5 mm<sup>7</sup>.

En un estudio prospectivo de cohorte, se revisaron 49 casos sucesivos de implantación de vástago Meridian, con una edad media de 58 años (r: mínimo 23 y máximo 65 años). De ellos 19 fueron hombres y 30 mujeres; hubo 4 casos bilaterales. Los criterios de inclusión fueron adultos sanos con dolor de cadera y diagnóstico de alteración de la interlínea articular sin posibilidades de otra cirugía conservadora, siendo criterios excluyentes infección, antecedentes de neoplasia o intervención homolateral, edad superior a 65 años u osteoporosis manifiesta. En ninguno de los pacientes se encontraron antecedentes patológicos que lo excluyeran del estudio. Todos los pacientes tuvieron un diagnóstico clínico antes de la intervención quirúrgica (Fig. 3), corroborado mediante histopatología. Todos los casos incluidos en el estudio estuvieron disponibles para seguimiento, cuya media fue de 36 meses (r: mínimo 24 y máximo 54 meses).

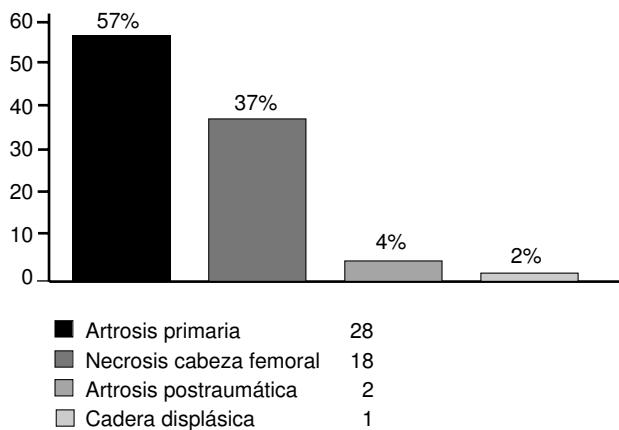


Figura 3. Diagnósticos preoperatorios.

El estudio fue a doble ciego: el observador no intervino a ningún paciente, desconociendo el nombre de los cirujanos que habían intervenido a cada uno. Los pacientes habían firmado un consentimiento para anestesia, intervención y medicación, pero desconocían las variables del estudio.

Excepto en dos casos de anestesia general, se utilizó anestesia epidural de forma sistemática. Se instauró un protocolo de profilaxis antibiótica mediante 2 g de cefazolina sódica (CEPA) i.v. en la inducción anestésica, así como otro de profilaxis antitrombótica consistente en 6.150 UI de heparina de bajo peso molecular Nadroparina (Fraxiparina. Sanofi Winthrop) desde el ingreso hospitalario, horas antes de la cirugía, hasta 30 días del período postoperatorio. Con el objetivo de evitar la acción de anaerobios y, previa recomendación de la comisión de infecciones del hospital, los pacientes diabéticos recibieron, además, 500 mg de Metronidazol (Flagyl. Rhone-Poulenc Rorer) en la inducción anestésica. Durante la intervención, todos los pacientes se colocaron en decúbito lateral. La vía de abordaje fue siempre la anterolateral de Watson-Jones sin osteotomía de troncanter. El cotilo utilizado fue el Vitalock (Stryker-Howmedica, Rutherford) «press fit» fabricado en cromo cobalto sin tornillos adicionales en 43 casos y el CLS Spotorno expansivo sin tornillos (Protek) en seis. En ambos el inserto de polietileno fue de alto peso molecular. Para el vástago, se realizó un fresadofemoral independiente diafisario y metafisario, mediante la instrumentación Command. En todos los casos el diámetro de la cabeza fue de 28 mm con un par de fricción de cerámica polietileno en 20 casos y metal polietileno en 29 casos.

