

Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología

www.elsevier.es/rot



ORIGINAL

Análisis de los fracasos de un modelo de cotilo constreñido cementado en pacientes de alto riesgo de luxación



X. Gallart^{a,*}, J.C. Gomez^a, J.A. Fernández-Valencia^a, A. Combalía^a,
G. Bori^a, S. García^a, J. Rios^b y J. Riba^a

^a Unidad de Cadera, Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, ICMEQ, Hospital Clínic, Universidad de Barcelona, Barcelona, España

^b Laboratory of Biostatistics & Epidemiology, Universitat Autònoma de Barcelona, Biostatistics and Data Management Core Facility, IDIBAPS, Hospital Clínic, Barcelona, España

Recibido el 24 de febrero de 2014; aceptado el 1 de abril de 2014

Disponible en Internet el 4 de julio de 2014

PALABRAS CLAVE

Prótesis de cadera;
Luxación;
Cotilo constreñido;
Supervivencia;
Cirugía de revisión

Resumen

Objetivo: Evaluar los resultados a corto plazo de un cotilo retentivo de polietileno, en pacientes con alto riesgo de luxación, ya sea en cirugía primaria o de revisión.

Material y método: Revisión retrospectiva de 38 casos, con el objetivo de determinar la tasa de supervivencia y el análisis de los fallos de un cotilo constreñido cementado, con un seguimiento promedio de 27 meses. Se estudiaron los datos demográficos, las complicaciones, en especial las reluxaciones de las prótesis y así mismo se analizan las probables causas de fracaso.

Resultados: En un 21,05% se implantó en cirugía primaria (8 casos) y en un 78,95% en cirugía de revisión (30 casos). El estudio de supervivencia global del implante mediante el método de Kaplan-Meier ha sido del 70,7 meses. Durante el seguimiento, ocurrieron 3 casos de defunción no relacionado con la cirugía y 2 casos de infección. En 12 de las caderas se habían realizado previamente, como mínimo, 2 cirugías. No hubo ningún caso de aflojamiento del implante al hueso. Cuatro pacientes presentaron luxación, todos con cabeza de 22 mm ($p=0,008$). Nuestro análisis estadístico no encontró relación entre el ángulo de inclinación acetabular y el fracaso del implante ($p=0,22$).

Conclusiones: El cotilo retentivo de polietileno de ultra alto peso molecular cementado evaluado en la presente serie ha proporcionado resultados satisfactorios a corto plazo, en pacientes con artroplastia de cadera con alto riesgo de luxación.

© 2014 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: xgallart@clinic.ub.es (X. Gallart).

KEYWORDS

Hip arthroplasty;
Dislocation;
Constrained cup;
Survival;
Revision surgery

Analysis of the failures of a cemented constrained liner model in patients with a high dislocation risk**Abstract**

Objective: To evaluate the short-term results of an ultra high molecular weight polyethylene retentive cup in patients at high risk of dislocation, either primary or revision surgery.

Material and method: Retrospective review of 38 cases in order to determine the rate of survival and failure analysis of a constrained cemented cup, with a mean follow-up of 27 months. We studied demographic data, complications, especially re-dislocations of the prosthesis and, also the likely causes of system failure analyzed.

Results: In 21.05% (8 cases) were primary surgery and 78.95% were revision surgery (30 cases). The overall survival rate by Kaplan-Meier method was 70.7 months. During follow-up 3 patients died due to causes unrelated to surgery and 2 infections occurred. 12 hips had at least two previous surgeries done. It wasn't any case of aseptic loosening. Four patients presented dislocation, all with a 22 mm head ($P=.008$). Our statistical analysis didn't found relationship between the abduction cup angle and implant failure ($P=.22$).

Conclusions: The ultra high molecular weight polyethylene retentive cup evaluated in this series has provided satisfactory short-term results in hip arthroplasty patients at high risk of dislocation.

© 2014 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

La luxación protésica de cadera es una complicación que se presenta entre el 2 y el 7% de las artroplastias primarias, pudiendo llegar al 25% después de una cirugía de revisión^{1,2}. En consecuencia, la inestabilidad recurrente de una prótesis total de cadera es la indicación más común de cirugía de revisión^{3,4}. Su etiología suele ser multifactorial, pero se han relacionado factores de riesgo propios del paciente, como edad, trastornos neuromusculares y deficiencia glútea. También se atribuye a factores quirúrgicos, como el tipo de vía de acceso, el número de cirugías previas, el desequilibrio de partes blandas, un mal posicionamiento de componentes protésicos, la no unión del trocánter o el choque entre el cuello protésico y con el reborde de cotilo^{5,6}.

