

Copyright © The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc. Todos los derechos reservados. Para obtener permiso para volver a utilizar este artículo en forma parcial o total, contáctese con rights@jbjs.org.

Esta traducción ha sido provista por terceras partes. El texto fuente incluye terminología médica que puede ser difícil de traducir con exactitud. Si tiene alguna pregunta relacionada con la exactitud de la información contenida en la traducción, por favor refiérase a la versión en inglés, que es el texto oficial, en www.jbjs.org o en su versión impresa. Si detecta problemas o errores en esta traducción, por favor contáctese con The Journal en mail@jbjs.org.

RESEÑA SOBRE CONCEPTOS ACTUALES

Artroplastia de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-metal

Por Dres. Andrew Shimmin, Licenciado en Medicina y en Cirugía (Master of Medicine and Bachelor of Surgery – MBBS), FAOrthA, Paul E. Beaulé, Doctor en Medicina (Doctor of Medicine – MD), FRCSC y Pat Campbell, Doctor en Investigación (Doctor Philosophiae – PhD)

- La principal ventaja que presenta la resuperficialización de la cadera es conservar hueso en los pacientes cuya expectativa de vida probablemente sea mayor que la longevidad de una artroplastia primaria de cadera convencional.
- Los intentos previos de restaurar la superficie de la cadera fracasaron sobre todo por las consecuencias de un alto grado de desgaste de los componentes acetabulares de polietileno y la deficiente fijación del componente femoral.
- Si la selección de pacientes, la capacitación del cirujano y la técnica quirúrgica son correctas, la supervivencia a cinco años es comparable con la de las artroplastias de cadera convencionales.
- La resuperficialización de la cadera tiene su propia serie de complicaciones, incluida una fractura del cuello femoral. Es preciso conocer los factores de riesgo antes de practicar el procedimiento.

Antecedentes de la artroplastia de resuperficialización de la cadera

La artroplastia de resuperficialización de la cadera, a la que muchos consideran una evolución del procedimiento de artroplastia con molde de Smith-Petersen, se ha practicado con una variedad de materiales, diseños, tratamientos quirúrgicos, técnicas y métodos de fijación¹⁻⁶. En la década de los setenta, pese a los fracasos relacionados con errores técnicos y las preocupaciones acerca de osteonecrosis, se consideró que el procedimiento representaba un avance importante en el tratamiento de pacientes jóvenes y activos^{1,7-10}. Lamentablemente, los materiales disponibles en esa época mostraban insuficiente resistencia al desgaste, y las altas tasas de fracaso debidas a osteólisis y aflojamiento inducidos por restos de desgaste determinaron que se abandonaran las prótesis de resuperficialización de la cadera de primera generación^{5,11,12}. Asimismo, había problemas asociados con los métodos de fijación deficientes, y la falta de estandarización del tratamiento quirúrgico, la técnica empleada y la selección de pacientes. Por el contrario, la longevidad protésica comunicada en pequeñas series de procedimientos de hemirresuperficialización (en los que se restaura la superficie de la cabeza femoral y se la articula con el acetábulo natural)¹³⁻¹⁵ y el análisis de los resultados de las artroplastias totales de cadera con prótesis de metal-metal¹⁶⁻²⁰ indicaron que, si se utilizan mejores materiales de las superficies de contacto, la operación podría seguir siendo una opción útil para la artroplastia primaria en pacientes jóvenes que, probablemente, requieran un futuro procedimiento de revisión de cadera.

Ventajas propuestas

Se sugieren muchas ventajas de la artroplastia de resuperficialización de la cadera, por ejemplo, conservación de hueso²¹⁻²³; mejor función como consecuencia de la conservación de la cabeza y del cuello femoral, y restablecimiento biomecánico más preciso^{24,25}; menor morbilidad en el momento de la artroplastia de revisión^{26,27}; tasas de luxación más bajas^{28,29}; carga femoral normal y menor osteopenia asociada al uso de implantes protésicos (*stress shielding*)³⁰; tratamiento más simple de una cadera degenerada acompañada de deformidad de la metáfisis proximal del fémur (después de traumatismo u osteotomía)^{31,32}; mejor pronóstico en caso de infección; y menor prevalencia de fenómenos tromboembólicos como consecuencia de no utilizar instrumentos en el fémur³³. Hay datos limitados o inconsistentes para avalar algunos de estos argumentos, pero analizaremos las pruebas disponibles.

Diseño

Superficies de contacto de metal-metal

En la actualidad, las superficies de contacto de los componentes protésicos para operaciones de resuperficialización de la cadera se fabrican con una aleación de cobalto-cromo-molibdeno de alto contenido de carbono (0,20% a 0,25%). Los implantes son fundidos o fraguados, y la fundición puede ser seguida de tratamientos por calor que no modifican la composición química, pero sí alteran la microestructura (por ejemplo, la porosidad). Es controvertida la relación de estas diferentes microestructuras con la resistencia al desgaste a largo plazo^{6,34-36}, aunque estudios recientes en simuladores de cadera en los que se examinó el efecto de los tratamientos por calor no han demostrado una diferencia importante.^{37,38}

La teoría de la lubricación predice que, a diferencia del desgaste extenso secundario a componentes de resuperficialización de polietileno de gran diámetro³⁹, es posible que los componentes de metal-metal, de gran diámetro, determinen muy bajo desgaste si se optimizan otros factores importantes, como la tersura de la superficie y, en particular, el espacio libre diametral (la diferencia entre los diámetros de la cabeza femoral y el cotilo).⁴⁰⁻⁴³

Todavía se está estudiando y discutiendo cuál es el espacio libre óptimo para lograr lubricación elastohidrodinámica y evitar adherencia ecuatorial, si bien los tribólogos recomiendan que sea lo más pequeño posible en componentes de gran diámetro.^{41,42} Este requerimiento debe estar equilibrado con las limitaciones prácticas de fabricar tolerancias y, además, debe tomar en cuenta la posibilidad de deformación del componente acetabular cuando se lo implanta en el acetábulo con un encaje a presión de 1 a 2 mm. La deformación adicional del componente acetabular y la posterior reducción del espacio libre eficaz también pueden ser producto de carga fisiológica. Se ha estudiado experimentalmente el efecto de la deformación del componente acetabular sobre el espacio libre en pelvis de cadáveres o modelos de espuma⁴⁴ y mediante modelos por elementos finitos.⁴⁵ Ambos estudios mostraron que el factor más importante para la deformación del componente acetabular era el espesor de la pared del componente, aunque también lo eran el espacio libre diametral y el diámetro del componente. La deformación era mayor en los componentes acetabulares fabricados con paredes delgadas (2 a 4 mm) para conservar hueso pélvico. Los fabricantes de estos componentes de resuperficialización acetabular de metal-metal delgados deben asegurarse de que la deformación del componente no incida de manera adversa sobre el espacio libre, pues esto induciría mayor desgaste de la superficie de contacto.

Desgaste de los componentes recuperados

Las articulaciones de metal-metal producen cantidades pequeñas, pero mensurables, de partículas de metal, que miden, en su mayoría, de nanómetros a submicrómetros y pueden presentar migración sistémica.^{46,47} El alto número de estas partículas muy pequeñas presenta una gran superficie acumulada para la corrosión. Se pueden producir otros restos metálicos por mala posición del componente, choque femoroacetabular (*impingement*), desgaste de un tercer cuerpo o aflojamiento del componente. En términos de desgaste real in vivo, los primeros datos de análisis de prótesis McKee-Farrar recuperadas revelaron una tasa de desgaste lineal promedio de 0,003 mm/año y 0,004 mm/año para la cabeza femoral y el cotilo, respectivamente.¹⁹ Cabe destacar que la tasa media de desgaste volumétrico fue dos veces más baja en cabezas femorales de diámetro más grande (42 mm) que en las de diámetro más pequeño (35 mm): 0,7 respecto de 1,4 mm³/año.¹⁹ Las tasas de desgaste tendieron a ser más altas a medida que el espacio libre aumentaba en el rango de 127 a 386 µm, pero no se observó ninguna relación evidente entre espacio libre y tiempo hasta la cirugía de revisión.

Por lo general, las mediciones de profundidad del desgaste de componentes de resuperficialización de la cadera modernos recuperados han coincidido con las predicciones de bajo desgaste en simuladores de cadera de implantes bien fabricados y bien posicionados.^{48,49} Dos de nosotros (P.C. y P.E.B.) y otros colegas⁴⁹ comunicamos mediciones de desgaste de implantes que funcionaban bien y variaban de indetectables (con resolución de 2 µm) a varios micrómetros por año. Las tasas de desgaste >100 µm/año correspondieron a cotilos mal posicionados.⁴⁹ En general, esos fracasos se asociaron con metalosis tisular y una zona de desgaste focal concentrada en el componente femoral secundaria a carga marginal (Fig. 1); en estos casos, se ha observado osteólisis inducida por desgaste. Hubo un amplio rango de espacios libres diametrales (123 a 400 µm), y la metalosis se produjo en caso de espacio libre muy alto.

Reacción a los restos

Localmente, las partículas metálicas han mostrado inducir la liberación de citocinas inflamatorias de los macrófagos^{50,51}, y ha habido casos ocasionales de osteólisis inducida por desgaste, en general secundaria a metalosis de implantes disfuncionales.^{52,53} Se ha comunicado migración de partículas de metal y productos de corrosión a órganos terminales distantes en asociación con componentes de metal-polietileno de cadera y de rodilla recuperados en autopsias^{54,55}, y estos productos pueden causar

alteraciones patológicas, como histiocitosis, fibrosis o necrosis.⁴⁷ Se suele mencionar como una preocupación la posibilidad de consecuencias a largo plazo del desprendimiento crónico de partículas metálicas, incluidas carcinogénesis u otros trastornos metabólicos.⁵⁶ Sin embargo, un metaanálisis no indicó mayor riesgo respecto de los pacientes que fueron sometidos a artroplastias totales de cadera convencionales con prótesis de metal-metal.⁵⁷ No obstante, MacDonald advirtió que los estudios para detectar un aumento de efectos adversos de este tipo requerirían el seguimiento de muchos miles de pacientes durante varias décadas.⁵⁸ No se dispone de este tipo de datos de estudios sobre procedimientos de resuperficialización de la cadera. En una pequeña cantidad de casos, se ha comunicado osteólisis por alergia al metal, más que por restos de desgaste, asociada con artroplastias de cadera con prótesis de metal-metal.⁵⁹ Aunque la prevalencia de osteólisis inducida por restos metálicos y de reacciones alérgicas en pacientes sometidos a artroplastia de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-metal parece ser $<1\%$ ^{59,60}, la experiencia clínica actual más prolongada se ha limitado a dos o tres diseños de implante, y se requieren más datos clínicos para determinar la prevalencia real de estas complicaciones.

Fijación

Todas las artroplastias de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-metal que se practican en la actualidad utilizan fijación acetabular sin cemento, acompañada de superficies de integración de microesferas de cobalto-cromo fundidas o de titanio rociado con plasma, con hidroxiapatita o sin ella. Si bien hay interés en la fijación femoral no cementada, la mayoría de los componentes de resuperficialización femoral son cementados. La filosofía de fijación depende de la presencia de un manto de cemento y la profundidad de penetración del cemento en la cabeza femoral, lo que, a su vez, induce diferencias en el volumen y la viscosidad del cemento. Se han planteado preocupaciones acerca del efecto de la profundidad de penetración del cemento sobre la viabilidad y la integridad del hueso restante de la cabeza femoral^{61,62}, y la posibilidad de que la necrosis térmica del hueso de la interfaz contribuya al fracaso.^{49,63,64} Hasta ahora, los resultados clínicos tienden a indicar que, la mayoría de las veces, las prácticas de cementación actuales permiten una fijación femoral adecuada. Sin embargo, los autores de, por lo menos, un estudio propugnaron cementar el perno en caso de hueso de mala calidad, y comunicaron que los resultados son alentadores.⁶⁵ Este hallazgo se debe comparar con los de modelos recientes de análisis por elementos finitos, que han mostrado que la cementación del perno podría favorecer la osteopenia asociada al uso de implantes protésicos de la cabeza femoral subyacente, lo que genera aflojamiento a largo plazo.⁶⁶

Diseños de los implantes

La cantidad de diseños para restaurar la superficie de la cadera sigue aumentando, y la mayoría de los principales fabricantes de implantes ofrecen ahora estos dispositivos. Si bien comparten características de diseño comunes, presentan variaciones, como geometría interna, metalurgia, diseño del perno y superficies de fijación acetabular (Tabla I). El complemento de un manto de cemento en algunos diseños de resuperficialización influye en la cantidad, el tipo, la viscosidad, la oportunidad y la aplicación del cemento.⁶⁷ Será preciso investigar el efecto de estas características sobre el desgaste, el rendimiento clínico y la longevidad del implante en estudios de cohorte a largo plazo.

