

Tribología y materiales en pares friccionales metal-metal: prótesis de cadera

Duque Morán, J.F.; Navarro Navarro, R.; Navarro García, R.; Ruiz Caballero, J.A.

En los años 50-60 McKee-Farrar, Ring, Sivash, Stanmore, Huggler y Müller desarrollaron una serie de diseños metal-metal para la artroplastia total de cadera. Los diámetros que abarcaban estaban entre 35-42 mm. Pero debido a las elecciones iniciales de materiales, su falta de precisión en la fabricación y en el diseño hizo que algunos de estos componentes fallaran después de algunos años. Como consecuencia a finales de los 60 y principios de los 70 se abandonaron prácticamente los pares metal-metal, aun cuando algunos de estos primeros diseños han sobrevivido durante más de veinte años dentro del organismo humano sin signos casi de osteólisis periprotésica^{2,27}.

El cada vez mayor número de publicaciones científicas en el campo del conocimiento de la tribología de los pares de fricción metal-metal está llenando las deficiencias de conocimiento existentes hasta el momento³⁷. Este mejor conocimiento nos permite centrarnos en los parámetros fundamentales que controlan el desgaste en dichos pares. Así, se conoce mejor la liberación de iones metálicos y sus niveles, se ha mejorado los conocimientos sobre biocompatibilidad de las aleaciones de metal utilizadas y todo ello a través de estudios de implantes "in vitro" en tribómetros, e "in vivo" con recuperación de implantes y ensayos clínicos, además de otros estudios como los inmunohistoquímicos y celulares³².

Además el interés, y las ventajas, de usar cabezas más grandes, ≥ 36 mm, como en la artroplastia total de cadera metal-metal que ha introducido componentes acetabulares utilizados en la resuperficialización de cadera metal-metal, ver



Figura 1
Radiografía con cabeza femoral modular de diámetro grande en un cotilo acetabular de metal (tallo cementado pulido sin cuello).
Fuente: *The journal of bone and joint surgery*, 2010.

Enumeremos a continuación las claves actuales de un óptimo par fricción metal-metal:

Contenido de carbono en la aleación: Actualmente el material más utilizado en estos pares de fricción es la aleación CoCrMo en los que el añadido del Molibdeno ayuda a disminuir el tamaño del grano de la aleación y aumenta su resistencia máxima¹¹. Las aleaciones forjadas con un alto contenido en carbono (aproximadamente del 0,20%-0,25%) mejora la resistencia al desgaste. Así en estudios comparativos de aleaciones

con alto y bajo contenido de carbono confirman dicha afirmación^{20,54,56}, y esto gracias a que sus propiedades de dureza aumentan³⁰.

Se usan dos tecnologías en la fabricación de estos pares; aleación fundida y la aleación forjada, siendo de la misma composición química la aleación forjada, y en particular la de alto contenido en carbono muestra un tamaño menor de carburos distribuidos homogéneamente, además de una menor rugosidad superficial. Así las aleaciones de Cobalto-Cromo-Molibdeno con alto contenido de carbono ($>0,20\%$), las concentraciones entre 0,20%-0,25%, parecen ser las más adecuadas para estos pares de fricción³⁷, ver Figura 2.

Para endurecer las superficies metálicas sometidas a fricción se desarrolló la difusión o implantación de iones, que pretende mejorar la resistencia a la fricción y a la corrosión de las superficies metálicas. Consiste en bombardear la superficie con iones lanzados a

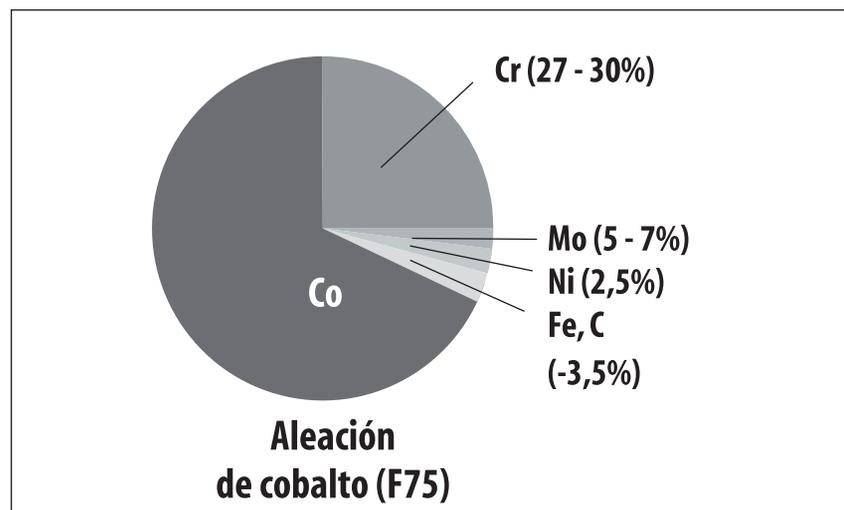


Figura 2
Composición elemental de las aleaciones CrCo (ASTM F75) de uso frecuente.
Fuente: *Orthopaedic. Ed.Médica Panamericana* 2002

alta velocidad penetrando estos en la red molecular metálica, siendo el proceso más conocido el de la nitruración¹⁷. Investigaciones sobre revestimientos de superficies con Nitruros de Cromo, en este tipo de pares, han destapado un potencial para reducir el volumen de desgaste y sobre todo la liberación y concentración de restos metálicos en niveles de iones cobalto, cromo y molibdeno. Así revestimientos gruesos del orden de 8-12 µm de Nitruro de Cromo y Nitruro de Cromo Carbono determinaron tasas de desgaste veintidós veces más bajas que las asociadas con otros pares metal-metal estándar¹⁸. Además de observar que las partículas de desgaste de Nitruro de Cromo eran menos citotóxicas que las de los componentes estándar cuando se cocultivaron con macrófagos y fibroblastos⁵⁸. Así como se evidencia que la concentración de iones liberados es sustancialmente menor¹⁹, aunque se desconoce la durabilidad de este revestimiento in vivo^{32,48}.

