

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

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

Cada vez se avanza más deprisa dentro del campo de las prótesis de cadera, siendo entre otros factores fundamentales; el diseño de estas, los materiales usados y la técnica quirúrgica. El diseño tribológico afecta a los implantes protésicos de cadera primaria, y en concreto, el desgaste de los pares de fricción núcleo cotileo-cabeza femoral, al éxito o fracaso temporal de una prótesis adecuada a cada paciente.

Particularmente, los ratios de desgaste, como indicadores de las partículas de desgaste o debris de los implantes, nos informan del riesgo de reacciones adversas y que puede conducir a una pérdida sustancial de hueso alrededor del implante y por consiguiente a la distensión de la fijación. Por ello, esto muchas veces requiere una operación de revisión, en la que se sustituye el implante suelto con una prótesis de revisión conllevando operaciones de revisión complicadas, caras, y con resultados a veces inciertos.

La preocupación por el desgaste de materiales empleados en los pares de fricción y sus consecuencias sobre la calidad de vida, en especial vinculados a los parámetros de dolor, movilidad y marcha, y que pueden afectar a la longevidad de los implantes protésicos.

Para ello evaluar el desgaste “in vitro” mediante simulación mecánica o tribómetro y comprobar la correlación entre el desgaste de cada par-fricción-tipo empleado en el ámbito clínico y su respuesta también clínica es fundamental.

Sobre todo porque la artroplastia total de cadera primaria se ha vuelto una intervención de prime-

ra necesidad y en constante demanda dado el incremento y longevidad poblacional. Esto conlleva ser más eficiente en políticas de gasto sanitario y por lo tanto acertar en el implante a utilizar en la práctica quirúrgica habitual. Máxime en este periodo de crisis que solicita de los profesionales que se reinventen y que con menos se logre más, sin someter al paciente a diferencias en su calidad de vida, más bien al contrario.

En los estudios de desgaste “in vitro” mediante tribómetros se considera, en general, adecuado periodos de simulación por encima de los cinco años ya que estudios con periodos de duración menores que $5 \cdot 10^6$ ciclos (años) hacen difícilmente perceptible la fase de steady-state⁶, particularmente en pares de superficies duras. Además, también es interesante puesto que la supervivencia de las artroplastias a los 10 años es del 90%³¹ y sabiendo que un periodo de simulación igual a 10 millones de ciclos (10^7 ciclos) equivalente a 10 años de vida útil de la prótesis in vivo.

Habitualmente el simulador de desgaste o tribómetro más común y universalmente usado es el “PIN-ON-DISC”, el cual consiste en desplazar la muestra a una velocidad constante mientras se le aplica una fuerza perpendicular con un punzón cuya punta de contacto es un pin del material elegido. El punzón está unido al extremo de un brazo balanceado sobre el cual se aplica la carga instalada en un soporte móvil. Veamos una representación esquemática de este tipo de tribómetro en la siguiente Figura 1.

Existen otros más sofisticados que de forma paulatina intentan asimilar su operativa a las condiciones reales que soportaría una prótesis de cadera “in vivo”. Es generalmente aceptado que el lubricante se conforme en 500 mL en base a 33% de suero bovino y 67% de agua ionizada, o similar con carga de proteína de bovino, cambiando el lubricante por lo menos cada 5 millones de ciclos, tal como recomienda la norma^{15,16} ISO 14242.

Sabemos que los desgastes obtenidos con simuladores es una aproximación a la realidad de lo que ocurre con cada par fricción y por lo tanto permiten comparar el resultado obtenido in vitro con la experiencia clínica y así llegar a conclusiones que de otro modo no serían posible salvo con la limitación muestral que dan los estudios con prótesis explantadas⁴⁴. Y es que los estudios de desgaste in vitro permiten evaluar el comportamiento frente al desgaste de la prótesis de

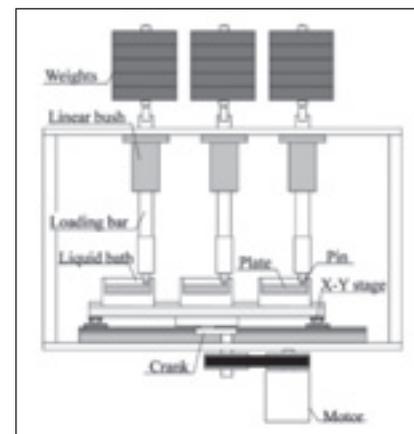


Figura 1

Representaciones esquemáticas del principio de pin-on-disc en test de desgaste o tribómetros.