Consideraciones clínicas

Selección de pacientes

El candidato ideal para una operación de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-metal es joven y activo, y tiene patología de cadera aislada acompañada de buena calidad y morfología del hueso femoral proximal, y función renal normal.⁶⁸ Este tipo de fisiología permitirá que el paciente reanude un modo de vida activo una vez aliviado el dolor por el procedimiento de artroplastia. Se conocen datos de registros que indican que la artroplastia de resuperficialización de la cadera es una opción razonable para hombres menores de sesenta y cinco años y mujeres menores de cincuenta y cinco años de edad.⁶⁹ Las contraindicaciones relativas de este procedimiento son artritis inflamatoria, displasia acetabular grave, mala geometría del hueso femoral proximal (por ejemplo, cuello femoral corto acompañado de trocánter mayor alto), escasa reserva de hueso femoral debido a grandes quistes de la cabeza del fémur, artritis erosiva, mujer en edad fértil, sensibilidad conocida a metales y discrepancia de longitud de los miembros inferiores >2 cm.^{68,70} Entre las contraindicaciones absolutas, se encuentran hueso femoral proximal osteoporótico (como en pacientes ancianos o los que reciben tratamiento con corticoesteroides prolongado), debido al mayor riesgo de fractura; compromiso de la función renal, por el riesgo de alteración de la excreción de iones metálicos; y tumor del segmento proximal del fémur.

Uno de nosotros (P.E.B.) y otros colegas⁷¹ calculamos un índice de riesgo de la artroplastia de superficie (SARI, por sus siglas en inglés) sobre la base de datos de un grupo de pacientes menores de cuarenta años de edad. Se les asignó un valor numérico en función de la presencia de cuatro factores de riesgo: quistes de la cabeza femoral >1 cm (2 puntos), peso <82 kg (2 puntos), cirugía femoral proximal previa (1 punto) y una puntuación de actividad de la Universidad de California en Los Ángeles (UCLA, por sus siglas en inglés) >6 (1 punto). Se comunicó que una puntuación SARI >3 representaba una duplicación del riesgo de fracaso precoz o cambio radiográfico adverso. Este índice mantuvo su validez independientemente del diagnóstico de base⁷² y del diseño del implante.⁷³

Artroplastia de resuperficialización de la cadera en mujeres en edad fértil

Estudios recientes han planteado la posibilidad de que se produzcan alteraciones del ADN y cromosómicas en pacientes que tienen superficies de contacto de metal-metal o no metal-metal.^{74,75} Como se están utilizando implantes de metal-metal en

mujeres en edad reproductiva, existe la preocupación teórica sobre posibles efectos mutágenos o teratógenos. Hasta ahora no ha habido ningún caso confirmado de defectos neonatales atribuidos a estos efectos, pero, hasta donde sabemos, todavía se deben llevar a cabo estudios específicamente diseñados para detectar este tipo de alteraciones.

Hace poco, Ziaee y otros⁷⁶ confirmaron comunicaciones previas de que los iones cobalto y cromo atraviesan la placenta. También se estableció que la placenta ejerce un efecto modulador (reductor) sobre la concentración de estos iones que llegan al feto. Corresponde destacar que, en los diez casos estudiados, las concentraciones séricas maternas de iones metálicos estaban dentro de los límites habituales. Aún se desconoce el efecto sobre el feto de concentraciones iónicas maternas fuera del rango típico, que presenta niveles sumamente altos.

Por ahora, se debe informar a las mujeres en edad fértil acerca de los riesgos teóricos para el feto asociados con exposición a iones. Teniendo en cuenta dichos riesgos, estas pacientes deben considerar la artroplastia total de cadera convencional acompañada de superficies de contacto distintas de metal-metal. Ziaee y otros recomiendan que las mujeres en edad fértil que desean con firmeza someterse a una artroplastia de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-metal pospongan la maternidad aproximadamente dos años después del implante, cuando ha finalizado la fase inicial del desgaste.⁷⁶

Reintroducción de la artroplastia de resuperficialización de la cadera en la práctica clínica actual

La artroplastia de resuperficialización de la cadera ha sido reintroducida en la práctica clínica, pues se han aceptado las premisas básicas que plantean que este tipo de artroplastias con prótesis de metal-polietileno fracasaba por los materiales deficientes y no porque el concepto fuese erróneo; y que la cabeza femoral sobrevivirá, pese al trauma de la exposición quirúrgica y la cirugía. La utilización de superficies de contacto de metal-metal, que ahora se pueden fabricar de manera confiable para inducir, por lo menos en parte, lubricación con una película líquida y, por lo tanto, bajo desgaste, también es importante para el resurgimiento de la artroplastia de resuperficialización de la cadera. Esta operación conlleva la posibilidad de efectuar una artroplastia protésica primaria que conserva hueso y, así, permite un mayor número de opciones futuras de artroplastia de cadera.

Antes de comenzar una artroplastia de resuperficialización de la cadera, los cirujanos deben saber que hay una curva de aprendizaje asociada con esta operación⁷⁷, y se los insta firmemente a obtener capacitación adicional, como cursos didácticos, disección supervisada de cadáveres, disección independiente de cadáveres y visitas para presenciar operaciones de resuperficialización de la cadera practicadas por cirujanos experimentados.

Técnica quirúrgica

Tratamiento

Hay controversia acerca del tratamiento quirúrgico óptimo para la artroplastia de resuperficialización de la cadera, y todas las técnicas propuestas tienen ventajas y desventajas (Tabla II). A diferencia de la experiencia inicial con las artroplastias de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-polietileno, la mayoría de las cuales se practicaban a través de tratamientos que luxaban la cadera en sentido anterior, la mayor parte de los procedimientos de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-metal de generación actual sobre los que se han comunicado los resultados se practicaron a través de un tratamiento posterior. Las ventajas del tratamiento posterior son la excelente exposición después de la capsulotomía circunferencial, la preservación de los músculos abductores de la cadera y su fácil reproducibilidad por la mayoría de los cirujanos. Sin embargo, a causa de la liberación de los músculos rotadores externos cortos, se sacrifica el principal flujo sanguíneo a los vasos retinaculares de la cabeza femoral (la rama ascendente de la arteria circunfleja medial). Esto puede comprometer la irrigación y causar osteonecrosis.

El papel de la desvascularización en el fracaso femoral es controvertido.^{62,78-80} Se indica que la presencia de osteoartritis favorece el desarrollo de irrigación intraósea dentro de la cabeza femoral, lo que disminuye la participación de los vasos extraóseos.⁸¹ Sin embargo, esto no ha sido confirmado por estudios sobre el flujo sanguíneo y la tensión de oxígeno de cabezas femorales osteoartrosas.^{62,82,83} Algunos cirujanos que practican artroplastia de resuperficialización de la cadera propugnan un tratamiento que se valga de preservación vascular^{84,85}, aunque el compromiso de la irrigación extraósea no parece ser un problema clínico importante con los diseños actuales de las prótesis de resuperficialización de la cadera implantadas a través de tratamiento posterior.^{49,82,86}

La exposición del acetábulo sin una resección previa del cuello femoral puede plantear desafíos técnicos. Es preciso colocar con exactitud una clavija guía en el cuello femoral para evitar la posición en varo del componente y no mellar el cuello femoral. Los sistemas de navegación computarizada pueden ser útiles para practicar el procedimiento.^{87,88} Teniendo en cuenta las dificultades técnicas, un informe indicó que la denominada curva de aprendizaje para la colocación exacta del componente femoral supera los veinte casos.⁸⁹ Se recomienda que los cirujanos recurran primero al tratamiento que mejor dominan.

Reconstrucción biomecánica

Un objetivo de la artroplastia de resuperficialización de la cadera es reproducir lo mejor posible la anatomía normal de la parte proximal del fémur y la articulación de la cadera, y se indicó que la posición del implante puede repercutir más en su supervivencia y la función del paciente que la de una artroplastia de cadera convencional. Por lo general, se recomienda que los cirujanos se esfuerzen para lograr una posición en valgo relativo de 5° a 10° y que eviten mellar la cortical superolateral del cuello femoral.⁹⁰⁻⁹² Se debe tener en cuenta que algunos cuellos femorales están, naturalmente, más orientados en varo. Hasta donde sabemos, Freeman fue el primero en destacar la importancia de la orientación en valgo del componente femoral

respecto del cuello femoral nativo⁸¹ (Figs. 2-A y 2-B), lo que ha sido avalado por estudios más recientes.^{86,90,93,94}

Aunque la orientación en valgo relativo resulta favorable para la supervivencia del implante, determina un menor *offset* femoral (relación cabeza-cuello femoral).⁹² Silva y otros⁷⁰ y Loughhead y otros⁹⁵ documentaron una disminución promedio del *offset* femoral de 4,5 a 8 mm. Esto, combinado con la limitada posibilidad de corregir una discrepancia de longitud de los miembros inferiores >2 cm, ha puesto en duda la capacidad de la artroplastia de resuperficialización de la cadera para restablecer de manera apropiada la biomecánica de esta articulación. De todos modos, estos dos estudios fueron retrospectivos, y un estudio prospectivo aleatorizado, más reciente, de Girard y otros, que comparó artroplastia de resuperficialización de la cadera con artroplastia total de cadera convencional, comunicó que un mayor porcentaje de las caderas cuyas superficies fueron restauradas presentaban reconstrucción del *offset* dentro de los 4 mm del observado en el lado contralateral normal.²⁵

Una de las principales diferencias entre las prótesis de resuperficialización de la cadera y los dispositivos convencionales de artroplastia total de cadera es que el componente femoral no es modular, sobre todo cuando el cirujano intenta optimizar el *offset* cabeza-cuello femoral para minimizar el riesgo de choque y maximizar la amplitud de movimiento.⁹² Todavía no se conoce cuál es el mejor método para optimizar el *offset* cabeza-cuello femoral durante la artroplastia de resuperficialización de la cadera. Una técnica consiste en resecar los osteófitos prominentes de la cara anterior de la cabeza y el cuello para restablecer la esfericidad de la cabeza femoral, optimizar la determinación del tamaño de los componentes y facilitar la colocación exacta del cable guía.⁹⁶ Si bien la resección de osteófitos podría debilitar el cuello femoral si se practica de modo muy agresivo, la cabeza femoral artrítica suele estar agrandada, por lo que el cirujano puede tender a utilizar un componente femoral más grande si se preservan los osteófitos. Esto también determinará el implante de un componente acetabular más grande que el que se podría haber empleado en una artroplastia total de cadera convencional.⁹²

Resultados de series clínicas

Como la reintroducción del concepto de resuperficialización de la cadera es relativamente reciente, no se han publicado resultados a largo plazo. La mayoría de las publicaciones provienen de centros en los que los autores han participado en el diseño de las prótesis. Los resultados de corto plazo (hasta dos años) a mediano plazo (cinco años) de estudios sobre la evolución clínica y la supervivencia realizados en centros independientes que utilizaron implantes modernos de resuperficialización de la cadera han sido similares a los de las artroplastias totales de cadera convencionales, y presentaron tasas de complicaciones comparables.⁹⁷

Con excepción de los diseños que incluían un componente acetabular cementado^{73,98}, las prótesis de resuperficialización de la cadera actuales (aquellas que implican fijación acetabular no cementada, es decir, fijación híbrida) han mostrado resultados iniciales alentadores. Investigadores de un centro comunicaron una supervivencia del 99,8% a una media de 3,3 años en un grupo de 446 caderas, en pacientes menores de cincuenta y cinco años de edad que recibieron un diagnóstico de osteoartritis.⁹⁹ También dieron a conocer 144 casos consecutivos seguidos durante un mínimo de cinco años; la supervivencia fue del 99% en los casos asépticos.³³

En otro centro, se informó una supervivencia del 94,4% a los cuatro años tras el implante de 400 prótesis de resuperficialización de la cadera practicado con fijación híbrida en un grupo de pacientes (edad promedio, cuarenta y ocho años), en el que sólo el 66% tenía diagnóstico primario de osteoartritis.¹⁰⁰ Los autores de ese artículo reconocieron que es probable que los límites del concepto de resuperficialización de la cadera se estén ampliando en su centro. Cuando se separaron sus datos según si el índice de riesgo de artroplastia de superficie (SARI) era >3 o ≤3, las tasas de supervivencia a cuatro años fueron del 89% y el 97%, respectivamente. Esto indica que la probabilidad de requerir revisión a los cuatro años era 4,2 veces mayor en los pacientes que presentaban un índice de riesgo más alto.