- **Dureza:** La dureza de los materiales del par fricción influye en el comportamiento frente al desgaste, así el volumen de desgaste es inversamente proporcional a la dureza de la aleación, luego aleaciones más duras son más resistentes al desgaste³⁰.

$$V = K_{\text{abrasión}} \cdot \frac{N \cdot d}{H}$$

Siendo:

- V : Volumen de desgaste
- $K_{\text{abrasión}}$: Coeficiente de desgaste abrasivo (10^{-4} - 10^{-1})
- N : Carga Normal soportada por la cadera.
- d : Distancia recorrida
- H : Dureza

Podemos decir que el desgaste, en particular el abrasivo, es multifactorial tal como expresa la ecuación anterior y para el caso de un par con durezas diferentes, se toma

el valor de dureza del material más blando³⁷.

- **La rugosidad superficial:** La cual afecta al comportamiento frente al desgaste, debe ser tan baja como sea posible para mejorar su lubricación, es un parámetro importante del factor lambda expuesto más adelante, y minimiza el desgaste^{8,28}. En pares metal-metal se consiguen rugosidades por debajo de 0,002 µm, valores que pueden competir con la rugosidad media de componentes de cerámica de alúmina⁴², y se consigue gracias a la aplicación de tecnologías con amoladores y de pulido. Así una aleación forjada de alto contenido de carbono presenta una menor rugosidad superficial³⁷, ver Figura 3.
- **La esfericidad:** Independientemente de las tolerancias de fabricación en cuanto a diámetros, también se debe tener en cuenta las tolerancias de la aclaramiento radial u holgura radial. Así las desviaciones de la superficie teórica de una también teórica esfera perfecta pueden cambiar la holgura efectiva en-

tre las superficies de la articulación protésica. Luego mantener y conseguir un alto grado de esfericidad durante la fabricación es muy importante³⁷.

- **Aclaramiento radial o holgura:** Una holgura diametral decreciente da como resultado unas tensiones de contacto o un desgaste decreciente, la holgura óptima puede no ser la más baja. Así la deformación del componente acetabular bajo carga necesita una holgura mínima que evite el pinzamiento en el plano ecuatorial de la articulación protésica, dado que puede llevar a este a un par de torsión de fricción excesivo y al aflojamiento del componente acetabular. Esto se ha visto en ensayos del comportamiento in vitro frente al desgaste, puesto que una holgura pequeña minimiza el desgaste en relación al número de ciclos del ensayo y consecuentemente el debris metálico, así la holgura deber ser tan pequeña como sea posible para reducir el desgaste y las tensiones de contacto y tan amplia como sea necesario para evitar el riesgo de pinzamiento bajo carga^{31,33,55}. Ver Figura 4.

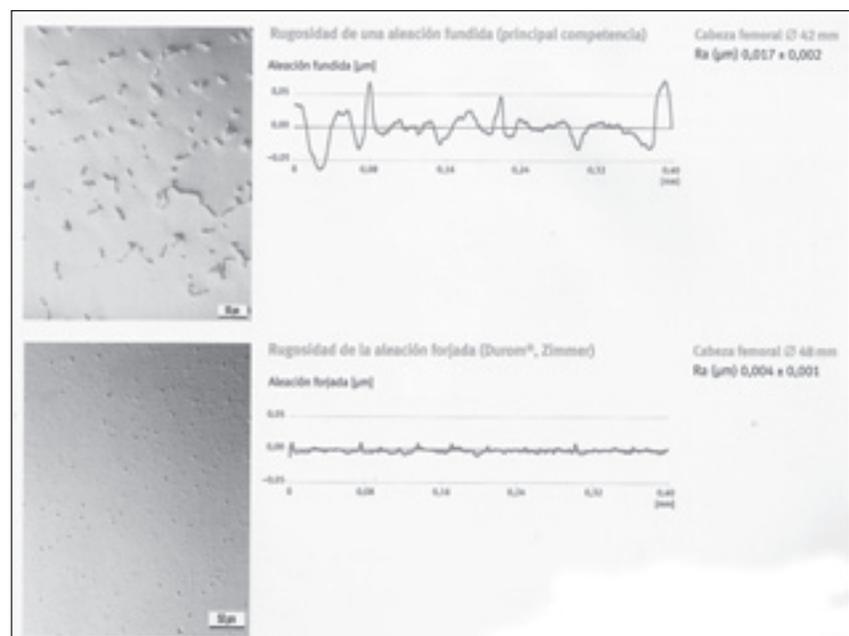


Figura 3
Rugosidad de aleación CoCr fundida frente a fundida.
Fuente: Zimmer 2005.

