

# Tribología y materiales en pares friccionales cerámica-polietileno: prótesis de cadera

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

El polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) sigue siendo el material de mayor éxito usado en los cotilos frente a cabezas de superficies duras. El UHMWPE ha sido utilizado en una amplia gama de prótesis articulares desde que el Dr. Charnley introdujo por primera vez este componente acetabular de las prótesis de cadera y las características de desgaste del UHMWPE utilizado es ahora un factor de control para decidir la durabilidad y la supervivencia a largo plazo de las prótesis articulares artificiales.

La mayoría de los actuales implantes protésicos de cadera consiste en una cabeza femoral (Cromo-Cobalto) articulada sobre una copa acetabular de Polietileno de Ultra-Peso Alto Peso Molecular (UHMWPE), ver Figura 1.

Sin embargo podemos afirmar que el ciclo de vida de la copa de polietileno al menos se duplica con el uso de cabezas femorales de cerámica<sup>50</sup>, como la alúmina para el par UHMWPE-alúmina, ver Figura 2. Así las cabezas femorales de cerámicas son recomendables para minimizar el proceso de la aceleración del desgaste por partículas de tercer cuerpo<sup>42</sup>.

Luego la cerámica de alúmina se introdujo como una superficie friccional contra el polietileno en 1971 y como una alternativa a la del par metal-polietileno. Desde entonces, la cerámica de alúmina se ha utilizado en la artroplastia total de cadera con éxito durante más de 35 años. La alúmina de primera generación tiene una densidad baja, una microestructura muy gruesa, y ya en 1980 aparece la alúmina de

segunda generación que tiene un tamaño de micro grano reducido. A partir de 1990 la alúmina de tercera generación “forte” presenta una resistencia mecánica mejorada, tamaño de grano de microestructura más reducido y a prueba de carga, fabricada mediante el uso de prensado isostático en caliente. En el 2000 tenemos la cuarta generación

“delta”, con un material de alúmina con nueva matriz compuesta y con las propiedades del material mejorado<sup>35</sup>. Así las ventajas de la utilización de cerámica de alúmina como una superficie friccional en la artroplastia total de cadera están relacionadas con su dureza, capacidad de humectación, régimen de lubricación en película fluida, alto umbral



**Figura 1**  
Par metal-UHMWPE



**Figura 2**  
Par UHMWPE-Alúmina

de oxidación, resistencia a los arañazos y su alta biocompatibilidad<sup>35</sup>.

El UHMWPE como polietileno tiene las siguientes características y propiedades que se indican en la Tabla 1 y en su proceso productivo<sup>37</sup> se destacan las fases inicial a partir de la resina en polvo del etileno o barras de UHMWPE procediéndose a su fase de mecanizado que da lugar al cotilo acabado. Todo esto con varios tipos de resina usados para su fabricación<sup>37</sup> y que se exponen también en las Tabla 2, Tabla 3 y Tabla 4.

Podemos enumerar y resumir las ventajas y desventajas derivadas de los procesos de esterilización<sup>1,9,37,49</sup> en la Tabla 5 y los procesos de empaquetado<sup>37</sup> indicados en la Tabla 6. Y como en cualquier implante es importante la correcta alineación del componente acetabular para un óptimo rendimiento clínico<sup>3,4,18,46</sup>.

Por otro lado el efecto de las cabezas femorales grandes (cerámica o metal) se han vinculado con mayor desgaste de los revestimientos acetabulares del polietileno tradicional de ultra-alto<sup>6</sup> peso molecular, pero esta tendencia no parece trasladarse a los revestimientos de polietileno altamente entrecruzado<sup>17,26</sup>.