Más recientemente, uno de nosotros (A.S.) y otros colegas comunicamos una supervivencia acumulada del 99,13% a una media de cinco años, en un estudio prospectivo de 230 caderas cuya superficie fue restaurada.¹⁰¹ En otro centro, se compararon los resultados clínicos y radiográficos de la artroplastia de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-metal con los de la artroplastia total de cadera convencional en dos grupos de cincuenta y cuatro pacientes que se agruparon por edad, sexo, índice de masa corporal y nivel de actividad.¹⁰² A los cinco-siete años, el grupo de artroplastia total de cadera presentaba una tasa de revisión o intención de revisar del 8% (cuatro de cincuenta y una caderas), debido al desgaste del polietileno y osteólisis. El grupo de resuperficialización de la cadera tenía una tasa de revisión o intención de revisar del 6% (cuatro de sesenta y tres caderas) por migración del componente femoral. Las tasas tanto de revisión como de intención de revisar son más altas que las que cabría esperar por otras comunicaciones publicadas.⁶⁹

Surgen debates acerca de la amplitud de movimiento alcanzada con la artroplastia de resuperficialización de la cadera. En un informe, la flexión media fue del 111,2°, que es menor que la informada después de artroplastias totales de cadera convencionales.¹⁰³ En un estudio prospectivo, aleatorizado, controlado, que comparó setenta y seis pacientes con una artroplastia de cadera convencional y ochenta con una artroplastia de resuperficialización de la cadera, Lavigne y otros no demostraron ninguna diferencia entre los grupos en términos del arco total de movimiento en todos los planos.¹⁰⁴

El Registro australiano de reemplazo articular (*Australian Joint Replacement Registry*) ha operado desde 1999, el año en que se introdujo la artroplastia de resuperficialización de la cadera en la práctica clínica de ese país.⁶⁹ El registro es eficiente para capturar datos de >95% del total de implantes colocados y revisados y, en el momento de esta redacción, contenía información sobre 113.327 artroplastias totales de cadera primarias, incluidas 8.945 operaciones de resuperficialización de la cadera. Los datos del registro indicaron que la tasa de revisión a los cuatro años es la misma en los hombres menores de sesenta y cinco años de edad que tienen un implante de resuperficialización de la cadera que en aquellos de la misma edad

sometidos a artroplastia total de cadera convencional. La tasa de revisión de un implante de resuperficialización de la cadera es del doble en las mujeres que en los hombres. El cuadro patológico primario puede incidir en la tasa de revisión, y la artropatía inflamatoria, la osteonecrosis y la luxación congénita de cadera se asocian con tasas más altas de fracaso precoz.⁶⁹

Los pacientes que padecen osteonecrosis avanzada son un grupo particularmente difícil de tratar mediante artroplastia de resuperficialización de la cadera. Los grandes defectos de la cabeza femoral, así como los factores de riesgo asociados, como tratamiento continuado con corticoesteroides, comprometen considerablemente la calidad ósea y la superficie disponible para la fijación del implante en el fémur.⁷² Hace poco, Revell y otros comunicaron una supervivencia del 93% en una serie consecutiva de setenta y tres caderas osteonecróticas seguidas durante un promedio de 6,1 años después de la resuperficialización.¹⁰⁵ Mont y otros publicaron resultados similares (supervivencia del 94%) a los cuatro años, en cuarenta y dos caderas que presentaban osteonecrosis.¹⁰⁶ Los resultados de estas series indican que la artroplastia de resuperficialización de la cadera se debe considerar con prudencia en esta población de pacientes.

La bibliografía no ha respondido la pregunta sobre cuánto hueso viable debe haber en la cabeza y el cuello para una artroplastia de resuperficialización de la cadera exitosa. Los pacientes diagnosticados de osteonecrosis que presentan una puntuación SARI >3 tienen mayor riesgo de fracaso precoz.⁷² La decisión de practicar una resuperficialización de la cadera se debe tomar después de evaluar todo el perfil de riesgo de cada paciente. En la bibliografía, tampoco hay respuesta adecuada para el interrogante de si es mejor tratar los defectos con injerto de hueso esponjoso o con relleno de cemento.

Función y niveles de actividad después de la artroplastia de resuperficialización de la cadera

Se ha comunicado que las puntuaciones de resultados funcionales y de calidad de vida después de artroplastia de resuperficialización de la cadera son similares a las obtenidas después de artroplastia total de cadera convencional.¹⁰³ Un estudio aleatorizado prospectivo indicó un ligero aumento de las puntuaciones de calidad de vida y de los niveles de actividad asociado con artroplastia de resuperficialización de la cadera.¹⁰⁷ Los análisis de la marcha iniciales de los pacientes sometidos a artroplastia de resuperficialización de la cadera arrojaron resultados confusos, que consistían en un mayor momento de abducción pico y menor momento de aducción pico.¹⁰⁸ Se consideró que estos hallazgos inducían aumento de las fuerzas en el cuello femoral, y que predisponían a aflojamiento del componente y fractura del cuello femoral. En un artículo más reciente, Mont y otros¹⁰⁹ indicaron, sobre la base del análisis de la marcha, que los resultados de la artroplastia de resuperficialización de la cadera eran superiores a los de la artroplastia de cadera convencional (por ejemplo, se caminaba más rápido, y la cinemática de la cadera era más normal). Por el contrario, un estudio finalizado hace poco, pero todavía no publicado, llevado a cabo por uno de nosotros (A.S.) y otros colegas demostró un resultado diferente. En este estudio, se utilizaron análisis biomecánicos de la marcha y radiográficos para comparar la artroplastia de resuperficialización de la cadera y la artroplastia total de cadera convencional. Se concluyó en que una artroplastia total de cadera que se vale de reconstrucción biomecánica exacta de esta articulación tenía igual desempeño que un implante de resuperficialización de la cadera que funcionaba bien.¹¹⁰

Algunos cirujanos ortopédicos innovadores de los implantes de resuperficialización de la cadera, así como comerciantes industriales, han sugerido que éste es realista para pacientes que reanudan la actividad deportiva de alto impacto. Sin embargo, aunque la utilización de superficies de bajo desgaste como componentes de metal-metal, la conservación de hueso que posibilita esta operación y los promisorios resultados a mediano plazo permiten, de hecho, cierto optimismo en pacientes jóvenes, hay que ser cautos al asesorar a los pacientes sobre la actividad de alto nivel sostenida hasta que se conozcan resultados a largo plazo después de altos niveles de actividad.

Complicaciones

Fractura del cuello femoral

La fractura del cuello femoral es la complicación más frecuente de la artroplastia de resuperficialización de la cadera y es privativa de este tipo de artroplastia de cadera. Según Steffen y otros⁸², las tasas de fractura comunicadas por diez cirujanos diferentes que practicaban artroplastia de resuperficialización de la cadera variaron del 0% (en un estudio de Daniel y otros⁹⁹, quienes analizaron 446 caderas cuya superficie fue restaurada con implantes de metal-metal) al 12% (en un estudio de Capello y otros¹¹¹, quienes comunicaron sesenta y ocho caderas cuya superficie fue restaurada con implantes metal-polietileno). Una auditoría nacional de múltiples cirujanos sobre las primeras 3.429 artroplastias de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-metal realizada en Australia durante un período de cuatro años demostró una tasa de fractura del 1,46% a una media de 15,4 semanas (rango, de cero a cincuenta y seis semanas) de posoperatorio.¹¹²

Los factores de riesgo de fractura del cuello femoral consisten en una combinación de factores asociados con el paciente, con la técnica y posoperatorios. Los factores asociados con el paciente son el sexo y la calidad del hueso femoral proximal. Se comunica una tasa de fracturas del doble en las mujeres que en los hombres.^{86,112} Esta alta tasa de fracturas puede ser una consecuencia de la menor densidad ósea de las mujeres posmenopáusicas o del mayor riesgo de penetración excesiva del cemento en hueso osteoporótico. Los factores asociados con la técnica son la melladura de la parte superior del cuello femoral (Figs. 3-A y 3-B) y la posición femoral en varo respecto del cuello anatómico, lo que es compatible con los principios biomecánicos sugeridos por Freeman⁸¹, y por uno de nosotros (P.E.B.) y otros colegas.⁹⁰ Si el componente femoral se encuentra en varo, hay mayores fuerzas de tensión en la cara superolateral del cuello femoral, mayores fuerzas de cizallamiento en la unión cabeza-cuello de la prótesis y mayores fuerzas compresivas sobre el hueso que, probablemente, sea débil bajo compresión (Fig. 2-A).⁸¹ Factores intraoperatorios, como mala exposición, asentamiento incompleto del componente femoral y dirección de impacto inexacta del implante, también pueden contribuir al riesgo de fractura.^{49,86}

Teniendo en cuenta la prevalencia de las fracturas de cuello femoral, se debe indicar un período de soporte de peso

protegido en algunos casos, o todos, para permitir que el cuello femoral quirúrgicamente manipulado consolide y se remodele.⁸⁶ Si durante la cirugía se detecta cualquiera de los factores de riesgo conocidos (por ej., una muesca grande o asentamiento incompleto), corresponde considerar la conversión intraoperatoria a una artroplastia de cadera convencional. Esto requiere asesoramiento preoperatorio apropiado al paciente y su correspondiente autorización por escrito. Cuando de hecho se produce una fractura posoperatoria no desplazada, puede resultar un éxito recurrir a un tratamiento conservador, es decir, a un período de soporte de peso protegido.¹¹³ Las fracturas desplazadas del cuello femoral exigen conversión a una artroplastia total de cadera convencional.

Dos de nosotros (P.C. y P.E.B.) y otros colegas llevamos a cabo extensos estudios de recuperación de implantes en noventa y ocho prótesis de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-metal, incluidas veintiocho que se asociaron con una fractura del cuello femoral.⁴⁹ La mayoría de estas fracturas se habían diagnosticado en el término de dos meses de la operación y se habían producido a través de una zona de reparación ósea activa en la unión cuello femoral-componente. Por el contrario, en siete casos que presentaban un tiempo promedio hasta la fractura de quince meses, se observó desvascularización completa y necrosis de un segmento proximal sustancial de la cabeza, y la fractura se había localizado en la interfaz entre los segmentos necrótico y viable del hueso, dentro de la zona cubierta por el componente femoral. Morlock y otros comunicaron hallazgos similares en un análisis de los tipos y las características histológicas de las fracturas asociadas con cincuenta y cinco fracasos de la resuperficialización femoral.⁴⁸ Se consideró que muchos de esos fracasos tuvieron una doble fase. El trauma óseo original se produjo en el momento de la cirugía; se inició la consolidación, pero el fracaso real sobrevino varias semanas o meses después. Esto indica que las fracturas a corto plazo pueden estar relacionadas con la selección de pacientes, o con factores biomecánicos o técnicos, mientras que las más tardías se pueden asociar con otros factores, como alteración de la consolidación.

