

Discusión sobre resultados de Desgaste en los Materiales Friccionales de Prótesis de Cadera: Superficie Dura sobre Dura

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

La comparativa de desgaste entre los pares friccionales nos permite posicionar en grado de menor a mayor desgaste volumétrico los diferentes pares de fricción protésicos, tal que presentan mayor desgaste volumétrico los de superficie dura sobre blanda frente a los de dura sobre dura. Particularmente y ordenados de mayor a menor capacidad de generación de debris tenemos en primera posición el par UHMWPE-metal (CoCr), en segunda posición el par UHMWPE-Alúmina, en tercera posición el metal-metal (CoCr) y en cuarta y última el Alúmina-Alúmina, según lo reportado por la bibliografía^{18,19}.

En concreto los pares friccionales de superficie dura sobre dura, tal es el caso de los pares metal-metal (CoCr) y Alúmina-Alúmina muestran, ambos, bajos ratios de desgastes volumétrico. Muy bajos, comparativamente con los otros dos tipos de pares friccionales de superficie blanda contra dura; UHMWPE-metal y UHMWPE-Alúmina todo ello conforme a lo publicado en la bibliografía científica^{1,4,18,19} dada la prevalencia de mayor desgaste en los pares cuyos cotilos son de UHMWPE.

En el desgaste evidenciado en los cotilos blandos o de UHMWPE, este da lugar a menor desgaste volumétrico cuando interactúan contra las cabezas femorales protésicas de cerámica (alúmina) frente a cabezas femorales protésicas metálicas, tal como se indica en lo publicado por Saikko et al.²⁸, Jin et al.¹⁸, Kaddick et al.¹⁹ y otros investigadores^{1,4}.

En lo relativo a las curvas de desgaste volumétrico, que se observan

a través de las pérdidas gravimétricas, podemos destacar diferencias importantes entre los dos subgrupos de pares friccionales, es decir el subgrupo de pares de superficie blanda sobre dura y el subgrupo de pares de superficie dura sobre dura. Es importante observar la similitud existente entre las curvas de desgaste de los pares de UHMWPE-metal y UHMWPE-cerámica (subgrupo de superficie blanda contra dura) y los pares de fricción Metal-Metal o Cerámica-Cerámica (subgrupo de superficie dura contra dura). Podemos ver la comparativa entre la Figura 1, Figura 2 y Figura 3

Además, para relacionar o efectuar una mejor comparativa entre investigaciones, o estudios científicos no sólo debe mencionarse los resultados en cuanto a desgaste volumétrico, por pérdida gravimétrica o de peso, (mm^3 por millón de ciclos año) sino la tasa o factor de desgaste, que da la proporcionalidad del desgaste volumétrico frente a la carga media a que ha sido sometido el par fricción protésico durante el recorrido total de prueba. Esto es, el factor de desgaste k medido en milímetros cúbicos de desgaste dividido por el producto del recorrido total efectuado por la

