

INSTRUCCIÓN ORTOPÉDICA DE POSGRADO

Cotilos con doble movilidad: principios, ventajas y resultados

SEBASTIÁN VALDEZ y BERTRAND BOUXIN

Bertrand Bouxin. Instituto Calot, Berck sur Mer, Nord Pas Calais, Francia

La luxación de los componentes de una prótesis total de cadera representa uno de los principales problemas de la cirugía ortopédica. Su resolución es uno de los apartados principales en el desarrollo de cualquier coto. La prótesis con doble movilidad, tras casi treinta años de experiencia en Europa, se considera el implante antiluxante por excelencia.

El principio se basa en una cabeza protésica móvil dentro de un polietileno retentivo, el cual, a su vez, se mueve libremente dentro de la copa acetabular metálica. Las dos articulaciones tienen como objetivo disminuir el desgaste y las fuerzas de aflojamiento, y aumentar la amplitud articular sin compromiso de la estabilidad intraprotésica.

Sus ventajas son una mayor amplitud de movimiento sin limitaciones debido a su gran estabilidad, con buena transmisión de fuerzas y baja tasa de usura del polietileno. La cúpula con doble movilidad brinda resultados satisfactorios en cuanto a estabilidad y usura para las artroplastias de cadera de primera intención, en las cuales el potencial de inestabilidad es importante, como también en las cirugías de revisión.

Introducción histórica

La luxación posterior al reemplazo total de cadera sigue siendo un problema tanto para los pacientes como para la mayoría de los cirujanos ortopédicos. El reemplazo total de cadera con prótesis de doble movilidad es la elección antiluxante por excelencia.

Según las estadísticas, con los implantes convencionales se observan tasas de 1% al 10% de luxación en los

reemplazos primarios y del 9% al 29% en la cirugía de recambio protésico.^{4,11,23}

Le corresponde a Gilles Bousquet el mérito de describir e impulsar el concepto de la doble movilidad. No se trata de un concepto nuevo, ya que se concibió a fines de la década de 1970. En la actualidad el número de estos implantes colocados por año está en aumento debido a la pérdida de la protección de la patente, por lo que han aparecido más de 10 modelos que hacen uso del concepto de doble movilidad.

Hoy en día se colocan en Francia más de 30.000 de este tipo de implantes por año, es decir, alrededor del 30% del total de los reemplazos de cadera.

El proyecto sobre la doble movilidad no es una realización solitaria del profesor Gilles Bousquet, sino que contó con los aportes del profesor en biomateriales Jean Rieu y del ingeniero Andre Rambert.

Ambos estaban preocupados por la asociación del polietileno con los casos de descementación, los fenómenos de inestabilidad por el desgaste del polietileno y la emisión de partículas que provocaban reacciones inflamatorias y osteólisis. En su idea original se mezclaron los conceptos de Charnley y de MacKee-Ferrari.

Se aprovecharon los beneficios de la artroplastia de baja fricción con el objeto de reducir la emisión de partículas de polietileno, inculcado por Charnley, asociado con una importante estabilidad intrínseca, utilizando una cabeza de gran diámetro, que se aproxima a la anatómica, acorde con la idea de MacKee-Ferrari. Su objetivo: reducir luxaciones, ampliar la movilidad y disminuir el desgaste.

Objetivo de la presentación

El objetivo de este trabajo es presentar el concepto de la artroplastia de cadera con doble movilidad, la cual ocupa un lugar importante en el arsenal del cirujano ortopédico.

Recibido el 18-6-2008.

Correspondencia:

Dr. SEBASTIÁN VALDEZ

quique_valdez@hotmail.com

Principio de la doble movilidad

El principio se basa en una cabeza protésica móvil dentro de un polietileno retentivo, el cual a su vez se mueve libremente dentro de la copa acetabular metálica.

El sistema original se componía de una cúpula cilindro-hemisférica de acero inoxidable fijada sin cemento, recubierta por alúmina y un inserto de polietileno móvil dentro de la cúpula. Existen dos articulaciones concéntricas (Fig. 1):

1. Articulación de la cabeza femoral en la concavidad del inserto de polietileno: pequeña articulación.
2. Articulación de la convexidad del inserto con la cúpula metálica: gran articulación.

Es un sistema de articulación protésica metal-polietileno con dos fases de movilidad, parecido a los implantes con platillo móvil, muy usados en la actualidad en los reemplazos de rodilla.

Las dos articulaciones tienen como objetivo:

- Disminuir el desgaste.
- Disminuir las fuerzas de aflojamiento.
- Usar un sistema fisiológico.
- Aumentar la amplitud articular sin comprometer la estabilidad intraprotésica.

A pesar de las tres décadas de experiencia clínica con este tipo de implantes, hay quienes piensan que al haber dos articulaciones el desgaste es mucho mayor. Esto pasaría si las dos articulaciones fueran completamente independientes. En la práctica estas articulaciones son independientes sólo durante la fase de descarga y no así en la de carga.

Es importante evitar las comparaciones con las cúpulas bipolares y con las constreñidas, estas últimas difíciles de defender en el plano biomecánico, ya que tienen un inserto fijo que transmite al hueso todas las fuerzas de arrancamiento.²⁰ A diferencia de estas, en las cúpulas de doble movilidad la interfaz hueso-cúpula está mejor protegida⁸ (Fig. 2).

Además, los componentes constreñidos tienen otras desventajas, como la no admisión de reducción cerrada y el mayor desgaste de los componentes.