En los procesos de producción del polietileno altamente entrecruzado debemos alertar sobre el entrecruzamiento excesivo, como causa de un menor rendimiento clínico general, al disminuir algunas propiedades mecánicas, como la resistencia final a la tracción y la resistencia a la propagación de grietas por fatiga<sup>30</sup>. Relacionando además el menor desgaste de este tipo de polietileno con lo que algunas investigaciones han sugerido sobre que las partículas de 0,1 a 0,5 µm son más activas en términos biológicos que las partículas más grandes<sup>12,14</sup>.

En cuanto a los tipos de cabezas femorales cerámicas podemos decir que la alúmina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) y óxido de circonio (ZrO<sub>2</sub>) han sido ampliamente utilizados como superficies de rodamiento resistente a los arañazos contra el polietileno. Tanto las cabezas de alúmina, como las de

Propiedades	UHMWPE
Peso Molecular (10 <sup>6</sup> g/mol)	3,5 - 7,5
Temperatura de fusión (°C)	132 - 138
Poisson ratio	0,46
Peso específico	0,925 - 0,945
Módulo de elasticidad* (GRa)	0,5 - 0,8
Resistencia a la tracción* (MPa)	21 - 28
Resistencia a la tracción máxima* (MPa)	39 - 48
Alargamiento en rotura a la tracción* (%)	350 - 525
Resistencia al impacto. Izod* (J/m de 1ª clase; 3.175 mm espesor)	>1070 (Sin rotura)
Grado de cristalinidad (%)	39-75

**Tabla 1**  
Propiedades Física Medias del UHMWPE.  
Fuente: J Arthroplasty 2000.

Tipo resina	Fabricante	Peso Medio Molecular (10 <sup>6</sup> g/mol, según ASTM)
GUR 1020	Ticona	3,5
GUR 1050	Ticona	5,5 - 6

**Tabla 2**  
Peso molecular del UHMWPE.  
Fuente: Fabricante Ticona.

Propiedades	Requisitos
Resina	Tipo 1 y 2
Marca	GUR 1020 y 1050
Fabricante	Ticona Inc.
Ceniza, mg/kg (máximo)	125
Titanio (máximo ppm)	40
Aluminio (máximo ppm)	20
Calcio (máximo ppm)	5
Cloro (máximo ppm)	30

**Tabla 3**  
Requerimientos de las resinas para UHMWPE.  
Fuente: ASTM 648 / ISO 5834-1.

Material	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Resist. Tracción (MPa)	Tracción máxima (MPa)	Fallo al alargam. (%)
Extruido GUR 1020	935 ± 1	22,3 ± 0,5	53,7 ± 4,4	452 ± 19
Moldeado GUR 1020	935 ± 1	21,9 ± 0,7	51,1 ± 7,7	440 ± 32
Extruido GUR 1050	931 ± 1	21,5 ± 0,5	50,7 ± 4,2	935 ± 23
Moldeado GUR 1050	930 ± 2	21,0 ± 0,7	46,8 ± 6,4	373 ± 29

**Tabla 4**  
Diferencias físicas y mecánicas entre UHMWPE extruido y moldeado.  
Fuente: Elsevier 2009.

zirconia tienen una gran dureza y resistencia, que las hacen resistentes a los arañazos, y esto permite reducir el desgaste por abrasión<sup>35</sup>.

La resistencia a la fractura de óxido de circonio se presenta como casi el doble de la de alúmina. Esto, en el óxido de circonio

Proceso de esterilización	Dosis de radiación gamma
Gamma inerte	25 - 40kGy
Gas plasma	Ninguna
Óxido de etileno	Ninguna

**Tabla 5**

Procesos de esterilización actuales para los implantes UHMWPE.

Fuente: Elsevier 2009.

permite cabezas más pequeñas y más longitud de cuello que en la cerámica de alúmina sin aumentar el riesgo de fractura. Sin embargo, las cabezas de circonio no se han aceptado, clínicamente hablando, tan bien como las cabezas de alúmina<sup>43,48</sup>. Y es que puede darse en el medio in vivo una transformación de fase que puede ocurrir durante un período de diez años, apareciendo desprendimiento de grano, rugosidad, minoración de las propiedades de desgaste, y la aparición de un problema de fractura que ha sido relacionado con la fabricación, dando como resultado la retirada de las cabezas femorales de circonio en el mercado en año 2002<sup>21</sup>.

