

Pares de fricción en la artroplastia total de cadera (ATC): Parámetros Tribológicos

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

La Tribología, como ciencia, estudia los fenómenos de la fricción, el desgaste y la lubricación que tienen lugar durante el contacto entre superficies sólidas estando, como mínimo, una de estas partes en movimiento (Kalpakjian & Schmid, 2002) y desde que el doctor Sir John Charnley aportara su prótesis de baja fricción, ha jugado un papel importante en el éxito de los implantes de las nuevas articulaciones artificiales (Charnley, 1961 y 1979 y Camacho Galindo; Fdez. Vázquez & Charnley, 2006).

Independientemente de los fenómenos de corrosión u oxidación que experimentan las prótesis, los parámetros fricción, lubricación y desgaste se muestran como variables dependientes que se manifiestan físicamente a través de un mayor o menor desgaste protésico, y es que el desgaste y sus partículas impactan directamente sobre el éxito o el fracaso de las prótesis articulares implantadas en una artroplastia total de cadera (ATC), osteolisis con aflojamiento aséptico, aparición de pseudo tumores, efectos chirriantes, etc. (Willert; Bertram & Buchhorn, 1990; Harris, 1991 y 1994; Goodman & Fornasier, 1992; García Cimbreló, 2000 y Jin & Fisher, 2001).

Ante esto, el desafío moderno de los estudios tribológicos “in vitro” o “in vivo” consiste en minorar al máximo el desgaste que se da en las condiciones de uso reales de las prótesis articulares, alargando así su vida útil y evitando complicadas y costosas intervenciones de revisión (Parvizi & Purtill, 2005 y Blanco Pozo & López-Moya Gómez, 2009).

La investigación sobre tribología en prótesis “in vitro” utiliza tribómetros o dispositivos para medir la fricción y el desgaste como principal herramienta. La razón de ello es que con un tribómetro es posible simular en laboratorio las características fundamentales de un problema de desgaste o fricción, sin las dificultades asociadas a la experimentación “in vivo”, reproduciendo los fenómenos de fricción y desgaste bajo condiciones controladas (Stachowiak & Batchelor, 2004).

La Lubricación

El concepto de lubricación implica insertar un material o sustancia entre dos cuerpos con el fin de disminuir la fricción y el desgaste entre ellos reduciendo el contacto entre las asperezas o microasperezas de las superficies en rozamiento (Miller, 2009).

Tribológicamente hablando, la articulación de cadera es un mecanismo complejo de baja fricción en la que el líquido sinovial actúa como lubricante apoyado por el cartílago articular, que mediante el propio movimiento articular reparte el lubricante por toda la extensión cartilaginosa, consiguiendo un coeficiente de fricción del orden de 0,002 a 0,004 y soportando normalmente esfuerzos del orden de 1 MPa (Bayourthe; Vinel & Ankiewicz, 1972; Dumbleton, 1981; Hlaváček, 1999; Ahlroos, 2001 y Dufour & Pillu, 2006).

Como lubricante natural, el líquido sinovial juega un importante papel en minorar el desgaste en

los pares de fricción de las articulaciones protésicas. Este líquido contiene macromoléculas de proteínas, lípidos y proteínas de pequeño tamaño como la albúmina, la gammaglobulina y la transferrina y de pH entre 7,3 y 7,4, siendo el contenido de proteínas del orden de 20 mg/ml (2%). Su viscosidad entre 0,1 y 1 Pa·s se debe fundamentalmente a la presencia del ácido hialurónico, la cual se ve afectada por la aparición de determinadas enfermedades (Yehia & Duncan, 1975; Dumbleton, 1981; Forster; Fisher & Dowson, 1995; Ahlroos, 2001; Dufour & Pillu, 2006 y Sawae, 2009).

Por otra parte, mientras que la articulación natural está rodeada por una cápsula articular donde la bursa sinovial y la membrana secretan líquido sinovial para lubricar la articulación, la articulación protésica de cadera en la cavidad pseudo-articular se llena de líquido sinovial y con líquido periprotésico alrededor de la articulación, siendo la calidad del mismo algo diferente pero con concentraciones proteínicas totales relativamente similares (Saari et al., 1993; Mazzucco et al., 2002 y DesJardins et al., 2006). (Gráfico 1.1)

Frente al complejo mecanismo lubricante de las articulaciones cartilaginosas (Dumbleton, 1981; Hlaváček, 1993 y Ikeuchi, 1995) tenemos los mecanismos que utilizan las protésicas, que son estudiados por métodos convencionales de ingeniería y que se pueden clasificar en:

- *Métodos de mediciones experimentales:* Los métodos experimentales

Contenido de las macromoléculas en fluidos de articulaciones naturales y protésicas, según estudios (Sawe, 2009)				
	Concentración (g/L)			
LÍQUIDO SINOVIAL	TOTAL PROTEÍNAS	ALBÚMINA	FOSFOLÍPIDOS	ÁCIDO HIALURÓNICO
De Osteoartritis (Mazzacco et. al., 2002)	27 ± 10	----	0,52 ± 0,18	1,3 ± 0,5
De Osteoartritis (DesJardins et. al., 2006)	24,75 7,13	20 4,98	0,41 0,14	----
Periprotésico (Mazzucco et. al., 2002)	34 13	----	0,52 0,19	0,9 0,4
Periprotésico (DesJardins et. al., 2006)	28 5,03	21,75 3,2	0,5 0,06	----

Gráfico 1.1

generalmente son medidas de fricción en relación con la denominada curva de Stribeck (Gráfico 1.2) o bien tratan de buscar el espesor de lubricante mediante técnicas de resistividad eléctrica.

- *Métodos predictivos-teóricos:* Generalmente se basan en el ratio λ , que indica el régimen de lubricación. Se define por la siguiente fórmula (Jin; Medley & Dowson, 2003):

$$\lambda = \frac{h_{min}}{\sqrt{RaH^2 + RaC^2}}$$

H_{min} = Espesor mínimo de la película en el implante.

RaH = Rugosidad cuadrática media de la superficie de la cabeza femoral.

RaC = Rugosidad cuadrática media de la superficie de la copa acetabular en contacto con la cabeza.

En dicha fórmula se considera la influencia de las propiedades de los materiales (composición del par fricción), su rugosidad o aspereza, su esfericidad y el aclaramiento radial de la geometría de la superficie, de la calidad y viscosidad del lubricante y de las condiciones de funcionamiento (McPherson, 2009) y aunque se asuma la hipótesis de un régimen de trabajo isotérmico y de un comportamiento

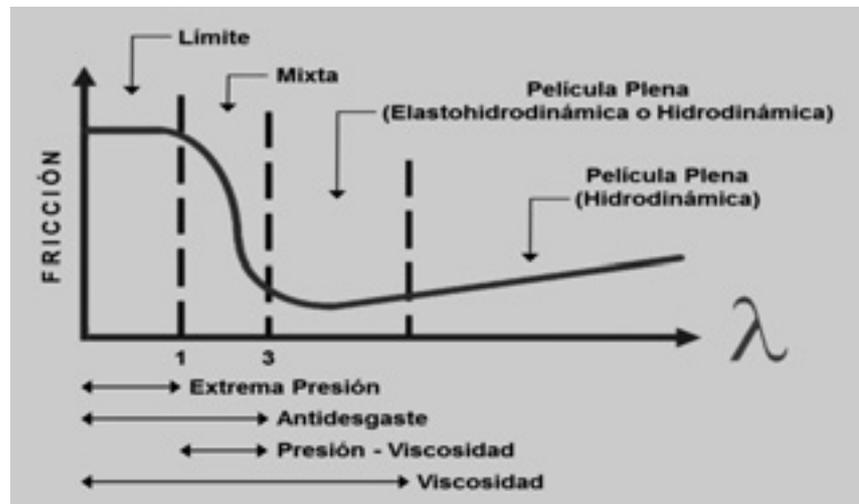


Gráfico 1.2

newtoniano del lubricante, es de aplicación en las articulaciones protésicas (Hamrock & Dowson, 1977).