Aflojamiento del componente

La fijación del componente femoral es el factor más importante asociado con supervivencia a largo plazo de los componentes de metal-metal de generación actual. Lo más probable es que el aflojamiento aséptico del componente femoral esté relacionado con fijación inicial insuficiente o inapropiada, así como con fracaso por fatiga de la interfaz cemento-hueso subyacente. Ya se ha comentado el papel de la osteonecrosis como causa de fracaso y su posible relación con el tratamiento quirúrgico en una sección previa de esta revisión.

En etapas tempranas del desarrollo de la artroplastia de resuperficialización de la cadera, había una opinión general de que la exposición y la técnica quirúrgicas causaban osteonecrosis de la cabeza del fémur y el consiguiente fracaso del implante, aunque la prevalencia comunicada de esta complicación confirmada histológicamente solía ser baja.^{114,115} La mayoría de los fracasos eran secundarios a las malas características de desgaste de la combinación metal-polietileno de las superficies de contacto.^{5,11} La artroplastia de resuperficialización de la cadera moderna se ha practicado, en su mayor parte, a través del tratamiento posterior, y aunque trece fracturas de una serie de 377 artroplastias de este tipo se atribuyeron a debilitamiento del hueso inducido por desvascularización⁷⁹, estudios histológicos más grandes de fracasos de resuperficialización de la cadera demostraron, en su mayoría, necrosis ósea de la interfaz, consolidación ósea por aposición y, en general, buena viabilidad ósea.^{48,49}

La fijación con cemento insuficiente o inapropiada también era un problema en las artroplastias de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-polietileno de primera generación. En un estudio a una mediana de diez años de la resuperficialización de 170 caderas, se observó supervivencia significativamente mejor de los componentes femorales más grandes (que implican mayor área de fijación) que de los de tamaño más pequeño (59% frente a 39%).¹¹⁶ De modo similar, las artroplastias de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-metal de generación actual han mostrado mejores resultados a corto plazo en pacientes que presentaban un índice de masa corporal más alto¹¹⁷ y en aquellos sin grandes defectos de la cabeza femoral.¹¹⁸ Además, los defectos de la cabeza del fémur pueden determinar que se utilice un mayor volumen de cemento, lo que puede provocar necrosis térmica del hueso circundante y debilitar aun más la fijación del componente durante la fase de reparación.⁴⁹

Los estudios de recuperación de implantes de cabezas femorales cuya superficie fue restaurada han mostrado gran variación respecto de la cantidad y la distribución deseadas del cemento.^{48,49} Por ejemplo, se observó que el área total de cemento medida en cortes de cuarenta y cinco cabezas femorales cuya superficie fue restaurada que habían fracasado por fractura del cuello femoral, aflojamiento femoral o una causa extrafemoral (por ejemplo, aflojamiento o mala posición acetabular) variaba del 11% al 89%. La cantidad de cemento era significativamente mayor en componentes femorales que habían fracasado por aflojamiento (50% de la superficie de la cabeza) que en otros tipos de fracaso (por ejemplo, 36% de la superficie de la cabeza, en caso de fractura del cuello femoral, y 39,5%, en asociación con causas extrafemorales).⁴⁹ También se ha comunicado aflojamiento por penetración insuficiente del cemento.¹⁰⁰ Se ha mencionado la preocupación acerca de necrosis térmica con cementación extensa⁶³, y estudios histológicos han demostrado que esto, de hecho, sucede en artroplastias de resuperficialización de la cadera^{48,49}, pero también se ha distinguido consolidación ósea sin una membrana interpuesta, aún en caso de uso extenso de cemento.⁴⁹

Alergia e hipersensibilidad al metal

Según informes de fracasos relacionados con aparente sensibilidad al metal, una pequeña cantidad de pacientes presentan una reacción de tipo alérgico a uno o más de los metales que componen el implante.^{59,119-123} Ésta se puede manifestar por dolor temprano sin causa reconocida (habitualmente, inguinal), derrames que agrandan las bolsas o masas inguinales, y osteólisis

periprotésica después de dos o tres años.¹²⁴ La prevalencia de estos fracasos es difícil de verificar, debido a los problemas para confirmar el diagnóstico, pero se considera que son infrecuentes.^{122,124} Por ahora, no hay ninguna prueba predictiva confiable, pero se está intentado elaborar pruebas de investigación sistemática y diagnósticas. Cuando se han descartado otras causas de los síntomas y las características histológicas son compatibles con una respuesta inmunológica, se suele lograr alivio al extraer los componentes de cobalto-cromo.^{59,124}

Los tejidos periprotésicos de pacientes sometidos a cirugía de revisión por presunta sensibilidad al metal se suelen caracterizar por infiltrados perivasculares extensos o difusos de linfocitos B y T.^{59,125,126} Éstos se pueden hallar junto con grandes zonas de necrosis, pero, por lo general, sin restos de desgaste notables.¹²⁴ Para distinguir estas lesiones de la hipersensibilidad retardada dominada por células T, se introdujo el término lesiones asociadas con vasculitis linfocítica aséptica (ALVAL, por sus siglas en inglés) para describir estos signos histológicos.⁵⁹

Choque femoral

Aunque desde hace tiempo se ha reconocido que el choque femoroacetabular después del artroplastia total de cadera limita la amplitud de movimiento y, en casos extremos, causa inestabilidad de la cadera^{20,92,127}, el riesgo tras la artroplastia de resuperficialización de la cadera puede ser más alto, pues la unidad cabeza-cuello femoral está preservada.¹²⁸ Uno de nosotros (P.E.B.) y otros colegas³⁶ comunicamos que treinta y seis (una relación del 57%) de sesenta y tres caderas tratadas con artroplastia de resuperficialización presentaban un *offset* anormal antes de la operación. Esto tiene particular validez en las caderas que presentan artritis secundaria a choque femoroacetabular.¹²⁹ Si esta entidad patológica continúa sin ser reconocida después de la artroplastia de resuperficialización, los pacientes podrían presentar todavía choque femoroacetabular entre el fémur y el reborde del acetábulo o el propio componente acetabular, y limitación de la amplitud de movimiento.

Control posoperatorio

Iones metálicos séricos y sanguíneos

Por lo general, los análisis de sangre se han realizado en el contexto de investigación, y el examen de iones metálicos para controlar el desgaste de las superficies de contacto de metal-metal es controvertido. Jacobs y otros¹³⁰ propusieron que el control exacto de las concentraciones en partes por mil millones de iones metálicos de los pacientes quizá podría aportar ciertos datos sobre el rendimiento del implante, pero esta metodología todavía plantea dificultades técnicas, y la interpretación de los resultados requiere una gran base de datos con información clínica correlativa. Estas bases de datos aún están en proceso de desarrollo, aunque más centros están reuniendo y comunicando este tipo de información. En cambio, Clarke y otros³⁶ sugirieron que, como las tasas de desgaste de los implantes de metal-metal son indetectables mediante técnicas radiográficas, el control de los niveles de iones metálicos ayudará a identificar a pacientes expuestos a problemas relacionados con desgaste.

Las cuestiones que plantean cierta confusión en la interpretación de los informes de los niveles de iones metálicos son la variabilidad de las unidades de medición y de las muestras utilizadas (suero, sangre, glóbulos rojos u orina). La mayoría de los resultados comunicados corresponden a concentraciones séricas. Recientemente, Daniel y otros¹³¹ cuestionaron la propiedad de emplear concentraciones séricas y recomendaron utilizar concentraciones sanguíneas como parámetro sustituto de la exposición sistémica a iones metálicos.

Control radiográfico

La descripción radiográfica del componente acetabular de una prótesis de resuperficialización de la cadera es la misma que la utilizada para un componente acetabular no cementado de una artroplastia total de cadera convencional, pero el control radiográfico del componente femoral de una artroplastia de resuperficialización de la cadera es más complejo. En la actualidad, hay poca información publicada acerca de las características radiográficas de la resuperficialización femoral y, por lo tanto, escasos datos sobre la correlación entre cualquier signo radiográfico observado y procesos patológicos. La radiografía simple continúa siendo el pilar de la evaluación para la mayoría de los cirujanos, de manera que es importante adoptar un enfoque sistemático para la revisión radiográfica. Como en todos los informes sobre la evolución radiográfica de artroplastias de cadera, es importante contar con una serie de radiografías, idealmente con la misma magnificación y rotación, para poder evaluar los cambios a lo largo del tiempo.

Clasificación radiográfica

El valor del informe sistemático de los signos radiográficos reside en que ayuda a los cirujanos a tomar decisiones clínicas. Una reseña del trabajo publicado en esta área^{100,102,132} indica que se deben controlar seis signos radiográficos importantes del componente femoral (Tabla III):

1. Modificaciones del ángulo entre el perno del componente femoral y la diáfisis femoral. El cambio progresivo de este ángulo puede indicar fracaso precoz.
2. Hundimiento del implante. La radiografía simple no es el medio ideal para evaluar este signo, pero cualquier disminución de la distancia de la punta del perno femoral a la cortical lateral del fémur a lo largo del tiempo indica, probablemente, hundimiento e inestabilidad del implante.
3. Estrechamiento del cuello femoral. Éste es un fenómeno frecuente después de la artroplastia de resuperficialización de la cadera. Una revisión retrospectiva de los resultados de 160 artroplastias de este tipo después de un máximo de seis años reveló cierto grado de estrechamiento del cuello femoral en el 70% de los casos; en el 27,6% de los pacientes, el

estrechamiento era >10% en comparación con el ancho posoperatorio original, pero no se asociaba con ningún resultado clínico adverso.¹³² Se sugirió que el estrechamiento del cuello femoral se produce en los primeros tres años y, después, se estabiliza. Es probable que el estrechamiento progresivo después de tres años o el estrechamiento extenso, rápido, justifique observación estricta. Se desconoce la etiología del estrechamiento del cuello femoral. Éste puede ser el resultado de remodelación ósea secundaria a protección contra la osteopenia asociada al uso de implantes protésicos, aflojamiento, choque femoroacetabular, lesión vascular o respuesta inflamatoria a productos de desgaste o hipersensibilidad al metal. Se señaló que el estrechamiento del cuello femoral es más frecuente en las mujeres y en los pacientes que tienen un ángulo cuello-diáfisis femoral en valgo. Asimismo, se observa estrechamiento del cuello femoral >10% en ausencia de fijación con cemento, como se comunicó en setenta caderas en las que la prevalencia de estrechamiento del cuello fue del 27% a un mínimo de dos años de una artroplastia de resuperficialización no cementada.¹³³ Futuros estudios que relacionen cambios radiográficos con hallazgos de implantes recuperados aportarán información más valiosa.

4. Ondulación del cuello femoral. La ondulación puede ser superior o inferior. Pollard y otros¹⁰² comunicaron ondas mediales menores después de cinco de cuarenta y ocho artroplastias de resuperficialización de la cadera Birmingham, y Hing y otros¹³² informaron ondulación superior que, según sugirieron, era secundaria a resorción ósea o a choque femoroacetabular.

5. Líneas radiolúcidas. A menudo, los informes radiológicos incluyen observaciones de imágenes radiolúcidas alrededor del perno femoral. Amstutz y otros¹⁰⁰ elaboraron un sistema numérico (de 0 a 9) para describir cambios progresivos, donde 0 significa ausencia de imágenes radiolúcidas, y 9, imágenes radiolúcidas en las tres zonas del perno, lo que indica aflojamiento del componente femoral (Tabla IV y Fig. 4). Se suele comunicar un denominado signo del pedestal en la punta del implante, pero su sola presencia no parece estar asociada con ningún resultado adverso. Se deben distinguir las líneas radiolúcidas de las líneas escleróticas o reactivas¹³⁴, que no se consideran indicativas de evolución clínica adversa.

