

VÁSTAGO NO CEMENTADO SPOTORNO. RESULTADOS A LARGO PLAZO

CEMENTLESS SPOTORNO STEM. LONG TERM RESULTS

Francisco J. Modrego Aranda, Juan A. Molina Guerrero

Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital de Barbastro.
Hospital de Barbastro. Carretera nacional 240 s/n.
22300 Barbastro (Huesca). Teléfono: 974313511 - Fax: 974306828
e-mail: javmod@terra.es

ABSTRACT

Spotorno stem is a tapered straight cementless stem; Spotorno stem achieved initial stability by wedging a proximal fluted, straight stem into a retained bed of femoral trabecular and cortical bone, rectangular cross section provides excellent rotational stability distally. The titanium-aluminum-niobium alloy enables the fast ongrowth of newly formed osseous tissue to act as secondary stabilization This retrospective study reviews 26 Spotorno stems, the mean follow-up was 134 months. Clinical results were graded excellent and good in 93 per cent of hips. At follow-up, none patient presented radiological evidence of aseptic stem loosening and 100 per cent of stems showed stable fixation.

KEY WORDS

Hip, arthroplasty, stem, osteoarthritis

RESUMEN

El vástago Spotorno es un vástago cónico recto no cementado; inicialmente la estabilidad se consigue por el diseño del implante con una amplia zona metafisaria provista de cuatro aletas, y sección rectangular, que permiten una excelente estabilidad primaria axial y rotacional. Su composición Ti-6Al-7Nb (Protasul 100) permite el crecimiento "on-growth" del tejido óseo en la superficie de Titanio, proporcionando la estabilidad secundaria. Se presenta un estudio

retrospectivo de 26 vástagos Spotorno, con un seguimiento medio de 134 meses. Clínicamente los resultados fueron excelentes o buenos en el 96% de los casos. Radiológicamente todos los vástagos han sido considerados estables, sin ningún caso de aflojamiento aséptico.

PALABRAS CLAVE

Cadera, artroplastia, vástago, artrosis

INTRODUCCIÓN

En los últimos 30 años se han desarrollado y utilizado en la práctica clínica numerosos vástagos sin cementar. El éxito clínico de los mismos depende de diversos factores como son: la técnica quirúrgica, el diseño protésico, las características de la superficie protésica, el material protésico, la forma de fijación y por supuesto el paciente.

En 1986 se introduce el vástago Spotorno por el Prof. Lorenzo Spotorno. Las características de diseño del vástago, la composición química y estructura de la superficie del mismo han permitido el éxito clínico de este vástago como lo corroboran numerosas series clínicas a 10 años de evolución (1,2).

La estabilidad primaria tanto rotacional como axial depende de un vástago sin cementar depende de su diseño, esta estabilidad debe de mantenerse hasta la que la fijación secundaria (osteointegración) este garantizada. Si existen micromovimientos

que exceden de 150 mm, esta osteointegración y la consiguiente estabilidad secundaria no se consigue (19). En el vástago Spotorno la estabilidad se consigue por el diseño del implante de forma cónica recta con una amplia zona metafisaria y cuatro aletas en la misma, y con sección rectangular, que no rellena completamente la cavidad femoral y permite la conservación de la circulación endostal. Su composición Ti-6Al-7Nb (Protasul 100) y las características de rugosidad de su superficie Ra.3mm-5mm con capas de 100 Å de Óxido de Titanio (TiO₂), permiten el crecimiento "on-growth" del tejido óseo en la superficie de Titanio proporcionado una excelente estabilidad secundaria.

MATERIAL Y MÉTODOS

La utilización del vástago Spotorno se inició en nuestro centro en 1988, desde entonces y hasta 1996, 43 vástagos Spotorno fueron implantados en 45 pacientes. De estos 45 pacientes, 17 pacientes (19 vástagos Spotorno) fueron excluidos de este estudio. 4 pacientes (5 vástagos Spotorno) murieron antes del 2003, y 13 pacientes (14 vástagos) rehusaron el seguimiento clínico y radiológico, o no pudieron ser localizados. El número total de pacientes con seguimiento clínico y radiológico completo ha sido de 26 pacientes con un total de 26 vástagos Spotorno.