Todos esos factores de riesgo pueden presentarse tanto en pacientes sometidos a cirugía primaria como en pacientes de cirugía de revisión. Son pacientes, muchas veces, con historias complejas y que obedecen a indicaciones variadas. En la literatura se opta por analizar el tipo de implante utilizado más que el tipo de paciente⁷. Por ese motivo, en muchas de las series publicadas, los autores analizan el problema de forma conjunta aunque, como ya se ha mencionado, en cirugía de revisión la incidencia es mayor. La mayoría de luxaciones ocurren en el postoperatorio inmediato y, en ocasiones, son tratadas con éxito de forma conservadora. Pero en otros casos, la inestabilidad articular es de difícil solución, con una incidencia de nueva luxación, tras una primera vez, de entre un 8,2 a un 51%, según diferentes series publicadas¹⁻⁴. Se han descrito varias técnicas quirúrgicas para tratar la cadera inestable, tales como la corrección de los componentes mal orientados⁸⁻¹², el uso de un inserto con ceja antiluxante, el aumento del diámetro de la cabeza femoral, la colocación de una articulación bipolar o tripolar^{13,14}, la actuación sobre partes blandas¹⁵⁻¹⁷ y/o la utilización de implantes de doble movilidad^{18,19}. No

obstante, en algunos pacientes ninguna de estas medidas es capaz de proveer y mantener la estabilidad. Por este motivo, el cotilo constreñido o autorretentivo suele utilizarse cuando otros métodos fallan.

El cotilo constreñido está diseñado para retener la cabeza femoral dentro del componente acetabular. Las fuerzas que usualmente provocarían la luxación son absorbidas y transferidas a un mecanismo de bloqueo, al cotilo metálico o a la interfase hueso-prótesis. Su utilización resulta sencilla y aporta estabilidad inmediata, lo cual es reflejado en múltiples series, que demuestran una prevención de la luxación en el 80-95% de los casos^{7,20-23}.

No obstante, estos implantes también se han asociado a ciertos riesgos y problemas, como disociación del inserto, aflojamiento progresivo de la cúpula metálica, aumento de desgaste volumétrico de polietileno y disminución de la amplitud de movimiento^{7,20}. Por ese motivo, la utilización de un componente acetabular constreñido debería reservarse para aquellos pacientes cuyos riesgos de luxación recurrente o cirugía adicional exceden a los riesgos asociados al uso de un componente constreñido; situaciones tales como la insuficiencia grave de abductores secundaria a trastornos neurológicos, la cirugía de reconstrucción tumoral o la cirugía de revisión compleja, entre otras²³.

El objetivo del presente estudio es evaluar los resultados obtenidos en una serie retrospectiva de pacientes en los que, como método para obtener una cadera protésica estable, se utilizó un cotilo constreñido cementado, tanto en cirugía primaria con alto riesgo de luxación como en cirugía de revisión compleja.

Material y método

Se realizó un análisis retrospectivo, clínico y radiológico de una serie de 38 cotilos constreñidos, implantados entre



Figura 1 Imagen del implante utilizado para el estudio. En detalle semitransparente se aprecia el anillo constrictor (Cotilo CCC, Socinser®, Gijón, España).

febrero del 2006 y agosto del 2013 en la Unidad de Cadera de un hospital de tercer nivel.

El cotilo utilizado en todos los casos fue un implante cementado de polietileno de ultra alto peso molecular (Cotilo CCC, Socinser®, Gijón, España) (fig. 1), caracterizado por poseer un anillo no cerrado o aro retentivo (constrictor), también del mismo polietileno, diseñado para impedir la luxación de la cabeza femoral y colocado en el interior de la copa. Este anillo incluye un aro metálico, también abierto, que actúa a manera de muelle o mordaza. El diseño del anillo permite la entrada de la cabeza protésica, puesto que se abre por la simple presión que esta realiza sobre el sistema, pero también gracias a su diseño y a la mordaza mencionada, impide la salida o luxación del implante. Con el fin de obtener la máxima resistencia, el diámetro interior del cotilo varía en función de la talla. Los cotilos de talla inferior o igual a 46 mm solo aceptan cabezas femorales de 22 mm. Los cotilos de talla superior o igual a 48 mm solo aceptan cabezas de 28 mm.

El criterio de inclusión principal fue definido como «cirugía protésica de cadera con alto riesgo de luxación». Por dicho motivo, se incluyó tanto a pacientes de cirugía primaria como a pacientes de cirugía de revisión. En cirugía primaria, la indicación para utilizar este tipo de implante se estableció para los pacientes con enfermedades neurológicas, fallo de osteosíntesis, tumorales o con rigidez articular en posiciones extremas. En cirugía de revisión, la indicación principal fue la luxación recurrente o asociada a infección, insuficiencia de abductores o la utilización del compuesto aloinjerto-prótesis.

Se excluyó para este estudio a todos los pacientes en que se utilizó un cotilo constreñido de otro modelo o fabricante, y tampoco entraron en el estudio aquellos pacientes cuyo seguimiento fuera menor de 6 meses. Se consideró este periodo como postoperatorio excluyente para el seguimiento, tras el cual la articulación debería ser estable en el tiempo.

Se utilizó la vía de acceso lateral de Hardinge²⁴ en todos los casos salvo en 4: 3 pacientes en los que se efectuó cirugía de revisión del vástago mediante osteotomía trocantérica

ampliada y un caso de cirugía tumoral primaria, en el que se utilizó el acceso íleo-inguinal de Letournel²⁵.

Se tipificaron los defectos óseos acetabulares según la clasificación de Paprosky et al.²⁶. En 34 de los casos el cotilo se cementó directamente sobre el lecho acetabular. En los otros 4 se añadió un anillo metálico de sostén cotiloideo para conseguir mejor estabilidad en relación con el defecto óseo (1 caso 2 A; 1 caso 2 B; 1 caso 2 C; 1 caso 3 A). En estos pacientes, el cotilo se cementó en el interior del anillo. En un caso de prótesis primaria tumoral se utilizó un aloinjerto estructural de coxal masivo para reconstrucción tras la resección de un histiocitoma fibroso maligno, variante de células gigantes con afectación tipo 2 del coxal según clasificación de Enneking y Dunham²⁷.