Fuente: Sawae Y. Imperial College Press 2009.

cadera total, controlando los parámetros deseados y más importantes en la investigación. Evidentemente estos resultados in vitro son además objeto de comparación clínica verificando su validez.

Hay evidencia de que el debris del desgaste de esta combinación puede llevar a un eventual fallo de la prótesis. Sin embargo cuando existen altos volúmenes asistenciales de los cirujanos y de los hospitales se da vinculación con menores riesgos de revisión^{17,24,28}, es decir, cirujanos con mucha experiencia tienden a comunicar tasas de revisión muy bajas, independientemente de la elección del implante. De cualquier manera, la posibilidad de mayor riesgo de complicaciones o fracasos, de cualquier tipo de revestimiento usado en el par fricción, como consecuencia de alineación acetabular inapropiada o choque del cuello femoral sirve como recordatorio de que las mejoras de las características de desgaste, también en cualquier tipo de par fricción elegido, no son un sustituto de una técnica quirúrgica sólida¹⁷.

Sabemos que el debris del desgaste generado en la superficie articular protésica entra en el tejido periprotésico donde se dispara un mecanismo de defensa en la células del hueso. El resultado final es la resorción ósea osteoclástica, que lleva a la osteolisis y al aflojamiento de final de la prótesis^{32,47,48}. Pero no sólo es importante el volumen de las partículas de desgaste, de mayor tamaño en los polietilenos^{42,48}, sino también el rango del tamaño de las mismas^{9,10,13,14,18,49}. En este sentido determinadas investigaciones han demostrado que el rango de tamaño de partículas comprendido entre 0,2 y 7 μm puede desencadenar también respuesta inmune con reacción osteolítica^{9,10,13,14,18,49}. Y es que los componentes de los implantes protésicos pueden generar micropartículas en un rango de tamaño de 1-10 μm y nanopartículas en el rango de 10 hasta 1.000 nm 25, incluso en el UHMWPE se han reportado partículas de talla nanométrica no sólo en estudios in

vitro con simuladores sino en tejido periprotésico^{27,43}.

La comparativa de desgaste entre los pares friccionales nos permiten 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^{19,23}.

En concreto los pares friccionales de superficie dura sobre dura, tal es el caso de los pares metal-metal 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^{1,5,19,23} 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 (CoCr), tal como se indica en lo publicado por Saikko et al.³⁸, Jin et al.¹⁹, Kaddick et al.²³ y otros investigadores^{1,5}.

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).

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 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 la temperatura de trabajo, no suele ser necesario un excesivo control si la temperatura del medio lubricante no aumenta por encima de 40°, lo cual es factible manteniendo el volumen adecuado de lubricante³⁸ (de 500 mL) y el cual permite la convección del calor con el medio a temperatura ambiente, siguiendo además la recomendación de evitar la degradación del medio lubricante por uso. Y es que se dan complicaciones a temperaturas de 37°C o superior por aparición del fenómeno de la desnaturalización prematura de las proteínas contenidas en el suero del lubricante, con el consiguiente precipitado de componentes, consiguiendo evitar además el uso de antibióticos por la proliferación de microorganismos³⁵.

Respecto a los resultados de los valores de desgaste obtenidos, **en los pares de fricción UHMWPE-metal**, Saikko et al.³⁸ informa-

ron de sus resultados de media de desgaste en las copas acetabulares de UHMWPE contra CoCr con ratios de desgaste gravimétricos de 56,4 mg por millón de ciclos frente a una carga estática de 1kN con frecuencia de 1 Hz usando cabezas de 28 mm. El resultado obtenido en dicha investigación mostró como factor de desgaste un valor de $1,76 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ y en otra investigación³⁷ se mostró un factor de desgaste de $1,8 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$. Estos valores de los factores de desgaste variaron, según diversos estudios^{37,38,39} desde $1,6 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ para polietileno de ultra alto peso molecular cruzados, a valores de $1,9 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ para el irradiado con rayos gamma y del modelo fabricado como GUR 1020.

Otros estudios aportados por Joyce et al.^{20,21} muestran valores de la tasa de desgaste de $1,1 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$, así como Rieker et al.³⁴ reporta un valor de $1,5 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ frente a Mazzuco et al.²⁹ que nos informa de un rango de valores comprendidos entre $0,3 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ y $1,8 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ en sus investigaciones.