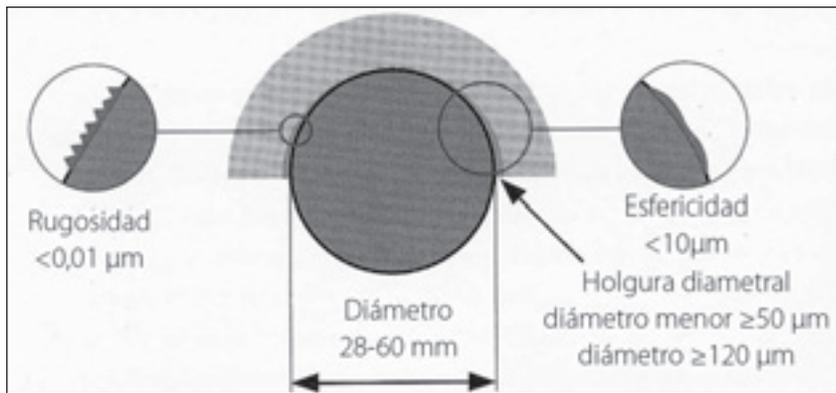


Figura 4
Gráfico con parámetros representativos del par fricción metal-metal.
Fuente: Zimmer 2005

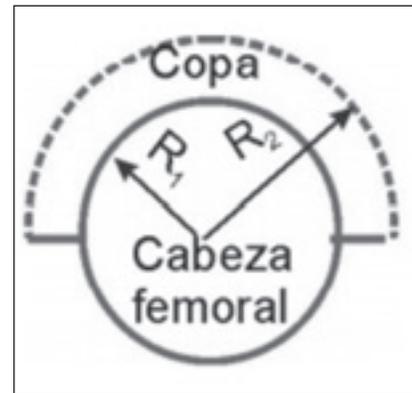


Figura 5
Esquema Cabeza femoral-Copa acetabular.
Equilibrio de momentos.

Se ha demostrado que en el diseño de prótesis metal-metal existe una delgada línea entre el régimen mixto y de película de fluido por lo que para controlar el desgaste en este tipo de prótesis se debe medir las tolerancias de fabricación en el aclaramiento radial³³. Y así cuando se diseñan los espacios libres, aclaramientos radiales u holguras se debe tener en cuenta la flexibilidad del cotilo de manera que el espacio libre mínimo siempre sea mayor que la flexibilidad máxima del cotilo²⁶. También existen numerosos estudios que evidencian mejor rendimiento de la lubricación mixta de los reemplazos totales de cadera metal-metal a medida que aumenta los diámetros de las cabezas y se estrechaban los espacios libres^{8,14}. Entonces las cabezas de diámetro grande con el mínimo espacio libre viable determinan menos desgaste tanto en la fase inicial como en la de equilibrio^{14,15,26,32,52}, y en estudios se ha evidenciado para diámetro grandes un intervalo de holgura entre 102-104 mm²⁵. Luego cuando el aclaramiento u holgura entre acetábulo y cabeza es demasiado se presenta el desgaste polar y el sistema falla y si por el contrario es poco este aclaramiento se genera atrapamiento ecuatorial y se produce también fallo²⁵.

- **La fricción:** En dicho par la fricción parte de dos fenómenos físicos básicos: la rugosidad

superficial por las asperezas y la adhesión entre las superficies en contacto²³.

En los pares de fricción metal-metal en un régimen de lubricación mixto se han obtenido valores de coeficiente de fricción de entre²⁹ 0,22-0,27 a otras investigaciones que han obtenido valores tan bajos como⁴⁷ 0,11 a 0,06.

Como se sabe la fuerza de rozamiento viene de la expresión:

$$F = \mu \cdot N$$

Donde la fuerza de rozamiento F que se opone al movimiento es directamente proporcional a la carga aplicada normalmente a la fuerza de contacto N y al coeficiente de fricción μ .

La fuerza de rozamiento o fricción en la interfase por equilibrio de los momentos de fuerza, ver Figura 5, es tal que:

$$F_2 \cdot R_2 = \mu \cdot N \cdot R_1$$

N : Fuerza de contacto de la cadera.

R_1 : Radio de la cabeza femoral implantada

R_2 : Radio externo de la copa femoral implantada.

F_2 : Fuerza de fricción en la interfase R_2

Por ello la reducción de la Fuerza friccional y por tanto del desgaste se ve facilitado por

la reducción del coeficiente de fricción en el par, cuestión que se consigue con un pulido óptimo y es además la explicación de la reducción también del desgaste con la reducción de la cabeza femoral y de la carga que soporta.

- **Autopulido:** Los pares metal-metal bien diseñados cuentan con la ventaja del autopulido de sus superficies, tal que dichos pares afectados por arañazos superficiales por cuerpo ajeno, incluido los arañazos originales del pulido de fábrica, se consiguen suavizar por los movimientos de deslizamiento de los componentes acetabular y femoral. Esta capacidad es una propiedad importante dado que pueden aparecer atrapamientos de partículas ajenas, cemento óseo o partículas de metal en las superficies articulares. Así este autopulido es consecuencia del movimiento de cizalla relativo entre cabeza y núcleo cotileo y favorecido por la ductilidad de la aleación forjada de Cromo Cobalto^{22,37,38,41,40}.
- **La lubricación:** Los implantes metal-metal pueden operar en el sistema de lubricación mixta, en el que gran parte de la carga aplicada es soportada por la película elastohidrodinámica. Con diseños de implantes de cabezas grandes con aclaramientos radiales pequeños compatibles con los acabados

superficiales finos, buena esfericidad, contacto polar y deformación elástica estructural mínima se logran los menores índices de desgaste¹⁵. Con las técnicas de fabricación actuales se pueden obtener rugosidades superficiales de 2 a 15 nm lo cual determina un mejor acabado superficial y esfericidad¹³. La presencia de depresiones y orificios con bordes lisos, mejor que afilados, parece optimizar la lubricación y las propiedades de humectación^{1,32}.