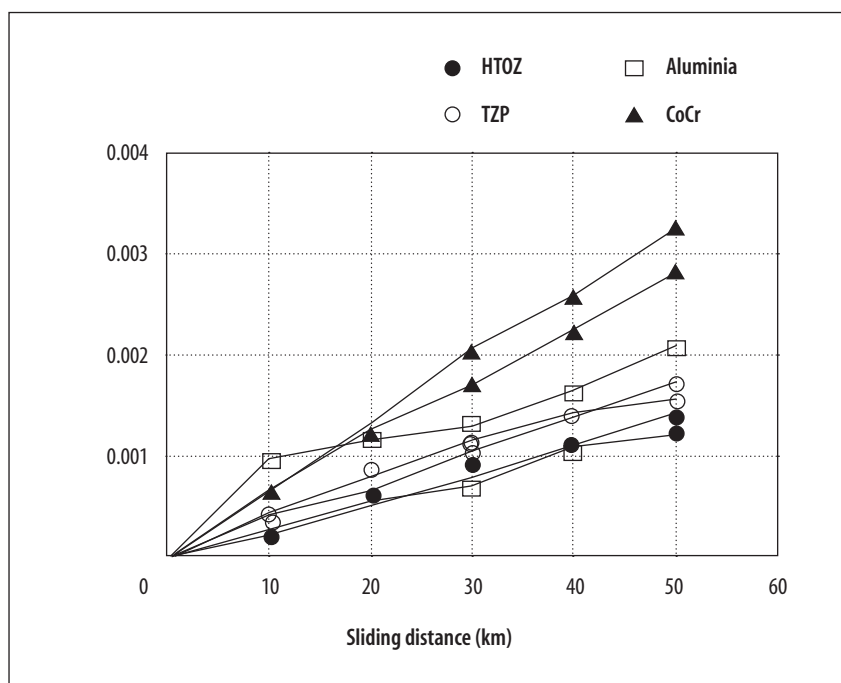


Figura 1
Pérdida de peso del UHMWPE frente a la distancia de desplazamiento en máquina PIN-ON-DISK, contra cabeza de CoCr, Alúmina, Itria de zirconia (Tetragonal policristalino zirconia) y Hydroxyapatite and titanium on zirconia (HTOZ).
Fuente: Elsevier BV 2003.

prótesis en metros y por la fuerza de la carga en Newton a que ha sido sometido en el periodo de simulación ($\text{mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$). Factor de importancia en cualquier discusión porque es un ratio o factor que da una medida relativa y comparativa respecto a otros estudios que varíen en carga de trabajo y ciclos de simulación.

Respecto a los resultados de los valores de desgaste obtenidos, en los pares de fricción metal-metal bibliografía reportada por Jin et al.¹⁸ aporta intervalos de desgaste, mediante pruebas con tribómetros y prótesis explantadas, que 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 $\text{mm}^3/10^6$ ciclos.

Investigadores como Fisher et al.¹³ también reportan en los pares metal sobre metal tasas de desgaste volumétrico de 1 $\text{mm}^3/10^6$ ciclos.

Kaddick et al.¹⁹ mostraron, en pruebas in vitro con simulador, bajos ratios de desgaste volumétrico en pares con aleaciones de Cromo Cobalto con cabeza femorales protésicas de 28 mm. Así el desgaste total medio volumétrico obtenido se situó en 3,141 mg por millón de ciclos con equivalencia de pérdida volumétrica de 0,38 $\text{mm}^3/\text{año}$.

Otros estudios, de Firkins et al.¹⁴ y Goldsmith et al.¹⁵, con simuladores de prótesis de cadera han mostrado en los pares metal-metal, que estamos comentando, ratios de desgaste entre 0,5 y 1 $\text{mm}^3/10^6$ ciclos.

Greenwald et al.¹⁶ reporta desgastes volumétricos para el par Metal sobre metal de 0,88 $\text{mm}^3/\text{año}$ y otros investigadores, como Saikko et al.²⁹, estudiando el desgaste de los implantes de superficies dura en este caso los pares de cerámica-cerámica, reportaron un intervalo de los factores de desgaste entre $1\cdot 10^{-8}$ $\text{mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ y $6\cdot 10^{-8}$ $\text{mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ en bibliografía científica¹⁸. Este intervalo es importante, puesto que como sabemos, se reportan intervalos de desgaste vo-

lumétrico coincidentes en amplios rangos entre ambos pares de superficies duras¹⁸ (como el metal-metal y alúmina-alúmina) y esto nos permite extrapolar esta similitud para mantener la, misma comparativa con los factores de desgaste ($\text{mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$) reportados por la bibliografía y los estudios clínicos¹⁸.

Además investigadores como Kaddick et al.²⁰ y como Clarke et al.⁸ en simulaciones de pares de superficies dura han puesto de manifiesto que el desgaste en la copa acetabular es mayor que en la cabeza femoral. En concreto, el estudio de Clarke et al.⁸ muestra un desgaste de la copa del 60% respecto a la cabeza, pero se trata de pares de cerámica. Sin embargo en los pares metal-metal determinados estudios como los realizados por Kaddick et al.¹⁹ los pares de metales de aleaciones Cromo Cobalto con alto contenido de carbono mostraron un desgaste gravimétrico para la cabeza femoral protésica de 1,570 mg por millón de ciclos y de 1,571 mg por millón de ciclos para el cotilo es decir casi el mismo desgaste del 50% entre cabeza protésica y cotilo.

Vemos también para este par que las curvas de desgaste definen las dos fases principales enunciadas dentro de la bibliografía^{11,21,31,36}. Estas fases enunciadas en otros estudios para este tipo de pares, constan de una fase inicial de desgaste relativamente alto, que puede durar entre 0,5 y $2\cdot 10^6$ 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^{6,32} siendo producida por el llamado efecto de autopulido de las superficies de contacto duras, como es el caso del metal-metal^{5,15}. 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^{15,22}.

