

## Acta Ortopédica Mexicana

Volumen  
Volume **17**

Número  
Number **3**

Marzo-Abril  
March-April **2003**

*Artículo:*

Vástago no cementado encerrojado en  
cirugía de revisión. Resultados  
preliminares

Derechos reservados, Copyright © 2003:  
Sociedad Mexicana de Ortopedia, AC

**Otras secciones de  
este sitio:**

-  **Índice de este número**
-  **Más revistas**
-  **Búsqueda**

***Others sections in  
this web site:***

-  ***Contents of this number***
-  ***More journals***
-  ***Search***

Artículo original

## Vástago no cementado encerrojado en cirugía de revisión. Resultados preliminares

José M. Navarrete A,\* Lluís Carrera Calderer,\*\* Antonio Navarro Quilis\*\*\*

Hospital Vall d'Hebron. Barcelona, España

**RESUMEN.** El objetivo de nuestro estudio es presentar los resultados preliminares del vástago no cementado y encerrojado en la cirugía de revisión (IRH) implantados en el Hospital Vall d'Hebron de la ciudad de Barcelona, en 45 pacientes (47 caderas), 24 derechas, 19 izquierdas, 2 bilaterales, 31 pacientes del sexo femenino y 14 del sexo masculino, con una edad media de 68.7 años, con un seguimiento promedio de 27.5 meses (9-48 meses de rango), obteniendo excelentes o buenas evaluaciones postoperatorias con la escala de Merle D'Aubigne y Postel hasta la fecha, dentro de las complicaciones que tuvimos son la fractura transoperatoria de la osteotomía trocantérea en 5 casos, fractura diafisaria en 1 caso, 1 infección superficial de la herida quirúrgica y 1 migración del perno distal; los resultados obtenidos hasta la fecha son satisfactorios tanto clínica como radiológicamente, destacando ventajas en la estabilidad del anclaje primario, anulando el hundimiento o migración del vástago observado en otros implantes no cementados, restauramos la disimetría y el equilibrio muscular (pélvitrocantéreo), disminuyendo el tiempo de hospitalización y recuperación, y gracias a su cubierta total de hidroxipatita se ha observado un anclaje secundario de integración biológica con regeneración de la pérdida ósea.

**Palabras clave:** cadera, artroplastía.

**SUMMARY.** The objective of our study is to present the cementless femoral stem preliminary results and interlocking in the revision surgery (IRH) implanted in the hospital Vall d'Hebron of the City of Barcelona, in 45 patients (47 hips), 24 rights, 19 lefts, 2 bilateral, 31 patients of the feminine sex and 14 of the masculine sex, with a half age of 67.8, with a pursuit average of 27.5 months (9-48 months of range), obtaining excellent or good postoperative evaluations with the scale of Merle D'Aubigne and Postel et al, inside the complications that we had they are the fracture transoperator of the trochanteric osteotomy in 5 cases, it diaphyseal fracture in 1 case, 1 superficial infection of the surgical wound and 1 migration of the fastener distal; the results obtained so far are satisfactory so much clinical as radiographic, highlighting advantages in the stability of the primary anchorage, annulling the sinking or migration of the offspring observed in other not implants cemented, we restore the dysmetria and the muscular balance (pélvitrochanteric), diminishing the time of hospitalization and recovery, and thanks to their total cover of hydroxyapatite a secondary anchorage of biological integration has been observed with regeneration of the bony loss.

**Key words:** hip, arthroplasty.

### Introducción

En los últimos años uno de los aspectos que más discusión ha suscitado es el sistema de anclaje de las prótesis. El

aflojamiento aséptico de las prótesis cementadas con la aparición de osteólisis (denominada falsamente enfermedad del cemento) y especialmente los malos resultados en pacientes jóvenes, han conducido a la búsqueda de nuevos sistemas de anclaje. Numerosos estudios experimentales han demostrado que el anclaje biológico es posible,<sup>13</sup> y se consigue mediante crecimiento óseo, que aparece como una respuesta del esqueleto a la lesión que produce la implantación de un material osteoinductor. El proceso es similar a la formación del callo de las fracturas, es una osificación intramembranosa sin intervención de elementos cartilaginosos. Cuando se dan condiciones de estabilidad mecánica, el hueso lesionado (fractura, etcétera), en contacto con un material osteoinductor responde produciendo hueso. No todos los materiales permiten una respuesta os-

\* Médico, Fellowship en Artroplastías en el Hospital Vall d'Hebron Barcelona, España.