Saikko et al.³⁶ también en otras investigaciones comparaba dos diferentes simuladores usando el mismo tipo de UHMWPE y la misma carga contra cabezas de CoCr, con suero bovino como medio lubricante, observando ratios de desgaste por pérdida de peso o gravimétricos, de 11 mg frente a 22 mg por millón de ciclos según el tipo de simulador usado, concluyendo además que el tipo de la forma del recorrido afectaba al desgaste, tal que el recorrido circular dio lugar al doble de desgaste que el recorrido elíptico simulado. Esto es interesante tenerlo en cuenta, no solo a nivel clínico sino en las investigaciones de este perfil. Y es que este tipo de estudio nos dan idea, independientemente de la carga, del por qué un paciente muestra ratios de desgaste clínicos diferentes y que puede ser debido al tipo de actividad desarrollada o el tipo de marcha propia del paciente³. Otras de sus investigaciones³⁶, sin embargo, informaron

de un ratio de desgaste 23 mg por millón de ciclos frente a cabezas de CoCr.

También Wang et al.⁴⁵ en otro estudio, mostró ratios de desgaste gravimétricos del orden de 20 a 35 mg por millón de ciclos ($21,39$ a $37,43 \text{ mm}^3/\text{año}$) y en más investigaciones, Wang et al.⁴⁶, encontraron ratios de desgaste de 40 mg por millón de ciclos, para cabezas femorales de CoCr de 32 mm.

En términos de máximo volumen se ha sugerido que el total de desgaste volumétrico del UHMWPE por encima de 600 mm^3 se asocia con el fallo total del reemplazo articular de cadera. Así para un caso particular de un cotilo que genera típicas partículas de UHMWPE de 0,5 mm con un volumen de desgaste de $30 \text{ mm}^3/\text{año}$ tendríamos una ecuación que generaría 40.000 partículas por paso²⁰.

Por otro lado Kaddick et al.²³ observaron, en sus investigaciones de desgaste del polietileno UHMWPE (irradiado con rayos gamma en ausencia de aire) contra cabezas de CoCr de 28 mm, un desgaste volumétrico de 70,62 mg

por millón de ciclos (aproximadamente un desgaste volumétrico de $75 \text{ mm}^3/\text{año}$). Desgaste algo mayor que quizás pudo verse afectado por el tipo de esterilización del material y la carga usada (3kN).

Sin embargo la bibliografía de Jin et al.¹⁹ aporta intervalos de desgaste para este tipo de par friccional comprendido entre 30 y $100 \text{ mm}^3/\text{año}$, para estudios in vitro e in vivo.

Y las referencias de desgaste para el UHMWPE reportadas a través de la norma ASTM F732-00 muestran un rango de desgaste de $40\text{-}130 \text{ mm}^3/\text{año}$ tal como se describe en bibliografía²⁰, sin embargo en este caso la carga máxima aplicada estaba en 3,5 kN.

Edidin et al.⁸ reportaron, significativos ratios de desgaste, 90 mm^3 por millón de ciclos para copas acetabulares de UHMWPE con cabezas femorales de 28 mm.

Greenwald et al.¹¹ reporta desgastes volumétricos para el par UHMWPE sobre metal de $55,71 \text{ mm}^3/\text{año}$. Hall et al.¹² en un estudio, sobre ciento veintinueve componentes acetabulares de UHMWPE obtenidos tras cirugía de