6. Osteólisis. Corresponde observar la osteólisis periprotésica y su evolución. Puede ser de localización superior, inferior o adyacente a la punta del perno. Puede ser secundaria a reacciones tisulares inducidas por desgaste o relacionadas con sensibilidad al metal.

Análisis radiológico estereofotogramétrico y Ein Bild Roentgen Analyse

Hasta que las alteraciones radiográficas que indican aflojamiento del componente, mencionadas antes, se vuelven evidentes, pueden ser útiles estudios de migración del componente para controlar el rendimiento clínico inicial de los implantes. Hay dos métodos validados para evaluar las prótesis de resuperficialización de la cadera. Uno es el análisis del componente femoral Ein Bild Roentgen Analyse (análisis de imágenes radiográficas), en el que se utilizan el centro de la cabeza femoral, la punta del perno y reparos anatómicos femorales para definir puntos de referencia que, después, se comparan en una serie de pares radiográficos de rutina para detectar migración del componente.¹³⁵ El método se basa en radiografías reproducibles. En un grupo de veintiocho caderas seguidas durante un mínimo de 3,5 años, Ein Bild Roentgen Analyse detectó migración >2 mm antes de la aparición de síntomas clínicos o de signos radiográficos de fracaso.¹³⁵

El otro método, análisis radiológico estereofotogramétrico, utiliza marcadores implantados como puntos de referencia para evaluar la migración de un implante respecto del fémur; se comunica que este método tiene una exactitud de 0,1 mm.¹³⁶ Se lo aplicó en dos estudios para investigar migración precoz en pacientes que tenían implantes de resuperficialización de la cadera.^{136,137} Ninguno de los estudios detectó migración del componente femoral. Una limitación de este método es que, como consecuencia de la alta variabilidad de la calidad ósea de los pacientes y del posible sesgo de selección, la cantidad de caderas estudiadas ha sido bastante escasa, y, quizá, no representen a todos los pacientes sometidos a artroplastia de resuperficialización de la cadera. A la inversa, Ein Bild Roentgen Analyse permite el análisis de una mayor cantidad de caderas, pero no es tan exacto como el análisis radiológico estereofotogramétrico.

Revisión de artroplastias de resuperficialización de la cadera fallidas

Intuitivamente, la conversión de una artroplastia de resuperficialización de la cadera a una artroplastia total de cadera convencional sustituyendo el componente femoral que ha fracasado debería ser bastante simple. La existencia de componentes femorales de cadera total de cobalto-cromo, de gran diámetro, permite la posibilidad de conservar el implante acetabular de resuperficialización primario, por ejemplo, en un paciente que presenta una fractura del cuello femoral, pero que no tiene defectos acetabulares importantes ni mala posición del componente acetabular (Fig. 5). Las comunicaciones de seguimiento avalan la conclusión de que este tipo de conversión puede determinar una buena evolución clínica. Por ejemplo, uno de nosotros (P.E.B.) y otros colegas comunicamos una supervivencia del 94% a diez años después de conservar el cotilo primario en un grupo de noventa artroplastias de resuperficialización de la cadera convertidas.¹³⁸ Hace poco, Ball y otros comunicaron los resultados de un análisis de pares comparables de veintiún conversiones de artroplastias de resuperficialización de la cadera fallidas, en dieciocho de las cuales se conservó el cotilo, y cincuenta y ocho artroplastias totales de cadera primarias no cementadas practicadas durante el mismo período.²⁷ A una media de cuarenta y seis meses, las puntuaciones de cadera de resultado funcional eran comparables, y no se observaron otras diferencias entre los dos grupos.

Cuando se debe revisar tanto el componente acetabular como el femoral, se podría practicar una artroplastia total de cadera convencional con cualquiera de las combinaciones de componentes actuales, salvo en pacientes que tengan presunta sensibilidad al metal, en los que se deben utilizar superficies de contacto distintas de metal-metal.⁵⁹

Preocupaciones actuales

Considerando los malos antecedentes clínicos de las artroplastias de resuperficialización con prótesis de metal-polietileno y la

preocupación sobre los riesgos desconocidos de la exposición a largo plazo a componentes de metal-metal, algunos cirujanos se muestran escépticos respecto de la reintroducción generalizada de la artroplastia de resuperficialización de la cadera con prótesis de metal-metal. Un artículo reciente de Lachiewicz¹³⁹ resume estas preocupaciones desde la perspectiva del éxito de numerosos implantes totales de cadera convencionales, modernos, y de la curva de aprendizaje de los cirujanos que practican sólo unas pocas artroplastias de resuperficialización de la cadera por año. Asimismo, plantea el tema de las fracturas periprotésicas osteoporóticas muchos años después del implante, un problema no considerado en la bibliografía, pero que se sabe que ocurre en las artroplastias de cadera convencionales.¹⁴⁰ La falta de seguimiento a largo plazo de las prótesis de resuperficialización de la cadera de nueva generación deja muchas preguntas sin respuesta, y los cirujanos deben saber que los defensores de este tipo de artroplastia destacan que es una operación más exigente en términos técnicos.

Orientaciones futuras

Pese a estas preocupaciones, opinamos que es razonable considerar la artroplastia de resuperficialización de la cadera en individuos más jóvenes. La información disponible indica que los veinte años de supervivencia de las prótesis totales de cadera convencionales son pocos. Si se tiene en cuenta que la edad promedio de los pacientes sometidos a artroplastia de cadera está descendiendo y si las actuales tasas de supervivencia de los implantes de resuperficialización de la cadera continúan siendo alentadoras, los pacientes más jóvenes se pueden beneficiar con opciones de revisión más simples, que impliquen menor morbilidad debido a la conservación de hueso en el momento de la artroplastia de resuperficialización de la cadera.

Aunque está muy difundida la fijación con cemento, hay interés en la fijación femoral no cementada, sobre todo para pacientes que reanudan altos niveles de actividades de impacto. El análisis de recuperación, que revela grados variables de penetración del cemento, implica que hay dificultad para lograr una técnica de cementación uniforme.⁴⁹ Experiencia previa con componentes femorales no cementados en artroplastias de resuperficialización con prótesis de metal-polietileno demostró buena fijación por integración ósea en pacientes y en modelos animales, pese a la extensa osteólisis inducida por restos de desgaste.^{11,141,142} Más recientemente, se han utilizado componentes femorales no cementados en artroplastias de resuperficialización con prótesis de metal-metal. Conocemos sólo una comunicación que describe los resultados de este procedimiento en setenta caderas (tratadas a través de un tratamiento posterolateral) seguidas durante una media de 28,5 meses.¹³³ No hubo ningún fracaso relacionado con el componente femoral.

Si bien la liberación de iones metálicos de las superficies de contacto de metal-metal sigue siendo una preocupación en términos de sus posibles efectos locales y sistémicos, los componentes acetabulares delgados (2 a 4 mm de espesor) empleados en la actualidad sólo se pueden fabricar de metal, aunque futuros desarrollos de materiales pueden permitir fabricar implantes de resuperficialización de la cadera de cerámica o de otros materiales compuestos. Por último, así como han evolucionado los sistemas modulares en las artroplastias totales de cadera convencionales, quizá sea posible lograr beneficios similares en la artroplastia de resuperficialización de la cadera a medida que se desarrollen nuevos materiales y diseños.

Información: los autores no recibieron fondos ni subsidios externos para financiar su investigación ni para preparar este trabajo. Uno o más de los autores, o alguno de sus familiares directos recibieron, en algún año, pagos u otros beneficios por más de US\$ 10.000, o un compromiso o acuerdo para suministrar beneficios de este tipo de una entidad comercial (Wright Medical Technology). Asimismo, entidades comerciales (Wright Medical Technology, DePuy y Zimmer) pagaron o enviaron, en algún año, o acordaron pagar o enviar beneficios por más de US\$ 10.000 a algún fondo de investigación, fundación, división, centro, consultorio clínico u otra organización de caridad o sin fines de lucro a la que uno o más de los autores, o alguno de sus familiares directos, están afiliados o asociados.

Andrew Shimmin, MBBS, FAOrthA
Melbourne Orthopaedic Group, 33 The Avenue, Windsor, Victoria 3181, Australia. Dirección de correo electrónico: ashimmin@optusnet.com.au

Paul E. Beaulé, MD, FRCSC
Division of Orthopedic Surgery, Adult Reconstruction Service, University of Ottawa, 501 Smyth Road, Ottawa, ON K1H 1L6, Canada. Dirección de correo electrónico: pbeaulé@Ottawahospital.on.ca

Pat Campbell, PhD
Implant Retrieval Laboratory, Orthopaedic Hospital, University of California en Los Angeles, 2400 South Flower Street, Los Angeles, CA 90007. Dirección de correo electrónico: pcampbell@laoh.ucla.edu

J Bone Joint Surg Am. 2008;89:637-54 • doi:10.2106/JBJS.G.01012

Referencias

1. Freeman MA. Total surface replacement hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;134:2-4.
2. Tanaka S. Surface replacement of the hip joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;134:75-9.
3. Trentani C, Vaccarino F. The Paltrinieri-Trentani hip joint resurface arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;134:36-40.
4. Grigoris P, Roberts P, Panousis K, Jin Z. Hip resurfacing arthroplasty: the evolution of contemporary designs. *Proc Inst Mech Eng [H].* 2006;220:95-105.
5. Amstutz HC, Le Duff MJ. Background of metal-on-metal resurfacing. *Proc Inst Mech Eng J Eng Med [H].* 2006;220:85-94.
6. McMinn D, Daniel J. History and modern concepts in surface replacement. *Proc Inst Mech Eng J Eng Med [H].* 2006;220:239-51.
7. Amstutz HC, Clarke IC, Christie J, Graff-Radford A. Total hip articular replacement by internal eccentric shells: the "Tharies" approach to total surface replacement arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1977;128:261-84.
8. Wagner H. Surface replacement arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;134:102-30.
9. Head WC. Wagner surface replacement arthroplasty of the hip. Analysis of fourteen failures in forty-one hips. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63:420-7.