\*\* Médico Adscrito al Servicio de Cirugía de Cadera y Rodilla del Hospital Vall d'Hebron Barcelona, España.

\*\*\* Jefe de Servicio y Catedrático de la Universidad Vall d'Hebron Barcelona, España.

Dirección para correspondencia:

Dr. José M. Navarrete A.

Ejército Nacional 617-501, Col. Granada

03100, México, D.F.

teoformadora, ésta se da sólo con determinados materiales metálicos o cerámicas.

Existen dos tipos de crecimiento óseo. En el llamado on-growth, el crecimiento óseo se produce por aposición sobre una superficie metálica rugosa (con irregularidades o asperezas). El otro proceso de osteointegración, denominado in-growth; consiste en un crecimiento óseo intersticial dentro de la superficie porosa de un metal. El tamaño del poro debe ser de 250 a 450 micras de diámetro. Está comprobado que por debajo de 100 micras se produce tejido fibroso.<sup>8</sup>

Las condiciones necesarias para que se produzca crecimiento óseo son la estabilidad inicial y el contacto íntimo.

Dado que la prótesis se halla sometida a cargas es inevitable que exista movilidad en la interfase a nivel microscópico, por lo que debe tratarse que esta movilidad sea menor que el tamaño del poro del implante, ya que si no se consigue una estabilidad suficiente sólo se producirá el crecimiento de tejido fibroso.

El proceso de formación ósea se da entre 4 y 6 semanas, por lo que para disminuir al máximo la movilidad a nivel de la interfase, se aconseja la restricción de la carga durante este período, sin embargo, es necesario que se aplique una cierta carga a nivel de la interfase, ya que de lo contrario no se produce un crecimiento óseo adecuado.<sup>40</sup>

El crecimiento óseo se produce cuando la distancia entre el implante (vástago femoral) y el hueso no es superior a 1.5 mm, y es más rápido cuando el contacto es íntimo,<sup>3</sup> a nivel del acetábulo la separación debe ser menor.<sup>23</sup>

Con el fin de conseguir la máxima estabilidad inicial y el máximo contacto, se han diseñado diferentes modelos de vástagos con la intención de adaptar al máximo el implante a la morfología de la cavidad endóstica. Dorr describió las distintas características morfológicas femorales en el plano coronal dividiéndolas en cilíndricas, cónicas y la normal, llamada así por ser la más frecuente y que presenta una morfología intermedia.<sup>15</sup> Esta morfología se determina por el índice de ensanchamiento del canal. En el plano axial la morfología es extremadamente variada. Los vástagos femorales difícilmente consiguen un relleno exacto de la cavidad. Noble y Alexander realizaron un estudio basado en tres diseños de prótesis no cementadas, dos de vástago recto y una anatómica y demostró que el ajuste entre vástago y hueso es infrecuente. El "press-fit" en el fémur proximal no existe, es un mito. Entendiéndose por ello la adaptación exacta entre el vástago y el hueso para formar una conexión mecánica. La coaptación exacta sólo se da en determinados puntos, no de forma global, provocando un reparto muy irregular de las cargas compresivas.<sup>37</sup>

El diseño de la morfología del vástago responde a distintas filosofías.

*Anclaje proximal y distal.* Mediante el fresado de la cavidad endóstica se pretende rectificar las curvaturas anatómicas del fémur y conseguir un anclaje tanto metafisario como diafisario como es el caso de la Multilock.

*Enclaje proximal metafisario.* Se intenta un autobloqueo tipo cuña con un anclaje sólo metafisario. Indicada en las morfologías femorales cónicas.

*Anclaje anatómico.* Adaptado a la morfología fisiológica del fémur.

*Isoelásticas.* En este caso se intenta adaptar un vástago con un módulo de elasticidad más parecido al del hueso para evitar la atrofia ósea por protección de carga, pero su gran problema es que aumenta la movilidad a nivel de la interfase.

Los materiales utilizados en la fabricación de implantes de osteointegración intersticial son aleaciones de cromo-cobalto con esferas sinterizadas y aleaciones de titanio recubiertas de malla de titanio puro. La unión del material poroso al sustrato se realiza por sinterización en el caso del cromo-cobalto. Este proceso requiere elevadas temperaturas que disminuyen notablemente la resistencia a la fatiga. En cambio la malla de titanio se une mediante un proceso de difusión bajo presión y no requiere temperaturas elevadas.

En el caso de las prótesis cuyo anclaje se basa en el crecimiento por aposición existen dos tipos de acabado: mediante el chorro de arena (sand-blasted) y plasma spray o producción de asperezas.