La baja resistencia a la fractura y el comportamiento elástico lineal demostrado por la cerámica la hacen propensa a la rotura por estrés. El riesgo de fractura de la cabeza de alúmina es bajo pero es necesaria una nueva intervención si se produce, y los resultados de la artroplastia de revisión de la fractura de la cabeza femoral de cerámica pueden comprometer la de revisión debido a la retención de fragmentos de cerámica, que se ha demostrado, incrementan el desgaste y pueden aumentar la osteolisis futura. Pacientes con sobrepeso y las reconstrucciones con longitudes de cuello más largo parecen estar en mayor riesgo. Teóricamente, las mejoras en el diseño de cono Morse y fabricación pueden minimizar o eliminar este problema<sup>35</sup>.

Clínicamente el riesgo de fractura de la cabeza de cerámica parece ser mayor en par cerámica-cerá-

Fabricante	Atmósfera de radiación gamma
Biomet	Argón y cuasi vacío sellado
DePuy Inc.	Cuasi vacío
Stryker Howmedica Osteonics	Nitrógeno
Zimmer Inc.	Nitrógeno

**Tabla 6**

Empaquetado usado en la esterilización por radiación gamma del UHMWPE.

Fuente: Elsevier 2009.

mica que en cerámica-polietileno. Willmann<sup>57</sup> informó sobre una tasa de fractura de 0,02% en 1,5 millones de cabezas desde 1974. Fritsch et al.(1996) analizaron durante el período 1974 a 1996, 4.341 prótesis con cabezas de cerámica de alúmina de las cuales 2.693 eran contra cotilo de cerámica de alúmina y 1.464 contra cotilo de polietileno<sup>15</sup>. Se informó sólo una fractura de una cabeza de cerámica de alúmina para el par cerámica de alúmina-polietileno y siete fracturas en alúmina-alúmina, estando cuatro fracturas relacionadas con un trauma directo, dos fracturas estaban relacionadas con la compresión del cuello y una se debía a la fatiga del material. Heisel informó sobre dos fracturas traumáticas de cabezas de alúmina contra polietileno en un estudio de 2.356 prótesis de cadera<sup>25</sup>. Otros informan sobre un tanto por ciento de rotura de estos componentes bastante bajo y del orden del 0.01% para el caso de cabezas femorales de alúmina frente a cotilo de polietileno<sup>20</sup>. En revisión de la literatura, se llega a la conclusión de que una fractura de la cabeza alúmina se puede prevenir mediante el uso de la combinación del par alúmina-polietileno<sup>35</sup>.

La **capacidad de humectación del material cerámico** es otra propiedad importante. Las cerámicas son más hidrofílicas y tienen una mejor lubricación y una menor fricción<sup>35</sup>.

Así tenemos las siguientes particularidades para este par:

- En estudios In vitro con simulador de prótesis de cadera de cerámica de alúmina-polietileno, la tasa de desgaste del polietileno contra cabeza de cerámica de alúmina fue menor que la de polietileno contra metal. Además, a volúmenes equivalentes de partículas, las partículas de alúmina, clínicamente hablando, mostraron ser menos tóxicas que las partículas de cromo-cobalto. La principal desventaja del uso de pares de alúmina-polietileno implica el riesgo de fractura de la cabeza de alúmina y su cirugía de revisión y desgaste por tercer cuerpo debido a transferencias metálicas que aumenten su rugosidad y que lleve a mayor desgaste del polietileno<sup>35</sup>.