El cotilo utilizado en todos los casos fue el cotilo autoexpansivo CLS®, con un par de fricción metal (Protasul)- polietileno (Chirulen), y una cabeza de 28mm.

Todos los pacientes fueron revisados clínica y radiológicamente en el postoperatorio inmediato, al mes, a los 6 meses, a los 12 meses, y anualmente hasta el año 2003. El seguimiento medio ha sido de 130 meses, con un máximo de 180 meses y un mínimo de 80 meses. El rango de edad esta comprendido entre 45 y 70 años con una media de 61 años. En cuanto al diagnóstico en 22 casos fue de coxartrosis primaria y en 4 de necrosis avascular de la cabeza femoral. Todas las intervenciones se realizaron en un quirófano convencional bajo anestesia general. En todos los casos se realizó profilaxis antibiótica, y anticoagulación preventiva que se mantuvo

hasta un mes después de la intervención. La vía utilizada fue la posterior, la sedestación se permitía a los tres días de la intervención y la carga parcial con la ayuda de bastones ingleses a los cinco días de la intervención una vez retirados los drenajes aspirativos. Todos los pacientes han sido citados para revisión clínica con objeto de este estudio, tomando de su historia clínica los datos preoperatorios, peroperatorios y postoperatorios. Para la valoración clínica preoperatoria y postoperatoria se ha utilizado la escala de Merle D'Aubigne (17) modificada por Charnley (5) según los parámetros de dolor, movilidad, y marcha con valores de 0 a 6. Se consideran resultados excelentes cuando la puntuación se encuentra entre 18 y 17 puntos, resultados buenos entre 16 y 15 puntos, regulares 15 y 13 puntos, y malos menos de 13 puntos.

También se ha valorado la opinión subjetiva del paciente (excelente, muy satisfecho, parcialmente satisfecho e insatisfecho), y la cooperación del mismo (muy buena, buena, satisfactoria e insatisfactoria).

Todos los pacientes han sido citados para estudio radiológico con objeto de este estudio, tomando de su historia clínica los exámenes radiológicos preoperatorios y postoperatorios. El estudio radiológico estándar se ha realizado con la proyección anteroposterior de cadera-fémur centrada en pubis. Los parámetros valorados en la valoración radiológica han sido:

1. Hundimiento del vástago: Distancia entre el centro de la cabeza protésica y el punto de confluencia inferior entre el trocánter menor y la diáfisis femoral. Se considera hundimiento si existe una diferencia de 5mm. entre el primer control postoperatorio y los subsiguientes.

2. La estabilidad del vástago se valoró según los criterios de Engh (8,9,10,11,12) comparando la radiografía inicial postoperatoria y la del último control radiológico.

Estabilidad ósea: Ausencia de hundimiento y ausencia de líneas reactivas rodeando al implante o a una parte del mismo.

Estabilidad fibrosa: Ausencia de hundimiento con líneas reactivas rodeando al implante y zonas de radiolucencia.

Inestabilidad: Hundimiento progresivo, zonas de radiolucencia progresiva, ensanchamiento del canal medular o gran pedestal.

3. Radiolucencia femoral (6): se aprecia como un área focal (no lineal) de pérdida de hueso endostal mayor de 3 mm. de anchura adyacente al componente femoral que no se encuentra presente en las radiografías postoperatoria iniciales. Son anotadas según las zonas de Gruen (14).

4. La osteopenia femoral resultante del stress shielding se midió según los grados de Engh(9). Grado I: Festoneado del cóncavo femoral, grado II: Pérdida de densidad en el cóncavo femoral, grado III: Pérdida de densidad ósea que llega hasta el trocánter menor, grado IV: Pérdida de densidad ósea que se extiende a la diáfisis.