Para la valoración clínica funcional pre y posquirúrgica, se utilizó la escala de Merle D' Aubigné modificada por Postel²⁸.

La valoración radiológica se hizo mediante proyección anteroposterior de la pelvis centrada en la sínfisis pubiana, realizada en postoperatorio inmediato y al final del seguimiento. Se analizó el posicionamiento radiológico del componente acetabular identificando los ángulos de inclinación y anteversión. Dichas mediciones radiológicas se efectuaron mediante el software Traumacad® (Voyant Health Ltd, Feldkirchen, Alemania). El ángulo de anteversión fue medido usando la longitud de los diámetros menor y mayor de la elipse formada por la boca del cotilo, aplicándose la siguiente fórmula (ángulo = $\arcsen \frac{\text{diámetro menor}}{\text{diámetro mayor}}$).

El aflojamiento del componente acetabular se definió como la presencia de migración y/o una línea de radiolucencia continua (más ancha de 3 mm) en 2 de 3 zonas periacetabulares definidas por DeLee y Charnley²⁹. Se definió como migración la movilización superior a 4 mm en relación con la lágrima o si la inclinación acetabular aumentó o disminuyó 4° o más. Se definió como fracaso del implante la observación de luxación de la cabeza femoral, lo que indicaba un fallo en el mecanismo (anillo) constrictor y, también, el aflojamiento del componente cotiloideo. Atendiendo a la clasificación descrita por Guyen et al.³⁰ para fallos de cotilos tripolares (un tipo de cotilo constreñido con doble superficie articular constreñida), y adaptándola al diseño monopolar de nuestro cotilo, el fallo del aro constrictor corresponde al tipo 3 y el fallo por descementación sería el tipo 1; si el cemento se separase de la copa, sería un tipo 2; si la cabeza metálica se separase del cono morse, sería un fallo tipo 5. El fallo tipo 4 no puede aplicarse a nuestros casos por no tratarse de un cotilo tripolar.

Para la medición del desgaste del polietileno se utilizó el Roman software v1.70 (Robert Jones & Agnes Hunt Orthopaedic Hospital, Oswestry, Reino Unido).

Se evaluó la posible relación del fracaso del cotilo respecto a su tamaño, a la longitud del cuello, a la obesidad del paciente, al tipo de defecto óseo, a la presencia de anillo de sostén y a la orientación del componente.

Estudio estadístico

Los resultados se expresan como media $\pm$ desviación estándar (DE) o como mediana y percentiles 25 y 75 (P25; P75) para las variables cuantitativas. Las variables cualitativas

se describen como frecuencia absoluta y porcentaje (%). Se valoraron factores pronósticos para luxación, aflojamiento o necesidad de recambio por cualquiera de los 2 motivos.

Para las variables cualitativas, se empleó la prueba exacta de Fischer; para variables cuantitativas u ordinales, se empleó la prueba de la U de Mann-Whitney. En el caso particular de las diferencias de la escala de Merle D'Aubigné entre el post y el preoperatorio, se realizaron 2 aproximaciones, una mediante la prueba de la U de Mann-Whitney y otra mediante un modelo ANOVA ajustado por el valor basal, con aproximación no paramétrica mediante transformación a rangos de la variable dependiente.

Adicionalmente, se realizaron curvas de supervivencia, mediante el método de Kaplan Meier, global y separadas por diámetro de cabeza (talla del cotilo). También se valoró el grado de satisfacción del paciente con el objetivo de describir mejor la evolución de la serie. En caso necesario, se empleó la prueba de *log-rank* para valorar un posible efecto.

Todos los análisis se realizaron con el programa estadístico SPSS® versión 20 (IBM, Rochester, EE. UU.) y se empleó un error de tipo I del 5% en todas las pruebas estadísticas. Dada la naturaleza observacional de búsqueda de factores que puedan ser diferenciales para un fallo de la prótesis, no se realizó ningún ajuste por multiplicidad.

Resultados

Se obtuvieron datos de 38 pacientes entre las fechas de intervención descriptas. El seguimiento fue inferior a 6 meses en 2 de ellos, uno de prótesis primaria y uno de cirugía de revisión, motivo por el cual se excluyó a ambos del estudio. El seguimiento mediano de los 36 casos restantes fue de 27 meses (10-42). Todos los pacientes fueron intervenidos de una sola cadera, siendo 20 (55,6%) del lado derecho. Se intervino a 11 (30,6%) hombres y 25 (69,4%) mujeres, con una edad mediana en el momento de la cirugía de 79 años (66; 83). El índice de masa corporal (IMC) mediano fue de 27 kg/m² (25-30), existiendo 11 pacientes obesos (IMC $\geq$ 30 kg/m²).

La indicación principal (30 casos, 78,95%) fue en cirugía de revisión. Únicamente en 8 casos (21,05%) la indicación se realizó en cirugía primaria con alto riesgo de luxación.