Hay pocos estudios de prótesis de cadera de par alúmina-polietileno en simuladores. Saikko et al.<sup>47</sup> informó que la tasa media de desgaste contra cabezas de alúmina fue generalmente más baja que contra cabezas metálicas, usando un simulador de cadera con solución salina como lubricante, aunque algunos autores generan dudas sobre su extrapolación clínica<sup>47</sup>. Además, Clarke et al.<sup>8</sup> han reportado estudios de simuladores de cadera en suero bovino para el par alúmina-polietileno indicando un promedio de reducción del desgaste del 50% frente a los sistemas de metal-polietileno<sup>8</sup>. También hay resultados contradictorios sobre la tasa de desgaste de la alúmina frente al polietileno, así en un estudio sobre prótesis recuperadas Bragdon et al. sugieren que las tasas de desgaste de alúmina-polietileno no son sustancialmente diferentes de metal-polietileno<sup>5</sup>. Sin embargo, Kusaba y Kuroki encontraron menor desgaste del polietileno contra la alúmina en comparación con la cabezas de CoCr de 32 mm<sup>38</sup>. 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 alentadores<sup>35</sup>. Concretamente Ratios de desgaste volumétricos obtenidos por test y recuperación de prótesis, ver Tabla 7, están en un rango de 15-50 mm<sup>3</sup>/año han sido reportados<sup>32</sup> para este tipo de par friccional y en un rango de 50-150 m/año en ratios de desgaste lineal<sup>32</sup>. En otras investigaciones<sup>41</sup> con simuladores de desgaste se ha comparado diferentes pares friccionales de cerámica contra UHMWPE resultando para el par Zirconia-UHMWPE desgastes lineales entre 0,1 y 0,2 mm/10<sup>6</sup> ciclos con desgastes volumétricos entre 31 y 67 mm<sup>3</sup>/10<sup>6</sup> ciclos frente al par de Alúmina-UHMWPE con desgastes lineales idénticos y volumétricos similares entre 31 y 79 mm<sup>3</sup>/10<sup>6</sup> ciclos. Así el debris del desgaste del UHMWPE generado en la superficie articular protésica (como se comentó en otro artículo) 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. No es el volumen de las partículas de desgaste sólo lo importante en este mecanismo, tanto el número de partículas como el rango de su talla,<sup>16,19,23,24,31,56</sup> en el rango de talla 0,2 - 0,8 mm se produce la más alta respuesta biológica en el organismo<sup>29,39</sup>. Y se ha demostrado que el rango de tamaño de partículas comprendido entre 0,2 y 7 m puede desencadenar también respuesta inmune con reacción osteolítica<sup>16,19,23,24,31,56</sup>. Esta osteolisis se da en mayor medida en lo pares de fricción de superficie dura sobre blanda, como el par UHMWPE-cerámica debido al polietileno<sup>51,55</sup>. Pero Tipper et al.<sup>52</sup> demostraron que un relativo y pequeño número de grandes partículas podían dar lugar a una mayor proporción de desgaste

Par fricción (mm <sup>3</sup> /año)	Ratio de desgaste volumétrico (µm/año)	Ratio desgaste lineal
UHMWPE-metal	30-100	100-300
UHMWPE-cerámica	15-50	50-150
Metal-metal	0,1-1	2-20
Cerámica-cerámica	0,05-1	1-20

(Se estima 1 año= 1 millón de ciclos del simulador).

**Tabla 7**

Ratios de desgaste volumétrico y lineal en implantes de cadera.