En cuanto a la resistencia de las interfases, estudios realizados con superficies porosas de fibra de titanio mostraron que ésta es similar a la de la interfase-hueso cemento.<sup>31</sup>

En ocasiones el material poroso está sometido a fatiga provocándose el desprendimiento de las esferas de la superficie metálica o de la malla de titanio.<sup>10</sup> Este problema podría solucionarse mejorando el proceso de fabricación.

Un problema que se observa a largo plazo en este tipo de implantes es el denominado stress shielding u osteoporosis proximal por transferencia de cargas a través de la prótesis que siempre es más rígida que el hueso.<sup>27</sup> Las prótesis que muestran una osteointegración intersticial presentan una mayor incidencia de "stress shielding" que en las que se evidencia una unión fibrosa.<sup>18</sup>

Por otro lado los implantes con un recubrimiento poroso a lo largo de toda su longitud también presentaban el mismo problema. Por ello y por la dificultad añadida que supone el tener que extraer una prótesis integrada en toda su longitud actualmente se tiende a colocar recubrimiento poroso sólo en la zona metafisaria, pero como entonces la fijación es bastante limitada en superficie, actualmente se tiende a extender la porosidad a las dos terceras partes del vástago.

Otro de los factores que determina la extensión del recubrimiento es el problema de las partículas. Para conseguir el sellado de la interfase hueso-implante se tiende a extender el recubrimiento poroso a toda la circunferencia femoral para evitar el bombeo de partículas de polietileno desde el cótilo.

La constatación de aparición de osteólisis alrededor de los implantes porosos hasta en un 40% de casos,<sup>18</sup> y de que en muchos casos la unión conseguida es sólo fibrosa ha conducido a la experimentación con otros sistemas de osteoinducción como es la hidroxiapatita.<sup>19</sup> Su característica

más interesante es probablemente la capacidad de osteoinducción a través de un espacio y en situaciones de estabilidad o inestabilidad biomecánica relativa, conseguir la conversión de una unión fibrosa en un anclaje óseo.<sup>52</sup> Uno de los problemas que presenta este tipo de recubrimiento es la delaminación y producción de partículas que da lugar a una pérdida de fijación.<sup>7</sup> Otra es la reabsorción que se produce lentamente permitiendo la sustitución por hueso.<sup>39</sup> Parece ser que la hidroxiapatita puede evitar la migración de partículas de polietileno.<sup>41</sup>

Los resultados obtenidos varían ampliamente dependiendo de las características de fabricación: grosor de la capa de hidroxiapatita, alta cristalinidad, baja porosidad y método de fijación al sustrato metálico.

Estudios sobre migración utilizando RSA (Roentgenstereophotogrametric analysis) muestran que presenta menor migración que otros implantes cementados o porosos.<sup>28</sup> McPherson et al, realizan un estudio en el que muestran que los implantes porosos recubiertos de hidroxiapatita presentan una capacidad superior de remodelación ósea y por lo tanto una mayor estabilidad del implante.<sup>34</sup>

## Material y métodos

De marzo de 1997 a marzo del 2001 se realizaron 47 revisiones por aflojamiento aséptico del componente femoral, el diagnóstico se realizó tanto clínica como radiológicamente, en los cuales se implantó un vástago de revisión no cementado y encerrojado (IRH) con un total de 45 pacientes (47 caderas), 24 derechas, 19 izquierdas, y 2 bilaterales, 31 pacientes del sexo femenino y 14 del sexo masculino con una edad promedio de 68.7 y un seguimiento de 27.5 meses en promedio (9-48 meses de rango), se practicó una evaluación clínica y detallada de funcionalidad preoperatoria y postoperatoria utilizando la escala de Merle d' Aubigne y Postel, para investigar: dolor, capacidad de marcha y movilidad de la cadera con una escala de 1 a 6 puntos con un total de 18 con los 3 parámetros, se realizaron radiografías de la cadera en dos proyecciones y telemetría en bipedestación, todos los pacientes cumplieron un protocolo de profilaxis preoperatoria con un antibiótico de la familia de las cefalosporinas de 1ª generación, y anticoagulante de bajo peso molecular postoperatorio como profilaxis antitrombótica desde 12 horas preoperatorias hasta los 21 días de postoperatorio en todos los casos se utilizó un abordaje posterior de Moore y se realizó osteotomía trocantérea de 12 a 14 cm. De la parte más alta del trocánter, equilibrio de la disimetría y pruebas de estabilidad transoperatorias, un sistema de drenaje al vacío el cual se retiraba en las siguientes 48 a 72 h. Y control radiológico; el manejo postoperatorio se llevó a cabo en forma integral con el servicio de rehabilitación consistiendo en deambulacion asistida con muletas con carga parcial inicial de 5, 10 y 15 kg. Durante las primeras 3-4 semanas, 20-30 kg. Durante 4 semanas y apoyo total a las 10-12 semanas con deambulacion asistida con una muleta por seguridad, con radiografías en