En investigaciones desarrolladas por Firkins et al.¹² se diferenció la fase inicial (running-in) de mayor desgaste de la fase estable o de equilibrio (steady state) y los pares metal sobre metal (CrCoCr) mostraban una tasa de desgaste de $3,09 \pm 0,46$ mm^3 por millón de ciclos (Mc) en el primer Mc o fase inicial, que luego se redujo o pasó a una tasa constante de desgaste volumétrico de $1,23 \pm 0,5$ mm^3/Mc en la fase de equilibrio. Por otro lado, la literatura científica de Timmerman et al.³⁴ aporta rangos de desgaste volumétrico en la fase running-in desde 0,956 mm^3/Mc hasta 2,462 mm^3/Mc y en la fase Steady-State rangos desde 0,039 mm^3/Mc a 0,88 mm^3/Mc ., ver el tipo de perfil similar de las curvas de desgaste en la Figura 2 y Figura 3.

Como hemos expuesto y se traduce de diversos estudios en esta discusión nombrados, los sistemas metal-metal (en base a aleaciones Cromo Cobalto) y los pares cerámica contra cerámica (Alúmina-alúmina) son los que menos desgaste presentan, ya que son los que proporciona mejor lubricación y menor generación de partículas. Sin embargo también se sabe que uno de los principales problemas que presentan los materiales metálicos es la corrosión debido al contacto del metal con el fluido corporal salino y 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. En el caso de prótesis metálicas, estas tienen tendencia a la corrosión, aunque lenta^{9,10}. Además aunque generan menos partículas por su menor desgaste el tamaño de las partículas es menor y en consecuencia la reacción autoinmune es menos intensa y al ser las partículas de menor tamaño, estas pasan con más facilidad a los canales linfáticos, esto conviene tenerlo en cuenta dado que el riesgo de carcinogénesis y teratogénesis aunque no se conoce exactamente para el par metal-metal (CoCr) pero puede suponer consecuencias

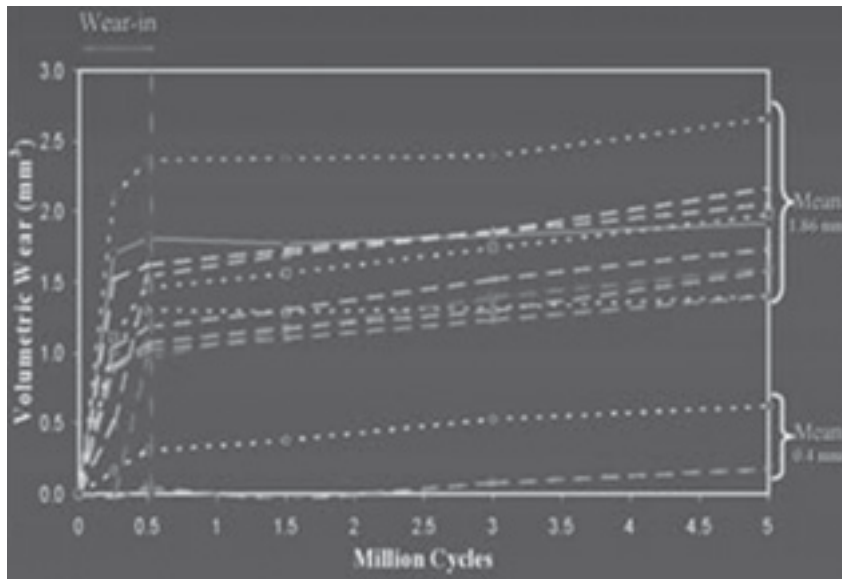


Figura 2
Desgaste Par metal-metal. Curvas tipo.
Fuente: McKellop HA, 2000;