Los valores de λ comprendidos entre 1 y 3 dan lugar a un régimen de lubricación mixto y para valores menores que 1 toda la carga es soportada por los elementos (Smith et al., 2001). En la tabla siguiente –Gráfico 1.3– se muestran los valores obtenidos para diferentes regímenes de lubricación en función de los tres pares de fricción más característicos y cómo se refleja el régimen de lubricación en estos sabiendo que el ideal de lubricación sería el de película lubricante con el λ más alto posible (Jin; Medley & Dowson, 2003).

En el régimen de lubricación por capa límite, límite o en película fina, la película sinovial está representada por un simple tapiz de moléculas sobre el que se deslizan las superficies, si bien esta teoría parece referirse más al funcionamiento articular en descarga (Tandon; Bong & Kushaha, 1994). Dicho tamiz evita la adhesión de las superficies y permite responder fácilmente a los esfuerzos cortantes que aparecen, disminuyendo su coeficiente de fricción (Ashby, 2008).

Para el régimen elastohidrodinámico, hidrodinámico o en película de lubricante ($\lambda > 3$), se considera que durante el reposo las superficies están en contacto y que el movimiento intercala una película de

Estimación teórica de los regímenes de lubricación "in vivo" de implantes de cadera				
POR FRICCIÓN	ESPESOR MÍNIMO DE PELÍCULA (NM)	RUGOSIDAD MEDIA DE CADA SUPERFICIE EN CONTACTO (NM)	RATIO λ	RÉGIME DE LUBRICACIÓN
UHMWPE - Metal	83	50-100	0,08-1,7	Capa límite a Mixto
Metal-Metal	36	14-28	1,3-2,6	Mixto a Película Lubricante
Cerámica-Cerámica	24	7	3,4	Película Lubricante

Gráfico 1.3

líquido lubricante que va desde un grosor microscópico (caso de la elastohidrodinámica) a un espesor mayor en hidrodinámica (Jin; Medley & Dowson, 2003).

Las prótesis de cadera metal-polímero operan en régimen de lubricación límite o mixto, lo que ha llevado al diseño de diámetros reducidos de la cabeza femoral tanto como sea posible para reducir al mínimo la fricción y el desgaste volumétrico (Wang et al., 1998). Por su parte, las prótesis metal-metal bien diseñadas operan en el régimen de lubricación mixta a hidrodinámica, con gran parte de la carga en apoyos de películas elastohidrodinámicas y su diseño tribológico conduce a muy bajas fases de desgaste (Dowson & Jin, 2006).

En la lubricación elastohidrodinámica el espesor de la película depende de la viscosidad del líquido sinovial que actúa como lubricante, de la velocidad y de la presión del par fricción, favorecido, o no, por el aclaramiento radial, de forma que si aumenta la presión, la película disminuye y se produce contacto metal-metal debido a las rugosidades (esta situación da lugar a la lubricación mixta). Por último, en las prótesis cerámica-cerámica tenemos el régimen de película lubricante, lo que explica su bajo nivel de desgaste, aparte de su alta resistencia al mismo por su dureza (Jin; Medley & Dowson, 2003).

Sin embargo, estudios con sustancias similares en composición o, al menos en teoría, con peor comportamiento como lubricantes frente al propio líquido sinovial,

nos dan una idea de cómo se comportan las articulaciones protésicas, en concreto las de cadera en un entorno real "in vivo". Así, los lípidos y principalmente las proteínas del líquido sinovial son identificadas como los componentes más importantes en la lubricación de las articulaciones protésicas. En pruebas de desgaste "in vitro" con tribómetros se utilizan concentraciones de proteínas como lubricante al menos al 50% (Yehia & Duncan, 1975 y Williams et al., 2008) y suelen oscilar entre 20 y 35 mg/ml para asemejarse al líquido sinovial humano y a los resultados obtenidos en estudios "in vivo" (Wang et al., 1998 y Jin; Medley & Dowson, 2003) y es que el empleo de lubricantes en base a agua en simuladores de articulaciones protésicas de cadera han dado resultados muy alejados de la tasa de desgaste clínico comparado y calculado frente a prótesis recuperadas (Saikko, 2003), por lo que el suero bovino se ha convertido en el lubricante más utilizado en las pruebas con tribómetros o de simulación de desgaste con prótesis articulares (Wang et al., 1995 y McKellop et al., 1996).

La viscosidad óptima es digna de tener en cuenta en la mejora de las propiedades tribológicas y es que el líquido sinovial que encontramos en artroplastias fallidas tiene la viscosidad más baja, por lo que no efectúa su cometido adecuadamente (Saari et al., 1993; Namba et al., 1999 y De la Herrán & Usabiaga, 2004). Pero como hemos dicho, la viscosidad del líquido si-

novial en pacientes con artroplastias es probablemente algo más alta que la mayoría de los lubricantes utilizados en los test de simulación de prótesis de cadera, lo cual valida los resultados obtenidos con tales herramientas (Mazzucco et al., 2002).

Así pues y a modo de conclusión podemos decir que el régimen de lubricación para un par fricción o rodamiento de una superficie dura sobre otra blanda en las prótesis de cadera es una lubricación en frontera o capa límite a mixta y para el caso de dos superficies duras tenemos regímenes mixto y de película lubricante.

La Fricción

Se representa mediante las curvas de Stribeck (ver Gráfico 1.2) y señala los diferentes regímenes de lubricación interpretando la transición de éstos hasta el régimen de lubricación hidrodinámico, donde el coeficiente de fricción alcanza su punto mínimo y se mantiene dentro de unos valores relativamente bajos y razonablemente estables frente a la velocidad.

La fricción se encuentra definida por la ASTM (American Society for Testing and Materials) en su estándar G40 como *la fuerza de resistencia tangencial a la intercara de dos cuerpos cuando bajo la acción de un fuerza externa uno de ellos se mueve o tiende a moverse con respecto al otro*. Es, pues, la resistencia al movimiento relativo entre dos cuerpos en contacto sometidos a carga normal y se suele obtener de forma

experimental (Groover, 1997 y Kalpakjian & Schmid, 2002) y en prótesis se denomina por fricción a los materiales que conforman cada lado articular de la artroplastia (Sánchez Gutiérrez & Mardomingo Alonso, 2009).

Respecto a los diferentes mecanismos de la fricción, la gran mayoría de autores parten de dos fenómenos físicos básicos: la rugosidad superficial por las asperezas y la adhesión entre las superficies de contacto. Sin embargo, a nivel microscópico es posible referir cinco combinaciones de éstos (Groover, 1997):

- Adhesión.
- Interacción entre asperezas.
- Deformación de las películas superficiales.
- Erosión de una de las superficies por las asperezas de la otra.
- Acción de las partículas atrapadas entre las superficies.

De ahí que en las prótesis el objetivo principal sea conseguir un equilibrio entre la fricción necesaria para que exista el movimiento pero minimizando el desgaste que la misma produce.