dos proyecciones del fémur completo postoperatoria, al mes, 3, 6 y 12 meses, posteriormente cada año hasta la fecha donde se evalúan estabilidad radiológica, adaptación anatómica, hundimiento, grado de crecimiento óseo periprotésico y regeneración del stock óseo.

## Resultados

La evaluación de los resultados de los pacientes se realizó clínica y radiológicamente, en la valoración clínica según la escala de Merle d' Aubigne y Postel calificamos como excelentes a los pacientes con 15 a 18 puntos, buenos de 11 a 14 puntos y malos menos de 11 puntos, en el parámetro de dolor preoperatorio con una media de 1.6 y postoperatorio de 5.4, en el rango de movilidad preoperatoria con una media 2.5 y postoperatoria de 5.5 y respecto a la marcha con una media de 2.7 preoperatoria y 5.3 postoperatoria considerando los resultados clínicos como excelentes hasta la fecha con un puntaje promedio de 16.2, compensación de la disimetría en todos los casos y un equilibrio muscular satisfactorio, en la valoración radiológica postoperatoria basadas en radiografías en proyección de frente, perfil y telemetría, el componente femoral lo dividimos en 7 zonas según Gruen et al. Observando consolidación de la osteotomía trocantérea con un callo óseo en la zona 1, no observamos osteólisis en ninguna de las 7 zonas, sino por el contrario observamos una imagen radiolúcida abrazando el componente compatible con una reacción osteoblástica a partir de las radiografías de control de las 12 semanas predominando en las zonas 3, 4 y 7 y, posteriormente remodelación ósea. Además se evaluó el grado de hundimiento del componente el cual fue nulo gracias al encerrojado del vástago, no hemos presentado luxaciones del componente u osificaciones heterotópicas hasta la fecha, dentro de las complicaciones que tuvimos fueron clasificadas en dos grupos: transoperatorias y postoperatorias, dentro de las primeras podemos mencionar la fractura de la osteotomía trocantérea, la cual se resolvió a realizar la osteosíntesis con el perno proximal, colocación de injerto de banco y consolidación del 100% de los casos a las 16 semanas, 1 fractura longitudinal diafisaria en la cual se retrasó el apoyo hasta las 12 semanas y consolidación de la fractura también a las 16 semanas, una migración del perno distal de la prótesis sin repercusión clínica y 1 infección superficial de la herida quirúrgica resuelta con antibioticoterapia.

## Discusión

### Anclaje del vástago con cemento

Históricamente se han obtenido peores resultados en cirugía de revisión, que en cirugía primaria. Se han publicado tasas de revisión del 20% para el acetábulo y del 49% para el vástago. Kershaw (1991), Engelbrecht (1990). Trabajos más recientes presentan unas cifras parecidas, supervivencia a los 5 años del 94% y sólo del 62% a los 10 años. Iorio y Eftekhar (1995).

Por el contrario, Harris y colaboradores presentan grandes resultados a largo plazo utilizando técnicas de cementación de segunda generación. Supervivencia a los 11.6 años del 90% con constatación radiológica del 80% de los vástagos femorales bien fijados. Cabe considerar que la edad media de los pacientes en el momento de la revisión era de 52.8 años, sin duda mucho más baja que en nuestro medio. Revisamos demasiado tarde. Estok y Harris (1994).

Del mismo modo, Raut y Wroblewski presentan supervivencias clínico radiológicas del 90% a los 10 años. Raut y cols (1996).

La utilización de vástagos largos puede aumentar la estabilidad y duración, aunque los problemas a largo plazo serán mayores por el aumento de reabsorción ósea.

De todos modos es una técnica a tener en cuenta en personas de edad avanzada y stock óseo moderadamente conservado.