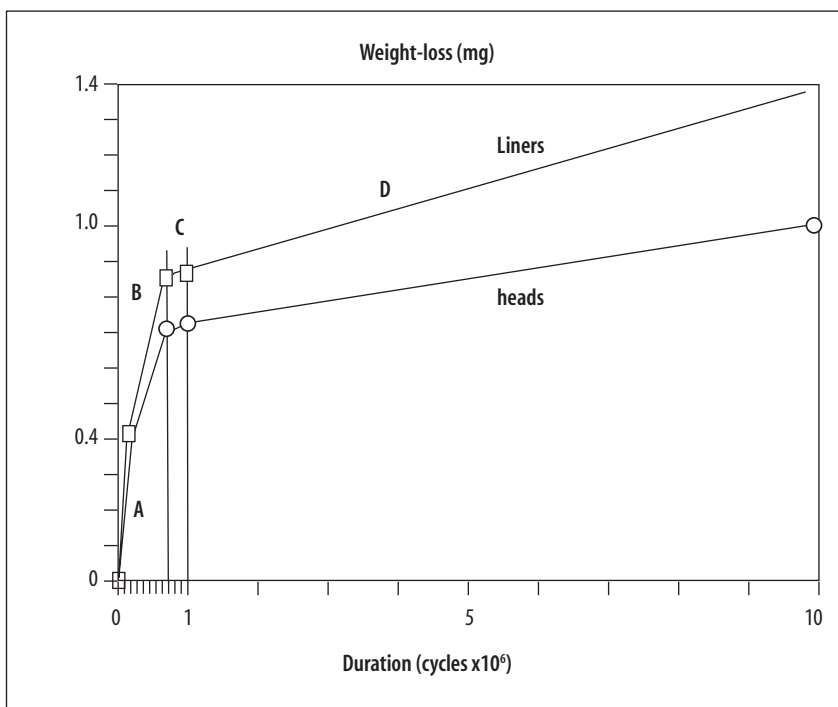


Figura 3
Fases de desgaste Run-in y Steady-state para Biolox-forte™.
Fuente: Thieme 2002

de probable riesgo de cáncer²³. Lo habitual es no recomendar el par metal-metal en mujeres de edad fértil ya que las pequeñas partículas metálicas podrían atravesar la placenta pudiendo producir alteraciones teratogénicas³¹. Así el probable efecto de las partículas de desgaste en los fetos en formación, motiva que la única contraindicación genéricamente 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 partículas³.

Aun así, las nuevas generaciones de articulaciones metal contra metal son opciones adecuadas para los pacientes jóvenes o personas que busquen actividades físicas más exigentes³⁰, aunque teniendo en cuen-

ta los pacientes con alteraciones renales dado el problema planteado de la liberación de iones metálicos³¹ así como los posibles efectos de hipersensibilidad retardada. Y es que también la hipersensibilidad, es un factor de fracaso del implante, que se puede presentar en aquellos pacientes que son susceptibles, ya que los iones actúan como antígenos que activan el sistema inmune (linfocitos T). Siendo el níquel 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 retardada³¹.

Respecto a los resultados de los valores de desgaste obtenidos, en los pares de fricción Alúmina-Alúmina normalmente y comparativamente, los sistemas cerámica contra cerámica son los que menos desgaste presentan, ya que son los más hidrófilos, los que proporcionan mejor lubricación y menor generación de partículas. Además las partículas de desgaste son mejor toleradas por el organismo. La fricción de los sistemas cerámica contra cerámica es muy similar a la de los sistemas metal contra metal. Sin embargo el principal riesgo de estas articulaciones es la posibilidad de fallo catastrófico por fractura de la cerámica. Tales roturas son más probables en prótesis implantadas con angulaciones o rotaciones inadecuadas que producen contacto entre el borde de la copa y el cuello protésico femoral^{17,24,35}. El desgaste de la alúmina es principalmente debido a sus granos y está directamente relacionado con sus propiedades físico-químicas, (humectabilidad, dureza), calidad (tamaño del grano), el diseño de los implantes (esfericidad, acabado de la superficie, "de espacio libre u holgura") y a la posición de los implantes².

Bibliografía reportada por Jin et al.¹⁸ aporta intervalos de desgaste para este tipo de par friccional

comprendido entre 0,05 y 1 mm³/año. Sin embargo Clarke et al.⁷ observa tasas de desgaste clínico de las recuperaciones contemporáneas de reemplazos protésicos totales de cadera de par de alúmina contra alúmina desde 0,1 hasta 3,6 mm³/año en un periodo de simulación de 5·10⁶ ciclos.

Kaddick et al.¹⁹, en otro estudio, reporta un desgaste gravimétrico (mg por millón de ciclos) de 0,089 mg por millón de ciclos como desgaste total en dicho par friccional Alúmina-alúmina, de la marca BioloX Forte©, con cabezas de 28 mm, equivalente a 0,0224 mm³/año y desgaste gravimétrico de 0,086 mg por millón de ciclos, en pares de la marca BioloX Delta©, pero con diámetro de la cabeza femoral protésica de 22 mm, equivalente a 0,0217 mm³/año. Sin embargo Greenwald et al.¹⁶ reporta desgastes volumétricos para el par Cerámica sobre cerámica de 0,04 mm³/año.