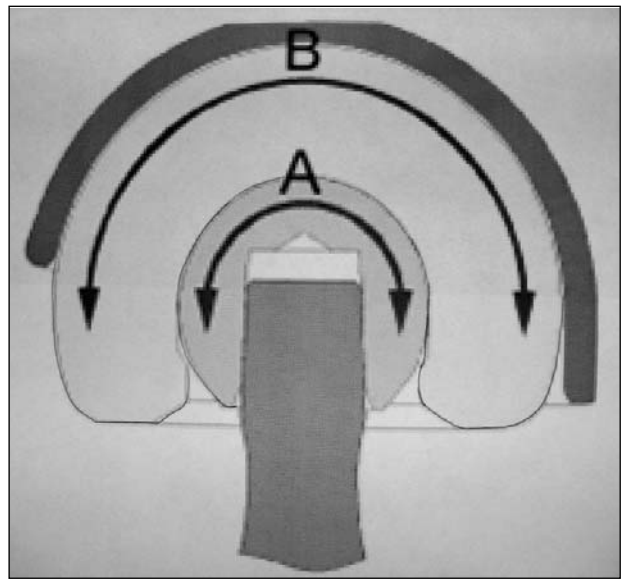


Figura 1. Principio y descripción del sistema de doble movilidad.

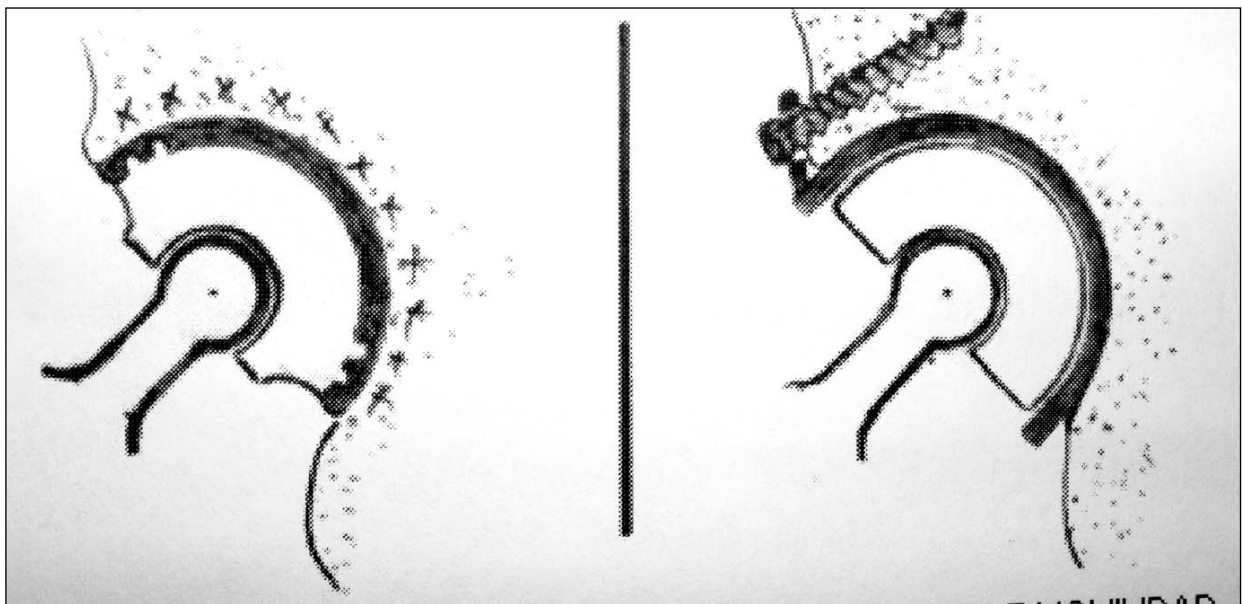


Figura 2. Diferencias biomecánicas con cotilos constreñidos. Mejor transmisión de cargas con la doble movilidad.

Descripción

Es un concepto basado en la utilización de tres componentes:

1. *Cúpula metálica*: existen distintas formas, que varían entre hemisféricas y cilíndricas (Fig. 3).

- Superficie externa: de contacto y anclaje hueso-implante.
- Superficie cóncava: evita que el inserto se salga y tiene un pulido especular, con orificios donde se colocan puntas de anclaje suplementarias o sin ellos.

Suelen ser de acero inoxidable o de cromo-cobalto; este último es el de nuestra preferencia.

En un principio, las cúpulas estaban revestidas de cerámica de alúmina. A pesar de su gran tolerancia, este material es un mal bioconductor; por ese motivo, los recubrimientos actuales son de plasma-titanio, hidroxiapatita o ambos. También existen las opciones cementadas de acero.

La cúpula de Bousquet original no es cementada y tiene tres puntos de anclaje. Sobre este diseño se han creado, en los últimos años, distintas variantes que permiten multiplicar sus indicaciones, incluso para los grandes defectos óseos acetabulares.

Puntos de anclaje

- a. Pestaña superior en la que se coloca un tornillo cortical de 4,5 mm, orientado a unos 30° superior en el ala ilíaca, con presa bicortical, aumentando la compresión en el fondo acetabular. Para impedir su corrosión y la osteólisis en su periferia, se prefiere utilizar tornillos con embalaje individual y evitar los tornillos de osteosíntesis reesterilizados.
- b. Dos orificios donde se colocan pequeños conos (espigas) orientadas hacia el isquion y hacia la rama iliopubiana.