### **Anclaje con aloinjertos y cemento. Técnica de Ling**

La impactación de aloinjertos con cemento es una técnica atractiva para el tratamiento de los aflojamientos del componente femoral con pérdida de hueso importante, porque el aloinjerto se incorpora y remodela rápidamente. Está indicada en defectos cavitarios puros o combinados que se puedan convertir en continentes. Exige una serie de requisitos importantes: abordaje quirúrgico sin osteotomía, extracción cuidadosa del material sin dañar el estuche óseo, reconstrucción del calcar, impactación precisa del injerto para crear un neocanal medular, presurización del cemento seguida de la colocación del vástago con la orientación adecuada. Los resultados preliminares publicados por Gie y Ling en 1993 fueron esperanzadores. Gie y cols (1993). Trabajos posteriores han evidenciado algunos de los problemas de la técnica, fundamentalmente hundimientos importantes y fracturas periprotésicas en la punta del vástago debido a que es difícil conseguir una capa de cemento uniforme y a los cambios bruscos de elasticidad que se provocan en el vértice del vástago. Meding y cols (1997).

Esta técnica debe ser utilizada sólo en casos donde se cumplan los requisitos expuestos previamente. Se recomienda la sobredimensión de los impactadores para intentar conseguir una capa de cemento periprotésica más uniforme.

### **Anclaje con vástagos porosos**

Es difícil valorar los resultados obtenidos con este tipo de vástago tanto en la cirugía primaria como en la de revisión, dado que el diseño de la prótesis y el área de superficie porosa varía desde la zona metafisaria a prácticamente toda la extensión del vástago.

Malchau publica malos resultados en prótesis primarias con unos índices de fracaso clínico y radiológico inaceptables a los 8 años. Malchau y cols. (1997).

Souminen describe los malos resultados obtenidos con la utilización de vástagos de revisión con porous-coated proximal, mucho más evidentes si existe un defecto óseo

proximal importante. Hussamy y cols (1994), Souminen y Santavirta (1996).

Sugimura presenta resultados esperanzadores utilizando vástagos de sección cilíndrica distal con cubierta porosa extendida con un bajo índice de fracaso a los 4 años, aunque sólo un 71% de los vástagos presentaba una correcta fijación radiológica. Sugimura y Tohkura (1998). Engh recomienda la utilización de un vástago largo con superficie porosa extendida para revisiones de prótesis no cementadas presentando buenos resultados en 21 pacientes a los 6.3 años. Llama la atención la elevada incidencia de fracturas perioperatorias 10%. Engh y cols (1998).

Paprosky publica 297 revisiones con la utilización de vástagos con extensión del área de superficie porosa obteniendo buenos resultados a medio plazo. Recomienda su uso en pacientes con pérdidas óseas metafisarias extensas. Krishnamurthy y cols (1997).

No consideran la presencia de stress-shielding, ni el dolor en el muslo moderado como factores determinantes para el resultado.

No recomendamos su utilización de forma sistemática. Quizá sólo estaría indicado su uso en casos donde sea preciso asociar un aloinjerto estructural masivo.

### **Revisión con aloinjertos masivos en pérdidas óseas importantes**

En la cirugía de revisión no es infrecuente encontrar un fémur proximal deficiente desde el punto de vista estructural con lo que es difícil conseguir la estabilidad del implante. El éxito de la reconstrucción de un fémur deficiente tras un aflojamiento protésico depende de varios factores: el vástago de revisión debe ser estable, el déficit óseo debe ser restablecido y las cargas deben ser transmitidas hacia el fémur proximal para minimizar la reabsorción ósea. Por ello, es imprescindible conseguir un anclaje distal estable que permita una rápida y correcta osteointegración del aloinjerto masivo. Mejor integración de los aloinjertos corticales diafisarios que los de calcar. Head y cols (1994).

Técnica a valorar en defectos óseos masivos que exijan la utilización de aloinjertos estructurales masivos.

### **Revisión con hidroxiapatita**

La hidroxiapatita es un biomaterial no tóxico y altamente biocompatible. Estudios a corto plazo han demostrado una rápida osteointegración, formación ósea evidente y resultados clínicos y radiológicos excelentes a largo plazo en prótesis primarias. Bhamra y cols (1996). Es de esperar que esta importante remodelación ósea que se constata en las prótesis primarias sea extrapolable a la de revisión con vástagos largos recubiertos de hidroxiapatita. Capello y cols. (1997). Buoncristiani en una revisión de reprotésis utilizando vástagos de recubrimiento poroso encuentran mejores resultados clínicos estadísticamente significativos en aquellos pacientes en los que se añadía hidroxiapatita de recubrimiento al vástago poroso. Buoncristiani y cols (1997). En nuestro centro no tenemos ex-



perencia aunque parece una posibilidad terapéutica bastante recomendable.