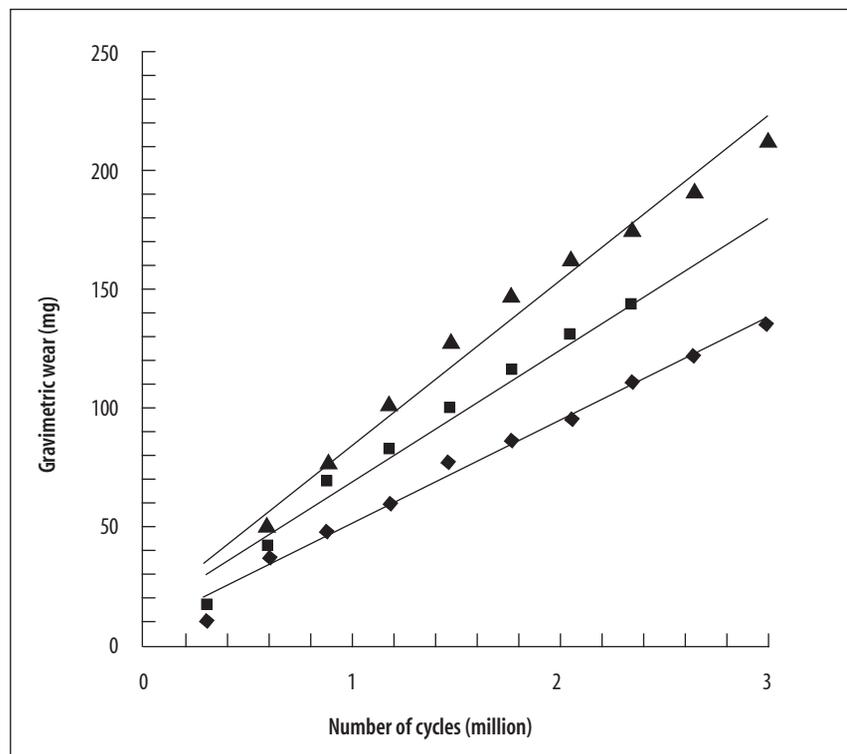


Figura 2
Variación del desgaste gravimétrico en copas acetabulares de polietileno contra cabezas de CoCr.
Fuente: Biomaterials 2001.

revisión, valoraron un volumen de desgaste de $55 \text{ mm}^3/\text{año}$, valor que coincide con un factor de desgaste de $2,1 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$. Y como vemos el factor de desgaste pondera o permite comparar de mejor manera las diferentes y diversas investigaciones sobre desgaste.

Además las curvas gravimétricas de desgaste por diferencia de peso indicadas por Saikko et al.³⁸, por Sawae⁴⁰ y por Joyce et al.²¹ son congruentes entre sí y en general mantienen un perfil similar, ver Figura 2.

Respecto a los resultados de los valores de desgaste obtenidos, en los pares de fricción UHMWPE-Alúmina Saikko y Ahlroos en similares estudios comparativos³⁷ confrontaron el desgaste de los polietilenos usados en las copas acetabulares de Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE) contra la alúmina (Al_2O_3) y contra el acero inoxidable, usado en cabezas femorales protésicas. Para ello utilizaron un simulador circular Pinon-Disk sometido a carga constante de 70,7 N y durante toda la prueba estaban lubricados en suero bovino, obteniendo como resultado factores de desgaste de 1,44 veces más cuando se usaba el metal frente a la cerámica como cabezas femoral protésica, tal que observaron factores de desgaste de $1,6 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ del UHMWPE cuando fricciónaba contra la Alúmina, frente a factores de desgaste de $2,3 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ del UHMWPE con las cabezas de acero inoxidable.

En otra investigación, Semlitsch et al.⁴¹, a través de un estudio clínico, comprobó que la media de desgaste volumétrico del UHMWPE contra cabezas femorales de alúmina era un 50% más bajo que contra cabezas femorales de aleación metálica CoCr, también Saikko et al.³⁸ comunican que la media del ratio de desgaste gravimétrico fue un 14% más baja con el uso de cabezas femorales de alúmina frente a las cabezas protésicas de metal (CoCr), razonando este mejor comportamiento por la disminución de la abrasión al usar cabezas cerámicas,

y en relación con lo comprobado en investigaciones³⁸ en cuanto a que la fricción del polietileno contra la alúmina, en un medio de suero bovino, es un 25% más baja que contra la aleación CoCr.

También hay resultados contradictorios sobre la tasa de desgaste de la alúmina frente al polietileno, Devane et al.⁷, no muestra diferencias entre el comportamiento del ratio de desgaste volumétrico al usar un tipo u otro de cabeza femoral frente a este tipo de polietileno. Y en un estudio sobre prótesis recuperadas Bragdon et al.⁴ sugieren que las tasas de desgaste de alúmina-polietileno no son sustancialmente diferentes de metal-polietileno⁴. Sin embargo, Kusaba et al.²⁶ encontraron menor desgaste del polietileno contra la alúmina en comparación con las cabezas de CoCr de 32 mm^2 .

En la práctica clínica, también han sido los datos confusos sobre el desgaste de alúmina-polietileno a pesar de que en su mayoría muestran resultados alentadores²².

Esto no es baladí para la toma de decisiones clínicas, y están en la línea de las recomendaciones de otras investigaciones, Minakawa et al.³⁰ y Semlitsch et al.⁴¹, donde indican que las cabezas femorales de cerámicas frente a las metálicas son recomendables para minimizar el proceso de la aceleración del desgaste por partículas de tercer cuerpo, en particular contra cotillos de superficie blanda como es el UHMWPE.

Saikko et al. en otra investigación³⁸ sobre desgaste, informaron de los resultados en un tipo de simulador BRM (Biaxial Rocking Motion, ver figura Figura 3) que la media de desgaste en las copas acetabulares de UHMWPE contra alúmina daba ratios de desgaste de 48 mg por millón de ciclos frente a una carga estática de 1kN con frecuencia de 1 Hz usando cabezas de 28 mm. El resultado obtenido en dicha investigación como factor de desgaste dio un valor de $1,5 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ y en otra investigación³⁷, ya antes mencionada,

se mostró un factor de desgaste de $1,6 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$.