La teoría de la adhesión, ampliamente aceptada y desarrollada por Bowen & Tabor (1958), se basa en la observación de que dos superficies limpias y secas, independientemente de lo lisas que sean, se tocan solamente en una pequeña fracción de su área aparente de contacto. En este caso, la carga normal de contacto (N) está sostenida por diminutas asperezas o proyecciones de la superficie, que son las que se mantienen en contacto entre sí (Kalpakjian & Schmid, 2002). Luego, cuando dos materiales están en contacto, cualquier intento de mover uno sobre el otro implica vencer una fuerza de rozamiento o fricción que es opuesta al movimiento relativo entre los sólidos y que se obtiene a partir de la siguiente expresión física (Groover, 1997 y Ashby, 2008):

$$F = \mu \star N$$

Es decir, que la fricción (F) de cada par protésico en contacto seco depende del coeficiente de rozamiento (μ) de los materiales de par protésico y la fuerza normal o resultantes de las cargas normales (N). Siendo N la fuerza que resulta de la suma del peso del cuerpo, del momento aductor provocado sobre la cadera y de la fuerza de reacción producida por la contracción de la musculatura abductora, que viene a neutralizar dicho movimiento. Luego la resultante N aplicada sobre la cadera dependerá de la magnitud de estos componentes y de sus distancias al centro de la articulación (Fernández-Fairén, 2000).

Las fuentes que nos aportan información sobre el valor de la resultante normal N sobre la cabeza del fémur son Rydell (1996), Pauwels (1976) y Paul (1976) (Dufour & Pillu, 2006) y otros más recientes como Dumbleton (1981) (Bergmann et al., 2001). Son valores que, además de revelar la importancia de reducir el peso corporal para mejorar el efecto del desgaste en la prótesis articular de cadera, se usan como referencias en los experimentos "in vitro" con tribómeros. Así, el cálculo de Pauwels es simple y vale en tanto en cuanto da un resultado superior al valor real, tal que la resultante de apoyo es cuatro veces el peso corporal.

En los tribómeros, atendiendo a los valores de los estudios mencionados y dependiendo del objetivo que persiga el estudio, se añaden cargas de cinco veces o más el peso corporal, simulando algunas o todas las posiciones de los ángulos de la articulación coxofemoral en flexo- extensión (entre 45 y 60°), abducción-aducción (12°) y rotación interna-externa, variando el eje de carga o manteniéndolo 12° con la vertical (Ahlroos, 2001).

La geometría de la superficie de contacto también influye en la fricción, de aquí los acabados sobre la rugosidad y esfericidad en los pares de fricción. Sabemos que al intentar mover una de las superficies sobre la otra aparece una ten-

sión cortante (F_s) en las asperezas de la superficie y que dicha tensión es máxima donde el área de la sección transversal de las asperezas es mínima, es decir, en el plano de contacto o muy cerca de él. La intensa deformación plástica en las zonas de contacto tiende a juntar las puntas de las asperezas tan íntimamente que a lo largo de la superficie de contacto las uniones son átomo a átomo, pudiendo soportar una tensión cortante aproximadamente igual al límite elástico a cortadura de dicho material. Entonces las asperezas cederán produciéndose el movimiento cuando (Ashby, 2008):

$$F_s = \mu_e \star P$$

Siendo μ_e , en este caso, el coeficiente de rozamiento estático y P el peso o carga normal. Sin embargo, el coeficiente rozamiento adopta un valor menor al pasar a dinámico (μ_d) y se explica ya que, una vez las superficies están en movimiento, los átomos tienen menos tiempo para formar uniones átomo-átomo en los contactos entre asperezas que cuando las superficies están en contacto estático, lo que equivale a considerar que el área sobre el cual se aplica el esfuerzo cortante se ve reducida (Gráfico 1.4) (Ashby, 2008).

Así, la rugosidad no sólo reduce el área real en contacto, sino que también actúa como un conjunto de micro-depósitos que favorecen la retención de pequeños volúmenes de lubricante así como el confinamiento de partículas, más aún cuando en vez de rugosidad se trata de tratamiento de porosidad, ya que esta puede ejercer efectos que minoren la incidencia de los fenómenos de desgaste abrasivo, y es que un par fricción en contacto con dos superficies iguales idealmente lisas metal-metal presentarían un coeficiente de fricción irrealmente elevado, consecuencia de las fuerzas de atracción entre las moléculas de ambas superficies. Es por ello que la rugosidad superficial favorece la lubricación y el movimiento relativo entre superfi-

cies (Ashby, 2008 y Cho; Murakami & Sawae, 2010).

La manera más simple para reducir el coeficiente de fricción es permitir que un lubricante interactúe entre las superficies de contacto, pudiendo soportar y evitar el contacto átomo-átomo entre asperezas y facilitar los esfuerzos cortantes (Ashby, 2008). Así pues, las prótesis deben favorecer que el líquido sinovial pueda lubricar las superficies protésicas y obtener el mejor régimen de lubricación que da un λ alto (Gráfico 1.5).

La importancia de la separación o aclaramiento radial entre la cabeza femoral y el cotilo fue estudiada por Wang et al. (2001) en prótesis UHMWPE sobre metal o cerámica y vista en otros estudios en el par metal-metal (McKellop et al., 1998; Lee et al., 2008 y Tuke et al., 2008) y en todos ellos se determinó que un aumento óptimo del juego radial, aclaramiento radial o coaptación articular ($R_C - R_H$) provoca una disminución de la tasa de desgaste inicial en la prótesis frente a la creencia de que el aumento del aclaramiento radial aumentaría la tensión de contacto y,

por tanto, el desgaste (Gráfico (1.6). R_C - radio del cotilo, R_H - radio de la cabeza femoral).

Estas observaciones experimentales han sido explicadas en la base de contactos elásticos entre las asperezas rugosas y lisas de la superficie del UHMPWE, puesto que una disminución de la tensión nominal de contacto debido a un aumento en el área de contacto nominal puede dar lugar a un aumento del área de contacto real y, por lo tanto del desgaste (Jun & Fisher, 2001; Wang; Essner & Klein, 2991 y Jin; Medley & Dowson, 2003)

Para cada par fricción en implantes de cadera se busca mejorar el régimen de lubricación que da lugar a la disminución del ratio de partículas de desgaste, el cual dependerá de (Lee; Essner & Wang, 2008 y Tuke; Gareth; Roques; Hu & Taylor, 2008):

- El diseño del aclaramiento radial y de la esfericidad que evitará tensiones por punto de contacto.
- El pulido de las superficies que limiten las asperezas del rodamiento.

- El radio de la cabeza femoral.

Si el radio de la cabeza es mayor que la copa o núcleo del cotilo, entonces el contacto de la prótesis será ecuatorial (1.7a) y tendrá un aclaramiento radial negativo, dando lugar a torsión de fricción alta y constituyendo impedimento para que el líquido sinovial o lubricante del simulador o tribómetro efectúe su intrusión viscosa, que es la que permite el funcionamiento en régimen mixto o de película lubricante. Por el contrario, si el contacto de la cabeza femoral es menor que el interior de la copa acetabular el aclaramiento radial será positivo y el contacto polar, por lo que el desgaste en este tipo de prótesis será menor (1.7b). Así pues, el aclaramiento deberá ser óptimo, con un ajuste en carga adecuado y preciso (1.7c), dando lugar a un mejor régimen de lubricación, puesto que un contacto polar con un aclaramiento radial no óptimo también daría lugar a una mayor fricción y, en consecuencia, un mayor desgaste (McKellop et al., 1996; Jin; Medley & Dowson, 2003; González-Adrio, 2008; McPherson, 2009 y Malviya et al., 2010). En el gráfico siguiente se muestran los diferentes tipos de contacto entre la cabeza femoral y el cotilo (Gráfico 1.7).