### Revisión con prótesis de anclaje diafisario

Wagner recomienda la colocación de vástagos largos de anclaje distal para defectos femorales proximales utilizando la vía transfemoral. Basándose en la fijación diafisaria distal de un vástago cónico, busca una fijación primaria perfecta y una posterior osteointegración por aposición ósea entre los surcos protésicos. El anclaje cónico favorece la transmisión de cargas entre la prótesis y la pared ósea. Wagner (1995).

Hartwig publica resultados excelentes a los 2 años de seguimiento en 37 pacientes. Pone de manifiesto una buena remodelación ósea incluso en las zonas de osteólisis sin utilizar injerto en 32 casos. Hundimiento del vástago en 7 casos. Con el vástago de Wagner existe la posibilidad de conseguir estabilidad mecánica incluso en situaciones de pérdida masiva de hueso. La extracción del cemento y del vástago se facilita a través del abordaje transfemoral, existe un remodelado óseo rápido y no es necesario el aporte de injerto óseo. Hartwig y cols (1996).

Kolstad utilizó el vástago de Wagner en 31 revisiones de cadera con importantes pérdidas óseas, constatando la remodelación ósea a corto plazo en la mayoría de los casos. En 5 casos revisión temprana por luxación y/o hundimiento. Kolstad y cols (1996).

Grünig presenta buenos resultados en 40 revisiones con vástago de Wagner en pacientes con defectos óseos severos, fracturas periprotésicas y rescates de Girdlestone. Tuvo un 10% de fracasos por hundimiento de la prótesis solucionados colocando un vástago sobredimensionado. Grünig y cols (1997).

Souminen y Santavirta utilizaron 11 vástagos de anclaje transfemoral distal. Nueve vástagos de Wagner y 2 de Link. Hundimientos de 0 a 40 mm. En dos casos precisaron revisión durante el primer año por el importante hundimiento. Resultados satisfactorios en el 60% de los casos. Souminen y Santavirta (1996).

Michelinakis y cols utilizaron el vástago de Wagner en 30 pacientes. Seguimiento medio de 3 años. En la mitad de ellos era como mínimo la segunda revisión. En todos los casos se constató la regeneración del hueso proximal sin necesidad de injerto. Hundimiento del vástago en el 20% de los casos, todos ellos asintomáticos por lo que no precisaron revisión. Michelinakis y cols (1996).

Creemos que el vástago de Wagner es una buena opción para el tratamiento de los aflojamientos protésicos con importantes defectos femorales proximales. Aunque presenta una serie de problemas. Exige una perfecta planificación preoperatoria para determinar la longitud y el grosor del vástago. Es difícil conseguir un gran contacto cortical, a pesar de que Wagner habla de contactos superiores a 7 centímetros. En cuanto al diseño presenta poco offset lo que aumenta el riesgo de luxación. Es difícil ajustar la longitud y la anteversión, ya que una vez impactada es prácticamen-

te imposible la vuelta atrás. Presenta una alta incidencia de hundimiento a corto plazo.

### Vástagos de anclaje diafisario encerrojados y recubiertos de hidroxiapatita

Vástago de diseño cilíndrico con surcos longitudinales que aumentan en profundidad a medida que nos acercamos a la punta, por lo que su comportamiento biomecánico es como el de una cuña provocando un gradiente elástico progresivo.

Presenta una angulación de 135° y por lo tanto un mejor offset lo que disminuye el riesgo de luxación.

Existe la posibilidad de bloquearlo con los pernos distales con lo que se evita el hundimiento inicial hasta que se consigue la fijación de la prótesis. No siendo necesario un ajuste longitudinal y de la anteversión tan exacta ya que antes del bloqueo definitivo permite tantas pruebas como sean necesarias.

Se halla recubierto de hidroxiapatita lo que facilita la osteointegración del vástago.

Permite la reinserción correcta y estable de los pelvitrocantéreos fijando la osteotomía transtrocantérea al vástago con el perno proximal y/o la aleta dorsal.

En la actualidad parecen solventados algunos de los grandes problemas que presentaban las prótesis totales de cadera.