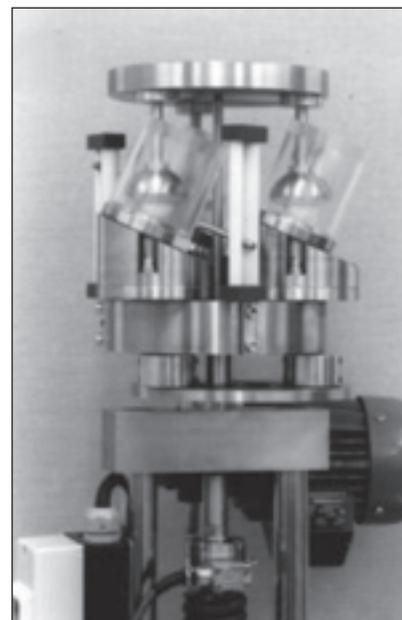


Figura 3
Tribómetro BRM (Biaxial Rocking Motion).
Fuente: Biomaterials 2001

Greenwald et al.¹¹ reporta desgastes volumétricos para el par UHMWPE sobre cerámica de $17,10 \text{ mm}^3/\text{año}$. También otras investigaciones³⁶ informaron de desgaste de 22mg/millón de ciclos para el UHMWPE frente a la cerámica de alúmina y de 23 mg/millón de ciclos frente a cabezas protésicas femorales de CoCr.

Kaddick et al.²³ mostraron en sus investigaciones ratios de desgaste del polietileno para el par Biolox Delta© frente al UHMWPE en desgaste gravimétrico de 16,08 mg por millón de ciclos y al usar Biolox Forte© ratios de desgaste de 26,57 mg por millón de ciclos, con cabezas femorales de 28 mm. Y también, otra bibliografía¹⁹ aporta intervalos de desgaste para este tipo de par friccional comprendidos entre 15 y $50 \text{ mm}^3/\text{año}$.

También las curvas gravimétricas de desgaste por diferencia de peso mostradas en los estudios de Saikko et al.³⁸, por Sawae⁴⁰ y por Joyce et al.²¹ son congruentes y similares en recorrido tal como se ve en el ejemplo de la Figura 4 y Figura 5.

En los estudios in vitro con el UHMWPE, lo cual es extrapolable a lo visto contra cabezas femorales metálicas y ahora contra cabezas femorales de cerámica, el recorrido o deslizamiento de la cabeza femoral sobre el núcleo del cotilo tiene impacto sobre el desgaste de las superficies en contacto, y particularmente se han realizado estudios, dado que el sentido de la fricción induce una determinada orientación molecular del material del polietileno que afecta al desgaste^{33,40}. Esto ha sido demostrado en experimentos de laboratorio con test de desgaste simulando formas diferentes movimientos de deslizamiento de las superficies friccionales protésicas, desde el movimiento lineal al elíptico². En este sentido hay estudios, “in vitro con tribómetros o simuladores, con el polietileno que indican que el tipo de carga es claramente menos interesante o tiene menos peso que el tipo de deslizamiento que simula el desgaste del par fricción³⁶. Así la forma asociada a la elíptica quizás dé una mejor aproximación al desgaste real en prótesis articulares de cadera⁴⁰, con cotilos de UHMWPE.

Así a modo de conclusiones podemos decir que las pruebas de simulación de desgaste bajo idénticas condiciones experimentales contrastan el comportamiento frente al desgaste de los pares discutidos. En este sentido los cotilos de UHMWPE frente a cabezas femorales de cerámica parecen tener una menor capacidad para generar volumen de debris que puedan dar lugar a disparar reacciones osteolíticas, aunque estos pares de superficie blanda sobre dura muestran cuasi similar comportamiento frente al desgaste volumétrico. 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.