Este sistema de tres anclajes fue, durante mucho tiempo, el único disponible. Su inconveniente teórico (poco visto en la práctica) es que la eventual saliencia de los anclajes rompe la armonía de la superficie metálica, lo que aumenta el desgaste del polietileno en su convexidad.^{1,5,6}

Las cúpulas actuales han evolucionado y suelen tener las siguientes características:

- Ausencia de sistemas de fijación adicional (tanto en casos de reemplazos primarios como en revisiones de pequeños defectos óseos).
- Diseños específicos con múltiples extensiones periféricas utilizados para los grandes defectos acetabulares encontrados en las cirugías de revisión. Estos últimos son muy útiles por la tasa de luxaciones de este tipo de intervenciones.
- Recubrimientos de plasma-titanio e hidroxiapatita.
- Material de cromo-cobalto.
- Modificación de la geometría y metalúrgica de las espigas en caso de usar cúpulas con ellas.
- Formas hemisféricas que permiten una mejor introducción en el cotilo y evitan su desborde hacia adelante, que determina conflictos musculares dolorosos, sobre todo en el psoas.²²

2. *Inserto de polietileno*. Esférico en su exterior, suele representar 5/8 de esfera, lo que garantiza una gran superficie de contacto. Dispone de un mecanismo retentivo para la cabeza femoral, en cualquier diámetro empleado: 22,22, 28 o 32 mm. Se requiere una prensa para impactar la cabeza metálica en el inserto.

3. *Cabeza femoral*. Tiene un diámetro adaptado al interior del inserto de polietileno elegido. Se fabrica con acero, cromo-cobalto o cerámica (Fig. 4).

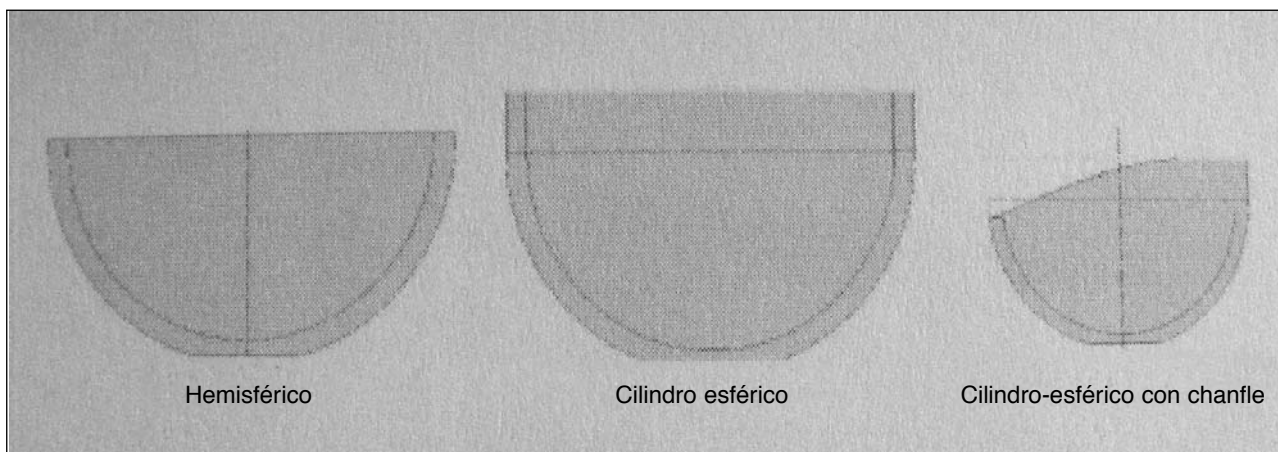


Figura 3. Diferentes formas de cúpulas.

Los tres componentes se ensamblan durante el acto quirúrgico:

- La cúpula metálica se une al acetábulo, a través de un buen anclaje primario, evitando su desborde de la cavidad ósea fresada.
- La cabeza se introduce mediante presión en el interior del inserto de polietileno, encajando el conjunto en el cono del vástago femoral escogido. Este último conjunto se reduce finalmente en el interior de la cúpula.

Movimientos: el polietileno se mueve en el interior de la cúpula metálica; es también móvil y retentivo respecto de la cabeza femoral. La concetricidad de los movimientos reduce el desgaste y evita el bloqueo del inserto. La mayor parte de los movimientos se producen entre la cabeza femoral y el interior del inserto. Sólo durante los movimientos extremos se moviliza la gran articulación.

Ventajas de la doble movilidad sobre los otros sistemas

Permite mayor amplitud de movimiento, sin limitaciones debido a su gran estabilidad, manteniendo una buena transmisión de fuerzas y una baja tasa de desgaste del polietileno.

- **Rango de movilidad:** la primera movilidad es entre la cabeza metálica y la concavidad del polietileno. El rango de esta articulación se ve influido por las características del implante y es directamente proporcional al diámetro de la cabeza, unos 51° para el diámetro 22,2 mm y de 76° para la cabeza 28 mm. El rango de la segunda articulación entre la parte convexa del polietileno y la cúpula metálica también tiene una relación directa con el diámetro de este último. La movilidad media alcanzada es de unos 160° .

La distancia que debe recorrer el sistema para luxarse no depende en sí del radio de la cabeza femoral sino del radio del inserto. Por ejemplo, hacen falta 14 mm para luxar una cabeza de 28 mm de diámetro en un polietileno fijo contra los 25 mm necesarios para luxar la misma cabeza (28 mm) alojada en un inserto móvil de 50 mm de diámetro.

Es cierto que se produce un "efecto cam" por el contacto del polietileno y del cuello femoral. A partir de este hecho, tiene lugar un movimiento del polietileno en el cotilo, lo que permite una mayor amplitud articular. La ganancia de movilidad comprende entre 20° y 40° en comparación con una prótesis clásica.