El tratamiento postoperatorio consistió en retirada de drenaje de Redon e inicio de la sedestación a las 24 horas, así como colocación de medias elásticas y ejercicios activos desde la recuperación anestésica. La marcha con bastones sin carga se autorizó a los 2 días del período postoperatorio y el apoyo total de la extremidad a los 90. Todos los pacientes siguieron un protocolo, previamente validado, para el alta hospitalaria (curso afebril superior a 36 horas, estabilidad hemodinámica con tensión arterial y frecuencia cardíaca dentro del 20% de la preoperatoria basal, aspecto normal de la herida quirúrgica y aceptación del alta por el paciente), practicándose sistemáticamente radiografías en el día de la intervención, al mes, 3 meses, 6 meses y 1 año. Para la evaluación de resultados se utilizó la escala de Harris con 100 puntos, correspondientes al dolor (44 puntos), función (47 puntos), movilidad (5 puntos), deformidad (4 puntos) y valoración por el paciente. Para la valoración de estabilidad primaria y osteointegración se tuvieron en cuenta los criterios de tipo de canal A, B o C de Dorr<sup>6</sup> y de fijación de Engh et al<sup>8</sup>: osteointegración, fijación fibrosa estable y fijación fibrosa inestable.

Los resultados se incluyeron en una base de datos estadística (Epi Info 6, 1996), realizándose un análisis descriptivo con distribución de frecuencias y comprobación de hipó-

tesis mediante test exacto de Fisher para 2 colas (al observar valores esperados inferiores a 5). La magnitud de las asociaciones no se estimó al existir ceros estructurales en las tablas de contingencia (odds ratio indefinida).

## RESULTADOS

### Dolor

El dolor desapareció en 45 casos (92%). Cuatro casos (8%) mostraron dolor en el muslo de forma ligera y ocasional. En tres de ellos, que se clasificaron como fijación fibrosa estable, el dolor apareció a partir del sexto mes del período postoperatorio. Radiográficamente estos casos se caracterizaron por poseer un relleno del canal medular inferior al 80% de su anchura intercortical ( $p = 0,0000047$ ) con 2 tipos C de Dorr y 1 tipo B. La relación entre ausencia de dolor con canal tipo A y presencia del mismo con canales tipo B y C fue también altamente significativa ( $p = 0,0000047$ ).

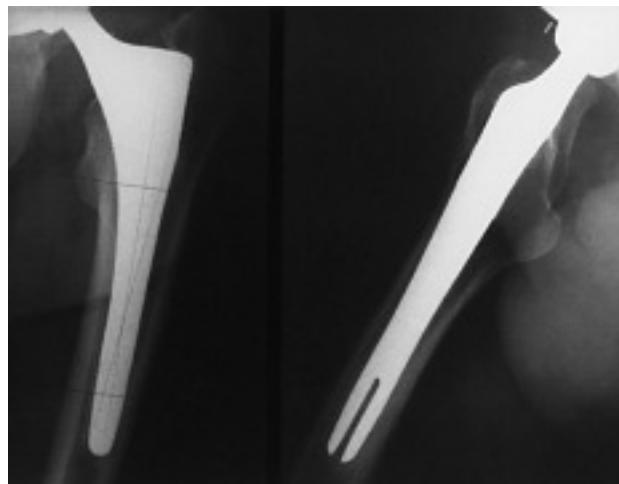
En el tipo A de canal femoral hubo fijación cortical en el fémur proximal, asegurando el contacto mediolateral y anteroposterior y llenando el canal diafisario suficientemente para permitir una estabilidad mecánica que permitiera fijación biológica primaria. En el seguimiento estudiado, no aparecieron casos de «stress-shielding». En el canal tipo B a los 2 y 3 años de seguimiento se observó fijación fibrosa estable. Los 4 casos de dolor en el muslo se relacionaron con relleno inadecuado proximal y distal lo que ocasionó inestabilidad relativa observada mediante líneas radiotransparentes en la parte pulida del vástago y, por tanto, fijación inadecuada. No hubo casos de dolor en el muslo cuando el canal se llenó más del 90%.