Luego los parámetros de diseño que inciden en el desgaste de los componentes del par metal-metal son; el espacio libre y la rugosidad superficial. Parámetros que determinan la relación del espesor de película según la relación del factor lambda (λ) que delimita el régimen de lubricación en el que trabaja el par y por lo tanto nos puede predecir el desgaste a que será sometido^{29,51} y según la expresión conocida del factor lambda en pares protésicos de cadera²⁹:

$$\lambda = \frac{\text{Espesor mínimo de película}}{\text{Rugosidad de las superficies}} = \frac{h_{min}}{\sqrt{R_{aH}^2 + R_{aC}^2}}$$

Siendo:

h_{min} : Espesor mínimo de la película en el implante.

R_{aH} : Rugosidad cuadrática media de la superficie de la cabeza femoral.

R_{aC} : Rugosidad cuadrática media de la superficie de la copa acetabular en contacto con la cabeza.

Expresión que es simplemente la relación entre el grosor mínimo de película que se consigue con el aclaramiento radial y la media del cuadrado de la rugosidad superficial de cabeza y acetábulo del implante. Y en el diseño del implante debe tenderse a conseguir el grosor mayor de película central combinado con la rugosidad superficial media de contacto más baja posible. En particular se consiguen mejores grosores de película con el aumento del diámetro de la articulación implantada.

Se tiene que un valor de λ comprendido entre 1 y 3 el régimen de lubricación es mixto y que para valores menores que 1 toda la carga la soportan los elementos, no existe película y se tiene lubricación límite⁵³.

Así este factor lambda nos informa que el par metal-metal es

compatible con la lubricación en régimen mixto y/o de película lubricante²⁹, aunque algunos estudios con cabezas igual o menor de 28 mm se asocian con un lambda menor que uno y por lo tanto en régimen límite¹. También investigaciones con tribómetros para los pares metal-metal en reemplazos totales de cadera han mostrado la transición de lubricación límite a mixta a medida que aumentaba la cabeza femoral⁵².

Por lo tanto un aclaramiento radial u holgura óptima combinada con una baja rugosidad superficial permite una buena lubricación por película de fluido en los pares metal-metal, esto es en movimiento relativo o marcha humana convencional, pero por otro lado la actividad diaria a veces no permiten este tipo de régimen trabajando en lubricación límite o mixta, permitiendo así contacto entre las super-

ficies de los componentes acetabular y femoral dando lugar a un desgaste por abrasión, ver Figura 6, en la que partículas duras pueden llegar a generar arañazos en la zona de carga. Por esto son importantes también los factores citados de dureza y autopulido.

Luego en función de estos parámetros y por la curva de desgaste, el desgaste por fricción de los implantes de artroplastia total de cadera metal-metal tiene dos fases distintas: una fase inicial de desgaste relativamente alto, que dura entre 0,5 y 2·10⁶ ciclos (equivalencia de 1 año son 10⁶ ciclos), seguida de una fase de equilibrio, durante la cual la tasa de desgaste es constante y mucho más baja^{10,50} siendo producida por el llamado efecto de autopulido de las superficies de contacto metal-metal^{19,22}. Así se considera que las superficies de contacto metálicas opuestas se adaptan en la zona de contacto a medida que se pulen o eliminan las asperezas superficiales, lo que mejora el acabado inicial de la superficie, con una reducción acorde de la tasa de desgaste a medida que la película líquida lubricante se torna más eficiente^{22,32}. Las pruebas con tribómetros han puesto de manifiesto que las tasas medias de desgaste a largo plazo de las prótesis totales de cadera metal-metal son muy bajas encontrándose frecuentemente entre los valores de 0,1 y 1 mm³/10⁶ ciclos²⁹.

Aunque la supervivencia de este tipo de implante aparecen en publicaciones que describen a pacientes con articulaciones de metal contra metal de primera generación con permanencia de los implantes de más de 20 años^{6,46}. Sin embargo los análisis de supervivencia, comuni-

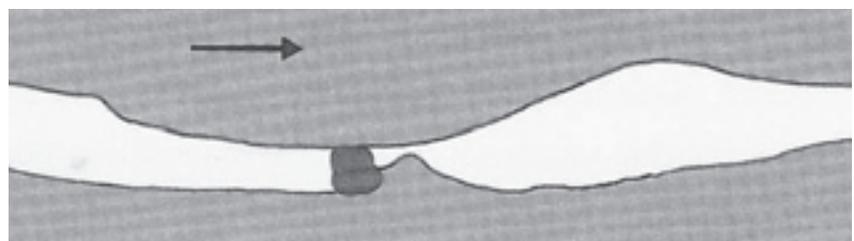


Figura 6

Representación de desgaste abrasivo en par metal-metal.

cados en doce artículos clínicos, demostraron tasas uniformemente altas de supervivencia del implante entre cinco y doce años y estos corresponden a cabezas de 28 mm. Las estimaciones de supervivencia a diez-doce años, con fracaso aséptico como criterio de valoración, variaron de 95,5% a los doce años⁴⁹ a 93% a los diez años³⁵. La limitación de estos análisis de supervivencia es que asumen que el fracaso del implante es una función del tiempo, independientemente del grado de carga cíclica de la articulación. En la actualidad, se pueden utilizar monitores de actividad para calcular el tiempo de soporte de peso, así como para contar los pasos, de manera que los investigadores puedan estimar la carga cíclica in vivo. Es importante incluir estos datos para conocer cómo la variación de la actividad de soporte de peso puede influir en la supervivencia del implante³².

En revisiones de estudios clínicos publicados sobre diseños de artroplastia total de cadera metal-metal de segunda generación se comunicaron resultados favorables en términos de resultados y supervivencia, con relativamente pocos fracasos y complicaciones y de estos se tomaron cinco estudios aleatorizados, controlados, en los que se comparó la artroplastia total de cadera metal-metal con artroplastia total de cadera metal-polietileno los cuales demostraron que no había ninguna diferencia significativa entre los grupos en términos de supervivencia o de resultados clínicos o comunicados por el paciente. Todos estos estudios fueron relativamente pequeños, con 100 pacientes o menos por grupo³².