5. Hipertrofia cortical diafisaria: es arbitrariamente definida como un incremento de la cortical a nivel del vástago femoral.

6. La posición del vástago se consideró en valgo si existía una desviación lateral mayor de 3mm. En varo si existía una desviación medial mayor de 3mm. O en neutro (16).

7. Esclerosis en «pedestal» o tope medular (18) se valora como un área de incremento de densidad de al menos 3 mm. de espesor y en situación distal a la punta del vástago femoral y se clasifica en ausente, lateral, medial o completa.

8. Formación de hueso ectópico: según criterios de Broker (3).

RESULTADOS

Según la escala de Merle D'Aubigne modificada por Charnley, los resultados han sido excelentes en 16 casos (61%), buenos en 9 casos (35%) y regulares en 1 caso (4%) Los valores medios han pasado de 7,4 en el preoperatorio a 16,2 en el último control postoperatorio. Cuando se interrogó a los pacientes sobre cual era el resultado clínico de su intervención, para 13 (50%) pacientes el resultado era excelente, 11 (44%) pacientes se encontraban muy satisfechos, y 2 (6%) pacientes estaban parcialmente satisfechos. Tan solo un paciente (3,8%) presentan dolor femoral en el último control clínico, que no le impide realizar sus

actividades cotidianas, y cede con analgésicos habituales, este dolor se encontraba presente desde el postoperatorio inmediato. En dos pacientes se produjeron trombosis venosa profunda del territorio suropédico, tratadas mediante tratamiento con Heparina Sódica intravenosa, con un caso de embolismo pulmonar. Un paciente presentó una parálisis temporal del nervio ciático poplíteo externo que se recuperó a los cinco meses. Dos pacientes presentaron una infección superficial que se resolvieron mediante tratamiento antibiótico intravenoso. En un paciente se produjo la luxación de la prótesis postconvulsión durante el postoperatorio inmediato, que fue tratada mediante reducción cerrada, con un resultado final excelente en la escala de Merle D'Aubigne.

Radiológicamente, no se han constatado la presencia de migración axial en ningún vástago, ni la presencia de zonas reactivas de hipertrofia en la diáfisis femoral; todos los vástagos han sido considerados como estables, 24 con estabilidad ósea y 2 con estabilidad fibrosa, con una supervivencia a los 180 meses del 100%, no hallándose ningún caso de aflojamiento aséptico. No hemos encontrado ninguna zona de radiolucencia en ninguno de los vástagos estudiados, si bien en 6 (23,1%) vástagos se ha apreciado la aparición de un doble contorno radiológico en zona 1 de Gruen, y en 3 (11,5%) casos en zona 7 de Gruen. Aplicando la clasificación de Engh, el cóncavo femoral estaba "festoneado" en 8 (30,7%) artroplastias, y había pérdida de la densidad ósea del mismo en 2 (7,6%) artroplastias, en ningún caso la pérdida de densidad ósea se extendió más allá del cóncavo femoral. Tan solo 3 (11,5%) de los vástagos Spotorno presentaban esclerosis en "pedestal". El vástago se implantó en posición neutra en 14 casos (53,8%), en "valgo" de hasta 3° en 4 casos (15,3%), en "varo" de hasta 3° en 5 (19,2%) casos, y en "varo" de más de 3° en 1 caso (3,8%). Ninguno de los vástagos cambio de posición hacia "varo" o "valgo". En 21 (80,6%) prótesis no aparecieron calcificaciones periprotésicas, en 2 (7,6%) prótesis las calcificaciones fueron del grado I de Broker, en otras 2 (7,6%) de grado II, y en 1 (3,8%) solo caso de grado III, sin presentar ninguna artroplastia calcificaciones grado IV.