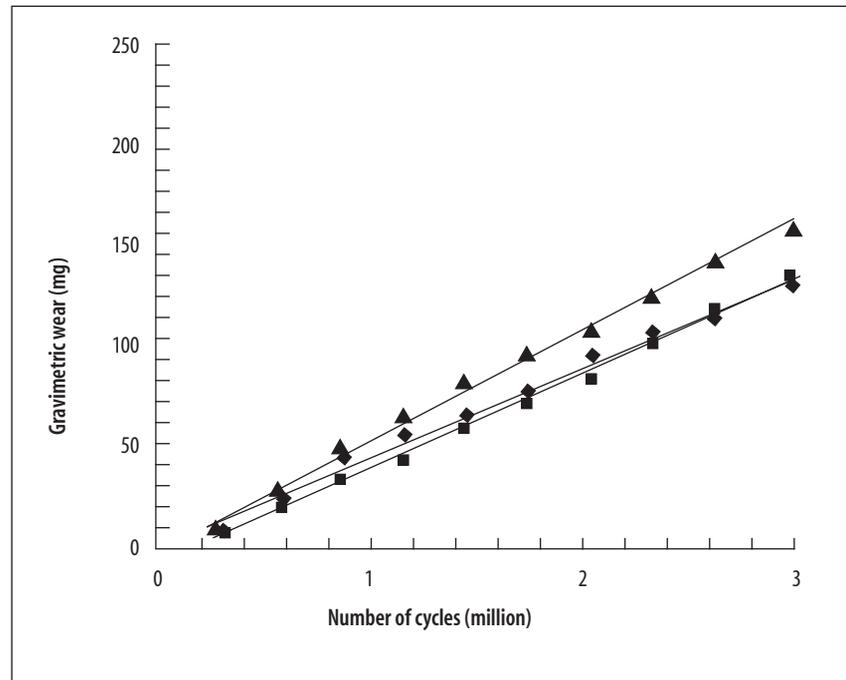


Figura 4
Variación del desgaste gravimétrico en copas acetabulares de polietileno contra cabezas de Alúmina.
Fuente: *Biomaterials* 2001.

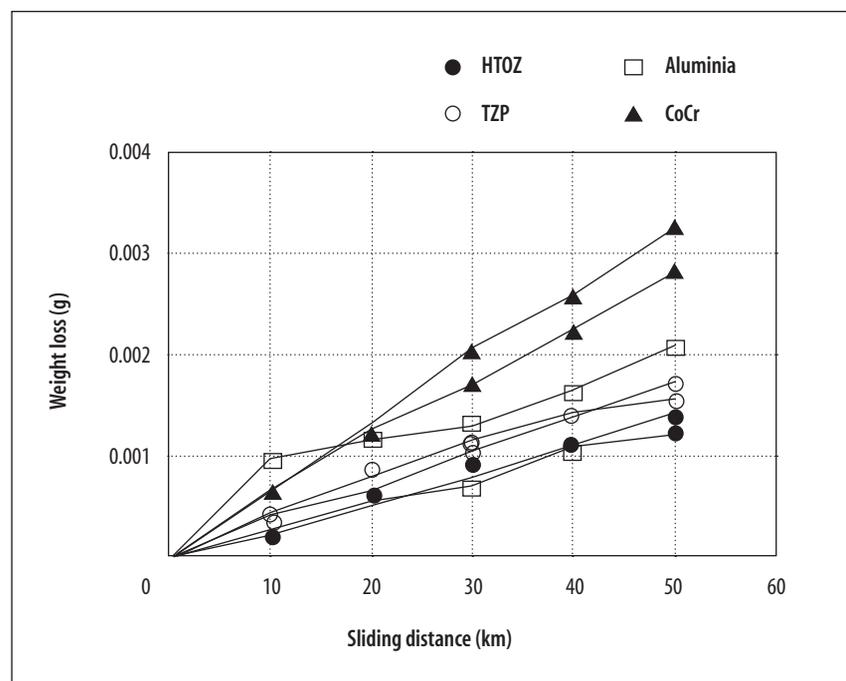


Figura 5
Pérdida de peso del UHMWPE frente a la distancia de desplazamiento en máquina PIN-ON-DISK, contra cabeza de CoCr, Alúmina, Itria de zirconia (Tetragonal policristalino zirconia) y Hydroxyapatite and titanium on zirconia (HTOZ).
Fuente: *Elsevier BV* 2003.