Fuente: 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. Elsevier B.V.2003.

volumétrico total, aún con una baja actividad biológica<sup>52,53</sup>. Y es que incluso en el UHMWPE se han reportado partículas de talla nanométrica no sólo en estudios in vitro con simuladores sino en tejido periprotésico<sup>40,53</sup>. El UHMWPE también consigue tasas de desgaste mucho más bajas con el **polietileno altamente entrecruzado** y que por lo tanto ayuda a la longevidad del implante retardando la posible aparición de pérdida ósea y aflojamiento del implante. Indicando que el porcentaje de reducción de la tasa de penetración de la cabeza femoral ha oscilado entre el 23%<sup>10</sup> y el 95%<sup>13</sup> comparativamente con el polietileno tradicional (sin esterilización con radiación). Y se han desarrollado polietileno altamente entrecruzados de segunda generación mediante métodos alternativos<sup>11,44</sup> para eliminar los radicales libres y maximizar la resistencia al desgaste sin la reducción de las propiedades mecánicas que se relaciona con la fusión postirradiación. Por lo pronto como se conoce en el ensayo clínico utilizando alúmina contra polietileno altamente reticulado, Kim et al.<sup>36</sup> informó de una penetración media anual de 0,06 mm en artroplastia total de cadera no cementada con cabeza cerámica de alúmina “forte” de 28 mm, después de 5, 6 años de seguimiento en 100 pacientes meno-

res de 50 años de edad. Y Callaghan sigue utilizando alúmina contra polietileno altamente reticulado en los pacientes con mayor riesgo de desgaste<sup>7</sup>. Estos polietileno por el contrario, muestran una disminución de la resistencia a la rotura con baja plasticidad<sup>28</sup>. En general, hay menos tolerancia que con el polietileno convencional, y las desventajas se asemejan a los pares de cerámica-cerámica. Pero la mayoría de los informes de resultados clínicos confirman una buena tendencia<sup>35</sup>. Advirtiendo pues de que se requerirán años de seguimiento clínico estricto para determinar la seguridad y la eficacia de estos métodos de entrecruzamiento desarrollados para disminuir el desgaste o la osteólisis<sup>30</sup>.

- También existe relación entre el desgaste del UHMWPE y la **rugosidad superficial media** en superficies protésicas articulares<sup>34</sup>. Esta es la razón por la cual las cabezas femorales de alta dureza como las de alúmina son preferidas frente a otras más susceptibles a los arañazos. Arañazos que pueden deberse a fragmentos de hueso o agentes usado en la cementación<sup>34</sup>. En este sentido, dado que uno de los mecanismos principales de desgaste es la abrasión para prótesis de cadera<sup>2</sup> el que existan menos microasperezas o rugosidades de la superficie más dura o áspera como es el caso de la cerámica frente a las aleaciones metálicas



evita el que esta microasperezas ocasionen desprendimientos de debris al abrir surcos sobre la superficie blanda. Así tenemos rugosidades de la cabeza femoral protésica de alúmina<sup>2,54</sup> de 0,006-0,03  $\mu\text{m}$  Ra frente a la cabezas de aleación metálica<sup>54</sup> CoCrMo de 0,04  $\mu\text{m}$  Ra.

- En lo referente a la **lubricación del par UHMWPE-cerámica**, el modelo desarrollado de "ball-in-socket" de prótesis articulares de cadera es perfectamente válido la equivalencia con el ball-on-plane empleado en teoría elasto-hidrodinámica<sup>22</sup> y para el parámetro  $\lambda$ . Este nos permite calcular la película mínima efectiva  $h_{\text{min}}$  y de la cual se obtiene el factor de régimen de lubricación  $\lambda$ .

Tal que  $\lambda < 1$  indica lubricación límite,  $\lambda > 3$  indica lubricación de película y entre estos dos valores tenemos lubricación mixta<sup>33</sup>. Así en una investigación<sup>54</sup> en la que las cabezas femorales de metal o de cerámica se friccionaron

contra el UHMWPE bajo una carga dinámica fluctuante (mínimo de 100 N a 2000 N máximo) y sometida a un movimiento sinusoidal de amplitud 25° y frecuencia de 0,8 Hz con el par lubricado con Carboximetilcelulosa (CMC), en viscosidades realista, se comprobó que las articulaciones de UHMWPE sobre metal o de UHMWPE sobre cerámica trabaja en el modo de lubricación mixta. Esto concuerda con los cálculos teóricos de  $\lambda < 1$ .