- **Estabilidad:** la inestabilidad está determinada por tres mecanismos:

1. Inestabilidad axial o decoaptación, debido a las sollicitaciones en tracción. La decoaptación luxante se produce sobre todo en las cabezas de pequeño diámetro, como también en casos de uso de cuellos cortos o en pacientes con insuficiencia muscular.

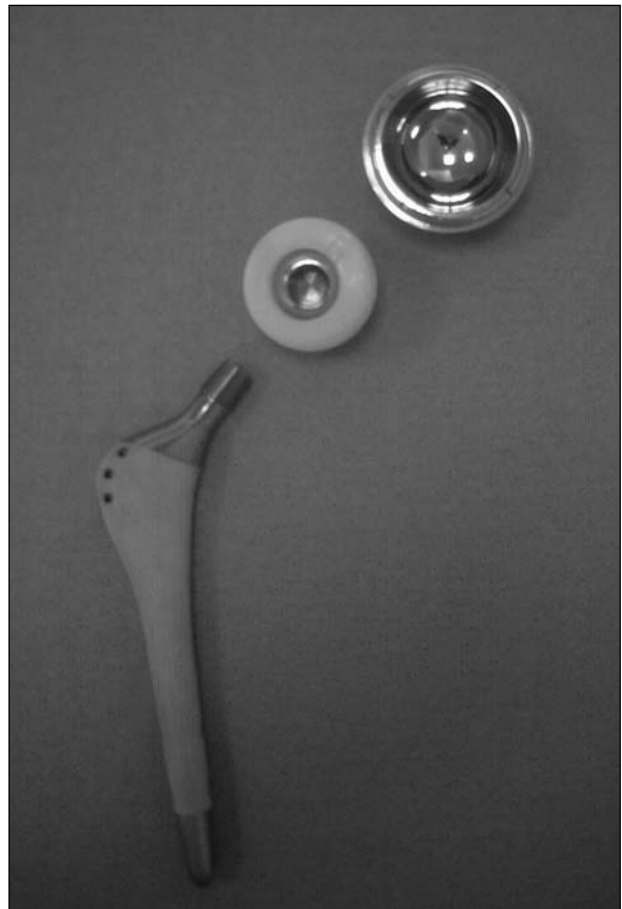


Figura 4. Descripción del sistema de doble movilidad.

2. Inestabilidad angular, fricción o "efecto cam".

3. Inestabilidad axial y angular (Fig. 5).

En ambos casos el resultado es el mismo. La cabeza se mueve desde el punto A al B. Se considera que el riesgo de luxación disminuye cuando la distancia AB aumenta. AB es determinada por el radio del polietileno, la profundidad de la copa y el grado de inclinación del ángulo del polietileno. Teniendo en cuenta la distancia AB, se puede afirmar que la doble movilidad es la mejor solución para evitar la luxación, incluso si se compara con sistemas de resuperficialización del mismo diámetro (Fig. 6).

Con la doble movilidad las tasas de luxación varían de 0% a 0,3% para los reemplazos primarios y de 0% a 3,5% para las revisiones.

Hay que tener presente que, a partir del tercer mes, no contraindicamos ningún movimiento de los considerados prohibidos con los implantes clásicos.

- **Transmisión de fuerzas:** como el inserto de polietileno es móvil en el interior de la cúpula, las fuerzas de cizallamiento disminuyen y se distribuyen mejor en la interfaz hueso-cúpula, lo que se asocia con una fijación duradera del implante.

- **Desgaste del polietileno:** el fenómeno de la doble movilidad permite bajar las fuerzas transmitidas a nivel del

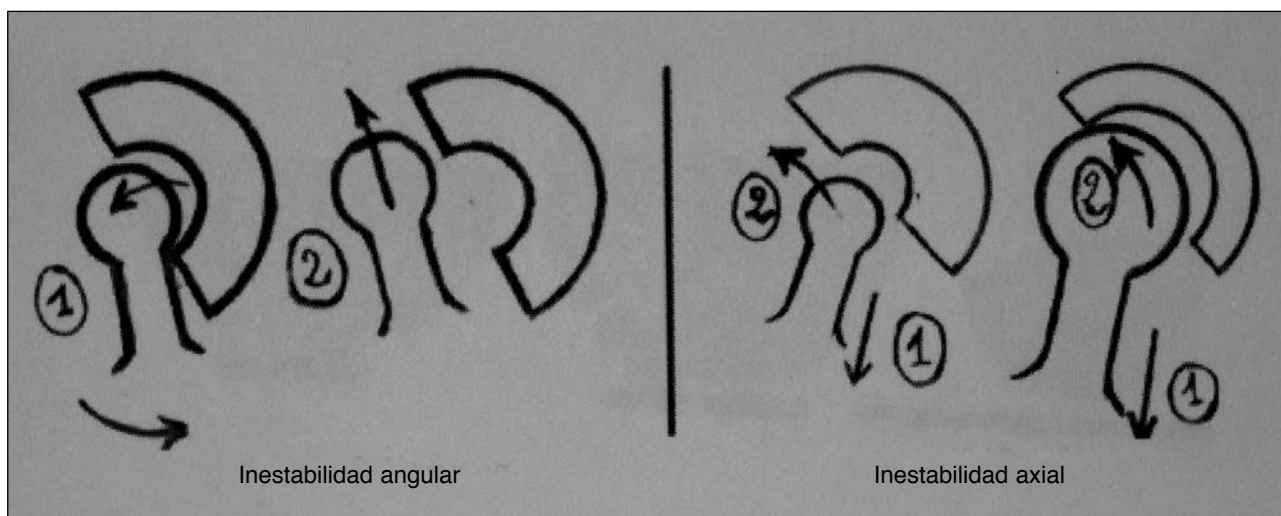


Figura 5. Diferentes tipos de inestabilidad.

polietileno. En efecto, el desgaste se reparte sobre las dos partes de este y, por la tanto, hay menos partículas de residuo y menor riesgo de aflojamiento aséptico secundario.