Clarke et al.⁸, en un experimento con pares de alúmina BioloX© y cabeza femoral de 28 mm durante un periodo de desgaste de 1 a 14,4 millones de ciclos, en simulador orbital con copa invertida y oscilación de carga de 0,2-2 kN, con una frecuencia de 1 Hz en medio lubricante de suero bovino observó un desgaste de 1 mm³, para un periodo equivalente a 10 años de actividad física desarrollada por un paciente tipo operado de artroplastia total de cadera; es decir un ratio de desgaste de 0,1 mm³/año (millón de ciclos).

Por otro lado, también Saikko et al.²⁹ estudiando el desgaste de los implantes de alúmina-alúmina en simulador circular pin-on-disk (CTPOD, circularly translating pin-on-disc) observó que el mecanismo de desgaste dominante fue la abrasión leve y el factor de desgaste lo situaron entre 1·10⁻⁸ mm³/N·m y 6·10⁻⁸ mm³/N·m que además son valores de desgaste similares al que sabe que ocurre clínicamente en alúmina-alúmina prótesis total de cadera²⁹.

También Smith et al.³³ probaron cabezas de 28 mm de alúmina-alú-

mina en simulador de cadera MkII Durham durante cinco millones de ciclos con un 25% de suero bovino como lubricante, midiendo gravimétricamente el desgaste y reportando tasas de desgaste y desviación estándar de las copas de alúminas de 0,097±0,039 mm³/10⁶ ciclos, no reportando el desgaste de las cabezas femorales al ser muy bajo el desgaste en estas.

Sin embargo investigadores como Kaddick et al.²⁰ y como Clarke et al.⁸ han puesto de manifiesto, en este tipo de pares, que el desgaste en la copa acetabular es mayor que en la cabeza femoral.

También Kaddick et al.¹⁹ en otro estudio reporta un desgaste gravimétrico (mg por millón de ciclos) mucho menor en cabezas femorales de alúmina (BioloX Forte© de 28 mm y BioloX Delta© de 22 mm) frente a cotilo del mismo material tanto en cabezas de 28 mm como de 22 mm, con un desgaste de las cabezas protésicas del 5,7% frente al desgaste total del par, para las primeras, y de un 16,28% frente al desgaste total, para las segundas. Sin embargo, y en concreto, en el estudio de Clarke et al.⁸ se muestra un desgaste de la copa del 60% respecto a la cabeza.

Autores como los nombrados, Clarke et al.⁸, minoran el efecto que tiene el "clearance" o aclaramiento radial sobre el desgaste en este tipo de par friccional.

Vemos en este caso también para este par que las curvas de desgaste definen las dos fases principales enunciadas dentro de la bibliografía^{11,21,31,36}. Estas fases también enunciadas en otros estudios para este tipo de pares, constan de una fase inicial de desgaste relativamente alto, que puede durar 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^{6,32}. Así se considera que las superficies de contacto 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^{15,22}.

Además las curvas gravimétricas de desgaste por diferencia de peso indicadas en la literatura científica (Reinisch et al.²⁶, Clarke et al.⁸) y Kaddick et al.²⁰) son congruentes y en general para los pares de superficie dura tanto alúmina-alúmina de este apartado como los de superficie metálica nombrado anteriormente, ver Figura 3.

Estudios de desgaste de la fase runnig-in en pares estándar de alúmina a través de modelos de simulación fue realizado por Oonishi et al.²⁵, así el desgaste desde la fase runnig-in a la de equilibrio fue estudiado "in vitro" en implantes de cadera con cabezas protésicas de 28 mm de alúmina-alúmina utilizando suero bovino como lubricante. Los implantes de BioloX© se simularon en un periodo de 5,7 millones de ciclos y los implantes Bioceram© se probaron a 14,4 millones de ciclos. Estas prótesis mostraron una tasa de desgaste alta del orden de 1,2 mm³/Mc (millones de ciclos) durante aproximadamente 0,17 Mc. En general, después del intervalo de los 0,7 Mc, y antes de la fase de rodaje apareció la evolución curvilínea, que se asimila a una fase lineal promedio de 0,3 mm³/Mc. Luego de 0,7 a 1 Mc de duración se dio la tendencia a la transición de la fase de estado estacionario. Clarke et al.⁸ también describe esta fase informando en su estudio de un desgaste volumétrico medio durante su run-in (0-0,7 Mc) de 0,51 mm³/Mc.