- En cuanto a la **fricción** se conocen estudios<sup>27</sup> donde se ha obtenido el coeficiente de fricción determinado con adición de solución salina dando un valor de 0,05. Así en la investigación<sup>54</sup> nombrada anteriormente en la que las cabezas femorales de metal o de cerámica se friccionaron contra el UHMWPE bajo una carga dinámica fluctuante mostraron factores de fricción de 0,03. Otros estudios<sup>45</sup> para dicho par Alúmina-UHMWPE

dan valores también del 0,05 en agua destilada y del 0,16 sin lubricación (en seco).

- **En cuanto a los chirridos**, es otro problema de los pares de alúmina-alúmina cuyo fenómeno no se ha informado en el par alúmina-polietileno.

Así pues el éxito a largo plazo en la experiencia clínica con el UHMWPE ha impulsado el desarrollo del polietileno altamente reticulado, más resistente al desgaste combinado con cabezas femorales de cerámica. Y podemos decir que los reportes clínicos sobre desgaste de estas articulaciones protésicas muestran una reducción significativa del desgaste del polietileno en comparación con la articulación metal-polietileno. Sobre todo, al rebajar el umbral de la probable osteolisis, dado este menor desgaste. Además, la incidencia de fractura de cabeza de alúmina es poco frecuente en comparación con las superficies de soporte de cerámica-cerámica<sup>35</sup>.

## BIBLIOGRAFIA

- Affatato S, Bersaglia G, Foltran I, Taddei P, Fini G, Toni A.** The performance of gamma- and EtO-sterilised UHMWPE acetabular cups tested under severe simulator conditions. Part 1: role of the third-body wear process. *Biomaterials* 2002; Vol 23 (24): 4839-46.
- Ahlroos T.** Effect of Lubricant on the Wear of Prosthetic Joint Materials. *Acta Polytechnica Scandinavica, Mechanical Engineering* 2001, N° 53.
- Bradford L, Baker DA, Graham J, Chawan A, Ries MD, Pruitt LA.** Wear and surface cracking in early retrieved highly cross-linked polyethylene acetabular liners. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86: 1271-82.
- Bradford L, Baker D, Ries MD, Pruitt LA.** Fatigue crack propagation resistance of highly crosslinked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 429: 68-72.
- 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.
- Burroughs BR, Rubash HE, Harris WH.** Femoral head sizes larger than 32 mm against highly cross-linked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 2002;405:150-7.
- Callaghan JJ, Liu SS.** Ceramic on crosslinked polyethylene in total hip replacement: any better than metal on crosslinked polyethylene? *Iowa Orthop J* 2009; 29: 1-4.
- Clarke IC, Gustafson A.** Clinical and hip simulator comparisons of ceramic-on-polyethylene and metal-on-polyethylene wear. *Clin Orthop Relat Res* 2000; 379: 34-40.
- Cordero Ampuero J.** Biomateriales. In: *Manual SECOT de Cirugía Ortopédica y Traumatología*. Editorial Médica Panamericana 2003: 42-52.
- Digas G, Karrholm J, Thanner J, Malchau H, Herberts P.** Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty: randomized evaluation of penetration rate in cemented and uncemented sockets using radiostereometric analysis. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 429: 6-16.
- Dumbleton JH, D'Antonio JA, Manley MT, Capello WN, Wang A.** The basis for a second-generation highly cross-linked UHMWPE. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 453: 265-71.
- Endo M, Tipper JL, Barton DC, Stone MH, Ingham E, Fisher J.** Comparison of wear, wear debris and functional biological activity of moderately crosslinked and non-crosslinked polyethylenes in hip prostheses. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2002; 216: 111-22.