El *Institut National des Sciences Appliquées* (INSA) midió la usura del polietileno in vivo sobre las prótesis con doble movilidad. Efectuó la medición de las superficies de fricción externa e interna en 20 prótesis explantadas. Lo mismo hicieron Adam y cols. en otros 40 polietileno.¹

Los estudios arrojan resultados de un desgaste de la cara externa casi despreciable (0,048 mm), por debajo del intervalo de tolerancia industrial, con una usura anual de 0,01 mm al año. Este desgaste no es localizado, sino que se reparte en el conjunto de las superficies móviles.

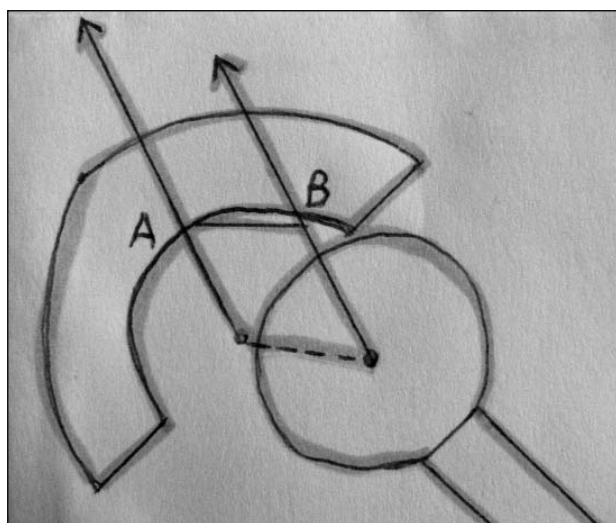


Figura 6. La luxación se produce cuando la cabeza se desplaza de A a B. El riesgo disminuye cuando AB aumenta.

El desgaste de la superficie cóncava es de 0,08 mm/año, comparable con los datos aportados por Wroblewski (0,19 mm/año) y por Kabo (0,25 mm/año).²⁴

Opciones a la cúpula original de Bousquet

Cirugía primaria: utilizamos el cotilo Tregor que tiene ciertas características particulares:

Cúpula: su característica particular reside en su espesor no homogéneo (5 mm de media en el ecuador y 1,5 mm en el polo), lo que permite medializar el centro de rotación articular, cuyo efecto es aumentar la estabilidad al extender la cobertura de la cabeza. La medialización del centro de rotación de la prótesis de cadera tiene mala reputación por su asociación con los aflojamientos a largo plazo. Esto es verdad cuando la medialización es importante (mayor de 10 mm); si esta es limitada, inferior a 5 mm, no hace más que optimizar el centro de rotación, sin influir negativamente en el anclaje, con un efecto positivo sobre la estabilidad articular.

La superficie exterior de la cúpula es inferior a una hemisfera (162°), de manera de encajar perfectamente en la cavidad acetabular y aprovechar el efecto retentivo ejercido por el entorno cotiloideo, privilegiando la transmisión de presiones en la periferia del cotilo donde este es más sólido.

La fijación de la cúpula al hueso es por ajuste. Tiene un doble revestimiento de titanio puro y de hidroxiapatita, lo que asegura la osteointegración del implante, gracias en parte a las cualidades osteogénicas ya bien demostradas de la hidroxiapatita.¹⁰

La superficie interior de la cúpula es plena y pulida para preservar el polietileno de la usura.

Inserto de polietileno: móvil dentro de la cúpula, asegura una gran ganancia de movilidad.

Su superficie externa describe un arco de 230°. Es retentivo sobre la cabeza femoral por su superficie interna. Un pequeño espacio muerto autoriza un pistonaje limitado de la cabeza en su cavidad (2-3 mm). La impactación de la cabeza en el inserto se realiza con la ayuda de una prensa dotada con el auxiliar.

Se suele asociar con una cabeza de 22,2 mm para preservar el máximo del polietileno, aunque las cabezas de 28 mm también están disponibles a partir de insertos de 52 mm.

Materiales:

- Cúpula: cromo-cobalto.
- Recubrimiento de la cúpula: plasma titanio puro e hidroxiapatita.
- Inserto: polietileno de alto peso molecular.

Cirugía de revisión: el principio de la doble movilidad, poco después de su nacimiento, también se aplicó mediante diferentes versiones a las revisiones de los cotilos.

Estos sistemas, casi siempre sin cemento, tienen múltiples apéndices de fijación periféricas, de número y longitud variables, que se adaptan a todos los tipos de defectos óseos (Fig. 7).