BIBLIOGRAFIA

- 1 **Ahluross T.** Effect of Lubricant on the Wear of Prosthetic Joint Materials. *Acta Polytechnica Scandinavica, Mechanical Engineering* 2001, N° 53.
- 2 **Barbour PS, Stone MH, Fisher J.** A hip joint simulator study using simplified loading and motion cycles generating physiological wear paths and rates. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine.* Sage Publications 1999; Volume 213 (6): 455-467.
- 3 **Bennett DB, Orr, JF, Baker R.** Movement loci of selected points on the femoral head for individual total hip arthroplasty patients using three-dimensional computer simulation. *Journal of Arthroplasty* 2000; Vol 15: 909-15.
- 4 **Bradon CR, Jasty M, Kawate K,** et al. Wear of retrieved cemented polyethylene acetabula with alumina femoral heads. *J Arthroplasty* 1997; 12(2):119-25.
- 5 **Calonius O.** Tribology of Prosthetic Joints. Validation of Wear Simulation Methods. *Acta Polytechnica Scandinavica, Mechanical Engineering* 2002; N° 159: 1-62
- 6 **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.
- 7 **Devane PA, Horne JG.** Assessment of polyethylene wear in total hip replacement. *Clin Orthop* 1999; 369: 59-72.
- 8 **Edidin AA, Kurtz SM.** The influence of mechanical behavior on the wear of four clinically relevant polymeric biomaterials in a hip simulator. *J Arthroplasty* 2000; 15: 321-31.
- 9 **García Cimbrello E.** Historia natural del componente acetabular en la prótesis de Charnley: Factores de riesgo. *Revista española de cirugía osteoarticular* 2000; 35, N° 201: 288-92.
- 10 **Goodman SB, Fornasier VL.** Clinical and Experimental Studies in the Biology of Aseptic Loosening of Joint Arthroplasties and the Role of Polymer Particles. In: *Particulate Debris From Medical Implants: Mechanisms of Formation and Biological Consequences.* ASTM 1992 : 27-37
- 11 **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.
- 12 **Hall RM, Unsworth A, Siney P, Wroblewski BM.** Wear in retrieved Charnley acetabular sockets. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H, Journal of engineering in medicine* 1996; 210(3): 197-207.
- 13 **Harris WH.** Aseptic loosening in total hip arthroplasty secondary to osteolysis induced by wear debris from titanium-alloy modular femoral heads. *J Bone Joint Surg* 1991; 73: 470-2
- 14 **Harris WH.** Osteolysis and particle disease in hip replacement. *Acta Orthop Scand* 1994; 65: 113-23
- 15 **ISO 14242-1.** Implants for surgery. Wear of total hip-joint prostheses. Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test; 2002.
- 16 **ISO 14242-2.** Implants for surgery. Wear of total hip-joint prostheses. Part 2: Methods of measurement; 2000.
- 17 **Jacobs CA, Christensen CP, Greenwald AS, McKellop H.** Reseña sobre conceptos actuales. Rendimiento clínico de los polietilenos altamente entrecruzados en la artroplastia total de cadera. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89: 2508-18.
- 18 **Jin ZM, Fisher J.** The influence of nominal contact stress on wear of UHMWPE for artificial joint replacements. *Proc. Of European Society form Biomaterials, 12th-14th sept 2001 London.* T38.
- 19 **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.
- 20 **Joyce T.** Biopolymer Tribology. In: *Polymer Tribology.* Imperial College Press 2009; 227-66.
- 21 **Joyce T, Unsworth A.** Wear studies of all UHMWPE couples under various bio-tribological conditions. *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics* 2004; 2: 29-34
- 22 **Jung YL, Kim SY.** Alumina-on-Polyethylene Bearing Surfaces in Total Hip Arthroplasty. *Open Orthop J* 2010; 4: 56-60.
- 23 **Kaddick C, Pfaff HG.** Results of Hip Simulator Testing with Various Wear Couples. In: *Bioceramics in Joint Arthroplasty.* Thieme 2002; 16-20.
- 24 **Katz JN, Losina E, Barrett J, Phillips CB, Mahomed NN, Lew RA, Guadagnoli E, Harris WH, Poss R, Baron JA.** Association between hospital and surgeon procedure volume and outcomes of total hip replacement in the United States Medicare population. *J Bone Joint Surg Am* 2001; 83: 1622-9.
- 25 **Kranz I, Gonzalez JB, Dörfel I, Gemeinert M, Griepentrog M, Klaffke D, Knabe C, Osterle W, Gross U.** Biological response to micron- and nanometer-sized particles known as potential wear products from artificial hip joints: Part II: Reaction of murine macrophages to corundum particles of different size distributions. *J Biomed Mater Res A.* 2009; 89(2): 390-401.
- 26 **Kusaba A, Kuroki Y, Kondo S, Hirose I, Ito Y, Shirasaki Y, Tateishi T, J Scholz.** Frictional torque and wear of retrieved hip prostheses: A comparison between alumina/PE and Co-Cr/PE