También se ha visto que uno de los principales problemas que presentan los materiales metálicos es la corrosión. La corrosión de los metales se produce debido al contacto del metal con el fluido corporal salino que es altamente corrosivo. Como consecuencia de esta corrosión se liberan iones metálicos con una gran facilidad para incorporarse al torrente sanguíneo y cuyo efecto puede ser muy perjudicial.

Además un desgaste inadecuado por cualquiera de los parámetros que afectan al desgaste y ya enumerados o por un simple defecto en el diseño o fabricación²¹ que produce mayor liberación de debris al torrente sanguíneo. Y en este sentido conviene recordar y destacar la importancia del diámetro y la alineación del componente, inclinación y anteversión del cotilo, para mantener una buena cobertura de la cabeza femoral a fin de promover la lubricación por película de líquido.

Además la **producción elevada de iones metálicos** se ha descrito mediante la diseminación sistémica de los productos de la corrosión articular. Se pueden evidenciar niveles plasmáticos y en orina de iones, que podrían servir como marcadores de la evolución de la artroplastia. El portador de prótesis con este par de fricción presenta unos niveles de una a cinco veces mayor de iones en sangre que el paciente sano⁴⁴. Se produce un mayor número de partículas que con el par metal-polietileno, pero son de mucho menor tamaño (< 50 nm). Estas partículas no producen una respuesta autoinmune como las partículas de polietileno, por lo que no se ha comprobado tanta osteolisis. Se desconoce la razón de este hecho y se atribuye a varias razones, como que los macrófagos captan las partículas por fagocitosis en lugar de por fagocitosis, o que una alta concentración de partículas produzca tal citotoxicidad que evite la respuesta celular, etc.^{3,24,44}. Sin embargo el riesgo de carcinogénesis y teratogénesis no se conoce exactamente para el par metal-metal, pero se ha correlacionado la aparición de carcinomas en estudios con animales de experimentación con altos niveles de iones (Co, Cr, Ni). En humanos no se ha podido correlacionar. Se conoce que la aparición de cáncer (melanoma, próstata) tras artroplastia tiene una incidencia de 0,95 con par metal-metal, y del 0,76 en el par metal-polietileno no existiendo diferencias significativas. Lo habitual es no recomendar el par metal-metal en mujeres de edad fértil ya que las pequeñas partículas metá-

licas podrían atravesar la placenta pudiendo producir alteraciones teratogénicas⁴⁴. Así el probable efecto de las partículas de desgaste en los fetos en formación motiva que la única contraindicación establecida para los sistemas metal contra metal sea en las mujeres en edad gestacional, aunque también hay evidencia de que la placenta es capaz de filtrar dichas partículas⁴. Aun así las nuevas generaciones de articulaciones metal contra metal pueden ser opciones adecuadas para los pacientes jóvenes o con actividades físicas más exigentes⁴³.

Otro problema es la amplia variación a la hora de medir los niveles de cromo en plasma, glóbulos rojos o suero siendo más óptimo medir los niveles en sangre entera. Y es que además el Cromo tiende a acumularse más en los glóbulos rojos por lo que los niveles plasmáticos o séricos no reflejan la exposición total en sangre, en consecuencia el análisis en sangre permite estimar mejor la exposición sistémica a iones metálicos que el análisis de plasma o suero aislado^{32,34}.

Se ha demostrado que los controles sanos tienen un nivel sérico medio de cobalto de 0,24 µg/l (mediana, 0,23 µg/l; rango 0,08 a 0,50 µg/l) y un nivel sérico medio de cromo de 0,28 µg/l (mediana, 0,29 µg/l; rango 0,06 a 0,93 µg/l)³².

Por otro lado es difícil definir un nivel seguro de iones metálicos en pacientes con un reemplazo total de cadera metal-metal. Niveles de cobalto o cromo en sangre de 7 ppb (µg/l or ng/ml) pueden considerarse como valor medio en estos implantes. Por debajo de este nivel el daño es menos probable y parece que existe menor riesgo de fracaso del implante. Por encima de este nivel, los pacientes requieren una observación más cercana y pueden requerir cirugía de revisión si se correlaciona con una mala evolución clínica y radiológica²¹. Si bien se han observado niveles más altos de iones metálicos en el corto plazo después del implante, durante la fase inicial, los niveles elevados han persistido aún en el momento del seguimiento a largo

plazo. Se han documentado bien los niveles elevados de iones metálicos después de artroplastia total de cadera metal-metal, así en un estudio comparativo de artroplastias totales con cabezas de 28 y 36 mm se demuestra que los niveles de ión metal en sangre son similares a los publicados en otras investigaciones con implantes de resuperficialización de cadera³. Pero todavía no se conocen con claridad sus efectos, además, hay controversia respecto de la contribución del diámetro del componente a los niveles de iones metálicos y es importante destacar que la mayor parte de la evidencia publicada proviene de estudios sobre resuperficialización de cadera metal-metal³⁴. Sin embargo el nivel de iones metálicos no ha mostrado correlacionarse con la edad, ni con los resultados funcionales⁴⁵, ni con la osteolisis periprotésica³².