Al final del seguimiento, ninguno de los casos estudiados presentó aflojamiento del cotilo a nivel de su fijación al hueso o al cemento. Hubo un caso de aflojamiento séptico del vástago, que mencionaremos más adelante al tratar las complicaciones.

Treinta y dos pacientes (88,88%) presentaron una evolución satisfactoria; con un cotilo fijo, sin imágenes de aflojamiento y sin luxaciones por fallo del mecanismo de constricción. Cuatro de los 36 cotilos implantados (11,11%) precisaron una revisión por fallo del anillo retentivo de la cabeza protésica (tipo 3 de la clasificación de Guyen et al.³⁰), todas en casos de cirugía de revisión; no se observó ningún caso de luxación del cotilo constreñido en los pacientes portadores de prótesis primarias.

Para obtener un adecuado centro de rotación y su correcta reconstrucción, se utilizó injerto triturado y compactado en 2 de los casos de revisión (defectos tipo 2 C y 3 A), así como un aloinjerto estructural de coxal masivo para reconstrucción con prótesis primaria, tras la resección de

un histiocitoma fibroso maligno, variante de células gigantes con afectación tipo 2 del coxal según clasificación de Enneking y Dunham²⁷.

De los 4 casos con fallo por luxación, en un caso era $\leq$ 2 B de la clasificación de Paprosky y en 3 el defecto fue $\geq$ 2 C (75%). El defecto fue $\leq$ 2 B en el 9,7% de los casos que no se luxaron. Este dato fue estadísticamente significativo, con una $p=0,011$.

En 12 pacientes (33,33%) se habían realizado al menos 2 cirugías previas. Los 4 casos de luxación presentaban esta característica, sin ser un dato estadísticamente significativo ($p=0,290$) (tabla 1).

En 4 casos (11,1%), los pacientes eran portadores de anillos de sostén cotiloideo. Tres de ellos presentaron luxación, pero sin encontrarse una relación estadísticamente significativa entre la luxación y la presencia de estos accesorios de fijación ($p=0,390$).

Las cabezas con diámetro de 28 mm se implantaron en 24 de los casos (66,7%); ninguno de ellos se luxó. Los 4 casos de luxación eran portadores de cabezas de 22 mm. Un 25% de los no luxados también eran portadores de ese diámetro. Las diferencias fueron estadísticamente significativas ($p=0,008$) (tabla 2). La longitud del cuello más predominante fue el cuello medio (18 casos, 50%), sin observarse diferencias entre las prótesis luxadas respecto al resto ($p=0,277$).

La inclinación acetabular mediana general fue 38° (35-41). La mediana de los ángulos de inclinación de las caderas luxadas fue de 45° (29-49), mientras que en el resto fue de 39° (35-41), sin ser estas diferencias estadísticamente significativas ($p=0,631$). En cuanto al ángulo de anteversión, se encontraron 6 (18,8%) pacientes con cifras $>15^\circ$, pero ninguno de ellos presentó luxación.

En 7 de los 32 casos sin luxación (21,87%), el componente acetabular estaba fuera de los márgenes de seguridad establecidos por Lewinnek et al.³¹ (40° $\pm$ 10° de inclinación y 15° de anteversión), mientras que esto pasó en 2 de los casos de luxación (50%), sin ser este dato estadísticamente significativo ($p=0,2$).

Se encontró un caso de usura del polietileno de 1 mm/año a causa de un exceso de verticalización del cotilo, con un ángulo de inclinación 50°.

Antes de la intervención, la puntuación mediana en la escala de Merle D'Aubigné, independientemente de si existió luxación o no, fue de 9 (6-12). Las diferencias tras la intervención fueron estadísticamente significativas ($p=0,008$), mejorando en una mediana y rango intercuartílico de 6 (4-10) puntos de evolución en los casos que no tuvieron luxación y 4 puntos (2-5) en los casos que se luxaron. La puntuación, en el baremo, correspondiente a la movilidad articular no mostró diferencias significativas respecto a la situación preoperatoria.

Al final del seguimiento, no se evidenció un mejor grado de satisfacción en pacientes no luxados en relación con los que sí se luxaron ($p=0,280$) (tabla 1).

Como complicaciones de la cirugía, se diagnosticaron 2 casos de infección. Uno de ellos fue una infección aguda, el caso tumoral, que se trató mediante limpieza quirúrgica y antibioterapia, manteniéndose el implante. El otro caso presentó un aflojamiento séptico del vástago a los 2 años de la cirugía. Por dicho motivo, se realizó un recambio total, en un solo tiempo, recambiando el cotilo a uno de doble

Tabla 1 Pacientes analizados en la serie: características demográficas y resultados pormenorizados