Análisis de la bibliografía

Farizon y cols. describen, en 135 copas implantadas entre 1980 y 1981, una tasa de supervivencia del implante del 95,4% a los 10 y a los 12 años, sin casos de luxación en su serie. Es importante destacar que los cotilos usados estaban recubiertos de alúmina y no de plasma titanio-hidroxiapatita, como los que se usan en la actualidad.⁵

Aubriot publicó un solo caso de luxación en 1.100 pacientes operados con el implante de Bousquet y Farizon, menos del 3,5% en cirugía de revisión.¹⁴

Bouxin observó sólo 3 casos de luxación en 3.000 prótesis implantadas. Langlais y cols., en 88 casos de revisiones cementadas con este tipo de implantes, comunicaron sólo una luxación, de causa traumática, con una supervivencia de los implantes a 5 años del 94,6%.¹³

Adam y cols. estudiaron 40 polietilenos explantados, ya sea por causa mecánica o séptica, a un promedio de 8 años de la cirugía inicial. La edad promedio de los pacientes en el momento de la intervención fue de 48 años. La media anual de desgaste fue de 9 µm para el lado convexo y de 73 µm en el cóncavo, total de 82. El desgaste volumétrico fue de 28,9 mm³ para el lado convexo y de 25,5 mm³ para el cóncavo, con un promedio anual de 54 mm³. El desgaste de estos no varía significativamente de las clásicas superficies metal-polietileno.¹

Fessy analizó 50 copas explantadas con 9 años de seguimiento. Según su trabajo, la convexidad no presenta desgaste significativo, mientras que en su concavidad es del mismo orden que el observado en las artroplastias comunes. Este autor afirma que la doble movilidad permite

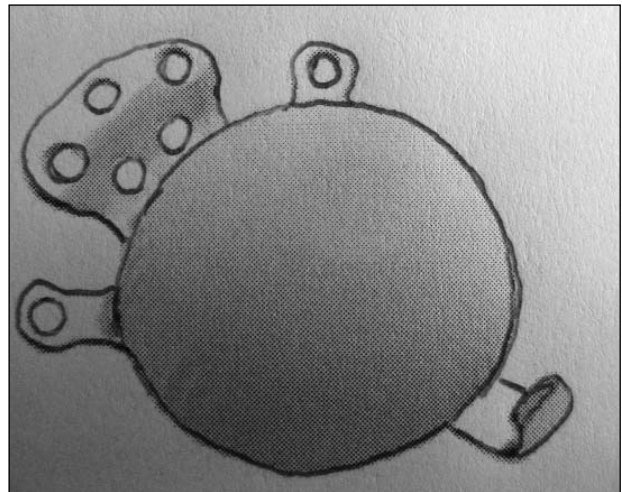


Figura 7. Uno de los varios modelos con extensiones periféricas para adaptarse a los diferentes defectos óseos.

obtener una buena estabilidad, sin aumento de la emisión de partículas de polietileno.⁶

Fiquet y cols. asociaron 600 reemplazos con técnica MIS (*Mini Invasive Surgery*): 450 debido a artrosis y 150 por fracturas. El seguimiento fue de 2 a 5 años, la tasa de luxación fue de 0,22% para el grupo de artrosis (1 caso) y de 2% para el grupo de causa fracturaria (3 casos). Como era de esperar, obtuvieron compatibilidad entre la técnica miniinvasiva y la copa de doble movilidad.⁷

Philippot y cols. demostraron buena supervivencia (94,6%) a 10 años utilizando una copa metálica, no cementada, con triple anclaje, recubierta de alúmina en 106 reemplazos primarios. La edad promedio de los pacientes fue de 56 años (23-87) y el puntaje de Postel Merle d'Aubigné mejoró de 7,1 en el preoperatorio a 15,8 a los 10 años. La ausencia de casos de luxación de su serie confirma la excelente estabilidad a corto y largo plazo de estos implantes. Su principal limitación fue la luxación intra-prótesis (2%), aunque su tratamiento no representó un problema.¹⁸

Oñorbe y Rodríguez-Merchan la consideran la opción para las luxaciones protésicas recidivantes de cadera.¹⁷ mientras que Macaulay y Laffosse lo recomiendan como procedimiento de salvataje en las luxaciones recidivantes.^{12,21}

Leclercq y cols. trataron con éxito el 100% de 13 luxaciones recidivantes con este implante, incluso en los casos en que la causa era el mal posicionamiento femoral.¹⁴

Asselineau y cols. revisaron 100 casos de reemplazos primarios y 34 revisiones a 10 años de seguimiento, con una supervivencia y desgaste volumétrico del mismo orden que el informado para las prótesis de Charnley con una cabeza de 22,2 mm; fue superior para evitar las luxaciones.³ Por su parte, Garron y cols., en 20 revisiones, publicaron un solo episodio de luxación que fue tratado con éxito en forma conservadora.⁹

Philippot y cols., en una nueva publicación en 2008, luego de revisar retrospectivamente 438 prótesis primarias, con un promedio de 17 años de seguimiento, refieren una tasa de supervivencia de la cúpula del 96,3% y ausencia de episodios de luxación. Compararon las fallas (desgaste, luxación intraprotésica y aflojamiento) en diferentes grupos de edad. La tasa de complicaciones de la cúpula fue del 0% en los mayores de 70 años a los 15 años de seguimiento.¹⁹

En la actualidad, estamos en una etapa de revisión de los resultados, para una posterior publicación, sobre la fusión de los principios de doble movilidad y medialización.

Los inconvenientes de la doble movilidad son bastante escasos. Corresponden esencialmente a lo que se denomina “luxación intraprotésica”, que consiste en una decoap-



Figura 8. Paciente asintomática, con luxación intraprotésica izquierda. Nótese la descentralización del cuello femoral con respecto al cotilo.