El patrón y el tipo de inflamación observados en el tejido obtenido de sitios de prótesis totales de cadera con componentes metal-metal son muy diferentes de los de los tejidos obtenidos de sitios de prótesis totales de cadera con superficies de contacto metal-polietileno¹². Una característica prominente asociada con el fracaso de superficies de contacto metal-metal es la infiltración perivascular de linfocitos, cuya implicación clínica aún no se conoce con claridad^{12,57}. Se ha sugerido una respuesta inmunológica⁵⁷, así como la posibilidad de osteolisis temprana secundaria a un tipo de hipersensibilidad retardada al metal^{7,32,39,44}.

Y es que **también la hipersensibilidad**, como factor de fracaso del implante, se puede presentar en aquellos pacientes que son susceptibles, ya que los iones actúan como antígenos que activan el sistema inmune (linfocitos T). El níquel sería el metal que más produce esta hipersensibilidad, seguido del cobalto y del cromo. La prevalencia de hipersensibilidad en portadores de prótesis de cadera con par metal-metal se estima en 2/10.000. Con el riesgo añadido de ser implante de larga duración pudiendo existir la probabilidad de desarrollar una

hipersensibilidad retardada⁴⁴, como ya se ha indicado.

Según lo referido hasta aquí el par metal-metal está indicado para los pacientes más jóvenes, que no sean mujeres en edad fértil, con una función renal conservada. No se recomienda en ancianos ni en pacientes con antecedentes de hipersensibilidad a los metales. A esto se une que los implantes metálicos con unas ciertas geometrías interactúan con los campos magnéticos cuando los pacientes son observados mediante la técnica de resonancia magnética causando calentamiento e incluso movimiento de los implantes. Otro problema secundario es la posibilidad de generación de artefactos en las imágenes que se producen y que pueden deteriorar el procedimiento de diagnosis.

Recientemente se ha observado el resurgimiento de los **sistemas de resuperficialización, resurfacings, o revestimiento**, en los cuales se retira únicamente el cartílago desgastado de la cabeza femoral y se conserva el cuello y el núcleo de la cabeza sobre la cual se coloca un implante, generalmente cementado, que únicamente reviste y reemplaza la porción articular de la cabeza femoral funcionando sobre el cuello femoral natural y con un diámetro externo muy cercano al de la cabeza femoral original. El acetábulo de revestimiento es obligadamente de tipo metal contra metal. Es de paredes delgadas (de 4-6 mm de espesor) y cuenta en su interior con una articulación metal contra metal de cromo-cobalto de última generación y en su exterior, una capa de recubrimiento poroso de titanio con o sin hidroxiapatita para la osteointegración. Tiene la ventaja de ser el sistema más conservador en el fémur proximal, que en caso de fallar se puede revisar a un sistema de vástago femoral primario. La tecnología de revestimiento actual sólo es posible con diseños metal contra metal^{25,36}. Como inconveniente es que todavía no tenemos estudios a largo plazo sobre esta técnica, las prótesis de superficie actuales tienen un

periodo de seguimiento entre doce y catorce años y si nos ciñésemos a los modelos actuales de entre 9-10 años.

Aunque la mayoría de los informes de chirridos en la artroplastia total de cadera se han centrado en los pares de cerámica, **los chirridos pueden ocurrir en los pares metálicos** y pueden ser una complicación clínica importante a considerar durante el seguimiento del paciente. Así en un estudio retrospectivos sobre diez pacientes con chirridos en implantes de resuperficialización con rangos de 45 grados \pm 10 grados de inclinación en componente acetabular (mediana 48 grados) con un seguimiento mínimo de 6 meses y una media de 52 meses se encontró que el promedio de inicio de los efectos de chirridos fue de 11 meses, con un rango de 3 a 22 meses, empezando a chirriar después de la actividad de flexión o periodos prolongados de pie. Concluyéndose que la mayoría de los pacientes con chirridos de la cadera de resurfacings no parecen tener una reacción adversa o complicación clínica después de 6 años. Los chirridos de cadera de resurfacings es un episodio de corta duración que podría no estar claramente relacionada con la inclinación del componente acetabular o incidir en la disminución de la satisfacción del paciente¹⁶. Y en un estudio con grandes diámetros metal metal se sugiere que al aclaramiento radial del par incide en reducir la película de lubricante con aumento de la fricción y un aumento de la incidencia de chirridos⁵.

Luego para terminar, los pares metal-metal actuales que están teniendo éxito clínico es gracias a:

- La composición química óptima del material.
- La introducción de mejoras continuas en su procesamiento.
- La fabricación precisa de los componentes. Con poca y óptima holgura o aclaramiento radial y baja rugosidad superficial.
- Un diseño ergonómico de la prótesis.