Los materiales cerámicos utilizados habitualmente en las prótesis de cadera son muy duros y con buenas propiedades al desgaste, estables en medios corrosivos, con escasa tendencia a enlazarse químicamente y responden a los esfuerzos cortantes con mayor facilidad,

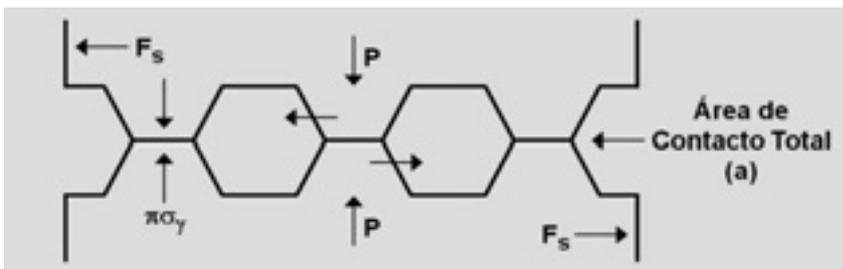


Gráfico 1.4

Medida de la fricción en diferentes pares protésicos (Elsevier, 2003)			
PAR FRICCIÓN	COEFICIENTE DE FRICCIÓN	VARIACIÓN	RÉGIME DE LUBRICACIÓN
UHMWPE - Metal	0,06-0,08	Constante Decreciendo	Capa límite a Mixto
Metal-Metal	0,22-0,27	Decreciendo	Mixto
Cerámica-Cerámica	0,002-0,07	Aumentando	Película de Lubricante

Gráfico 1.5

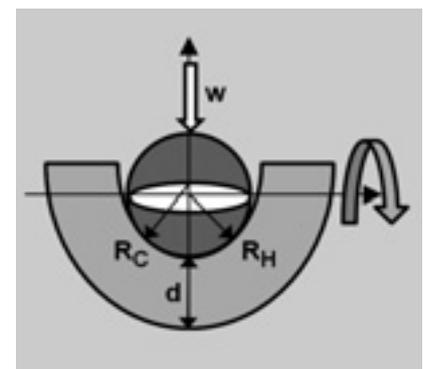


Gráfico 1.6

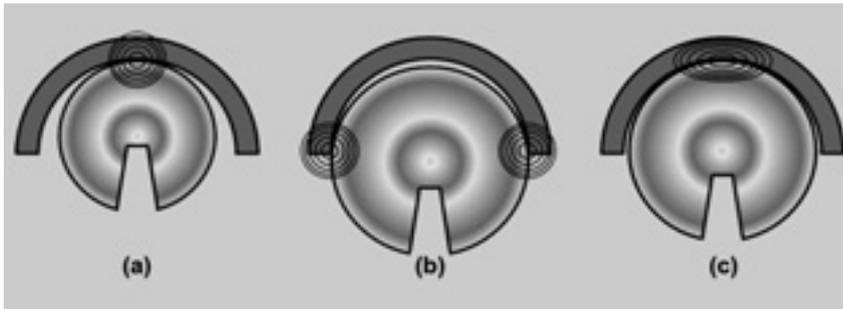


Gráfico 1.7

dando lugar a un mejor régimen de lubricación y a un menor desgaste (ver Gráfico 1.3) (Jin; Medley & Dowson, 2003).

Pero cuando los materiales se deslizan sobre un polímero la fricción también puede ser causada por uniones adhesivas que podrían transferir una fina película del polímero al metal, ya que cualquier flujo plástico tiende a orientar las cadenas del polímero en dirección paralela a la superficie de deslizamiento y en esta disposición también responden fácilmente a los esfuerzos cortantes, por lo que el coeficiente de rozamiento es igualmente relativamente bajo. Como principal inconveniente se tiene que las moléculas del polímero se eliminan con facilidad de la superficie de deslizamiento, por lo que nos podemos encontrar con desgastes comparativamente elevados (Ashby, 2008). Por tanto, para minimizar la fricción o fuerzas de rozamiento y el desgaste, es preciso facilitar al máximo el deslizamiento de las superficies en contacto mediante el líquido sinovial, que es el lubricante natural del cuerpo.

Históricamente se ha evitado la fricción con la reducción de las cabezas femorales protésicas empleando unas cabezas pequeñas (36mm > 28mm > 22mm) donde la superficie de contacto es menor y el coeficiente de fricción también disminuye, si bien es cierto que surgen problemas como la disminución del rango de movilidad de la cadera y el aumento de la posibilidad de luxación protésica. Actualmente lo que se busca es la aplicación de diámetros que mejoren la movilidad y eviten la luxa-

ción gracias al mejor conocimiento y diseño tribológico de los pares de fricción. La reducción de la rugosidad o un diseño adecuado de ésta, la esfericidad y un óptimo aclaramiento radial, están en la línea de conseguir nuevos diseños protésicos que aumenten el radio de la cabeza femoral consiguiendo mejorar el régimen de lubricación y aminorando la fricción de trabajo “in vivo” (Jin, 2002 y Jin; Medley & Dowson, 2003).

El Desgaste

Centrándonos en lo que se conoce como desgaste por deslizamiento, el desgaste se define como *la pérdida de material entre dos superficies en contacto y con movimiento relativo de una superficie sobre la otra.*

Para investigadores como Groover (1997), Kwok & Lewis (2004) y Fernández-Fairén & Murcia Mazón (2009), los tipos de desgaste que suelen aparecer más frecuentemente en las articulaciones protésicas son los siguientes:

- **Adhesión:** Si existe afinidad atómica entre las partículas de las superficies de contacto tal que las partículas del material con fuerzas de cohesión más débiles son arrastradas o atraídas por las fuerzas de adhesión. Este tipo de desgaste aparece cuando la película lubricante no tiene el espesor suficiente y permite el contacto entre los puntos más altos de las superficies. Por lo tanto, las partículas desprendidas en este tipo de fricción pueden unirse o soldarse al otro elemento o permanecer libres entre am-

bas superficies dando lugar a un desgaste abrasivo. Por último, podemos señalar que es típico del desgaste adhesivo la transferencia de material blando sobre el duro (transferencia por fricción) y formando las denominadas capas de transferencia (Bely et al., 1982).