### Osteointegración

En 36 casos (74%) se consideró que existía osteointegración, con ausencia de líneas reactivas periprotésicas o de pedestal en la punta del vástago y áreas «spots welds» con estrías osteocondensantes alrededor de éste (Fig. 2). En 13 casos (26%) se observaron líneas radiotransparentes que no progresaron, paralelas a la zona pulimentada del vástago. Dos de estos casos (4%) mostraron pedestal incompleto en la punta del vástago (Fig. 4). La relación entre no osteointegración clara y aparición de pedestal estuvo en el límite de la significación estadística ( $p = 0,0663265$ ).

En 9 de los 45 casos donde desapareció el dolor no se apreció osteointegración, sin que hubiera casos dolorosos con osteointegración. Los 4 casos dolorosos carecían de ella, existiendo en definitiva una correlación estadística entre aparición de osteointegración y ausencia de dolor ( $p = 0,00395$ ).

Según la escala de Harris, se obtuvieron 43 casos excelentes (88%), 5 casos buenos (10%) y 1 caso regular (2%). La relación entre el dolor y los resultados de la escala



**Figura 4.** Imagen de pedestal incompleto en la punta del vástago femoral.

de Harris estuvo en los límites de significación estadística ( $p = 0,0816327$ ). Como complicaciones, una paciente tuvo una fractura metafisaria peroperatoria, tratada mediante cerclaje de alambre, obteniendo un buen resultado final a los 54 meses de seguimiento. Otra paciente tuvo una infección profunda, que obligó a la retirada del implante, sustituyéndose en la serie, y otra paciente una infección superficial sin trascendencia clínica.

## DISCUSIÓN

Si bien actualmente se aboga por el uso de una artroplastia no cementada, sobre todo en individuos jóvenes<sup>9</sup> al ser la cirugía menos invasiva, más rápida y con una fijación biológica, hasta ahora, los implantes no cementados<sup>10-14</sup> no han conseguido mejorar los resultados de los cementados<sup>15,16</sup>, existiendo pocas diferencias entre vástagos estrechados «tapered» o anatómicos con relación a su fijación, dolor en el muslo o frecuencia de revisiones<sup>4,13,17-22</sup>. Algunos autores, sin embargo, defienden que la fijación biológica diafisaria en vástagos afilados proporciona unos resultados equivalentes al de las artroplastias cementadas<sup>17</sup>, habiéndose avanzado últimamente en nuevos conocimientos básicos sobre la fijación de los vástagos no cementados.

Whiteside et al<sup>23</sup> han observado que la mejor fijación primaria es aquella que se consigue tanto proximal como distalmente sobre los otros casos donde se obtiene solamente en una de ellas. Por ello, en este trabajo se optó por un fresado proximal y distal que permitiera una fijación primaria del vástago en ambas zonas. El estudio de Whiteside et al<sup>23</sup>, realizado en cadáveres, no permite, obviamente, observar la evolución con relación a la fijación secundaria. Si bien parece haber quedado claro que tanto la fijación primaria proximal como la distal son necesarias<sup>10,23,24</sup>, la controversia actual se sitúa en la necesidad de fijación biológica

proximal y mecánica distal o bien biológica en ambas<sup>25</sup>, habiendo aparecido el nuevo concepto de fijación gradual con transferencia progresiva de cargas. Dorr y Said<sup>2</sup>, tras un estudio profundo de la literatura concluyen en que los vástagos no cementados deben reunir las siguientes características: 1.<sup>º</sup> El diseño del implante debe permitirle fijarse al hueso cortical en el fémur proximal en las zonas anteroposterior y mediolateral. 2.<sup>º</sup> Debe llenar el canal completamente para permitir estabilidad mecánica primaria y biológica secundaria. 3.<sup>º</sup> Debe poseer sistemas de liberación de rigidez (por ejemplo, ranuras a lo largo del vástago). 4.<sup>º</sup> Debe poseer un sistema de fijación que permita una transición metafisodiafisaria de forma gradual y 5.<sup>º</sup>, la implantación no debe hacerse de forma que se retire más de 1,5 mm de hueso cortical diafisario.