### Bibliografía

1. Agins HJ, Alcock NW, Bansal M, et al: Metallic wear in failed titanium-alloy total hip replacements. *J Bone Joint Surg* 1988; 70A: 347-356.
2. Amstutz HC, Campbell P, Kossovsky N, et al: Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis. *Clin Orthop* 1992; 276: 7-18.
3. Andersson GBJ, Gaechter A, Galante JO, et al: Segmental replacement of long bones in baboons using a fiber titanium implant. *J Bone Joint Surg* 1978; 60A: 31-40.
4. Anthony PP, Gie GA, Howie CR, et al: Localized endosteal bone lysis in relation to the femoral components of cemented total hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg* 1990; 72B: 971-979.
5. Athanasou NA, Quinn J, Bulstrode CJK: Resorption of bone by inflammatory cells derived from the joint capsule of hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg* 1992; 74B: 57-62.
6. Bauer R, Kerschbaumer F, Poisel S: *Vías de abordaje quirúrgico en Ortopedia y Traumatología*. Barcelona. Ediciones Doyma. 1988.
7. Bloebaum RD, Beeks D, Dorr LD, et al: Complications with hydroxyapatite particulate separation in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1994; 298: 19-26.
8. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, et al: The optimum pore size for fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop* 1980; 150: 263-270.
9. Broberg KB: Biomaterials. Part I. Symposium organized by the Scandinavian Orthopedic Association. *Acta Orthop Scand* 1988; 59(2): 197-225.
10. Buchert PK, Vaughn BK, Malory THH, et al: Excessive metal release due to loosening and fretting of sintered particles of porous-coated hip prostheses: Report of two cases. *J Bone Joint Surg* 1986; 68-A: 606-609.
11. Charnley J: *Acrylic cement in orthopaedic surgery*. Baltimore. Williams & Wilkins. 1970.
12. Charnley J: *Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice*. New York, Springer-Verlag. 1979.