- **Abrasión:** Se produce cuando las microasperezas o rugosidades de la superficie más dura o áspera se deslizan respecto a otra blanda ocasionándole surcos con desprendimiento de debris. En el período inicial de una prótesis articular es la razón del “efecto de autopulido” y es un fenómeno que puede adquirir mayor importancia si existen grandes esfuerzos y uniones químicas entre las superficies de contacto.
- **Por tercer cuerpo o contaminante abrasivo:** Es una variante del desgaste abrasivo, ya que las partículas o restos provenientes de dicho desgaste actúan como elementos extraños entre las dos superficies produciendo concentraciones locales de elevado esfuerzo, lo que provoca abrasión en una o ambas superficies. Para que se produzca este tipo de desgaste resulta fundamental la presencia de partículas interpuestas entre ambas superficies debido, por ejemplo, al desgaste adhesivo o por partículas existentes en el medio, ya que estas se encargan de desprender nuevas partículas de las superficies a medida que se deslizan la una sobre la otra, de aquí la importancia de la dureza de las superficies en contacto.
- **De transferencia:** Es una variante del desgaste por abrasión en la que, además, se forma una película lisa proveniente del material blando que se fija sobre el duro y áspero, rellenando los huecos de las microasperezas y dando lugar a los mismos efectos que podría producir un tercer cuerpo.
- **Desgaste por fatiga:** Se produce por las cargas cíclicas y la pérdida de material debido a esfuerzos cortantes elevados y concentrados que ocasionan las grietas iniciales

y que dan lugar a la fractura de la prótesis, de ahí la importancia que las superficies en contacto estén lo suficientemente endurecidas y tengan el grosor adecuado, ya que un ajuste defectuoso puede aumentar los esfuerzos por contacto y si el material más blando es más delgado, entonces la copa de metal que lo sostiene crearía un entorno de fuerzas de contacto mayor que en el caso de la capa del polímero utilizado en la prótesis produciría su agrietamiento y rajaduras por fatiga en forma tangencial a la superficie.

Sin embargo, los principales mecanismos de desgaste en las articulaciones de cadera protésica son abrasivos y adhesivos, siendo estos últimos los responsables de la producción de una enorme cantidad de partículas de desgaste, sobre todo en el polietileno, que se traduce en el régimen de lubricación de la fricción de este par (Ahloors, 2001).

El desgaste de los materiales en prótesis se mide por índice de desgaste o volumen de material perdido por unidad de superficie, es decir, espesor perdido perpendicularmente a la superficie por unidad de longitud de deslizamiento relativo. Así, para prótesis empleamos:

- *Desgaste lineal*: Hace referencia a la distancia entre dos puntos. Este tipo de desgaste provoca aproximación entre el cotilo y la cabeza femoral y se puede medir radiológicamente.
- *Desgaste volumétrico*: Mide la cantidad de material que se elimina de las superficies en contacto y depende de todos los factores enumerados anteriormente.

La curva de desgaste (Gráfico 1.8) es característica y consta de tres fases (Lee; Essner & Wang, 2008; Tukr et al., 2008 y Sánchez Gutiérrez & Mardomingo Alonso, 2009) que son:

- *Fase inicial* (redding-in o running-in): Se corresponde con el periodo inicial de autopulido de

las superficies en contacto (en el gráfico se corresponde con el tramo OA). En concreto, en las prótesis de par fricción de dos superficies duras en este periodo de desgaste por rodaje se da mayormente durante el primer millón de ciclos de uso fundamentalmente por los puntos discordantes debido a las asperezas de la superficie y su esfericidad, hasta conseguir el autopulido y el acoplamiento natural (Miller, 2009).

- *Fase estable* (steady-state): En condiciones adecuadas de lubricación da lugar a una baja fricción y un menor desgaste con carácter “cuasi” lineal, pudiéndose decir que se instaura a partir del año de la cirugía (tramo AB).
- *Fase final* (end-point): En esta fase (tramo B) se produce un

pronunciado desgaste final por aumento del aclaramiento radial o coaptación articular que da lugar a una elevada fricción cuya consecuencia es un fallo protésico acompañado, o no, de osteolisis debido al debris.

A continuación se muestran los ratios de desgaste para diferentes pares de fricción obtenidos mediante test de simulación y recuperación de prótesis (Jin; Medley & Dowson, 2003)(Gráfico 1.9).

Por motivos tribológicos siempre deberá utilizarse el material más duro en las superficies convexas (cabeza femoral) y el material más blando en la cóncava (cotilo), lo contrario acarrearía, según estudios realizados en la década de los años sesenta en las prótesis de Weber, un desgaste muy rápido con efectos catastróficos (Cordero, 2000).

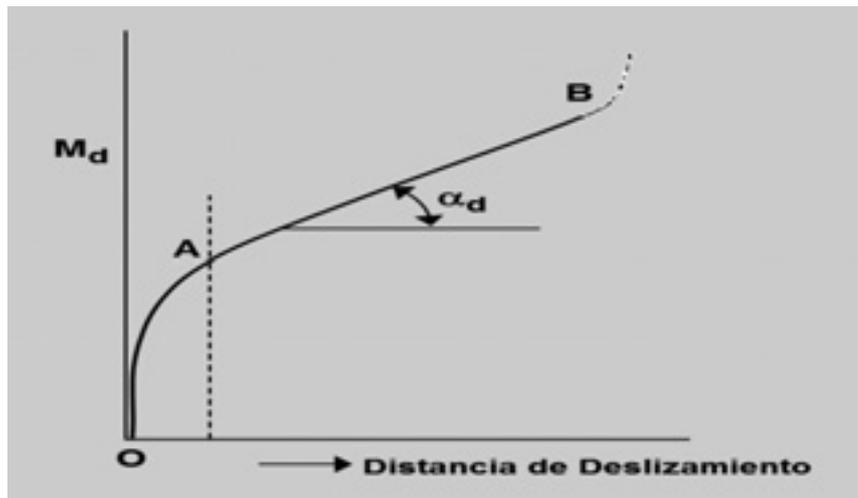


Gráfico 1.8

Ratios de desgaste volumétrico y lineal en implantes de cadera (Elsevier, 2003) (Se estima 1 año = 1.000.000 de ciclos de simulador)		
PAR FRICCIÓN	RATIO DE DESGASTE VOLUMÉTRICO (mm ³ /año)	RATIO DE DESGASTE LINEAL (µm/año)
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

Gráfico 1.9

También la restauración del voladizo femoral (offset) afecta a la mejora tribológica funcional de las prótesis dado que la tensión inadecuada de partes blandas es la causa más frecuente e infravalorada de fracaso en artroplastia total de cadera primaria y de revisión (Charles et al., 2004) y por esto las prótesis actuales han rediseñado su forma con el fin de minorar dicho efecto.

También Charnley (1979) prestó atención al problema aplicando la solución de la medialización del componente acetabular. El efecto de no restaurar adecuadamente el voladizo femoral no sólo tiene reflejo en una mayor cojera, fatiga y necesidad de usar bastón, sino que la fuerza resultante aumenta en la articulación de la cadera con efectos sobre el desgaste del par fricción (Rothman, 1993; Devane et al., 1997; Dennis et al., 2001 y Sakalkale et al., 2001).

En línea con esto que acabamos de comentar, nuevos estudios experimentales “in vitro” dan apoyo a observaciones clínicas de mayor desgaste en función de la posición angular de la copa acetabular, en concreto en los pares metal-metal y en la alineación de las cabezas femorales, descubriéndose este factor como importante en el desgaste “in vivo” (De Haan, 2008; Hart et al., 2008 y Williams et al., 2008) y asociado a ello el fenómeno, también habitual, en el desgaste en banda en pares de fricción de superficies duras (más normal en cerámicas) y que no es sino una línea de banda creciente que se forma en la cabeza femoral de entre 1 y 60µm e igualmente presente sobre el borde acetabular debido al desgaste por cargas en el reborde de la copa acetabular (Miller, 2009).