BIBLIOGRAFIA

- 1 **Affatato S, Spinelli M, Zavalloni M, Leardini W, Viceconti M.** Predictive role of the lambda ratio in the evaluation of metal-on-metal total hip replacement. *Proc Inst Mech Eng H.* 2008;222:617-28.
- 2 **Amstutz H, Grigoris P.** Metal on metal bearing in hip arthroplasty *Clin Orthop Rel Res* 1996, 329: 11-34.
- 3 **Antonoiu J, Zukor D, Mwale F, Minarik W, Petit A, Huk O.** Metal ion levels in the blood of patients after hip resurfacing. A comparison between 28 and 36 millimeter head metal-on-metal prostheses. *J Bone Joint Surg (Am).* 2008; 90-A (suppl 3):142-8.
- 4 **Brodner W, Grohs JG, Bancher-Todesca D, Dorotka R, Meisinger V, Gottsauner-Wolf F, et al.** Does the placenta inhibit the passage of chromium and cobalt after metal-on-metal total hip arthroplasty? *J Arthroplasty.* 2004; 19 Suppl 3: 102-6.
- 5 **Brockett CL, Harper P, Williams S, Isaac GH, Dwyer-Joyce RS, Jin Z, Fisher J.** The influence of clearance on friction, lubrication and squeaking in large diameter metal-on-metal hip replacements. *J Mater Sci Mater Med.* 2008; 19(4):1575-9.
- 6 **Brown SR, Davies WA, DeHeer DH, Swanson AB.** Long term survival of McKee-Farrar total hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 2002; 402: 157-63.
- 7 **Campbell P, Ebramzadeh E, Nelson S, Takamura K, De Smet K, Amstutz HC.** Histological features of pseudotumor-like tissues from metal-on-metal hips. *Clin Orthop Relat Res.* 2010; 68(9): 2321-7.
- 8 **Chan FW, Bobyn JD, Medley JB, Krygier JJ, Tanzer M.** Wear and lubrication of metal-on-metal hip implants. *Clin Orthop Relat Res* 1999; 369; 10-24.
- 9 **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.
- 10 **Clarke IC, Good V, Williams P, Schroeder D, Anissian L, Stark A, Oonishi H, Schuldies J, Gustafson G.** Ultra-low wear rates for rigid-on-rigid bearings in total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng H.* 2000; 214: 331-47.
- 11 **Cordero Ampuero J.** Biomateriales. In: Manual SECOT de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Editorial Médica Panamericana 2003: 42-52.
- 12 **Davies AP, Willert HG, Campbell PA, Learmonth ID, Case CP.** An unusual lymphocytic perivascular infiltration in tissues around contemporary metal-on-metal joint replacements. *J Bone Joint Surg Am.* 2005; 87: 18-27.
- 13 **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.
- 14 **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.
- 15 **Dowson D, Jin M.** Metal-on-metal hip joint tribology. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 2006; 220 (2): 107-118.
- 16 **Esposito C, Walter WL, Campbell P, Roques A.** Squeaking in metal-on-metal hip resurfacing arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 2010 ; 468(9): 2333-9.
- 17 **Ferrández Portal L.** Actualizaciones en Cirugía Ortopédica y Traumatología. Ed. Masson 2003: 7.
- 18 **Fisher J, Hu XQ, Stewart TD, Williams S, Tipper JL, Ingham E, Stone MH, Davies C, Hatto P, Bolton J, Riley M, Hardaker C, Isaac GH, Berry G.** Wear of surface engineered metal-on-metal hip prostheses. *J Mater Sci Mater Med.* 2004; 15: 225-35.
- 19 **Fisher J, Hu XQ, Tipper JL, Stewart TD, Williams S, Stone MH, Davies C, Hatto P, Bolton J, Riley M, Hardaker C, Isaac GH, Berry G, Ingham E.** An in vitro study of the reduction in wear of metal-on-metal hip prostheses using surface-engineered femoral heads. *Proc Inst Mech Eng H.* 2002; 216: 219-30.
- 20 **Fisher J, Ingham E, Stone MH, Wroblewski BM, Barbour PSM, Besong AA, Tipper JL, Matthews JB, Firkins PJ, Nevelos AB, Nevelos JE.** Wear and debris generation in artificial hip joints. In: *Reliability and Long-term Results of Ceramics in Orthopaedics.* Stuttgart-New York, Thieme 1999; 79-81.
- 21 **Gallart X, Marín O.** Información y asesoramiento para cirujanos ortopédicos: árbol de decisiones ante un paciente portador de prótesis con par fricción metal-metal. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología.* Elsevier Doyma 2011; Volumen 55 (1): 67-9
- 22 **Goldsmith AA, Dowson D, Isaac GH, Lancaster JG.** A comparative joint simulator study of the wear of metal-on-metal and alternative material combinations in hip replacements. *Proc Inst Mech Eng H.* 2000; 214: 39-47.
- 23 **Groover MP.** Fundamentos de manufactura moderna: Materiales, procesos y sistemas. Prentice-Hall Hispanoamericana SA 1997: 88-108.
- 24 **Heisel C, Streich N, Krachler M, Jakubowitz E, Kretzker P.** Characterization of the running-