- prostheses. *J Long Term Eff Med Implants*. 2002; 12(1): 53–62.
- 27 **Lapcikova M, Slouf M, Dybal J, Zolotareva E, Entlicher G, Pokorny D.** Nanometer size wear debris generated from ultra high molecular weight polyethylene in vivo. *Wear* 2009; (266): 349–55.
- 28 **Losina E, Barrett J, Mahomed NN, Baron JA, Katz JN.** Early failures of total hip replacement: effect of surgeon volume. *Arthritis Rheum* 2004; 50: 1338–43.
- 29 **Mazzucco D, Spector M.** Effect of contact area and stress volumetric wear of ultrahigh molecular weight polyethylene. *Wear* 2003; 254: 514–22.
- 30 **Minakawa H, Stono MH, Wroblewski BM, Lancaster JG, Ingham E, Fisher J.** Quantification of third-body damage and its effect on UHMWPE wear with different types of femoral head. *J Bone and Joint Surg* 1998; 80B: 894–9.
- 31 National Institute for Clinical Excellence (NICE). Guidance on the selection of prostheses for primary total hip replacement. Technology appraisals guidance. London (United Kingdom); 2000.
- 32 **Oehy J, Rieker C.** Información Científica Metasul: Articulación metal-metal Zimmer 2005: 1–30.
- 33 **Pooley CM, Tabor D.** Friction and Molecular Structure: The Behaviour of Some Thermoplastics. *Proc. R. Soc. Lond. A* 1972; 329: 251–274.
- 34 **Rieker CB, Schaffner S, Schön R, Konrad R.** Bi-directional screening wear test with clinical validation. *J Bone Joint Surg Br* 2002; vol 84-B (19).
- 35 **Saikko V.** A hip wear simulator with 100 test stations. *Proc. IMechE Vol. 219 Part H: J. Engineering in Medicine* 2005; 309–18
- 36 **Saikko V, Ahlroos T.** Type of motion and lubricant in wear simulation of polyethylene acetabular cup. *Proc Inst Mech Eng H. Sage Publications* 1999; 213 (4): 301–10.
- 37 **Saikko V, Ahlroos T.** Wear simulation of UHMWPE for total hip replacement with multidirectional motion pin-on-disk device: Effects of counterface material, contact area, and lubricant. *J Biomed Mater Res Appl Biomater* 2000; vol 49: 147–54.
- 38 **Saikko V, Ahlroos T, Calonijs O, Keränen J.** Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbon. *Biomaterials* 2001; 22: 1507–14.
- 39 **Saikko V, Calonijs O, Keränen J.** Effect of counterface roughness on the wear of conventional and crosslinked ultrahigh molecular weight polyethylene studied with a multidirectional motion pin-on-disk device. *Journal of Biomedical Materials Research* 2001; Volume 57: 506–12.
- 40 **Sawae Y.** Effect of physiological factors on wear of UHMWPE for joint prosthesis. In: *Polymer Tribology*. Imperial College Press 2009: 195–226.
- 41 **Semlitsch M, Willert HG.** Clinical wear behaviour of ultra-high molecular weight polyethylene cups paired with metal and ceramic ball heads in comparison to metal-on-metal pairings of hip joint replacements. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 1997; Vol 211 (1): 73–88.
- 42 **Steinbeck MJ, Baxter RM, Freeman TA.** Pathophysiologic Reactions to UHMWPE Wear particles. In: *UHMWPE Biomaterials 2ª Ed.* Elsevier 2009.:341–50.
- 43 **Tipper JL, Richards L, Ingham E, Fisher J.** Characterization of UHMWPE Wear particles. In: *UHMWPE BIOMATERIALS HANDBOOK.* Elsevier 2009 2ª Ed.: 409–20.
- 44 **Villae JL, de Gracia J, Pérez Cid C, Caeiro JR.** Comportamiento del polietileno, en un simulador de cadera. *Rev Esp Cir Osteoart* 1997; 32: 162–168.
- 45 **Wang A, Polineni VK, Essner A, Stark C, Dumbleton JH.** Quantitative analysis of serum degradation and its effect on the outcome of hip joint simulator wear testing of UHMWPE. 25th Annual Meeting Transactions, Society for Biomaterials 1999.
- 46 **Wang A, Stark C, Dumbleton JH.** Mechanistic and morphological origins of ultra-high molecular weight polyethylene wear debris in total joint replacement prostheses. *J Eng Med* 1996; 210 (H3): 141–55.
- 47 **Willert HG, Semlitsch M.** Tissue reactions to plastic and metallic wear products of joint endoprostheses. In: *Total Hip Prostheses.* Hans Huber 1976: 205–39.
- 48 **Willert HG, Semlitsch M.** Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J Biomed Mater Res* 1997; 11 (2): 157–64.
- 49 **Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH.** Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. *Clin Orthop* 1990; 258: 95–107.