También en las investigaciones desarrolladas por Firkins et al.¹² se diferenciaba la fase inicial (run-in) de mayor desgaste de la fase estable o de equilibrio (steady state). Así los pares alúmina sobre alúmina mostraron una tasa de desgaste de 0,12 mm³ por millón de ciclos (Mc) en el primer millón de ciclos o fase inicial, que luego se redujo a una tasa constante de desgaste de 0,05 ± 0,02 mm³/Mc en la fase de equilibrio.

En todo lo visto podemos decir que una buena medida es universalizar el factor de desgaste (mm^3/Nm) frente al desgaste volumétrico (mm^3 por millón de ciclos o años) nos permite una mejor medida comparativa²⁷ de cada par tipo o experimento in vivo o in vitro puesto que ya de por sí las variables son múltiples en las investigaciones sobre desgaste de los pares friccionales protésicos (en particular de cadera), esto parece actualmente implementado en los pares de superficie blanda contra dura, sin embargo en los pares de superficie dura (Metal-metal o Alúmina-alúmina) los estudios no se manejan de forma generalizada con este tipo de ratio, que no permiten extrapolar y comparar de forma directa y clara los resultados de cada investigación.

De estas discusiones, y las referidas en artículo anterior sobre las diversas investigaciones de pares de superficie blanda sobre dura, podemos sacar las siguientes conclusiones:

1. Las pruebas de simulación de desgaste bajo idénticas condiciones experimentales contrastan el mejor comportamiento frente al desgaste de los pares CoCr y de Alúmina frente a los pares con cotilo de UHMWPE y por lo tanto estos tienen una menor capacidad para generar volumen de debris que disparen reacciones osteolíticas.
2. Los pares de superficie blanda sobre dura testados muestran cuasi similar comportamiento frente al desgaste volumétrico, al igual que entre los pares de superficie dura contra dura, pero estos últimos muestran un comportamiento excepcionalmente bajo frente al desgaste.
3. Se obtienen reducciones, a considerar, de la tasa o factor de desgaste de los pares UHMWPE-Alúmina frente a los pares muestrales tipo UHMWPE-CoCrMo y esto es clínicamente destacable en la toma de decisiones, también clínicas, dado

que minimizan la aceleración del desgaste y la liberación de debris que potenciaría las reacciones osteolíticas.

4. Las copas acetabulares de los pares Alúmina contra alúmina, aun siendo de idéntico material y sometidos a idénticas condiciones de carga, suelen soportar generalmente mayor desgaste los cotilos frente a las cabezas protésicas.
5. En razón a los esfuerzos por definir un método común de evaluación y permitir mejores comparativas de los resultados de desgaste de los diferentes pares friccionales en el mercado, sería deseable que la literatura científica adoptase la tasa o factor de desgaste ($\text{mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$) como ratio más idóneo frente a la ratio de desgaste gravimétrico (mg por millón de ciclos) o volumétrico (mm^3 por millón de ciclos). Esto también ayudaría, al especialista clínico, a valorar de forma más objetiva sus elecciones de implantes.