	Fallo por luxación			Valor de p
	Total	Lux No	Lux Sí	
Género				
Mujer	25 (69,4%)	21 (65,6%)	4 (100%)	0,290 ^a
Hombre	11 (30,6%)	11 (34,4%)	0 (0%)	
Edad (años)	79 (66; 83)	79 (67; 83)	66 (50; 83)	0,534 ^b
Obesidad				
< 30 kg/m ²	25 (69,4%)	21 (65,6%)	4 (100%)	0,290 ^a
≥ 30 kg/m ²	11 (30,6%)	11 (34,4%)	0 (0%)	
Tiempo de seguimiento (meses)	27 (10; 42)	25 (9; 42)	36 (30; 56)	0,185 ^b
Defunción				
No	30 (83,3%)	27 (84,4%)	3 (75%)	0,535 ^a
Sí	6 (16,7%)	5 (15,6%)	1 (25%)	
Tipo de intervención				
Primaria	6 (16,7%)	6 (18,8%)	0 (0%)	1,000 ^a
Recambio	30 (83,3%)	26 (81,2%)	4 (100%)	
LADO				
Derecho	20 (55,6%)	19 (59,4%)	1 (25%)	0,303 ^a
Izquierdo	16 (44,4%)	13 (40,6%)	3 (75%)	
Paprosky				
≤ 2 B	29 (82,9%)	28 (90,3%)	1 (25%)	0,011 ^a
≥ 2 C	6 (17,1%)	3 (9,7%)	3 (75%)	
Satisfacción				
Mala	3 (8,33%)	2 (6,2%)	1 (25%)	0,280 ^b
Regular	5 (13,88%)	4 (12,5%)	1 (25%)	
Buena	18 (50%)	16 (50%)	2 (50%)	
Excelente	10 (27,77%)	10 (31,2%)	0 (0%)	

Los datos se muestran como mediana (percentil 25; percentil 75) para los resultados de variables cuantitativas y como frecuencia absoluta (%) para los resultados de variables cualitativas.

^a Prueba exacta de Fisher.

^b Prueba de la U de Mann-Whitney.

movilidad. Ocurrieron 3 casos de defunción no relacionados con la cirugía. Uno de ellos fue el caso tumoral, que falleció a los 36 meses por recidiva con metástasis del tumor original. Otro paciente falleció a los 7 meses de la cirugía debido a una neoplasia de próstata, ya diagnosticada previamente a la intervención. El tercer paciente, de 88 años de edad, murió a los 8 meses tras la cirugía por causas no relacionadas.

El estudio de supervivencia global del implante mediante el método de Kaplan-Meier ha sido del 63,9% al final del seguimiento. La supervivencia promedio fue de 70,7 meses en la serie, intervalo de confianza del 95% (60,8-80,6) (fig. 2). Teniendo en cuenta el diámetro de la cabeza (fig. 3), se observa una menor supervivencia en aquellos cotilos que utilizan una cabeza de menor diámetro (22 mm) (log-rank, valor de $p < 0,001$).

Discusión

Los resultados obtenidos con cotilos constreñidos en artroplastia total de cadera son controvertidos. En la presente serie, el estudio de supervivencia global del implante

mediante el método de Kaplan-Meier ha sido del 63,9% con seguimiento mediano de 27 meses. Este resultado es inferior a los obtenidos en estudios por otros autores, habiéndose publicado supervivencias entre un 74 y un 96% con seguimientos a medio plazo^{8,21-23}. Sin embargo, otros estudios más recientes muestran resultados similares al nuestro: indican que ninguno de los diseños actuales proporciona una garantía suficiente para una artroplastia de revisión³² y se han llegado a publicar tasas de revisión de hasta un 34,8% a 127 meses³³.

Hay que tener en cuenta que las series son heterogéneas en cuanto a la indicación para el uso de este tipo de cotilo y, por otro lado, respecto de las opciones técnicas, que incluyen: cementar el cotilo constreñido directamente en hueso, colocar un inserto constreñido compatible en una copa metálica estable, colocar el inserto en una copa metálica no cementada nueva, cementar el cotilo constreñido en el interior de una copa metálica no compatible o cementar sobre un anillo o caja de reconstrucción.

En la presente serie, los 4 fracasos fueron secundarios al fallo del mecanismo constrictor (fallo tipo 3), con resultado

Tabla 2 Descripción pormenorizada de los resultados

	Fallo por luxación			
	Total	Lux No	Lux Sí	Valor de p
<i>Presencia de anillo o accesorio</i>				
No	32 (88,9%)	29 (90,6%)	3 (75%)	0,390 ^a
Sí	4 (11,1%)	3 (9,4%)	1 (25%)	
<i>Tamaño del cuello</i>				
Corto	3 (8,3%)	3 (9,4%)	0 (0%)	0,277 ^b
Medio	18 (50%)	17 (53,1%)	1 (25%)	
Largo	14 (38,9%)	11 (34,4%)	3 (75%)	
Extralargo	1 (2,8%)	1 (3,1%)	0 (0%)	
<i>Diámetro de la cabeza (mm)</i>				
2	12 (33,3%)	8 (25%)	4 (100%)	0,008 ^a
28	24 (66,7%)	24 (75%)	0 (0%)	
<i>Inclinación del cotilo (grados)</i>				
< 35	2 (5,6%)	2 (6,2%)	0 (0%)	0,631 ^b
35-40	12 (33,3%)	11 (34,4%)	1 (25%)	
40-45	15 (41,7%)	13 (40,6%)	2 (50%)	
45-50	2 (5,6%)	2 (6,2%)	0 (0%)	
50-55	5 (13,9%)	4 (12,5%)	1 (25%)	
55-60	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	
60-65	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	
> 65°	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	
<i>Grados anteversión del cotilo</i>				
< 10	19 (52,8%)	17 (53,1%)	2 (50%)	1,000 ^b
10-15	11 (30,6%)	9 (28,1%)	2 (50%)	
> 15	6 (16,7%)	6 (18,8%)	0 (0%)	
Retroversión	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	

Los datos se muestran como frecuencia absoluta (%) para los resultados de variables al ser estas cualitativas.