10. de Meulemeester FR, Rozing PM. Uncemented surface replacement for osteonecrosis of the femoral head. *Acta Orthop Scand*. 1989;60:425-9.
11. Nasser S, Campbell PA, Kilgus D, Kossovsky N, Amstutz HC. Cementless total joint arthroplasty prostheses with titanium-alloy articular surfaces. A human retrieval analysis. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;261:171-85.
12. Roberts P, Grigoris P, Bosch H, Talwaker N. Resurfacing arthroplasty of the hip. *Curr Orthop*. 2005;19:263-79.
13. Amstutz HC, Grigoris P, Safran MR, Grecula MJ, Campbell PA, Schmalzried TP. Precision-fit surface hemiarthroplasty for femoral head osteonecrosis. Long-term results. *J Bone Joint Surg Br*. 1994;76:423-7.
14. Grecula MJ, Grigoris P, Schmalzried TP, Dorey F, Campbell PA, Amstutz HC. Endoprotheses for osteonecrosis of the femoral head. A comparison of four models in young patients. *Int Orthop*. 1995;19:137-43.
15. Hungerford MW, Mont MA, Scott R, Fiore C, Hungerford DS, Krackow KA. Surface replacement hemiarthroplasty for the treatment of osteonecrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Am*. 1998;80:1656-64.
16. Weber BG, Fiechter T. [Polyethylene wear and late loosening of a total prosthesis of the hip joint. New perspectives for metal/metal pairing of the capsule and head]. *Orthopade*. 1989;18:370-6. German.
17. Jantsch S, Schwägerl W, Zenz P, Semlitsch M, Fertschak W. Long-term results after implantation of McKee-Farrar total hip prostheses. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1991;110:230-7.
18. Schmalzried TP, Szuszczewicz ES, Akizuki KH, Petersen TD, Amstutz HC. Factors correlating with long term survival of McKee-Farrar total hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;329 Suppl:S48-59.
19. McKellop H, Park S-H, Chiesa R, Doorn P, Lu B, Normand P, Grigoris P, Amstutz H. In vivo wear of three types of metal on metal hip prostheses during two decades of use. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;329 Suppl:S128-40.
20. Howie DW, McCalden RW, Nawana NS, Costi K, Pearcy MJ, Subramanian C. The long-term wear of retrieved McKee-Farrar metal-on-metal total hip prostheses. *J Arthroplasty*. 2005;20:350-7.
21. Amstutz HC, Thomas BJ, Jinnah R, Kim W, Grogan T, Yale C. Treatment of primary osteoarthritis of the hip. A comparison of total joint and surface replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66:228-41.
22. Crawford JR, Palmer SJ, Wilmhurst JA, Villar RN. Bone loss at hip resurfacing: a comparison with total hip arthroplasty. *Hip Int*. 2005;15:195-8.
23. Vendittoli PA, Lavigne M, Girard J, Roy AG. A randomised study comparing resection of acetabular bone at resurfacing and total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2006;88:997-1002.
24. Gore DR, Murray MP, Gardner GM, Sepic SB. Hip function after total vs. surface replacement. *Acta Orthop Scand*. 1985;56:386-90.
25. Girard J, Lavigne M, Vendittoli PA, Roy AG. Biomechanical reconstruction of the hip: a randomised study comparing total hip resurfacing and total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 2006;88:721-6.
26. Capello WN, Trancik TM, Misamore G, Eaton R. Analysis of revision surgery of resurfacing hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1982;170:50-5.
27. Ball ST, Le Duff MJ, Amstutz HC. Early results of conversion of a failed femoral component in hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89:735-41.
28. Amstutz HC, Grigoris P, Dorey FJ. Evolution and future of surface replacement of the hip. *J Orthop Sci*. 1998;3:169-86.
29. McMinn D, Treacy R, Lin K, Pynsent P. Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;329 Suppl:S89-98.
30. Kishida Y, Sugano N, Nishii T, Miki H, Yamaguchi K, Yoshikawa H. Preservation of the bone mineral density of the femur after surface replacement of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86:185-9.
31. Amstutz HC, Su EP, Le Duff MJ. Surface arthroplasty in young patients with hip arthritis secondary to childhood disorders. *Orthop Clin North Am*. 2005;36:223-30, x.
32. Hart AJ, Scott G. Hip resurfacing following previous proximal femoral osteotomy. *Hip Int*. 2005;15:119-22.
33. Treacy RB, McBryde CW, Pynsent PB. Birmingham hip resurfacing arthroplasty. A minimum follow-up of five years. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87:167-70.
34. Varano R, Bobyn JD, Medley JB, Yue S. Does alloy heat treatment influence metal-on-metal wear? Read at the 49th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society; 2003 Feb 2-5; New Orleans, LA.
35. Rieker CB, Schon R, Kottig P. Development and validation of a second-generation metal-on-metal bearing: laboratory studies and analysis of retrievals. *J Arthroplasty*. 2004;19 (8 Suppl 3):5-11.
36. Clarke IC, Donaldson T, Bowsher JG, Nasser S, Takahashi T. Current concepts of metal-on-metal hip resurfacing. *Orthop Clin North Am*. 2005;36:143-62, viii.
37. Dowson D, Hardaker C, Flett M, Isaac GH. A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints: Part I: the role of materials. *J Arthroplasty*. 2004;19(8 Suppl 3):118-23.
38. Nevelos J, Shelton JC, Fisher J. Metallurgical considerations in the wear of metal-on-metal hip bearings. *Hip Int*. 2004;14:1-10.
39. Kabo JM, Gebhard JS, Loren G, Amstutz HC. In vivo wear of polyethylene acetabular components. *J Bone Joint Surg Br*. 1993;75:254-8.
40. Chan FW, Bobyn JD, Medley JB, Krygier JJ, Yue S, Tanzer M. Engineering issues and wear performance of metal on metal hip implants. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;333:96-107.
41. Dowson D, Hardaker C, Flett M, Isaac GH. A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints: Part II: design. *J Arthroplasty*. 2004;19(8 Suppl 3):124-30.
42. Rieker CB, Schon R, Konrad R, Liebenritt G, Gnepf P, Shen M, Roberts P, Grigoris P. Influence of the clearance on in-vitro tribology of large diameter metal-on-metal articulations pertaining to resurfacing hip implants. *Orthop Clin North Am*. 2005;36:135-42, vii.
43. Isaac GH, Siebel T, Schmalzried TP, Cobb AG, O'Sullivan T, Oakeshott RD, Flett M, Vail TP. Development rationale for an articular surface replacement: a science-based evolution. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2006;220:253-68.
44. Lin ZM, Meakins S, Morlock MM, Parsons P, Hardaker C, Flett M, Isaac G. Deformation of press-fitted metallic resurfacing cups. Part 1: experimental simulation. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2006;220:299-309.
45. Yew A, Jin ZM, Donn A, Morlock MM, Isaac G. Deformation of press-fitted metallic resurfacing cups. Part 2: Finite element simulation. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2006;220:311-9.
46. Urban RM, Jacobs JJ, Gilbert JL, Galante JO. Migration of corrosion products from modular hip prostheses. Particle microanalysis and histopathological findings. *J Bone Joint Surg Am*. 1994;76:1345-59.
47. Case CP, Langkamer VG, James C, Palmer MR, Kemp AJ, Heap PF, Solomon L. Widespread dissemination of metal debris from implants. *J Bone Joint Surg Br*. 1994;76:701-12.

48. Morlock MM, Bishop N, Ruther W, Delling G, Hahn M. Biomechanical, morphological, and histological analysis of early failures in hip resurfacing arthroplasty. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2006;220:333-44.
49. Campbell P, Beaulé P, Ebramzadeh E, Le Duff M, De Smet K, Lu Z, Amstutz HC. A study of implant failure in metal-on-metal surface arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;453:35-46.
50. Campbell PA, Wang M, Amstutz HC, Goodman SB. Positive cytokine production in failed metal-on-metal total hip replacements. *Acta Orthop Scand*. 2002;73:506-12.
51. Catelas I, Campbell PA, Dorey F, Frausto A, Mills BG, Amstutz HC. Semi-quantitative analysis of cytokines in MM THR tissues and their relationship to metal particles. *Biomaterials*. 2003;24:4785-97.
52. Iida H, Kaneda E, Takada H, Uchida K, Kawanabe K, Nakamura T. Metallosis due to impingement between the socket and the femoral neck in a metal-on-metal bearing total hip prosthesis. A case report. *J Bone Joint Surg Am*. 1999;81:400-3.
53. Korovessis P, Petsinis G, Repanti M, Repantis T. Metallosis after contemporary metal-on-metal total hip arthroplasty. Five to nine-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88:1183-91.
54. Urban RM, Jacobs JJ, Gilbert JL, Galante JO. Migration of corrosion products from modular hip prostheses. Particle microanalysis and histopathological findings. *J Bone Joint Surg Am*. 1994;76:1345-59.
55. Shea KG, Lundeen GA, Bloebaum RD, Bachus KN, Zou L. Lymphoreticular dissemination of metal particles after primary joint replacements. *Clin Orthop Relat Res*. 1997;219:26.
56. Keegan GM, Learmonth ID, Case CP. Orthopaedic metals and their potential toxicity in the arthroplasty patient. A review of current knowledge and future strategies. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89:567-73.
57. Tharani R, Dorey FJ, Schmalzried TP. The risk of cancer following total hip or knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83:774-80.
58. MacDonald SJ. Can a safe level for metal ions in patients with metal-on-metal total hip arthroplasties be determined? *J Arthroplasty*. 2004;19(8 Suppl 3):71-7.
59. Willert HG, Buchhorn GH, Fayyazi A, Flury R, Windler M, Koster G, Lohmann CH. Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical and histomorphological study. *J Bone Joint Surg Am*. 2005;87:28-36.
60. Park YS, Moon YW, Lim SJ, Yang JM, Ahn G, Choi YL. Early osteolysis following second-generation metal-on-metal hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2005;87:1515-21.
61. Amstutz HC, Campbell PA, Duff MJ. Fracture of the neck of the femur after surface arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86:1874-7.
62. Beaulé PE, Campbell PA, Hoke R, Dorey F. Notching of the femoral neck during resurfacing arthroplasty of the hip: a vascular study. *J Bone Joint Surg Br*. 2006;88:35-9.
63. Gill HS, Campbell PA, Murray DW, De Smet KA. Reduction of the potential for thermal damage during hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89:16-20.
64. Mjoberg B. Loosening of the cemented hip prosthesis. The importance of heat injury. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1986;221:1-40.
65. Amstutz HC, Le Duff MJ, Campbell PA, Dorey FJ. The effects of technique changes on aseptic loosening of the femoral component in hip resurfacing. Results of 600 Conserve Plus with a 3 to 9 year follow-up. *J Arthroplasty*. 2007;22:481-9.
66. Radcliffe IA, Taylor M. Investigation into the affect of cementing techniques on load transfer in the resurfaced femoral head: a multi-femur finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22:422-30.
67. Bitsch RG, Heisel C, Silva M, Schmalzried TP. Femoral cementing technique for hip resurfacing arthroplasty. *J Orthop Res*. 2007;25:423-31.
68. Beaulé PE, Antoniadou J. Patient selection and surgical technique for surface arthroplasty of the hip. *Orthop Clin North Am*. 2005;36:177-85, viii-ix.
69. Australian Orthopaedic Association. National joint replacement registry annual report. Adelaide: AOA; 2007.
70. Silva M, Lee KH, Heisel C, Dela Rosa MA, Schmalzried TP. The biomechanical results of total hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86:40-6.
71. Beaulé P, Dorey F, Le Duff M, Gruen T, Amstutz H. Risk factors affecting early outcome of metal on metal surface arthroplasty of the hip in patients 40 years old and younger. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;418:80-7.
72. Beaulé PE, Amstutz HC, Le Duff M, Dorey F. Surface arthroplasty for osteonecrosis of the hip: hemiresurfacing versus metal-on-metal hybrid resurfacing. *J Arthroplasty*. 2004;19(8 Suppl 3):54-8.
73. Beaulé PE, Le Duff M, Campbell P, Dorey FJ, Park SH, Amstutz HC. Metal-on-metal surface arthroplasty with a cemented femoral component: a 7-10 year follow-up study. *J Arthroplasty*. 2004;19(8 Suppl 3):17-22.
74. Doherty AT, Howell RT, Ellis LA, Bisbinas I, Learmonth ID, Newson R, Case CP. Increased chromosome translocations and aneuploidy in peripheral blood lymphocytes of patients having revision arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2001;83:1075-81.
75. Ladon D, Doherty A, Newson R, Turner J, Bhamra M, Case CP. Changes in metal levels and chromosome aberrations in the peripheral blood of patients after metal-on-metal hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2004;19(8 Suppl 3):78-83.
76. Ziaee H, Daniel J, Datta AK, Blunt S, McMinn DJ. Transplacental transfer of cobalt and chromium in patients with metal-on-metal hip arthroplasty: a controlled study. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89:301-5.
77. Marker DR, Seyler RH, Jinnah RH, Delanois RE, Ulrich SD, Mont MA. Femoral neck fractures after metal-on-metal total hip resurfacing: a prospective cohort study. *J Arthroplasty*. 2007;22:66-71.
78. Beaulé PE, Campbell P, Lu Z, Leunig-Ganz K, Beck M, Leunig M, Ganz R. Vascularity of the arthritic femoral head and hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88 Suppl 4:85-96.
79. Little CP, Ruiz AL, Harding IJ, McLardy-Smith P, Gundle R, Murray DW, Athanasou NA. Osteonecrosis in retrieved femoral heads after failed resurfacing arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87:320-3.
80. Steffen R, O'Rourke K, Gill HS, Murray DW. The anterolateral approach leads to less disruption of the femoral head-neck blood supply than the posterior approach during hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89:1293-8.
81. Freeman MA. Some anatomical and mechanical considerations relevant to the surface replacement of the femoral head. *Clin Orthop Relat Res*. 1978;134:19-24.
82. Steffen RT, Smith SR, Urban JP, McLardy-Smith P, Beard DJ, Gill HS, Murray DW. The effect of hip resurfacing on oxygen concentration in the femoral head. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87:1468-74.
83. Beaulé PE, Campbell P, Shim P. Femoral head blood flow during hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;456:148-52.
84. Beaulé P. A soft tissue-sparing approach to surface arthroplasty of the hip. *Oper Tech Orthop*. 2004;14:75-84.
85. Nork SE, Schar M, Pfander G, Beck M, Djonov V, Ganz R, Leunig M. Anatomic considerations for the choice of surgical approach for hip resurfacing arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 2005;36:163-70, viii.