No obstante, conviene distinguir entre cantidad, número y tamaño de las partículas del debris. Estas tres variables aglutinadas en el ratio de desgaste volumétrico o lineal es importante estudiarlas por separado, ya que tales detritus generan respuestas biológicas diferentes (Kwok & Lewis, 2004) e igualmente se ha demostrado que un rango de tamaño de partícu-

las de entre 0,2 y 7µm pueden desencadenar una respuesta inmune con mayor reacción osteolítica (Willert; Bertram & Buchhorn, 1990; Harris, 1991 y 1994; Goodman & Fornasier, 1992; García Cimbrello, 2000 y Jin & Fisher, 2001). Dicha osteolisis se da en mayor medida en los pares de fricción de superficie dura sobre blanda al tener no sólo más desgaste, sino un tamaño mayor de partículas causado por el polietileno (Willert, 1997 y Steinbeck et al., 2009). Sin embargo, los pares de fricción de superficies duras no sólo generan menos partículas por su menor desgaste, sino que su tamaño también es menor, por lo que la reacción autoinmune es de menor intensidad y pasan más fácilmente a los canales linfáticos con las consecuencias de probable riesgo de cáncer (Miller, 2009).

Al principio, la mayoría de las investigaciones sobre las partículas de desgaste centraban su atención en las tallas más pequeñas (tipo submicrón) y su distribución en los tejidos periprotésicos porque parecían ser las causantes de la actividad de los macrófagos y por tanto de la osteolisis. Sin embargo, investigaciones posteriores demostraron que un relativo y pequeño número de grandes partículas podían dar lugar a una mayor proporción de desgaste volumétrico total aún con baja actividad biológica (Tipper et al., 2009 y 2010).

En esto los macrófagos juegan un papel fundamental en la reacción tisular y la respuesta inmune ya que reconocen y fagocitan las partículas generando citosina locales que influyen en las reacciones celulares y es que tanto la fricción como el desgaste de los componentes del implante protésico generan micropartículas en un rango de tamaño de entre 1 y 10µm y nanopartículas en un rango de 10 hasta 1000nm (Kranz et al., 2009) e incluso en el UHMWPE se han reportado partículas de talla nanométrica no sólo en estudios “in vitro” con simulaciones, sino en tejido periprotésico (Lapcikova, 2009 y Tipper et al., 2009).

Como hemos adelantado, tradicionalmente la predicción clínica

de los dispositivos protésicos y sus diferentes materiales han sido evaluados con estudios “in vivo” por recuperación de prótesis en cirugías de reemplazo o “in vitro” mediante test de simulación en laboratorio, lo cual nos permite medir el desgaste volumétrico, el ratio, la forma y talla de las partículas por ciclo simulado, lo cual es particularmente útil para conocer la respuesta biológica ante estas partículas del desgaste en función de los parámetros de concentración y rango de tallas. Así, se han ido desarrollado otros métodos de investigación que permiten medir la respuesta biológica ante las partículas de desgaste de los diferentes pares de fricción a través de planteamientos matemáticos (Teeter et al., 2010). En este sentido, podemos destacar el método implementado por Fisher et al. (2001) que mediante la denominada Actividad Biológica Funcional (FBA) permite predecir la osteolisis potencial al valorar por rangos la talla de las partículas generadas, lo que permite estimar el futuro comportamiento “in vivo” de cada material o dispositivo protésico.

En los estudios de estimaciones preclínicas del desgaste de las articulaciones protésicas, ya indicamos que son usados los test de simulación o tribómetros (“pin-on disk”, “pin-on-plate” etc.) sobre todo en las fases iniciales experimentales con nuevos materiales. En estos las condiciones dinámicas, cinemáticas y medioambientales son continuamente revisadas para lograr que se asemejen a las de trabajo “in vivo” por parte de la articulación protésica aunque en casos particulares la evaluación en laboratorio no sea capaz de prever fallos en los nuevos productos. Conseguir simular los movimientos de la articulación de cadera en estos dispositivos redundará en que el desgaste se aproxime más a los resultados de los implantes estudiados por extracción (Sawae, 2009).

Esto explica que en distintos tipos de experimentos con diferentes simulaciones de fricción o tribómetros se den diversos ratios de

desgastes y nos informa de que para similares pacientes con condiciones protésicas semejantes se puedan obtener diferentes variaciones clínicas del ratio de desgaste “in vivo” (Bennett et al. 2000, Sawae 2009), ver gráfico 1.10.

Por último y a modo de corolario, decir que partiendo de la elección y ejecución adecuada de la técnica quirúrgica en la ATC, el éxito de los pares de fricción está correlacionado con la variedad de parámetros aquí desarrollados y en los cuales la tribología sigue inves-

Simulación de desgaste (Sawae 2009)				
FORMA DE DESPLAZAMIENTO DEL TRIBÓMETRO	LINEAL	CUADRANGULAR	CIRCULAR	ELÍPTICO
UHMWPE Ratio de desgaste $\times 10^{-7} \text{ mm}^3/\text{Nm}$	0,13	0,45	0,78	1,12

Gráfico 1.10

tigando para optimizarlos con el fin de implementarlos en la fabricación y mejora de las prótesis ar-

ticulares y poder obtener una garantía de aplicación clínica de largo horizonte temporal.

BIBLIOGRAFÍA

- Ahluross, T.** (2001): “Effect of lubricant on the wear of prosthetic joint materials”. En *Acta Polytechnica Scandinavica: Mechanical Engineering* (53).
- Ashby, M.F.** (2008): *Materiales para ingeniería I: Introducción a las propiedades, las aplicaciones y el diseño*. Barcelona: Editorial Reverté.
- Blanco Pozo, A. & López-Moya Gómez, M.** (2009): “Cirugía protésica de la cadera. Indicaciones y complicaciones”. En *Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología: Manual de Cirugía Ortopédica y Traumatológica* (2ª ed.). Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Bayourthe, L.; Vinel, P. & Anklewicz, J.** (1972): “Articular lubrication I. Theoretical bases”. En *Rhumatologie* (7) pp. 273-286.
- Bely, V.A.; Sviridenok, A.; Petrokovets, M.I. & Savkin, V.G.** (1982): “Friction and wear in polymer-based materials”. Oxford: Pergamon Press.
- Bennett Db, Orr Jf, Baker R** (2000): “Movement loci of selected points on the femoral head for individual total hip arthroplasty patients using three-dimensional computer simulation”. *Journal of Arthroplasty* (15) pp. 909-915.
- Bergmann, G.; Deuretzbacher, G.; Heller, M.; Graichen, F.; Rohlmann, A.; Strauss, J. & Duda, G.N.** (2001): “Hip contact forces and gait patterns from routine activities”. En *Jour. Biomech.* (34:7) pp. 859-871.
- Charles, M.N.; Bourne, R.B.; Davey, R. & Greenwald, A.S.** Et al. (2004): “Soft-tissue balancing of the hip: The role of femoral offset restoration”. En *The Journal of Bone and Joint Surgery* (86:5) pp. 1078-1089.
- Charnley, J.** (1961): “Arthroplasty of the hip. A new operation”. En *Lancet* (27:1) pp. 1129-1132.
- Charnley, J.** (1979): *Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice*. Berlin: Springer-Verlag.
- Cho, C.H.; Murakami, T. & Sawae, Y.** (2010): “Influence of microscopic surface asperities on the wear of ultra-high molecular weight polyethylene in a knee prosthesis”. En *Proc. Inst. Mech. Eng.* (224:4) pp. 515-529.
- Cordero, J.** (2000): “La sustitución articular. Criterios de diseño en la artroplastia de cadera”. En *Vallet Regi, M. & Munuera, I.* (eds.): *Biomateriales aquí y ahora*. Madrid: Dykinson.
- De Haan, R.; Pattyn, C.; Gill, H.S.; Murray, D.W.; Campbell, P.A. & De Smet, K.** (2008): “Correlation between inclination of the acetabular component and metal ion levels in metal-on-metal hip resurfacing replacement”. En *The Journal of Bone and Joint Surgery* (90:10) pp. 1291-1297.
- De la Herrán Núñez, G. & Usabiaga Arranz, J.** (2004): “Propiedades de lubricación del líquido sinovial en la artroplastia total de cadera”. En *Revista de Ortopedia y Traumatología* (48) pp. 3218-3224.
- Dennis, D.A.; Komlstek, R.D.; Northcut, E.J.; Ochoa, J.A. & Ritchie, A.** (2001): “In vivo determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions”. En *Jour. Biomech.* (34) pp. 623-629.
- Devane, P.A.; Robinson, E.J.; Bourne, R.B.; Rorabeck, C.H.; Nayak, N.N. & Home, J.G.** (1997): “Measurement of polyethylene wear in acetabular components inserted with and without cement. A randomized trial”. En *The Journal of Bone and Joint Surgery* (79) pp. 682-689.
- Dowson, D. & Jin, M.** (2006): “Metal-on-metal hip joint tribology. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers (Part H)”. En *Journal of Engineering in Medicine* (220:2) pp. 107-118.
- Dufour, M. & Pillu, M.** (2006): *Biomecánica funcional: Miembros, cabeza y tronco*. Madrid: Elsevier-Masson.
- Dumbleton, J.H.** (1981): *Tribology of natural and artificial joints*. Madrid: Elsevier-Masson.
- Fernández-Fairén, M.** (2000): “Lecciones básicas de la cadera”. En *Viladot, A.* (ed.): *Lecciones básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor*. Barcelona: Springer-Verlag.
- Fernández-Fairén, M. & Murcia Mazón, A.** (2009): “Superficies protésicas y pares de fricción”. En *Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Manual de cirugía ortopédica y traumatología* (2ª ed.). Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Fisher, J.; Belt, J.; Barbour, P.S.; Tipper, J.L.; Mathews, J.B. & Besong, A.A.** Et al. (2001): “A novel method for the prediction of functional biological activity of polyethylene wear debris”. En *Proc. Inst. Mech. Eng.* (215:2) pp. 127-132.
- Forster, H.; Fisher, J. & Dowson, D.** (1995): “The effect of stationary loading on the friction and boundary lubrication of articular cartilage in the mixed lubrication regime”. En