^a Prueba exacta de Fisher.

^b Prueba de la U de Mann-Whitney.

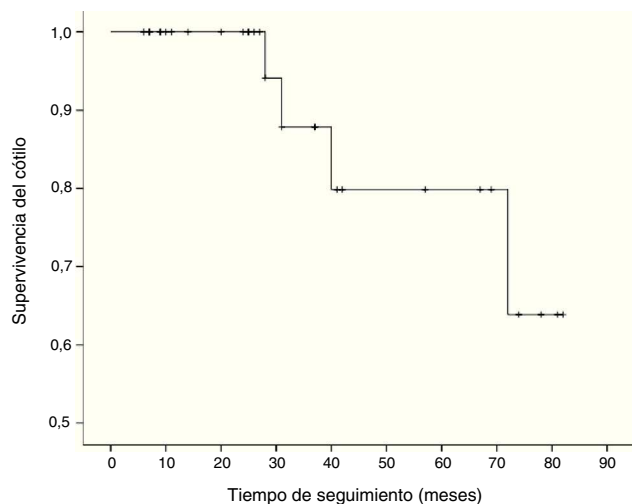


Figura 2 Supervivencia global del cotilo constreñido en la presente serie, sobre la base del análisis de Kaplan-Meier (con un intervalo de confianza del 95%).

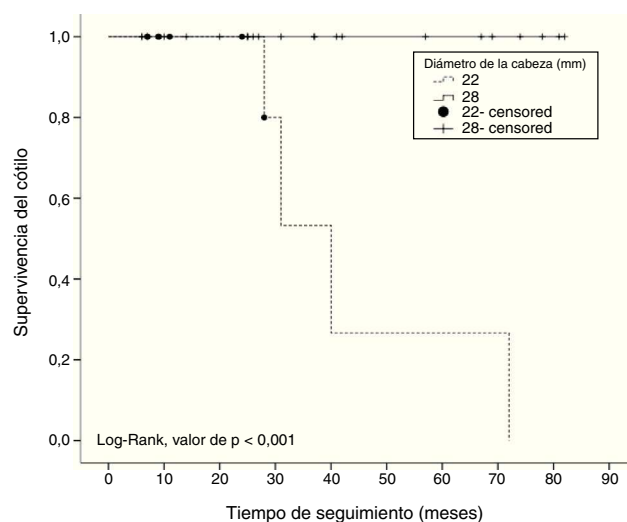


Figura 3 Comparación de la supervivencia del cotilo en función del diámetro de la cabeza. La medida de cabeza de 22 mm se asocia a un peor pronóstico de supervivencia del cotilo (log-rank, valor de $p < 0,001$).

de luxación de la cabeza protésica. Llama la atención que en nuestra serie no existe ningún caso de fallo tipo I (pérdida de fijación al hueso). En el trabajo de Guyen et al.³⁰, se analiza una prótesis tripolar no cementada. Como ya se ha dicho, este es un mecanismo de constricción muy diferente del utilizado por nosotros, puesto que se implica una doble articulación constreñida. Esos autores presentan, de un total de 389 casos, un solo fallo de fijación a hueso en 11 caderas, 6 fallos del mecanismo de contención del inserto, 10 fallos del mecanismo constrictor y 3 luxaciones de la cabeza protésica, con 12 casos de infección. Parra y Vaquero³⁴, que presentan una serie de 41 casos utilizando un cotilo constreñido en el que el aro constrictor es colocado tras la reducción de la cabeza, observan 10 reluxaciones y las relacionan con un mal posicionamiento del anillo de bloqueo. De todas formas, reconocen que el uso de cotilos autorretentivos es una alternativa a tener en cuenta en el tratamiento de la luxación recidivante. En el tipo de cotilo que analizamos en este estudio, esta complicación no la hemos tenido, al tratarse de un anillo que se autoposiciona tras la reducción de la cabeza.

Bakker-Dyos y Moran³⁵ publicaron una serie en la que el cotilo fue cementado directamente en hueso en 89 casos y en una caja de reconstrucción en 11 casos. Muestran únicamente 4 fallos de un total de 100 casos, con un seguimiento medio de 2,9 años. Los fallos ocurrieron por aflojamiento del cotilo: los autores explican que en uno de los casos se había cementado el cotilo excesivamente lateralizado y que en otro caso existía una disyunción pélvica no diagnosticada previamente. En nuestra serie, no hemos tenido ningún caso de disociación pélvica ni de posicionamiento erróneo del implante.

En un trabajo publicado por Hernigou et al.³⁶ se evaluaron los resultados del uso de cotilos constreñidos vs. no constreñidos en pacientes con alteraciones neurológicas (p. ej., poliomielitis, síndrome de Down y mielomeningocele) o alteraciones cognitivas (demencia, confusión o enfermedades psiquiátricas con alteraciones conductuales mal controladas). En el grupo de cotilos constreñidos, existieron 3 fallos de un total de 164 caderas: en 2 casos la cabeza se disoció del cuello y en otro caso se rompió el mecanismo constrictor. Sin embargo, los autores demostraron un menor riesgo de luxación en este grupo de pacientes al comparar los resultados al usar cotilos no constreñidos (en este grupo, el 25% se luxó al menos en una ocasión).