BIBLIOGRAFIA

- 1 **Ahloos T.** Effect of Lubricant on the Wear of Prosthetic Joint Materials. *Acta Polytechnica Scandinavica, Mechanical Engineering* 2001, N° 53.
- 2 **Bizot P, Nizard R, Sedel L.** Le couple alumine-alumine dans les prothèses totales de hanche. De la théorie à la pratique. *Maîtrise Orthopédique* 2002; n°111.
- 3 **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.
- 4 **Calonius O.** Tribology of Prosthetic Joints. Validation of Wear Simulation Methods. *Acta Polytechnica Scandinavica, Mechanical Engineering* 2002; N° 159: 1-62
- 5 **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.
- 6 **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.
- 7 **Clarke IC, Green D, Williams P, Donaldson T, Pezzotti G.** US perspective on hip simulator wear testing of BIOLOX® delta in severe test modes. In: *Bioceramics and alternative bearings in joint arthroplasty. Ceramics in Orthopaedics* 2006. Session 6; 189-205.
- 8 **Clarke IC, Williams PA, Shishido T, Good V, Oonishi, Gustafson A.** Hip Simulator Validation of Alumina THR Wear-rates for Run-in Steady-state Wear Phases. In: *Bioceramics in Joint Arthroplasty.* Thieme 2002; 20-6.
- 9 **Cordero Ampuero J.** Biomateriales. In: *Manual SECOT de Cirugía Ortopédica y Traumatología.* Editorial Médica Panamericana 2003: 42-52.
- 10 **Cordero Ampuero J, Forriol Campos F.** Biomateriales y sustitutos óseos. In: *Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología 2ª ed.* Editorial Médica Panamericana 2010; Tomo I: 35-40.
- 11 **Ferrer Giménez C, Amigó Borrás V.** Tecnología de materiales. Editorial Universidad Politécnica de Valencia 2003: 155-61.
- 12 **Firkins PJ, Tipper JL, Ingham E, Stone MH, Farrar R, Fisher J.** A novel low wearing differential hardness, ceramic-on-metal hip joint prosthesis. *Journal of Biomechanics* 2001; 34 (10): 1291-8.

- 13 **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.
- 14 **Firkins P, Tipper J, Ingham E, Stone M, Farrar R, Fisher J.** Influence of simulator kinematics on the wear of metal-on-metal hip prostheses. *Proc Inst Mech Eng H: J Eng Med* 2001; 215(1): 119-21.
- 15 **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.
- 16 **Greenwald AS, Garino JP.** Alternative bearing surfaces: the good, the bad, and the ugly. *J Bone Joint Surg Am* 2001; 83-A, Suppl 2 Pt 2: 68-72.
- 17 **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.
- 18 **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.
- 19 **Kaddick C, Pfaff HG.** Results of Hip Simulator Testing with Various Wear Couples. In: *Bioceramics in Joint Arthroplasty.* Thieme 2002; 16-20.
- 20 **Kaddick C, Pfaff HG.** Wear study in the alumina-zirconia system. In: *Bioceramics in Hip Joint Replacement.* In: *Bioceramics in Joint Arthroplasty.* Thieme 2002; 20-6.
- 21 **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.
- 22 **Malviya A, Ramaskandhan J, Holland JP, Lingard EA.** Artroplastia total de cadera metal-metal. *The journal of bone and joint surgery, incorporated* 2010.
- 23 **Miller MD.** Ortopedia y traumatología. Revisión sistemática + Expert Consult. ELSEVIER 2009; 5ª ed.: 310-59.
- 24 **Min BW, Song KS, Kang CH, Bae KC, Won YY, Lee KY.** Delayed fracture of a ceramic insert with modern ceramin total hip replacement. *J Arthroplasty* 2007; 22: 26-31.
- 25 **Oonishi H, Clarke IC, Good V, Amino H, Ueno M.** Alumina hip joints characterized by run-in wear and steady-state wear to 14 million cycles in hip-simulator model. *J Biomed Mater Res A.* 2004; 70 (4): 523-32.
- 26 **Reinisch G, Judmann KP, Pauschitz A.** Hip Simulator Testing. In: *Basics of Ceramic Components in Hip Arthroplasty.* Biomaterials 2001: 25-31.
- 27 **Saikko V.** A hip wear simulator with 100 test stations. *Proc. IMechE Vol. 219 Part H: J. Engineering in Medicine* 2005; 309-18
- 28 **Saikko V, Ahlroos T, Calonius O, Keränen J.** Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbon. *Biomaterials* 2001; 22: 1507-14.
- 29 **Saikko V, Keränen J.** Wear simulation of alumina-on-alumina prosthetic hip joints using a multi-directional motion pin-on-disk device. *Journal of the American Ceramic Society* 2002; Vol 85 (11): 2785-91.
- 30 **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.
- 31 **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.
- 32 **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.
- 33 **Smith SL, Unsworth A.** An in vitro wear study of alumina-alumina total hip prostheses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 2001; vol 215 (5): 443-6.
- 34 **Timmerman I, Amstutz H.** Frequently asked. Questions metal-on-metal articulation and wear. *Wright Medical Technology* 2005.
- 35 **Toran MM, Cuenca J, Martínez AA, Herrera A, Thomas JV.** Fracture of a ceramic femoral head after ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006; 21: 1072-3.
- 36 **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.