El diseño del vástago Meridian se fundamenta en cuatro conceptos: la fijación primaria frente al simple concepto de relleno del canal, el diseño del implante para proporcionar estabilidad primaria proximal y distal, el diseño más flexible del último segmento del vástago para evitar el dolor en el muslo y el restablecimiento de la biomecánica articular merced al «offset» anatómico y cabezas con amplia gama de longitud de cuellos. Con estos principios se pretende obtener fijación con transición gradual de las solicitudes mecánicas en sentido proximal-distal. En este seguimiento no se ha observado «stress-shielding»; si bien no se obtuvieron buenos resultados en aquellos casos donde el relleno fue inferior al 90%, con 4 casos de dolor en el muslo. Con los principios enumerados anteriormente, se pretende conseguir con este vástago: estabilidad primaria proximal y distal, evitando mediante su punta estrechada y las ranuras terminales, que se produjera una excesiva concentración de solicitud mecánica diafisaria y, junto a ello, con la pulimentación, impedir que el vástago se integre de forma secundaria en la zona distal. Aun cuando la estabilidad primaria distal se considere imprescindible para la secundaria distal. Se sabe que la fijación proximal debe ser circunferencial para evitar la penetración de partículas en el canal femoral que puedan producir osteolisis<sup>25</sup>, consiguiéndose así, un sellado similar al que proporciona la cementación. El vástago aquí utilizado presenta estas características, no habiéndose observado ni osteolisis ni usura radiográfica del polietileno (ascenso de la cabeza) con un seguimiento de hasta 54 meses.

Sin embargo, el dolor del muslo, relacionado con la fijación ocurre por 2 razones: falta de fijación estable o de la relación entre la rigidez del vástago y del hueso. La fijación exclusivamente proximal no proporciona una estabilidad suficiente como para prevenir el dolor del muslo. La existencia de micromovilidad se comprueba radiográficamente en forma de líneas radiotransparentes, muy frecuentes en implantes con porosidad proximal y afilamiento distal<sup>2,17,26-28</sup>. En este trabajo se ha observado que, efectivamente, cuando no se conseguía un relleno del canal,

aparecía dolor en el muslo y líneas radiotransparentes. Sin embargo, no todos los casos que presentaron líneas radiotransparentes resultaron dolorosos. En esta serie se observaron solamente 4 casos de dolor en el muslo, aun cuando existieron 13 casos que mostraron líneas radiotransparentes no progresivas paralelas a la zona pulimentada del vástago. De estos casos, dos mostraron pedestal incompleto, dándose una relación que no llegó a ser significativa entre no osteointegración clara y aparición de pedestal. Por tanto, el principio de la fijación sin relleno intencionado por el vástago Meridian no se ha observado en este trabajo, aunque no siempre este hecho se correlacione con dolor. Sin embargo, sí quedó claro en esta serie que la aparición de osteointegración radiográfica se correlacionó con ausencia de dolor en el muslo.

El laboratorio muestra que la mejor fijación rotacional es aquella que se obtiene con vástagos de fijación concéntrica y forma de flauta<sup>11</sup>, a pesar de que las series clínicas muestran una mayor incidencia de dolor en el muslo y aflojamiento en los vástagos en los que se produce una fijación diafisaria mecánica y no biológica<sup>10,12,13</sup>. Sin embargo, el hecho más razonable consiste en aceptar que no todos los vástagos se adecuan a todos los fémures, siendo los fémures tipo A los ideales para la fijación mecánica, como se ha observado en este trabajo; por otra parte, siendo necesaria la fijación metafisaria y diafisaria, es actualmente muy difícil saber cuánto de cada una es necesario para permitir una transferencia de cargas gradual.