- Lubricantes and lubrication (Tribology series, vol. 30). México: Elsevier.
24. **García Cimbreló, E.** (2000): "Historia natural del componente acetabular en la prótesis de Charnley: Factores de riesgo". En Revista Española de Cirugía Osteoarticular (35:201) pp. 288-292.
 25. **González-Adrio, R.** (2008): "Prótesis de cadera metal-metal". En Actualizaciones en Cirugía Ortopédica y Traumatología (VII). Barcelona: Elsevier-Masson.
 26. **Goodman, S.B. & Fornasier, V.L.** (1992): "Clinical and experimental studies in the biology of aseptic loosening of joint arthroplasties and the role of polymer particles". En Kenneth, R. (ed.): Particulate debris from medical implants: Mechanisms of formation and biological consequences. Cal.: ASTM International.
 27. **Groover, M.P.** (1997): Fundamentos de manufactura moderna: Materiales, procesos y sistemas. México: Prentice-Hall Hispanoamericana.
 28. **Hamrock, B.J. & Dowson, D.** (1977): "Isothermal elastohydrodynamic lubrication of point contacts. Part III: Fully flooded results". En Journal of Lubrication Technology (99:2) pp. 264-276.
 29. **Harris, W.H.** (1991): "Aseptic loosening in total hip arthroplasty secondary to osteolysis induced by wear debris from titanium-alloy modular femoral heads". En The Journal of Bone and Joint Surgery (73) pp. 470-472.
 30. **Harris, W.H.** (1994): "Osteolysis and particle disease in hip replacement". En Acta Orthop. Scand. (65) pp. 113-123
 31. **Hart, A.J.; Buddhdev, P.; Winship, P.; Faria, N.; Powell, J.J. & Skinner, J.A.** (2008): "Cup inclination angle of greater than 50 degrees increases whole blood concentrations of cobalt and chromium ions after metal-on-metal hip resurfacing". En Hip Int. Jour. (18) pp. 212-219.
 32. **Hlaváček, M.A.** (1993): "The role of synovial fluid filtration by cartilage in lubrication of synovial joints (I). Mixture model of synovial fluid". En Jour. Biomech. (26) pp. 1145-1150.
 33. **Hlaváček, M.A.** (1993): "The role of synovial fluid filtration by cartilage in lubrication of synovial joints (II). Squeeze-film lubrication homogeneous filtration". En Jour. Biomech. (26:10) pp. 1151-1160.
 34. **Hlaváček, M.A.** (1999): "Note on an asymptotic solution for the contact of two biphasic cartilage layers in a loaded synovial joint at rest". En Jour. Biomech. (32:9) pp. 987-991.
 35. **Ikeuchi, K.** (1995): "The role of synovial fluid in joint lubrication". En Dowson, D. et al. (ed.): Lubricants and lubrication. Amsterdam: Elsevier Science.
 36. **Jacobson, B.** (2003): "The Stribeck memorial lecture". En Tribology International (36) pp. 781-789.
 37. **Jin, Z.M.** (2002): "Analysis of mixed lubrication in metal-on-metal hip joint replacements". En Proc. Inst. Mech. Eng. (216) pp. 85-89.
 38. **Jin, Z.M.; Medley, J.B. & Dowson, D.** (2003): "Fluid film lubrication in artificial hip joints". En Dowson, D.; Priest, M.; Dalmaz, G. & Lubrecht, A.A. (eds.): Tribological Research and Design for Engineering Systems, Proceedings (29th Leeds-Lyon Symposium on Tribology. Session VII Bio-tribology (1): Hip and knee joints). Amsterdam: Elsevier.
 39. **Jin, Z.M. & Fisher, J.** (2001): "The influence of nominal contact stress on wear of UHMWPE for artificial joint replacements". En Proc. of European Society form Biomaterials. London (12th-14th sept.).
 40. **Kalpakjian, S. & Schmid, S.R.** (2002): Manufactura, ingeniería y tecnología. Madrid: Pearson.
 41. **Kranz, I.; Gonzalez, J.B.; Dörfel, I.; Gemeinert, M.; Griepentrog, M.; Klaffke, D.; Knabe, C.; Osterle, W. & Gross, U.** (2009): "Biological response to micron- and nano-meter-sized particles known as potential wear products from artificial hip joints. Part II: Reaction of murine macrophages to corundum particles of different size distributions". En Jour. Biomed. Mater. Res. (89:2) pp. 390-401.
 42. **Kwok, P.W. & Lewis, C.G.** (2004): "Biomateriales ortopédicos". En Ortopedia (tomo I). Madrid: Editorial Médica Panamericana.
 43. **Lapcikova, M.; Slouf, M.; Dybal, J.; Zolotarevova, E.; Entlicher, G. Pokorný, D. ET AL.** (2009): "Nanometer size wear debris generated from ultra-high molecular weight polyethylene in vivo". En Wear (266) pp. 349-355.
 44. **Lee, R.; Essner, A. & Wang, A.** (2008): "Tribological considerations in primary and revision metal-on-metal arthroplasty". En Journal of Bone and Joint Surgery (90:3) pp. 118-124.
 45. **Malviya, A.; Ramaskandhan, J.; Holland, J.P. & Lingard, E.A.** (2010): "Artroplastia total de cadera metal-metal". En The Journal of Bone and Joint Surgery (92:7) pp. 1675-1683
 46. **Mazzucco, D.; Mckinley, G.; Scott, R.D. & Spector, M.** (2002): "Rheology of joint fluid in total knee arthroplasty patients". En Journal of Orthopaedic Research (20:6) pp. 1157-1163.
 47. **Mckellop, H.A.; Clarke, I.C.; Markolf, K.L. & Amstutz, H.C.** (1978): "Wear characteristics of UHMW polyethylene: A method for accurately measuring extremely low wear rates". En Jour. Biomed. Mater. Res. (12) pp. 895-927.
 48. **Mckellop, H.A.; Park, S.H.; Chiesa, R.; Doorn, P.; Lu, B.; Normand, P.; Girgoris, P. & Amstutz, H.** (1996): "In vivo wear of 3 types of metal on metal hip prostheses during 2 decades of use". En Clinical Orthopaedics and Related Research (329S) pp. 28-140.
 49. **Mcpherson, E.J.** (2009): "Cirugía de reconstrucción articular en adultos". En Ortopedia y Traumatología. Revisión sistemática + Expert Consult (5ª ed.). Amsterdam: Elsevier.
 50. **Namba, R.S.; Shuster, S.; Tucker, P. & Stern, R.** (1999): "Localization of hyaluronan in pseudocapsule from total hip arthroplasty". En Clin. Orthop. (363) pp. 158-162.
 51. **Parvizi, J. & Purtill, J.J.** (2005): "Cadera: Reconstrucción pélvica y artroplastia". En Vaccaro, A. (ed.): "Orthopaedic knowledge (update 8). Extremidades inferiores". En Home Study Syllabus (edición en español) pp. 33-44.
 52. **Rothman, R.H.** (1993): "The effect of varying femoral offset on component fixation in cemented total hip arthroplasty". En Read at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons (San Francisco).
 53. **Saari, H.; Santavirta, S.; Nordström, D.; Paavolainen, P. & Konttinen, Y.** (1993): "Hyaluronate in total hip replacement". En Jour. Rheum. (20) pp. 87-90.
 54. **Saikko V.** (2003): "Effect of lubricant protein concentration on the wear of ultra-high molecular weight polyethylene sliding against a CoCr counterface". En Jour. Tribol. (125) pp. 638-642.
 55. **Sakalkale, D.P.; Sharkey, P.F.; Eng, K.; Hozack, W.J. & Rothman, R.H.** (2001): "Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty". En Clin. Orthop. (388) pp. 125-34.
 56. **Sánchez Gutiérrez, S.J. & Mardomingo Alonso, A.** (2009): "Implantes articulares: Principios generales. Pares de fricción". En Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (2) p. 23.
 57. **Sawae, Y.** (2009): "Effect of physiological factors on wear of UHMWPE for joint prosthesis". En Polymer Tribology. London: Imperial College Press.