Figura 1. Vástago Spotorno

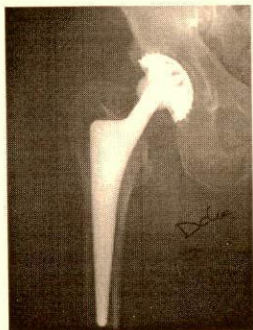


Tabla I.

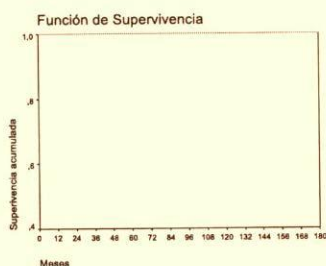


Tabla I. Supervivencia a los 180 meses.

DISCUSIÓN

Los resultados clínicos obtenidos en nuestra serie son excelentes, pasando de una media previa a la intervención de 7,4 en la escala de Merle D'Aubigne, a una media postoperatoria de 16,2. En los tres parámetros estudiados de dolor, movilidad y marcha se ha producido una mejoría manifiesta con respecto a los valores preoperatorios.

El único resultado "regular" obtenido es un paciente que presentaba dolor difuso tanto inguinal como femoral, que cedía con analgésicos habituales y no le impedía realizar sus actividades habituales, sin que pueda relacionarse con ningún hallazgo radiológico. Los errores técnicos que ocurren durante la implantación de este vástago son bien tolerados desde el punto de vista clínico, con nula o escasa repercusión clínica tanto a corto plazo como a largo plazo. No obstante la técnica de implantación del vástago Spotorno, es una técnica exigente que requiere un aprendizaje y no está exenta de complicaciones.

Uno de los problemas clínicos que se han atribuido a las artroplastias no

cementadas de cadera ha sido el dolor en el muslo persistente. La etiología del dolor femoral tras la artroplastia no cementada no está bien definida; se han involucrado diversos factores como son: el lugar de fijación, de tal manera que el recubrimiento poroso proximal duplica la incidencia de dolor en el muslo (11), la falta de ajuste y relleno del canal femoral por parte del vástago, la transferencia inadecuada de fuerzas del vástago al hueso cortical femoral en la que influyen tanto el diseño como los materiales protésicos empleados, la fijación inadecuada del vástago, y la falta de crecimiento óseo endostal; todos estos factores están relacionados con la inestabilidad del vástago (4,7). La excelente estabilidad inmediata que proporciona el diseño recto, cónico del vástago Spotorno, junto con su sección rectangular que impide un fresado cilíndrico del canal femoral durante la intervención quirúrgica preservando hueso trabecular, además de la excelente biocompatibilidad del Titanio y la superficie rugosa del vástago Spotorno, permite una excelente fijación del vástago protésico, y evita múltiples de los factores involucrados en el dolor femoral tras la artroplastia no cementada de cadera.

A pesar del porcentaje de radiolucencias que encontramos en nuestra serie en las zonas 1 (23,5%) y 7 (11,5%) de Gruen, todos los vástagos son considerados como estables en el último control radiológico. Consideramos las radiolucencias en fémur proximal como zonas de fijación fibrosa que aumentan el espacio articular efectivo, de tal manera que al aumentar el relleno y el ajuste femoral proximal como ocurre en diseño Spotorno, disminuye el espacio articular efectivo.

La esclerosis medular en la "punta del vástago" no se acompaña en nuestra serie de repercusión clínica, y la interpretamos como una peculiar forma de reacción ósea, en las sucesivas fases de crecimiento y remodelación ósea tendientes a la osteointegración del vástago.

Para el estudio del "stress shielding" se ha utilizado la clasificación de Engh (10) aplicándola al último estudio radiológico. El diseño cónico recto y la sección rectangular del vástago Spotorno, favorece la fijación protésica tanto en el fémur distal como proximal, y una vez que se produce la osteointegración del vástago, esta fijación tanto

a nivel distal como proximal favorece la transmisión de fuerzas a lo largo de todo el fémur, contribuyendo a la no aparición del fenómeno de "stress shielding".