Hasta ahora los mejores resultados se han conseguido mediante los vástagos afilados tipo Mallory-Head y Omnifit con hidroxiapatita, con fijación biológica en la diáfisis<sup>4,17,22,29</sup>. Ambos sistemas presentan afilado distal y contacto cortical metafisario mediante una superficie rugosa que propicia fijación primaria, si bien estos sistemas, a diferencia del vástago Meridian, presentan también una rugosidad diafisaria para favorecer la osteointegración secundaria en la diáfisis. Por el contrario, la fijación biológica distal aumenta la incidencia de «stress-shielding».

En este trabajo ninguno de los vástagos de seguimiento largo mostró signos de aflojamiento. En cualquier caso, será interesante observar en el futuro si diversas series con el vástago Meridian presentan algún aflojamiento. No obstante, la transferencia gradual de cargas mediante el pulimentado y distalmente con la acanaladura y ranura distal podrían obviar este problema.

Tanto los vástagos APR-I como HGP y PCA han mostrado un aflojamiento de hasta el 8-15% de los casos en 4-6 años<sup>12-14,19,30</sup> y se evidencia que algunos vástagos con fijación proximal primaria, pero no diafisaria, muestran un aflojamiento progresivo en 5 años de seguimiento<sup>10</sup>. Los resultados obtenidos en este trabajo concuerdan con este hallazgo donde la fijación tanto metafisaria como diafisaria, aparentemente fue el factor para evitar el aflojamiento, con cerca de hasta 5 años de seguimiento.

## CONCLUSIONES

1. La ausencia de dolor postoperatorio estuvo en relación con el relleno del canal femoral por el vástago. En este trabajo, por tanto, no se observó el fenómeno de la fijación sin relleno. Hubo una correlación entre el relleno metafisodiafisario, la ausencia de dolor y la osteointegración ( $p = 0,0000047$ ;  $p = 0,00395$ ).

2. Existió correlación entre el dolor y la indicación del vástago Meridian en el canal tipo C de Dorr. La indicación adecuada fue en el canal tipo A de Dorr, sin que se obtuviera un resultado claro en los tipos B ( $p = 0,0000047$ ).

3. La combinación de una superficie rugosa metafisaria con pulimentado y flexibilidad diafisaria que permita una transferencia progresiva de cargas en sentido distal facilitó la fijación, con ausencia de «stress-shielding» ( $p = 0,00395$ ).

**Relevancia clínica de las hipótesis:** En el seguimiento estudiado en este trabajo los resultados del vástago Meridian en las indicaciones de canal tipo A de Dorr con relleno metafisodiafisario se equiparan a los mejores resultados publicados en la literatura con relación a dolor y osteointegración.