13. Chen PQ, Turner TM, Ronningen H, et al: A canine cementless total hip prosthesis model. *Clin Orthop* 1983; 176: 24-33.
14. Deutman R, Mulder TK, Brian R, et al: Metal sensitivity before and after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1977; 59A: 862-865.
15. Dorr LD: Total hip replacement using APR system. *Tech Orthop* 1986; 1: 22-34.
16. Eftekhari NS: *Total Hip Arthroplasty*. St Louis. Vol I. Mosby-Year Book. 1993.
17. Engh CA, Bobyn JD: *Biological fixation in total hip arthroplasty*. Thorofare, New Jersey, 1985.
18. 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; 69B: 44-55.
19. Engh CA, Hooten JP Jr, Zettl Schaffer KF, et al: Porous-coated total hip replacement. *Clin Orthop* 1994; 298: 89-96.
20. Gie GA, Fowler JL, Ling RS, et al: The long-term behavior of a totally collarless, polished femoral component in cemented total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1990; 72B: 935.
21. Girdlestone GR, Watson JR, Stamm T, et al: Discussion on the treatment of unilateral osteoarthritis of the hip joint. *Proc R Soc Med* 1945; 38: 363.
22. Harris WH, Maloney WJ. Hybrid total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1989; 249: 21-29.
23. Harris WH, White RE, McCarthy JC, et al: Bony ingrowth fixation of the acetabular component in canine hip joint arthroplasty. *Clin Orthop* 1983; 176: 7-11.
24. Haynes DR, Rogers SD, Hay S, et al: The differences in toxicity and release of bone-resorbing mediators induced by Titanium and Cobalt-Chromium-alloy wear particles. *J Bone Joint Surg* 1993; 75A: 825-834.
25. Heidegger GW: *Atlas de Anatomía Humana*. Tomo III. Salvat Editores S.A., 1972.
26. Herman JH, Sowder WG, Anderson D, et al: Polymethylmethacrylate-induced release of bone-resorbing factors. *J Bone Joint Surg* 1989; 71A: 1530-1541.
27. Indong OH, Harris WH: Proximal strain distribution in the loaded femur. An *in vitro* comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components. *J Bone Joint Surg* 1978; 60A: 75-85.
28. Kärrholm J, Machlau H, Snorrason F, et al: Micromotion of femoral stems in total hip arthroplasty. A randomized study of cemented hydroxyapatite-coated and porous-coated stems with roentgenstereophotogrammetric analysis. *J Bone Joint Surg* 1994; 76A: 1692-1705.
29. Keating EM, Merrill A, Ritter MD, et al: Structures at risk from medially placed acetabular screws. *J Bone Joint Surg* 1990; 72A: 509-512.
30. Lawrence JM, Engh CA, Macalino GE, et al: Outcome of revision hip arthroplasty done without cement. *J Bone Joint Surg* 1994; 76A: 965-974.
31. Lambert E, Galante JO, Rostoker W. Fixation of skeletal replacement by fiber metal composites. *Clin Orthop* 1972; 87: 303-310.
32. Libermore J, Ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg* 1990; 72A: 518-529.
33. Maloney WJ, Jasty M, Harris WH, et al: Endosteal erosion in association with stable uncemented femoral components. *J Bone and Joint Surg* 1990; 72A: 1025-1034.
34. McPherson EJ, Dorr LD, Gruen TA, et al: Hydroxyapatite-coated proximal ingrowth femoral stems. A matched pair control study. *Clin Orthop* 1995; 315: 223-230.
35. Moore AT: Metal hip joint: new self-locking vitallium prosthesis. *South Med J* 1952; 45: 1015.
36. Mulroy RD, Harris WH. The effect of improving cemented techniques on component loosening in total hip replacement. An 11 year radiographic review. *J Bone Joint Surg* 1990; 72B: 757-760.
37. Noble PC, Alexander JW, Granberry ML, et al: The myth of the "press-fit" in the proximal femur. American Academy of Orthopedic Surgeons 55th Annual Meeting Scientific Exhibit. Atlanta. Georgia. 1988.
38. Ohlin A: Biomaterials. Part I. Symposium organized by the Scandinavian Orthopedic Association. *Acta Orthop Scand* 1988; 59(2): 197-225.
39. Overgaard S, Soballe K, Hansen ES, et al: Quantified resorption of hydroxyapatite coating during continuous implant loading. *J Bone Joint Surg* 1996; 77B (Suppl III): 285.
40. Pilliar RM, Cameron HU, Welsh RP, et al. Radiographic and morphologic studies of load-bearing porous-surfaced implants. *Clin Orthop* 1981; 156: 249-257.
41. Rahbek O, Overgaard S, Soballe S, et al: Hydroxyapatite coating might prevent peri-implant particle migration: a pilot study in dogs. *Acta Orthop Scand* 1996; 67(Suppl 267): 58-59.
42. Ranawat CS, Deshmukh RG, Peters LE, et al: Prediction of the long term durability of all-polyethylene cemented sockets based on the early radiological appearance of the bone-cement interface. *Clin Orthop* 1995; (317): 89-105.
43. Rooker GD, Wilkinson JD: Metal sensitivity in patients undergoing hip replacement. A prospective study. *J Bone Joint Surg* 1980; 62B: 502.
44. Rostocker W, Galante JO: Some new studies of the wear behavior of ultrahigh molecular weight polyethylene. *J Biomed Mater Res* 1976; 10: 303.
45. Salvati EA, Bets F, Doty SB: Particulate metallic debris in cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1993; 293: 160-173.
46. Santavirta S, Hoikka V, Eskola A, et al: Aggressive granulomatous lesions in cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1990; 72B: 980-984.
47. Sedel L, Kerboull L, Christel P, et al: Alumina on alumina hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1990; 72B: 658.
48. Scale JT: Black staining around titanium alloy prostheses an orthopaedic enigma. *J Bone Joint Surg* 1991; 73B: 534-536.
49. Silverton CD, Rosenberg AG, Sheinkop MB, et al: Revision of the acetabular component without cement after total hip arthroplasty. A follow up note regarding results at seven to eleven years. *J Bone Joint Surg* 1996; 78A: 1366-1371.
50. Smith-Petersen MN: Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg* 1948; 30B: 59.
51. Snorrason F, Kärrholm J: Primary migration of fully-threaded acetabular prostheses. *J Bone Joint Surg* 1990; 72B: 647-653.
52. Soballe S, Hansen ES, Rasmussen HB, et al: Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. *J Bone Joint Surg* 1993; 75B: 270-278.
53. Strid KG: Biomaterials. Part I. Symposium organized by the Scandinavian Orthopedic Association. *Acta Orthop Scand* 1988; 59(2): 197-225.
54. Sullivan PM, Des Moines, Mackenzie JR, et al: Total hip arthroplasty with cement in patients who are less than fifty years old. A sixteen to twenty two year follow up study. *J Bone Joint Surg* 1994; 76A: 863-870.
55. Thompson FR: *Vitalium intramedullary hip prosthesis preliminary report*. NY J Med 1952; 52: 3011.
56. Urban RM, Jacobs JJ, Gilbert JL, et al: Migration of corrosion products from modular hip prostheses. Particle microanalysis and histopathological findings. *J Bone Joint Surg* 1994; 76A: 1345-1359.
57. Wasieleski RC, Lawrence A, Cooperstein MD, et al: Acetabular anatomy and the transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1990; 72A: 501-509.
58. Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH: Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. *Clin Orthop* 1990; 258: 95.