86. Shimmin AJ, Bare J, Back DL. Complications associated with hip resurfacing arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 2005;36:187-93, ix.
87. Cobb JP, Kannan V, Brust K, Thevendran G. Navigation reduces the learning curve in resurfacing total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;463:90-7.
88. Davis ET, Gallie P, Macgroarty K, Waddell JP, Schemitsch E. The accuracy of image-free computer navigation in the placement of the femoral component of the Birmingham Hip Resurfacing: a cadaver study. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:557-60.
89. Back DL SJ, Dalziel RE, Young DA, Shimmin AJ. Establishing a learning curve for hip resurfacing. Read at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2007 Feb 14-16; San Diego, CA.
90. Beaulé PE, Lee JL, Le Duff MJ, Amstutz HC, Ebrazadeh E. Orientation of the femoral component in surface arthroplasty of the hip. A biomechanical and clinical analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86:2015-21.
91. Anglin C, Masri BA, Tonetti J, Hodgson AJ, Greidanus NV. Hip resurfacing femoral neck fracture influenced by valgus placement. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;465:71-9.
92. Beaulé PE, Poitras P. Femoral component sizing and positioning in hip resurfacing arthroplasty. *Instr Course Lect.* 2007;56:163-9.
93. Huiskes R, Strens PH, van Heck J, Slooff TJ. Interface stresses in the resurfaced hip. Finite element analysis of load transmission in the femoral head. *Acta Orthop Scand.* 1985;56:474-8.
94. Long JP, Bartel DL. Surgical variables affect the mechanics of a hip resurfacing system. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;453:115-22.
95. Loughhead JM, Chesney D, Holland JP, McCaskie AW. Comparison of offset in Birmingham hip resurfacing and hybrid total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87:163-6.
96. Beaulé PE, Harvey N, Zaragoza E, Le Duff MJ, Dorey FJ. The femoral head/neck offset and hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:9-15.
97. Vail TP, Mina CA, Yergler JD, Pietrobon R. Metal-on-metal hip resurfacing compares favorably with THA at 2 years followup. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;453:123-31.
98. Howie DW, McGee MA, Costi K, Graves SE. Metal-on-metal resurfacing versus total hip replacement—the value of a randomized clinical trial. *Orthop Clin North Am.* 2005;36:195-201, ix.
99. Daniel J, Pynsent PB, McMinn DJ. Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86:177-84.
100. Amstutz HC, Beaulé PE, Dorey FJ, Le Duff MJ, Campbell PA, Gruen TA. Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86:28-39.
101. Hing CB, Back DL, Bailey M, Young DA, Dalziel RE, Shimmin AJ. The results of primary Birmingham hip resurfacings at a mean of five years: an independent prospective review of the first 230 hips. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:1431-8.
102. Pollard TC, Baker RP, Eastaugh-Waring SJ, Bannister GC. Treatment of the young active patient with osteoarthritis of the hip. A five- to seven-year comparison of hybrid total hip arthroplasty and metal-on-metal resurfacing. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88:592-600.
103. Back DL, Dalziel R, Young D, Shimmin A. Early results of primary Birmingham hip resurfacings. An independent prospective study of the first 230 hips. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87:324-9.
104. Lavigne M, Girard J, Mottard S, Roy A, Vendittoli PA. Range of motion after total hip resurfacing and total hip arthroplasty: a single-blind randomized clinical study. Read at the 62nd Annual Meeting of the Canadian Orthopaedic Association; 2007 June 1-2; Halifax, Nova Scotia, Canada.
105. Revell MP, McBryde CW, Bhatnagar S, Pynsent PB, Treacy RB. Metal-on-metal hip resurfacing in osteonecrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88 Suppl 3:98-103.
106. Mont MA, Seyler TM, Marker DR, Marulanda GA, Delanois RE. Use of metal-on-metal total hip resurfacing for the treatment of osteonecrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88 Suppl 3:90-7.
107. Vendittoli PA, Lavigne M, Roy AG, Lusignan D. A prospective randomized clinical trial comparing metal-on-metal total hip arthroplasty and metal-on-metal total hip resurfacing in patients less than 65 years old. *Hip Int.* 2006;16:73-81.
108. Rosenberg AG. Gait abnormalities following surface hip replacement: a comparative study of patients with surface and total hip replacements. *Proc Inst Med Chic.* 1982;35:77-82.
109. Mont MA, Seyler TM, Ragland PS, Starr R, Erhart J, Bhav A. Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007;22:100-8.
110. Shimmin A, Wrigley T, Lim BW, Metcalf B, Carr D, Graves S, Bennel K. Comparison of gait in patients with successful hip resurfacing and successful total hip replacement arthroplasty. Unpublished data.
111. Capello WN, Ireland PH, Trammell TR, Eicher P. Conservative total hip arthroplasty: a procedure to conserve bone stock. Part I: analysis of sixty-six patients. Part II: analysis of failures. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;134:59-74.
112. Shimmin AJ, Back D. Femoral neck fractures following Birmingham hip resurfacing: a national review of 50 cases. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87:463-4.
113. Cossey AJ, Back DL, Shimmin A, Young D, Spriggins AJ. The nonoperative management of periprosthetic fractures associated with the Birmingham hip resurfacing procedure. *J Arthroplasty.* 2005;20:358-61.
114. Howie DW, Cornish BL, Vernon-Roberts B. The viability of the femoral head after resurfacing hip arthroplasty in humans. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;291:171-84.
115. Campbell P, Mirra J, Amstutz HC. Viability of femoral heads treated with resurfacing arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2000;15:120-2.
116. Mai MT, Schmalzried TP, Dorey FJ, Campbell PA, Amstutz HC. The contribution of frictional torque to loosening at the cement-bone interface in THARIES hip replacements. *J Bone Joint Surg Am.* 1996;78:505-11.
117. LeDuff MJ, Amstutz HC, Dorey FJ. Metal-on-metal hip resurfacing for obese patients. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89:2705-11.
118. Beaulé PE, Dorey FJ, LeDuff M, Gruen T, Amstutz HC. Risk factors affecting outcome of metal-on-metal surface arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;418:87-93.
119. Christiansen K, Holmes K, Zilko PJ. Metal sensitivity causing loosened joint prostheses. *Ann Rheumat Dis.* 1980;39:476-80.
120. Gawkrödger DJ. Metal sensitivities and orthopaedic implants revisited: the potential for metal allergy with the new metal-on-metal joint prostheses. *Br J Dermatol.* 2003;148:1089-93.
121. Hallab N, Merritt K, Jacobs JJ. Metal sensitivity in patients with orthopaedic implants. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83:428-36.
122. Merritt K, Rodrigo JJ. Immune response to synthetic materials. Sensitization of patients receiving orthopaedic implants. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;326:71-9.
123. Vernon-Roberts B, Freeman MAR. Morphological and analytical studies of the tissues adjacent to joint prostheses: investigations into the causes of loosening

- of prostheses. In: Schaldach M, Hofmann D, editors. *Advances in artificial hip and knee joint technology*. New York: Springer; 1976. p 148-86.
124. Campbell P, Shimmin A, Walter L, Solomon M. Metal sensitivity as a cause of groin pain in metal-on-metal hip resurfacing. *J Arthroplasty*. 2008. In press.
125. Al-Saffar N. Early clinical failure of total joint replacement in association with follicular proliferation of B-lymphocytes: a report of two cases. *J Bone Joint Surg Am*. 2002;84:2270-3.
126. Witzleb WC, Hanisch U, Kolar N, Krummenauer F, Guenther KP. Neo-capsule tissue reactions in metal-on-metal hip arthroplasty. *Acta Orthop*. 2007;78:211-20.
127. D'Lima DD, Urquhart AG, Buehler KO, Walker RH, Colwell CW Jr. The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios. *J Bone Joint Surg Am*. 2000;82:315-21.
128. Wiadrowski TP, McGee M, Cornish BL, Howie DW. Peripheral wear of Wagner resurfacing hip arthroplasty acetabular components. *J Arthroplasty*. 1991;6:103-7.
129. Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Notzli H, Siebenrock KA. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res*. 2003;417:112-20.
130. Jacobs JJ, Skipor AK, Campbell PA, Hallab NJ, Urban RM, Amstutz HC. Can metal levels be used to monitor metal-on-metal hip arthroplasties? *J Arthroplasty*. 2004;19(8 Suppl 3):59-65.
131. Daniel J, Ziaee H, Pynsent PB, McMinn DJ. The validity of serum levels as a surrogate measure of systemic exposure to metal ions in hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89:736-41.
132. Hing CB, Young DA, Dalziel RE, Bailey M, Back DL, Shimmin AJ. Narrowing of the neck in resurfacing arthroplasty of the hip: a radiological study. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89:1019-24.
133. Liliakakis AK, Vowler SL, Villar RN. Hydroxyapatite-coated femoral implant in metal-on-metal resurfacing hip arthroplasty: minimum of two years follow-up. *Orthop Clin North Am*. 2005;36:215-22, ix.
134. Freeman MA, MacInnes T, Revell PA. The histology of "reactive lines" in well-fixed components. *J Arthroplasty*. 2003;18:224-6.
135. Beaulé PE, Krismer M, Mayrhofer P, Wanner S, Le Duff M, Mattesich M, Stoeckl B, Amstutz HC, Biedermann R. EBRA-FCA for measurement of migration of the femoral component in surface arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87:741-4.
136. Glyn-Jones S, Gill HS, McLardy-Smith P, Murray DW. Roentgen stereophotogrammetric analysis of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty. A two-year study. *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86:172-6.
137. Itayem R, Arndt A, Nistor L, McMinn D, Lundberg A. Stability of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty at two years. A radiostereophotogrammetric analysis study. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87:158-62.
138. Beaulé PE, LeDuff MJ, Dorey FJ, Amstutz HC. Fate of cementless acetabular components retained during revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85:2288-93.
139. Lachiewicz PF. Metal-on-metal hip resurfacing: a skeptic's view. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;465:86-91.
140. Radl R, Aigner C, Hungerford M, Pascher A, Windhager R. Proximal femoral bone loss and increased rate of fracture with a proximally hydroxyapatite-coated femoral component. *J Bone Joint Surg Br*. 2000;82:1151-5.
141. Hedley AK, Clarke IC, Kozinn SC, Coster I, Gruen T, Amstutz HC. Porous ingrowth fixation of the femoral component in a canine surface replacement of the hip. *Clin Orthop Relat Res*. 1982;163:300-11.
142. Amstutz HC, Kabo M, Hermens K, O'Carroll PF, Dorey F, Kilgus D. Porous surface replacement of the hip with chamfer cylinder design. *Clin Orthop Relat Res*. 1987;222:140-60.

Fig. 1

Demostración gráfica de desgaste focal (profundidad máxima de desgaste, 100 μm en el medio de la cicatriz por desgaste) en un componente de resuperficialización de la cadera extraído después de trece meses, debido a mala posición del componente acetabular. (Reimpreso, con autorización, de: Campbell P, Beaulé P, Ebrahmdadeh E, Le Duff M, De Smet K, Lu Z, Amstutz HC. A study of implant failure in metal-on-metal surface arthroplasties. Clin Orthop Relat Res. 2006;453:35-46).