## AGRADECIMIENTOS

Este trabajo se realizó como parte de un proyecto financiado por dos becas del Fondo de Investigación Sanitaria (FIS: 96/0262 y 98/1174), así como por el SAS en su convocatoria de 1999. No se recibieron subvenciones de ninguna de las compañías propietarias de las marcas registradas citadas en este trabajo.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Di Giovanni CW, Garvin KL, Pellicci PM. Femoral preparation in cemented total hip arthroplasty: Reaming or broaching? *J Acad Orthop Surg* 1999;7:349-57.
2. Dorr LD, Said M. Proximal fixation of the noncemented stem. En Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE: *The Adult Hip* 1998;66:1057-71.
3. Maloney WJ III. Primary cemented total hip arthroplasty. En Callaghan JJ: *Orthopaedic Knowledge Update. Hip and Knee Reconstruction*. Rosemont, AAOS 1995;179-89.
4. D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT. Remodeling of bone around hydroxyapatite-coated femoral stems. *J Bone Joint Surg* 1996;78-A:1226-34.
5. Rothman RH, Sharkey PF. The tapered femoral component. En Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE: *The Adult Hip*, Philadelphia, Lippincott-Raven 1998;1073-83.
6. Barrack L. Preoperative planning. En: Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE. *The Adult Hip*, Lippincott-Raven, 1998;925-50.
7. Pfizer Howmédica. Meridian. Rutherford Howmédica, 1-6, 1997.
8. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg* 1987;69-B:45-55.
9. Sánchez Sotelo J, Munuera Martínez L. Arthroplastía total de cadera primaria en adultos jóvenes. *Rev Ortop Traumatol* 1999;1:53-66.
10. Dorr LD, Lewonoski K, Lucero M, Harris M, Wan Z. Failure mechanisms of APR-I cementless femoral stem. *Clin Orthop* 1997;334:157-67.
11. Kendrick JB II, Noble PC, Tullos HS. Distal stem design and the torsional stability of cementless femoral stems. *J Arthroplasty* 1995;10:463-9.
12. Kim, YH, Kim VE. Results of the Harris-Galante cementless hip prosthesis. *J Bone Joint Surg* 1992;74-B:83-7.
13. Kim YH, Kim VEM. Uncemented porous coated anatomic total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1993;75-B:6-13.
14. Maric, Z, Karpman RR. Early failure of non-cemented porous coated anatomic total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1992;278:116-20.
15. Mulroy WF, Estok DM, Harris WH. Total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques. *J Bone Joint Surg* 1995;77-A:1845-52.
16. Woolson ST, Maloney WJ. Cementless total hip arthroplasty using a porous-coated prosthesis for bone ingrowth fixation. *J Arthroplasty* 1992;7:381-8.
17. Burkart BC, Bourne RB, Rorabeck CH, Kirk PG. Thigh pain in cementless total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1993;24:645-53.
18. Dorr LD, Wan Z. Comparative results of a distal modular sleeve, circumferential coating, and stiffness relief using the APR-II. *J Arthroplasty* 1996;11:419-28.
19. Haddad R, Cook SD, Brinker MR. A comparison of three varieties of non-cemented porous-coated hip replacement. *J Bone Joint Surg*, 1990;72-B:2-8.
20. Hozack W, Rothman R. Taperloc femoral component, a 2-6 years study of the first 100 consecutive cases. *J Arthroplasty* 1994;9:489-93.
21. Huo MH, Martin RP, Zatorski, LE, Keggiv KJ. Total hip arthroplasty using the Zweymuller stem implanted without cement. *J Arthroplasty* 1995;10:793-9.
22. Muliken BD, Nayak N, Bourne RB, Rorabeck CH, Bullas R. Early radiograph results comparing cemented and cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1996;1:24-33.
23. Whiteside LA, White SE, Engh CA, Head W. Mechanical evaluation of cadaver retrieval specimens of cementless bone-ingrowth total hip arthroplasty femoral components. *J Arthroplasty* 1993;8:147-55.
24. Otani T, Whiteside LA, White SE. The effect of axial and torsional loading on strain distribution in the proximal femur as related to cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1993;292:376-83.
25. Engh CA, Macalino GE. Porous coated total hip replacement. *Clin Orthop* 1994;298:89-96.
26. Callaghan JJ, Dysart SH, Savery CG. The uncemented porous coated anatomic total hip prosthesis. *J Bone Jointt Surg* 1988;70-A:337-46.
27. Callaghan JJ, Pellicci PM, Salvati EA, Garvin K, Wilson PD Jr. Fracture of the femoral component: Analysis of failure and long-term follow-up of revision. *Orthop Clin North Am* 1988;19:637-47.
28. Mont MA, Maar DC, Hungerford DS. Total hip replacement without cement for a non-inflamatory osteoarthritis in patients who are less than forty-five years old. *J Bone Joint Surg* 1993;75-A:740-51.
29. Geesink RGT, y Hoefnagels NHM: Six-year results of hydroxiapatite-coated total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1995;77-B:534-47.
30. Zweymuller KA, Lintner FK, Semlitsch MF. Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis. *Clin Orthop* 1988;235:195-206.