58. **Smith, S.L.; Dowson, D.; Goldsmith, A.; Valizadeh, R. & Colligon, J.S.** (2001): "Direct evidence of lubrication in ceramic-on-ceramic total hip replacement. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers (Part C). En *Journal of Mechanical Engineering Science* (215:3) pp. 265-268.
59. **Stachowiak, G. & Batchelor, A.** (EDS.) (2004): *Tribometers. Tribology and Interface Engineering Series*. Amsterdam: Elsevier.
60. **Steinbeck, M.J.; Baxter, R.M. & Freeman, T.A.** (2009): "Pathophysiologic reactions to UHMWPE wear particles". En *UHMWPE Biomaterials* (2ª ed.) Amsterdam: Elsevier.
61. **Tandon, P.N.; Bong, N.H. & Kushaha, K.** (1994): "A new model for synovial joint lubrication". En *Int. Jour. Biomed. Comput.* (35:2) pp. 125-140.
62. **Teeter, M.G.; Milner, J.S.; Au, J.L.; Lorusso, D.; Naudie, D.D. & Holdsworth, D.W.** (2010): "Regional measurements of surface deviation volume in worn polyethylene joint replacement components". En *Jour. Long Term Eff. Med. Implants* (20:1) pp. 49-56.
63. **Tipper, J.L.; Richards, L.; Ingham, E. & Fisher, J.** (2009): "Characterization of UHMWPE wear particles". En *UHMWPE Biomaterials Handbook* (2ª ed.). Amsterdam: Elsevier.
64. **Tipper, J.L.; Ingham, E.; Hailey, J.L.; Besorg, A.A.; Fisher, J.; Wroblewski, B.M. & Stone, M.H.** (2000): "Quantitative analysis of polyethylene wear debris, wear rate and head damage in retrieved Charnley hip prostheses". En *Jour. Sci. Mater. Med.* (2:2) pp. 117-24.
65. **Tuke, M.; Gareth, S.; Roques, A.; Hu, X. & Taylor, A.** (2008): "Design considerations and life prediction of metal-on-metal bearings: The effect of clearance". En *The Journal of Bone and Joint Surgery* (90:A3) pp.: 134-41.
66. **Unsworth A.** (1991): "Tribology of human and artificial joints". En *Proc. Inst. Mech. Eng.* (205) pp. 163-172.
67. **Wang, A.; Essner, A. & Klein, R.** (2001): "Effect of contact stress on friction and wear of ultra-high molecular weight polyethylene in total hip replacement". En *Proc. Inst. Mech. Eng.* (215:H2) pp. 133-139.
68. **Wang, A.; Polineni, V.K.; Essner, A.; Stark, C. & Dumbleton, J.H.** (1999): "Quantitative analysis of serum degradation and its effect on the outcome of hip joint simulator wear testing of UHMWPE". En *25th Annual Meeting Transactions of Society for Biomaterials*.
69. **Wang, A.; Polineni, V.K.; Essner, A.; Stark, C. & Dumbleton, J.H.** (1998): "Role of proteins and hyaluronic acid in the lubrication and wear of the UHMWPE acetabular cups". En *24th Annual Meeting of the Society for Biomaterials (California)*.
70. **Wang, A.; Polineni, V.K.; Starck, C. & Dumbleton, J.H.** (1998): "Effect of femoral head surface roughness on the wear of ultrahigh molecular weight polyethylene acetabular cups". En *The Journal of Arthroplasty* (139) pp. 615-620.
71. **Wang, A.; Sun, D.C.; Stark, C. & Dumbleton, J.H.** (1995): "Wear mechanisms of UHMWPE in total joint replacements". En *Wear* (181-183) pp. 241-249.
72. **Willert, H.G.** (1997): "Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses". En *Jour. Biomed. Mater. Res.* (11:2) pp. 157-164.
73. **Willert, H.G.; Bertram, H. & Buchhorn, G.H.** (1990): "Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles". En *Clin. Orthop.* (258) pp. 95-107.
74. **Williams, S.; Leslie, I.; Graham, I.; Jin, Z.; Ingham, E. & Fisher, J.** (2008): "Tribology and wear of metal-on-metal hip prostheses: Influence of cup angle and head position". En *The Journal of Bone and Joint Surgery* (90) pp. 111-117.
75. **Yehia, S.R. & Duncan, H.** (1975): "Synovial fluid analysis". En *Clin. Orthop.* (107) pp. 11-24.