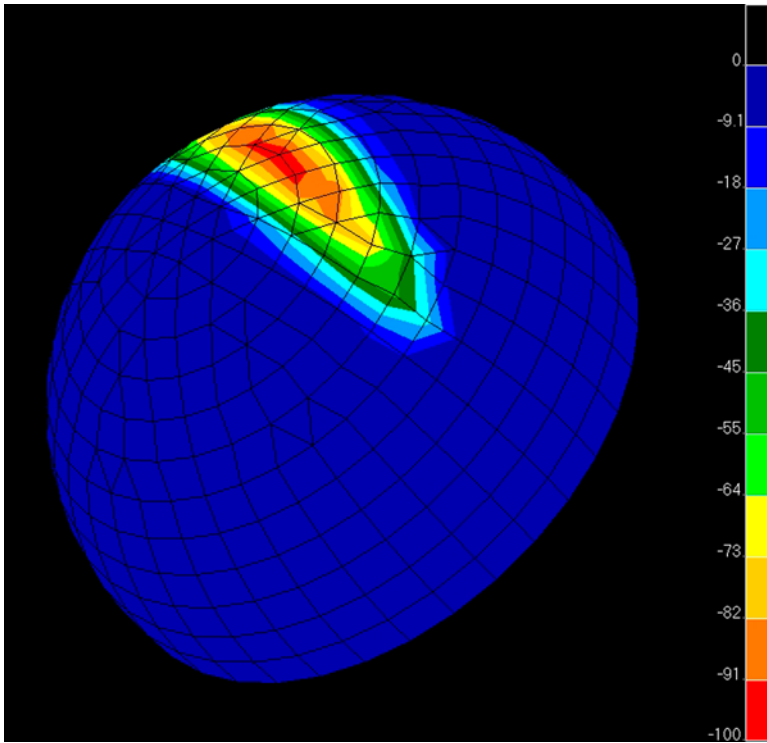


Fig. 2-A

Representación esquemática de implante incorrecto y correcto del componente femoral en una artroplastia de resuperficialización de la cadera. El perno del implante debe ser lo más paralelo posible al sistema trabecular longitudinal. (Reproducido, con modificación, de: Freeman MA. Some anatomical and mechanical considerations relevant to the surface replacement of the femoral head. Clin Orthop Relat Res. 1978;134:19-24. Reimpreso con autorización).

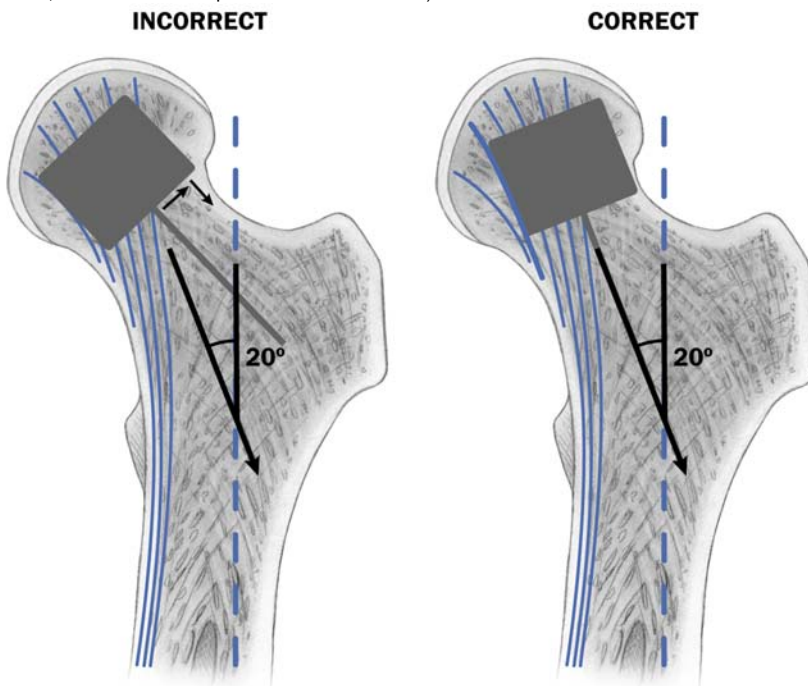


Fig. 2-B

Radiografía de frente que muestra la posición ideal del componente femoral de la artroplastia de resuperficialización de la cadera.



Fig. 3-A

Muesca de la cara superior del cuello femoral y trazo de fractura que se propaga desde la unión implante-cuello superior.



Fig. 3-B

Fractura anterior del cuello femoral secundaria a la muesca mostrada en la Fig. 3-A.



Fig. 4

Radiografía que muestra las zonas 1, 2 y 3 alrededor del perno de un implante de artroplastia de resuperficialización de la cadera, según la descripción de Amstutz y otros.¹⁰⁰

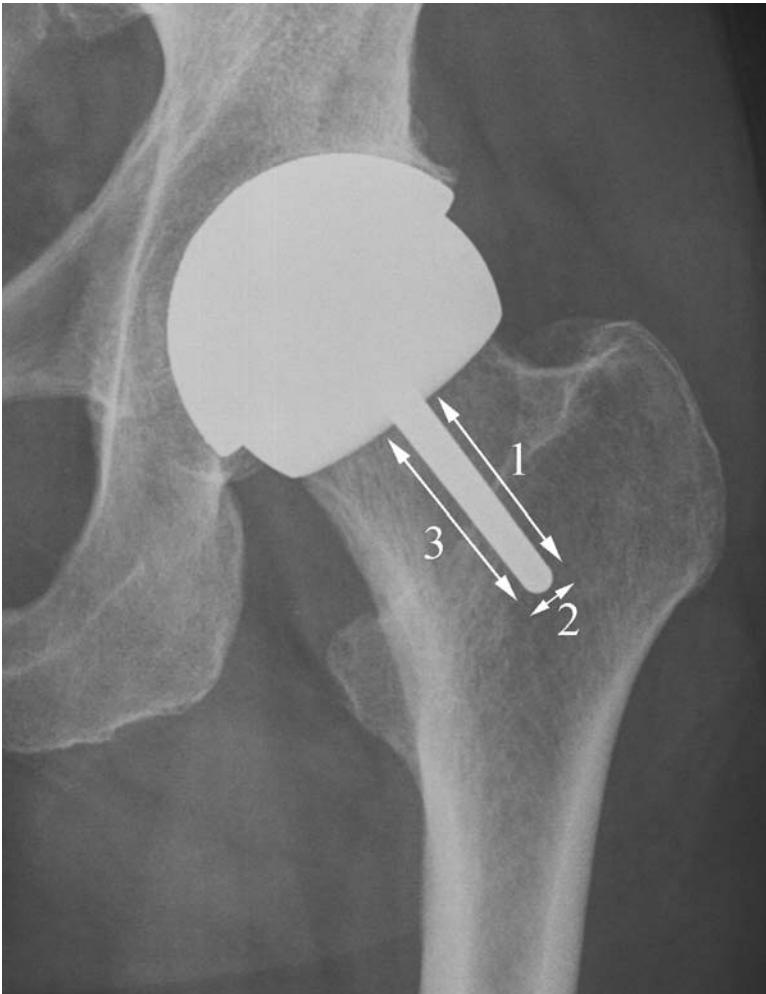


Fig. 5

Radiografía practicada tras la conversión de una artroplastia de resuperficialización de la cadera a una artroplastia total de cadera convencional mediante la reposición de la cabeza femoral fracturada mostrada en la Fig. 3-B, pero con conservación del componente acetabular de la artroplastia de resuperficialización de la cadera original.



TABLA I Algunos de los implantes de resuperficialización de la cadera ofrecidos por los principales fabricantes de implantes

Implante	Superficie de integración del componente acetabular	Manto femoral de cemento* (mm)
ADEPT; Finsbury Orthopaedics, Surrey, UK	Microesferas de CoCr fundidas + hidroxiapatita	0
ASR; DePuy/Johnson and Johnson, Warsaw, IN	Microesferas de CoCr incrustadas + hidroxiapatita	0,5
BHR (Birmingham Hip Resurfacing System)†; Smith and Nephew, Memphis, TN	Microesferas de CoCr fundidas + hidroxiapatita	0
CONSERVE +; Wright Medical Technology, Arlington, TN	Microesferas de CoCr incrustadas ± hidroxiapatita	1 (EE. UU.); 0,5 (Europa)
Cormet 2000†; Corin Medical, Cirencester, UK	Titanio rociado al vacío con plasma + hidroxiapatita	0, opción no cementada revestida de hidroxiapatita
Durom; Zimmer, Warsaw, IN	Titanio rociado al vacío con plasma	1
MITCH; Stryker, Mahwah, NJ	Titanio rociado al vacío con plasma + hidroxiapatita	0
ReCap; Biomet, Warsaw, IN	Titanio rociado al vacío con plasma + hidroxiapatita	0,5; opción no cementada

*Manto de cemento significa que el diseño prevé rellenar con cemento la brecha entre el implante y el borde externo del hueso femoral preparado. †Aprobado para uso en los EE. UU. por la Administración de Drogas y Alimentos (FDA, por sus siglas en inglés).

TABLA II Ventajas y desventajas de los tratamientos quirúrgicos más frecuentes para la artroplastia de resuperficialización de la cadera

Tratamiento quirúrgico	Exposición	Irrigación de la cabeza femoral	Riesgos/Desventajas
Posterior	Excelente	Compromiso intraoperatorio	Parálisis del nervio crural
Lateral	Muy buena	Preservada	Debilidad de los músculos abductores
Transtrocantéreo	Excelente	Preservada si la osteotomía es extracapsular	Seudoartrosis del trocánter con migración. Puede requerir extracción de los tornillos.
Osteotomía trocantérea digástrica (<i>flip</i>)/deslizamiento trocantéreo	Excelente	Preservada	Debilidad de los músculos abductores, seudoartrosis del trocánter sin migración. Puede requerir extracción de los tornillos.
Anterior	Buena	Preservada	Puede ser difícil visualizar el cotilo. Muchos cirujanos no están familiarizados con este tratamiento. Puede requerir mesa de operaciones especial.

TABLA III Signos radiográficos de la resuperficialización de la cadera

Localización	Observaciones	Interpretación
Signos que indican fracaso inminente		
Ángulo perno-diáfisis femoral	Cambio progresivo de orientación, sobre todo en varo	Osteonecrosis, aflojamiento, fractura y colapso de la cabeza femoral
Componente femoral	Disminución progresiva de la distancia de la punta del perno femoral a la cortical femoral lateral	Hundimiento del implante, colapso de la cabeza femoral y aflojamiento del componente
Perno	Líneas radiolúcidas	Aflojamiento del componente cuando son progresivas, >2 mm y comprometen las 3 zonas
Signos que exigen observación más estricta		
Cuello femoral	Estrechamiento no progresivo <10%	Remodelado adaptativo
Cuello femoral	Estrechamiento inicial rápido o extenso >10%, o estrechamiento persistente después de 3 años	Remodelado óseo, efectos de la osteopenia asociada al uso de implantes protésicos. Posiblemente debido a reacciones tisulares relacionadas con desgaste o con sensibilidad al metal (efectos de presión del líquido articular).
Cuello femoral	Ondulación en la unión cuello-reborde	Remodelado óseo o secundaria a choque femoroacetabular
Cuello femoral	Osteólisis	Secundaria a reacciones tisulares relacionadas con desgaste o con sensibilidad al metal

TABLA IV Puntuaciones de fijación del componente femoral: sistema elaborado por Gruen y comunicado por Amstutz y otros¹⁰⁰

Puntuación de fijación femoral	Signos radiográficos
0	Ausencia de radiolucidez
1	Radiolucidez en la zona 2 (punta)
2	Radiolucidez en la zona 1 (superior)
3	Radiolucidez en la zona 3 (inferior)
4	Radiolucidez en zonas 1 y 2
5	Radiolucidez en zonas 2 y 3
6	Radiolucidez en zonas 1 y 3
7	Radiolucidez en zonas 1, 2 y 3 (incompleta)
8	Radiolucidez en zonas 1, 2 y 3 (completa)
9	Migración del componente femoral