El Titanio reduce la rigidez del vástago, lo que aumenta la transferencia de cargas a nivel proximal y las disminuye a nivel distal, lo que reduce el efecto de protección frente a las tensiones por aumento de las tensiones en la interfase en torno al 40%-60% en la zona proximal, en la que el efecto es más acusado (15).

Ningún vástago ha experimentado ni hundimiento vertical, ni "varización-valguización" tras su implantación, lo que corrobora las afirmaciones de autores como Freeman (13), según los cuales un cambio en la posición inicial del vástago durante los dos primeros años tras la implantación del mismo se asocia a un mayor porcentaje de aflojamientos asépticos, debido a una fijación inicial imperfecta.

Los resultados que hemos obtenido en nuestra experiencia con el vástago Spotorno, nos permiten continuar utilizando esta diseño protésico ampliando su indicación a pacientes cada vez más jóvenes.

BIBLIOGRAFÍA

1. Aldinger PR, Thomsen M, Mau H, Ewerbeck V, Breusch SJ. Cementless Spotorno tapered titanium stems: excellent 10-15 year survival in 141 young patients. *Acta Orthop Scand* 2003; 74(3): 253-258.
2. Baile AG, Nixon JR. A ten to 15 year follow-up of the cementless Spotorno stem. *J Bone Joint Surg* 2003; 85(8): 253-258.
3. Broker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH. Ectopic ossification following total hip replacement, incidence and method of classification. *J Bone Joint Surg* 1973; 55A:1629-1634.
4. Campbell ACL, Rorabeck CH, Bourne RB. Thigh pain after cementless hip arthroplasty: annoyance or ill women. *J Bone Joint Surg* 1992;74B; 63-72.
5. Charnley J. Numerical grading of clinical results. En Charnley J, ed. *Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice.* New York: Springer, 1979; 141: 17-27.
6. Clohisy JC, Harris WH. The Harris Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. An average ten-year follow up study. *J Bone Joint Surg* 1999; 81A: 66-73.
7. Delaunay CP, Kapandji AI. Survivorship of rough-surface threaded acetabular cups. *Acta Orthop Scand* 1998; 69(4): 379-383.
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;45-56.
9. Engh CA, Griffin WL, Marx CL. Cementless acetabular components. *J Bone Joint Surg* 1990, 72B, 53-59.
10. Engh CA. Recent advances in cementless total hip arthroplasty using the AML prosthesis. *Techniques Orthop* 1991; 6: 59-72.
11. Engh, CA, Massin, P, y Suthers, KE: Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral component. *Clin Orthop* 1990; 257: 107-128.
12. Engh CA, Glassman, AH: Cementless revision of failed total hip replacement: An update. *AAOS Instruct Course Lect* 1991; 40: 189-200.
13. Freeman MA, Plante-Bordeneuve P. Early migration and late aseptic failure of proximal femoral prostheses. *J Bone Joint Surg* 1994; 76B: 432-438.
14. Gruen, TA; McNeice, GM, y Amstutz, HC: «Modes of failure» of cemented stem-type femoral components: A radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop* 1979; 141: 17-27.
15. Huiskes R. The various stress patterns of press-fit in-growth, and cementless femoral stems. *Clin Orthop* 1990; 261:27-38.
16. Kim YH, Kim VE. Results of the Harris-Galante cementless hip prostheses. *J Bone Joint Surg* 1992; 74B:83-89.
17. Merle D, D'Aubigné R. Cotation chiffrée la fonction de la hanche. *Rev Chir Orthop* 1970; 56: 481-486.
18. Navarro García, R., Almenara Martínez, M. Prótesis total de cadera modelo Prophor. Determinación de los factores pronósticos asociados con la pérdida de fijación. *Rev Ortop Traumatol* 1999; 43: 402-410.
19. Pillar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observation on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop* 1998; 208: 108-113.