Figura 9. Reemplazo de cadera bilateral. Cotilo tipo Bousquet del lado izquierdo y cotilo sin fijación adicional del lado derecho, con 13 y 8 años de seguimiento respectivamente.

tación del polietileno de la cabeza femoral. Es una complicación rara y sobre todo tardía, que se debe a la usura del borde libre de la cara cóncava del polietileno sobre el cuello femoral con pérdida de la retención del polietileno, por conflicto del cuello con el borde libre del polietileno (“fenómeno directo”). Se describe también un “fenómeno indirecto” que podría limitar la movilidad del inserto sobre la copa metálica, lo que intensifica el conflicto.

Este contacto del borde libre del inserto y el cuello femoral se denomina la tercera articulación y produce un desgaste en ángulo del inserto.

Desde el punto de vista clínico se diferencia con claridad de las luxaciones propiamente dichas. El paciente consulta por dolor o clics al movilizar la cadera, si bien en todos los casos puede continuar con la marcha. Incluso puede ser asintomática en la etapa inicial (Fig. 8).

Es una complicación cada vez menos frecuente, ya que ahora se conocen sus factores de riesgo y sus causas y se han encontrado sus soluciones:^{2,15,16,19}

1. Cuello femoral:

- Liso
- Brillante
- Pulido
- Pequeño diámetro
- Sin orificio de extracción
- Cono morse que no sobrepase la cabeza en su longitud

2. Inserto:

- Con ángulo

3. Cabeza

- Con cuello corto o mediano

4. Paciente:

- Evitar en pacientes jóvenes y activos (controvertido)

Noyer comparó las tasas de luxación intraprotésica en 1.282 implantes, en dos grupos diferentes, cuellos “agresivos” y cuellos “conformes”. La tasa de revisiones del inserto fue del 7%, con una media de 6,9 años en el primer grupo y de 4% a los 11,8 años para el segundo grupo. Este último grupo tiene una tasa de supervivencia similar a la de la prótesis de Charnley: 96% a más de 10 años.¹⁶

Es importante destacar que en casi todos los casos el tratamiento consiste sólo en revisar el inserto de polietileno y la cabeza modular, salvo que existan factores de riesgo evidentes en el componente femoral que requieran atención. Lecuire y cols. realizaron únicamente el cambio del polietileno y la cabeza en 6 de sus 7 luxaciones intraprotésicas, con buenos resultados a los 8 años.

Esta complicación, en caso de ocurrir, se produce en un promedio de 10 años de la implantación y es excepcional a mediano plazo.^{2,15,19}

Consideraciones económicas: la simple posibilidad de evitar un tratamiento quirúrgico, ahorrando los gastos sanatoriales, el lucro cesante y los gastos por posibles complicaciones de la cirugía de revisión, o una simple reducción, en caso de luxaciones recidivantes, hace útil el uso de la prótesis de doble movilidad en lo que respecta a la administración de los recursos de salud, en las cirugías con riesgo mayor de luxación. Por sus materiales clásicos y por evitar las dislocaciones tiene una buena relación costo-eficacia.

Nuestra experiencia: nuestro primer contacto con las prótesis de doble movilidad fue al arribar al Instituto Calot. Sin embargo, Bouxin las utiliza desde hace 19 años y casi sistemáticamente desde 1993 y fue él quien nos comentó con gran entusiasmo sus resultados (Fig. 9).

Hemos colocado cerca de 3.000 implantes y estamos actualmente en un período de revisión para una próxima publicación de resultados generales. Coincidimos con el resto de los autores en sus tasas casi inexistentes de luxación y excelente fijación con bajo desgaste. Sólo hemos tenido 3 casos de luxaciones, 2 de las cuales fueron traumáticas.

Nuestros problemas de usura se produjeron por el contacto entre el inserto y el *collarete* de la cabeza femoral o el cuello del componente femoral: tercera articulación.

Las causas de falla son:

- Error de orientación
- Materiales
- Pareja tallo-cotilo no compatible
- Traumatismo
- Perturbaciones de la cinemática

Errores de orientación: la doble movilidad no puede paliar los errores de colocación; también se requiere gran rigor técnico. El error más típico es el exceso de anteversión, que genera un conflicto del borde posterior del cotilo con la cara posterior del cuello femoral.

Materiales: migración y resorción de partículas de alúmina.

Pareja tallo-cotilo: todo conflicto puede provocar una usura anormal y en casos extremos causar una luxación intraprotésica. Las principales causas de conflicto que hemos observado es un cono de mayor diámetro, la cabeza con *collarete* largo que cubre la superficie del cono y el

cuello rugoso. Sugerimos evitar los conos superiores 12/14, las superficies rugosas y las asperezas.

Perturbaciones de la cinemática: en general, lo que perturba la movilidad del inserto es la fibrosis y las osificaciones heterotópicas.

Las mejoras realizadas en las cúpulas, como la forma hemisférica, la superficie de hidroxiapatita y plasma-titanio, evitar las espigas, el material de cromo-cobalto y el uso de un cuello femoral "amigable" se traducirá, sin duda, en mejores resultados en cuanto a la supervivencia y las complicaciones.