Otras series muestran resultados poco favorables e indican limitar al máximo su indicación. Pattyn et al.¹ publican una tasa de fracaso del 26% en una muestra heterogénea en la que se utilizaron diferentes diseños de implante en 46 caderas (38 pacientes) e indican como alternativa el uso de cabezas de gran diámetro. Otra de las series con los peores resultados publicados³² describe el análisis de los cotilos explantados por fracaso; el fallo del mecanismo constrictor sucedió en el 51% de los casos, el 28% presentaba aflojamiento del cotilo y un 22% presentaba infección. Se trata de una serie que analiza los resultados de 4 tipos de implantes constreñidos no cementados en hueso. Todos estos son cotilos en los que existe un polietileno con cobertura superior a 180° de forma hemiesférica y esto predispone al choque entre cuello y cotilo, y a la transmisión de fuerzas

que pueden provocar el desanclaje de la copa, el daño del mecanismo constrictor, el desgaste excesivo o el desensamblaje de la cabeza. Para evitar este exceso de cobertura, se han diseñado cotilos retentivos con escotaduras, aunque los resultados a largo plazo todavía están por determinar³⁷.

La malposición se ha propuesto como un factor de riesgo para el fracaso del cotilo retentivo. Anderson et al.³⁸ encontraron como único factor predictor de fallo la presencia de un elevado ángulo de abducción acetabular (con una media de 70°, $p < 0,05$). En nuestra serie, la mediana de los ángulos de inclinación de las caderas luxadas fue de 30° (29-49), mientras que en el resto fue de 39° (35-41), sin ser estas diferencias estadísticamente significativas ($p = 1,000$).

El estudio del tamaño de la cabeza y su relación con el riesgo de luxación en cotilos constreñidos no han sido motivos de especial interés en publicaciones previas. En esta serie, se han observado más luxaciones en cabezas de 22 mm respecto de cabezas de 28 mm, con significación estadística ($p = 0,008$). Nosotros creemos que a menor tamaño de cabeza, corresponde un menor tamaño de anillo constrictor y, por tanto, una menor resistencia a su deformación, siempre en relación con el peso de la pierna.

El presente estudio tiene como limitación principal su naturaleza retrospectiva y su seguimiento promedio de corto plazo (27 meses). Por otro lado, se trata de un número de casos relativamente bajo ($n = 36$) y la indicación varía desde cirugía primaria hasta cirugía de revisión. Sin embargo, se trata de una cohorte de casos complejos con alto riesgo de luxación, tratada siempre con el mismo implante y con resultados que consideramos muy favorables dada la dificultad intrínseca de estos casos. Para cada caso el cirujano deberá solucionar el problema particular de anclaje de estos implantes al hueso. Por este motivo, puede parecer que los tratamientos efectuados son heterogéneos, pero todos ellos persiguen un único objetivo, la fijación.

En nuestra opinión, una prótesis que ya ha tenido una primera luxación o que ya se ha luxado en varias ocasiones puede encasillarse en un contexto de riesgo. La utilización de un cotilo constreñido es una de las técnicas usadas para el tratamiento de estos pacientes, sobre todo cuando otras técnicas han fallado. Como conclusión, en la presente serie, se estima una supervivencia del cotilo constreñido cementado de 70,7 meses. El uso de cabezas de 22 mm de diámetro en implantes de pequeño tamaño se ha mostrado como un factor de riesgo importante. Dada la complejidad de estos casos y su elevado riesgo de luxación, consideramos este resultado como satisfactorio. Si bien son necesarios más estudios y un seguimiento a mayor término con este determinado implante, consideramos que se trata de una buena opción de rescate en prótesis total de cadera inestable o en pacientes con alto riesgo de luxación en artroplastia primaria de cadera.

Nivel de evidencia

Nivel de evidencia IV.

Responsabilidades éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad de los datos. Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes y que todos los pacientes incluidos en el estudio han recibido información suficiente y han dado su consentimiento informado por escrito para participar en dicho estudio.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado. Los autores han obtenido el consentimiento informado de los pacientes y/o sujetos referidos en el artículo. Este documento obra en poder del autor de correspondencia.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