- 13 **Engh CA, Stepniewski AS, Ginn SD, Beykirch SE, Sychterz-Terefenko CJ, Hopper RH, Engh CA.** A randomized prospective evaluation of outcomes after total hip arthroplasty using cross-linked Marathon and non-cross-linked Enduron polyethylene liners. *J Arthroplasty.* 2006; 21(6 Suppl 2):17-25.
- 14 **Fisher J, Belt J, Barbour PS, Tipper JL, Mathews JB, Besong AA et al.** A novel method for the prediction of functional biological activity of polyethylene wear debris. *Proc Inst Mech Eng (H)* 2001; 215 (2); 127-32.
- 15 **Fritsch EW, Gleitz M.** Ceramic femoral head fractures in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1996; 328:129-36.
- 16 **García Cimbreló E.** Historia natural del componente acetabular en la prótesis de Charnley: Factores de riesgo. *Revista española de cirugía osteoarticular* 2000; 35, Nº 201: 288-92.
- 17 **Geller JA, Malchau H, Bragdon C, Greene M, Harris WH, Freiberg AA.** Large diameter femoral heads on highly cross-linked polyethylene: minimum 3-year results. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 447: 53-9.
- 18 **Gencur SJ, Rimnac CM, Kurtz SM.** Fatigue crack propagation resistance of virgin and highly crosslinked, thermally treated ultra-high molecular weight polyethylene. *Biomaterials* 2006; 27:1550-7.
- 19 **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.
- 20 **Gutiérrez González CF.** Nuevos Materiales: Cerámica – Niobio con Aplicaciones Biomédicas. Instituto de Ciencia de Materiales Madrid. Tesis Doctoral 2009: 1-258.
- 21 **Hamilton WG, McAuley JP, Dennis DA, Murphy JA, Blumenfeld TJ, Politi J.** THA with delta ceramic on ceramic: results of a multicenter investigational device exemption trial. *Clin Orthop Relat Res* 2009; 468: 358-66.
- 22 **Hamrock BJ, Dowson D.** Isothermal Elastohydrodynamic Lubrication of point contacts. Part III: Fully Flooded Results. *Journal of Lubrication Technology* 1977; Vol.99 (2): 264-76.
- 23 **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.
- 24 **Harris WH.** Osteolysis and particle disease in hip replacement. *Acta Orthop Scand* 1994; 65: 113-23
- 25 **Heisel J, Schmitt E.** Implant fractures in ceramic hip endoprostheses. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1987; 125(5): 480-90.
- 26 **Hermida JC, Bergula A, Chen P, Colwell CW Jr, D'Lima DD.** Comparison of the wear rates of twenty-eight and thirty-two-millimeter femoral heads on crosslinked polyethylene acetabular cups in a wear simulator. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85: 2325-31.
- 27 **Herrera Rodríguez A.** Domingo Cebollada J, Panisello Sebastián JJ. Controversias en la artroplastia total de cadera. Elección del implante. In: *Actualizaciones en Cirugía Ortopédica y Traumatológica.* Ed. Masson 2001: 141-65.
- 28 **Holley KG, Furman BD, Babalola OM, Lippman JD, Padgett DE, Wright TM.** Impingement of acetabular cups in a hip simulator: comparison of highly crosslinked and conventional polyethylene. *J Arthroplasty* 2005; 20: 77-86.
- 29 **Insley G, Stewart T, Nevelos J, Fisher J, Streicher RM.** Wear of Ceramic on Ceramic Hip Prostheses Under Micro-separation Simulation Conditions. In: *Friction, Lubrication and Wear of Artificial Joints.* IM Hutchings 2003: 89-98.
- 30 **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.
- 31 **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.
- 32 **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.
- 33 **Johnson KL, Greenwood JA, Poon SY.** A simple theory of asperity contact in elastohydrodynamic lubrication. *Wear* 1972; Vol 19 (1): 91-108.
- 34 **Joyce T.** Biopolymer Tribology. In: *Polymer Tribology.* Imperial College Press 2009; 227-66.
- 35 **Jung YL, Kim SY.** Alumina-on-Polyethylene Bearing Surfaces in Total Hip Arthroplasty. *Open Orthop J* 2010; 4: 56-60.
- 36 **Kim YG, Kim SY, Kim SJ, Park BC, Kim PT, Ihn JC.** The use of cementless expansion acetabular component and an alumina-polyethylene bearing in total hip arthroplasty for osteonecrosis. *J Bone Joint Surg Br* 2005; 87(6): 776-80.
- 37 **Kurtz SM.** From Ethylene Gas to UHMWPE Component: The Process of Producing Orthopedic Implants. In: *UHMWPE: Biomaterials Handbook.* Elsevier 2009: 7-19.
- 38 **Kusaba A, Kuroki Y, Kondo S, Hirose I, Ito Y, Shirasaki Y, Tateishi T, J Scholz.** Frictio-