Conclusiones

La doble movilidad es una opción, con una alta tasa de supervivencia, comparable con la de los métodos clásicos. A diferencia de la creencia popular, el sistema no causa un exceso de desgaste del polietileno. Este implante permite:

1. reducciones de las sollicitaciones del anclaje cotiloideo
2. reducción de la inestabilidad
3. reducción del desgaste
4. amplitudes articulares mayores

Aunque no existe un acuerdo sobre las indicaciones entre los cirujanos que usan este sistema, lo consideramos el implante ideal para los siguientes casos:

- Pacientes mayores de 70 años. Hay que tener presente que este grupo etario es enorme; en los Estados Unidos, en 1996, 33% de todas las artroplastias se realizaron en mayores de 75 años.¹¹
- Cualquier edad con factores de riesgo de inestabilidad.
 - Fracturas del cuello femoral
 - Desartrodesis
 - Problemas neurológicos
 - Alcoholismo
 - Trastornos cognitivos
 - Cirugía tumoral
 - Revisiones
 - Obesidad mórbida

Creemos, según la experiencia personal y la aportada por la bibliografía, que podemos recomendar este tipo de cúpulas de doble movilidad, ya que son estables y fiables. Esto no significa que se deba perder el rigor en la técnica de colocación y en la elección del implante. No es importante sólo el cotilo, sino considerar el conjunto tallo-cotilo para evitar los fracasos.

Bibliografía

1. Adam P, Farizon F, Fessy MH. Dual articulation retentive acetabular liners and wear: surface analysis of 40 retrieved polyethylene implants. *Revue Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2005;91(7):627-36.
2. Adam P, Philippot R, Dargai F, Coumert S, Farizon F, Fessy MH. Double mobilité et luxation intra prothétique. *Rev Chir Orthop* 2005; 91(6):185-9.

3. **Asselinau A, Beithoon Z, Molina V.** Prevention of dislocation of total hip arthroplasty: the dual mobility cup. *Interactive Surgery.* 2007;2(3):160-4.
4. **Berry DJ, Knogh M, Schleck CD, Harmsen WS.** Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)* 2005; 87A:2456-63.
5. **Farizon F, de Lavison R, Azoulai JJ, Bousquet G.** Results with cementless alumina coated cup with dual mobility. A twelve-year follow-up study. *International Orthopaedics.* 1998;22(4):219-24.
6. **Fessy MH, Adam P, Farizon F, Beguin.** Surface analysis of 50 explanted constrained double-mobility polyethylene cups. *J Bone Joint Surg (Br)* 2001;83-B:59.
7. **Fiquet A, Noyer D.** "Polarsystem" dual mobility hip prosthesis and "minimally invasive surgery" MIS. *Interactive Surgery.* 2006;1(4):51-5.
8. **Forest B, Camillieri JP, Fessy MH, Adam P, Farizon F, Philippot R.** Arthroplasties totales de hanche à double mobilité : étude expérimentale des contraintes à l'interface os-cupule. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2007; 93(7):50-1.
9. **Garron E, Rouvillain JL, Daoud W, Navarre T.** La double mobilité dans les reprises de PTH. 27^e Journées d' Orthopedie de Fort de France; 2007; Fort de France, Francia.
10. **Labat B, Chamson A, Frey J.** Comportement des osteoblastes humains cultivés sur l'alumine et l'hydroxyapatite. *Innov Tech Biol Med.* 1994;15(6):730-37.
11. **Lachiewicz PF, Soileu ES.** Stability of total hip arthroplasty in patients 75 years or older. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;405:65-9.
12. **Laffosse JM, Molinier F, Tricoire JL, Bonneville N, Chiron P, Puget J.** Cementless modular hip arthroplasty as a salvage operation for failed internal fixation of trochanteric fractures in elderly patients. *Acta Orthop Belg.* 2007;73(6):729-36.
13. **Langlais FL, Ropars M, Gaucher F, Musset T, Chaix O.** Dual Mobility cups have low dislocation rate in THA revisions. *Clin Orthop Relat Res.* 2008 ;466(2):389-95.
14. **Leclercq S, EL Blidi S, Aubriot JH.** Traitement de la luxation récidivante de prothèse totale de hanche par le cotyle de Bousquet. A propos de 13 cas. *Rev Chir Orthop* 1995;81:389-94.
15. **Lecuire F, Benareau I, Rubini J, Basso M.** Intra-prosthetic dislocation of the Bousquet dual mobility socket. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2004;90(3):249-55.
16. **Noyer D.** La troisième articulation des PTH à double mobilité. A propos de 77 revisions. Journées Lyonnaises de chirurgie de la hanche; 2003; Lyon, Francia; 209-10.
17. **Oñorbe San Francisco F, Rodriguez-Merchan EC.** Luxación recidivante de prótesis total de cadera tratada mediante cotilo de doble movilidad. Libro de casos clínicos de residentes en cirugía ortopédica y traumatológica. SECOT, 2006:85-7.
18. **Philippot R, Adam P, Farizon F, Fessy MH, Bousquet G.** Survival of cementless dual mobility sockets: ten-year follow-up. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2006;92(4):326-31.
19. **Philippot R, Farizon F, Fessy MH, Camillieri JP, Boyer B, Derhi G, Bonnan J, Lecuire F.** Etude d'une série de 438 cupules non cimentées à double mobilité. Survival of dual mobility socket with a mean 17 years follow-up. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2008;94(1):43-8.
20. **Shrader WM, Parvizi J, Lewallen DG.** The use of a constrained acetabular component to treat instability after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85(A): 2179-83.
21. **Soong M, Rubash HE, Macaulay W.** Dislocation after total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg;*12(5):314-21.
22. **Vandenbussche E, Delogué N, Saffarini M, Tailleau F, Mutscher C.** Intérêt d'une cupule à double mobilité anatomique. 27^e Journées d' Orthopedie de Fort de France; 2007; Fort de France, Francia.
23. **Vanel O, Beguin L, Farizon F, Fessy MH.** Prothèse totale de hanche après fracture du col: prévention du risque luxation par la double mobilité. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2002, 88(6):56.
24. **Wroblewski BM, Siney PD.** Charnley low friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop.* 1993;291:191-201.