- in period in total hip resurfacing arthroplasty: an in vivo an in vitro metal ion analysis. *J Bone Joint Surg (Am)* 2008; 90-A (suppl 3):125-33.
- 25 **Ilizaliturri Sánchez VM, Mangino Pariente G, Camacho Galindo J.** Tratamiento quirúrgico de la osteoartritis en la cadera: Actualidades en artroplastia total de cadera. *Reumatol Clin.* 2007; 3 (3): 57-62.
 - 26 **Isaac GH, Thompson J, Williams S, Fisher J.** Metal-on-metal bearings surfaces: materials, manufacture, design, optimization, and alternatives. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006; 220: 119-33.
 - 27 **Jacobsson SA.** 20 year results of McKee-Farrar versus Charnley prosthesis. *Clin Orthop Rel Res* 1996; 329: s60-68.
 - 28 **Jin ZM.** Analysis of mixed lubrication in metal-on-metal hip joint replacements. *Proc Instn Mec Engrs.* *J Eng in Med;* 216: 85-9.
 - 29 **Jin ZM, Medley JB, Dowson D.** Fluid film lubrication in artificial hip joints. Edited by: Dowson D, Priest M, Dalmaz G, Lubrecht AA. In: *Tribological Research and Design for Engineering Systems, Proceedings of the 29th Leeds-Lyon Symposium on Tribology. Session VII Bio-tribology (1)- Hip and knee joints.* Elsevier B.V.2003; Vol 41: 237-56.
 - 30 **Kato K, Adachi, K.** Wear mechanisms. In: *Modern Tribology Handbook: Principles of tribology.* Vol. 1. CRC Press 2001; Vol. 1 (7); 273-300.
 - 31 **Lee R, Essner A, Wang A.** Tribological considerations in primary and revision metal-on-metal arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 2008; 90 -A (3): 118-24.
 - 32 **Malviya A, Ramaskandhan J, Holland JP, Lingard EA.** Artroplastia total de cadera metal-metal. *The journal of bone and joint surgery* 2010.
 - 33 **McNie CM, Dowson D.** The Effect of Radial Clearance on Lubrication in a metal on metal joint tested in a Hip Joint Simulator. In: *Thinning Films and Tribological Interfaces.* Elsevier Science BV 2000: 341-5.
 - 34 **Merritt K, Brown SA.** Release of hexavalent chromium from corrosion of stainless steel and cobalt-chromium alloys. *J Biomed Mater Res.* 1995; 29: 627-33.
 - 35 **Milosev I, Trebse R, Kovac S, Cör A, Pisot V.** Survivorship and retrieval analysis of Sikomet metal-on-metal total hip replacements at a mean of seven years. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88: 1173-82.
 - 36 **Nishii T, Sugano N, Miki H, Takao M, Koyama T, Yoshikawa H.** Five years results of metal-on-metal resurfacing arthroplasty in Asian patients. *J Arthroplasty.* 2007; 22: 176-83.
 - 37 **Oehy J, Rieker C.** Información Científica Metasul: Articulación metal-metal Zimmer 2005: 1-30
 - 38 **Park S, McKellop H, Lu B, Chan F, Chiesa R.** Wear morphology of metal-on-metal implants: Hip simulator tests compared with clinical retrievals. *Alternative bearing surfaces in total joint replacement.* ASTM STP 1346, 1998: 129-43.
 - 39 **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.
 - 40 **Reinisch G, Judmann KP, Lhotka C, Lintner F, Zweymüller KA.** Retrieval study of uncemented metal-metal hip prostheses revised for early loosening. *Biomaterials,* Vol 24 (6); 2003; 1081-91.
 - 41 **Reinisch G, Judmann KP, Pauschitz A.** Hip Simulator Testing. In: *Basics of Ceramic Components in Hip Arthroplasty.* *Biomaterials* 2001: 25-31.
 - 42 **Saikko V, Ahlroos T, Caloni O, Keränen J.** Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbon. *Biomaterials* 2001; 22; 1507-14.
 - 43 **Saito S, Ryu J, Watanabe M, Ishii T Saigo K.** Midterm results of Metasul metal-on-metal total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006; 21: 1105-10.
 - 44 **Sánchez Gutiérrez SJ, Mardomingo Alonso A.** Implantes articulares: Principios generales. Pares de fricción. In: *Manual del residente de COT. Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología SECOT 2009.* Tomo 2; 23.
 - 45 **Savarino L, Granchi D, Ciapetti G, Cenni E, Greco M, Rotini R, Veronesi CA, Baldini N, Giunti A.** Ion release in stable hip arthroplasties using metal-on-metal articulating surfaces: a comparison between short- and medium-term results. *J Biomed Mater Res A.* 2003; 66: 450-6.
 - 46 **Schmalzried TP, Peters PC, Maurer BT, Bragdon CR, Harris WH.** Long-duration metal-on-metal total hip arthroplasties with low wear of the articulating surfaces. *J Arthroplasty* 1996; 11: 322-31.
 - 47 **Scholes SC, Unsworth A.** Comparison of friction and lubrication of different hip prostheses. *Proc Inst Mech Eng H.* 2000; 214: 49-57.
 - 48 **Scholes SC, Unsworth A.** The tribology of metal-on-metal total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006; 220: 183-94.
 - 49 **Sharma S, Vassan U, Bhamra MS.** Metal-on-metal total hip joint replacement: a minimum follow-up of five years. *Hip Int.* 2007; 17: 70-7.
 - 50 **Sieber HP, Rieker CB, Köttig P.** Analysis of 118 second-generation metal-on-metal retrieved hip implants. *J Bone Joint Surg Br.* 1999; 81: 46-50.
 - 51 **Silva M, Heisel C, Schmalzried TP.** Metal-on-metal total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2005; 430: 53-61.
 - 52 **Smith SL, Dowson D, Goldsmith AA.** The effect of femoral head diameter upon lubrication and wear of metal-on-metal total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng H.* 2001; 215:161-70.
 - 53 **Smith SL, Dowson D, Goldsmith A, Valizadeh R, Colligon JS.** Direct evidence of lubrication.

- tion in ceramic-on-ceramic total hip replacement. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science 2001 (3);Volume 215, 265-268.
- 54 Tipper JL, Firkins PJ, Ingham E, Fisher J, Stone MH, Farrar R.** Quantitative analysis of the wear and wear debris from low and high carbon content cobalt chrome alloy used in metal on metal hip replacements. *J Mat Sci: Mat Med* 1999; 10; 353-62.
- 55 Tuke M, Gareth S, Roques A, Hu X, Taylor A.** Design considerations and life prediction of metal-on-metal bearings: The effect of clearance. *J Bone Joint Surg* 2008; 90-A(3): 134-41.
- 56 Wang A, Yue S, Bobyn JD, Chan FW, Medley JB.** Surface characterization of metal on metal hip implants tested in a hip simulator. *Wear* 1999; vol. 225-229; 708-715.
- 57 Willert HG, Buchhorn GH, Fayyazi A, Flury R, Windler M, Köster 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.
- 58 Williams S, Isaac G, Hatto P, Stone MH, Ingham E, Fisher J.** Comparative wear under different conditions of surface-engineered metal-on-metal bearings for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004;19 (8 Suppl 3):112-7.