- nal 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.
- 39 **Kwok PW, Lewis CG**. Biomateriales ortopédicos. In: *Ortopedia*. Editorial Médica Panamericana 2004; Tomo I: 146–56.
- 40 **Lapcikova M, Slouf M, Dybal J, Zolotareva E, Entlicher G, Pokorný D**. Nanometer size wear debris generated from ultra high molecular weight polyethylene in vivp. *Wear* 2009; (266): 349–55.
- 41 **Masson B, Rack R, Willman G, Pfaff H**. Ceramics in Orthopedics. In: *Biomechanics and Biomaterials in Orthopedics*. Springer 2004: 143–58.
- 42 **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.
- 43 **Oonishi H, Wakitani S, Murata N, Saito M, Imoto K, Kim S, Matsuura M**. Clinical experience with ceramics in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2000; 379: 77–84.
- 44 **Oral E, Wannomae KK, Hawkins N, Harris WH, Muratoglu OK**. Alpha-tocopherol-doped irradiated UHMWPE for high fatigue resistance and low wear. *Biomaterials* 2004; 25: 5515–22.
- 45 **Park J**. Bioceramics: Properties, Characterizations and Applications. Springer 2008: 218.
- 46 **Puertolas JA, Medel FJ, Cegonino J, Gomez-Barrena E, Rios R**. Influence of the remelting process on the fatigue behavior of electron beam irradiated UHMWPE. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006;76: 346–53.
- 47 **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.
- 48 **Santos EM, Vohra S, Catledge SA, McClenny MD, Lemons J, Moore KD**. Examination of surface and material properties of explanted zirconia femoral heads. *J Arthroplasty* 2004; 19 (7 Suppl 2): 30–4.
- 49 **Sawae Y**. Effect of physiological factors on wear of UHMWPE for joint prosthesis. In: *Polymer Tribology*. Imperial College Press 2009. 195–226.
- 50 **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.
- 51 **Steinbeck MJ, Baxter RM, Freeman TA**. Pathophysiologic Reactions to UHMWPE Wear particles. In: *UHMWPE Biomaterials 2ª Ed*. Elsevier 2009:341–50.
- 52 **Tipper JL, Ingham E, Hailey JL, Besorg AA, Fisher J, Wroblewski BM, Stone MH**. Quantitative analysis of polyethylene wear debris, wear rate and head damage in retrieved Charnley hip prostheses. *J M Sci Mater Med* 2000; II (2): 117–24
- 53 **Tipper JL, Richards L, Ingham E, Fisher J**. Characterization of UHMWPE Wear particles. In: *UHMWPE BIOMATERIALS HANDBOOK*. Elsevier 2009 2ª Ed.: 409–20.
- 54 **Unsworth A**. Tribology of artificial hip joints. *Proc IMechE Vol. 220 Part J: J. Engineering Tribology* 2006: 711–8
- 55 **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.
- 56 **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.
- 57 **Willmann G**. Ceramics for total hip replacement—what a surgeon should know. *Orthopedics* 1998; 21(2): 173–7.