- Pattyn C, De Haan R, Kloeck A, Van Maele G, De Smet K. Complications encountered with the use of constrained acetabular prostheses in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010;25:287-94.
- Phillips CB, Barrett JA, Losina E, Mahomed NN, Lingard EA, Guadagnoli E, et al. Incidence rates of dislocation, pulmonary embolism, and deep infection during the first six months after elective total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A:20-6.
- Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91:128-33.
- Khatod M, Barber T, Paxton E, Namba R, Fithian D. An analysis of the risk of hip dislocation with a contemporary total joint registry. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;447:19-23.
- Woolson ST, Rahimtoola ZO. Risk factors for dislocation during the first 3 months after primary total hip replacement. *J Arthroplasty*. 1999;14:662-8.
- Barrack RL, Thornberry RL, Ries MD, Lavernia C, Tozako-glou E. The effect of component design on range of motion to impingement in total hip arthroplasty. *Instr Course Lect*. 2001;50:275-80.
- Bremner BR, Goetz DD, Callaghan JJ, Capello WN, Johnston RC. Use of constrained acetabular components for hip instability: An average 10-year follow-up study. *J Arthroplasty*. 2003;18 7 Suppl 1:131-7.
- Toohey SD, Hopper Jr RH, McAuley JP, Engh CA. Modular component exchange for treatment of recurrent dislocation of a total hip replacement in selected patients. *J Bone Joint Surg*. 2001;83A:1529-33.
- McGann WA, Welch RB. Treatment of the unstable total hip arthroplasty using modularity, soft tissue, and allograft reconstruction. *J Arthroplasty*. 2001;16 Suppl 1:19-23.
- Ries MD, Wiedel JD. Bipolar hip arthroplasty for recurrent dislocation after total hip arthroplasty. A report of three cases. *Clin Orthop Relat Res*. 1992;278:121-7.
- Earll MD, Fehring TK, Griffin WL, Mason JB, McCoy T, Odum S. Success rate of modular component exchange for the treatment of an unstable total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2002;17:864-9.
- Barrack RL, Burke DW, Cook SD, Skinner HB, Harris WH. Complications related to modularity of total hip components. *J Bone Joint Surg Br*. 1993;75:688-92.
- Parvizi J, Morrey BF. Bipolar hip arthroplasty as a salvage treatment for instability of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 2000;82-A:1132-9.
- Bourne RB, Mehin R. The dislocating hip: What to do, what to do. *J Arthroplasty*. 2004;19:111-4.
- Stromsoe K, Eikvar K. Fascia lata plasty in recurrent posterior dislocation after total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1995;114:292-4.
- Barbosa JK, Khan AM, Andrew JG. Treatment of recurrent dislocation of total hip arthroplasty using a ligament prosthesis. *J Arthroplasty*. 2004;19:318-21.
- Lavigne MJ, Sanchez AA, Coutts RD. Recurrent dislocation after total hip arthroplasty: Treatment with an Achilles tendon allograft. *J Arthroplasty*. 2001;16:13-8.
- Murcia A, Azorin LM, Blanco A, Ferrer H, Gallart X, García-Cimbrelo E, et al. Luxación recidivante de prótesis total de cadera. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2006;50:454-67.
- Prudhon JL, Ferreira A, Verdier R. Dual mobility cup: Dislocation rate and survivorship at ten years of follow-up. *Int Orthop*. 2013;37:2345-50.
- Shapiro GS, Weiland DE, Markel DC, Padgett DE, Sculco TP, Pellicci PM. The use of a constrained acetabular component for recurrent dislocation. *J Arthroplasty*. 2003;18:250-8.
- Lombardi Jr AV, Mallory TH, Kraus TJ, Vaughn BK. Preliminary report on the S-ROM constraining acetabular insert: A retrospective clinical experience. *Orthopedics*. 1991;14:297-303.
- Goetz DD, Capello WN, Callaghan JJ, Brown TD, Johnston RC. Salvage of total hip instability with a constrained acetabular component. *Clin Orthop Relat Res*. 1998;355:171-81.
- McCarthy JC, Lee JA. Constrained acetabular components in complex revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;441:210-5.
- Hardinge K. The direct lateral approach to the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 1982;64:17-9.
- Judet R, Judet J, Letournel E. Fractures of the acetabulum: Classification and surgical approaches for open reduction. Preliminary report. *J Bone and Joint Surg Am*. 1964;46:1615-46.
- Paprosky WG, Perona PG, Lawrence JM. Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty. A 6-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty*. 1994;9:33-44.
- Enneking WF, Dunham WK. Resection and reconstruction for primary neoplasms involving the innominate bone. *J Bone Joint Surg Am*. 1978;60:731-46.
- Merle D'Augibné R. Cotation chiffrée de la fonction de la hanche. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1970;56:481-6.
- DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1976;121:20-32.
- Guyen O, Lewallen DG, Cabanela ME. Modes of failure of Osteonics constrained tripolar implants: A retrospective analysis of forty-three failed implants. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90:1553-60.
- Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*. 1978;60:217-20.
- Noble PC, Durrani SK, Usrey MM, Mathis KB, Bardakos NV. Constrained cups appear incapable of meeting the demands of revision THA. *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470:1907-16.

33. Berend KR, Lombardi Jr AV, Welch M, Adams JB. A constrained device with increased range of motion prevents early dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;447:70–5.
34. Parra J, Vaquero J. Falla temprana de acetábulos constreñidos en luxación recidivante de prótesis totales de cadera. *Acta Ortopédica Mexicana.* 2009;23:217–22.
35. Bakker-Dyos J, Moran M. Management of hip instability with a cemented, constrained acetabular component. *Hip Int.* 2012;22:254–60.
36. Hernigou P, Filippini P, Flouzat-Lachaniette CH, Batista SU, Poignard A. Constrained liner in neurologic or cognitively impaired patients undergoing primary THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468:3255–62.
37. Munro JT, Vioreanu MH, Masri BA, Duncan CP. Acetabular liner with focal constraint to prevent dislocation after THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2013;471:3883–90.
38. Anderson MJ, Murray WR, Skinner HB. Constrained acetabular components. *J Arthroplasty.* 1994;9:17–23.