

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

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

Como sabemos diferentes combinaciones de materiales se están utilizando hasta el momento en las superficies friccionales de las prótesis articulares de cadera. Sin embargo, el polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE) sigue siendo el material de mayor éxito. 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. Por lo tanto, 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. Así pues en 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- Alto Peso Molecular (UHMWPE), ver Figura 1.

Respecto a las características del polietileno podemos decir que el polietileno es un polímero formado por el etileno C_2H_4 , es decir un gas con un peso molecular de 28 g/mol. La fórmula genérica química para el polietileno es $-(C_2H_4)_n-$, donde n es el grado de polimerización. Un esquema de la estructura química del etileno y el polietileno lo podemos ver en la Figura 2. Para el polietileno de Ultra-Alto Peso Molecular, la cadena molecular puede consistir en hasta 200.000 unidades de repetición del etileno. Es decir la cadena molecular del UHMWPE contiene cerca de 400.000 átomos de carbono y hay varios tipos de polietileno que se sintetizan con diferentes pesos moleculares y arquitecturas de cadena. Así el



Figura 1
Par metal - UHMWPE.

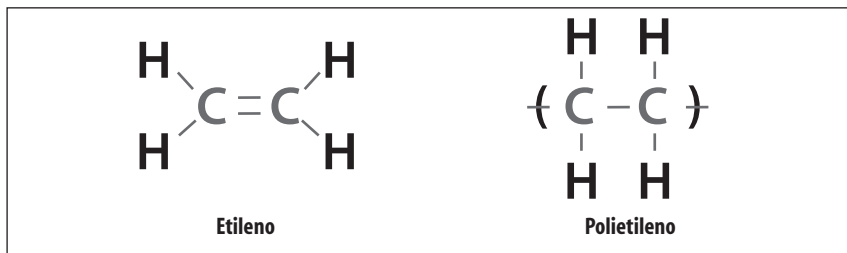


Figura 2
Esquema de la estructura química del etileno y del polietileno.

polietileno de alta densidad (HDPE) es un polímero lineal con un peso molecular de hasta 200.000 g/mol, sin embargo el UHMWPE, comparativamente tiene un peso promedio de la viscosidad molecular de 6 millones g/mol²⁵ siendo pues un material atractivo clínicamente dado que siendo un material de superficie blanda presenta una alta resistencia a la abrasión y al desgaste³⁶, ver Tabla 1.

Podemos indicar las fases de su proceso productivo y son necesarias tres fases o pasos, dentro de su proceso de fabricación²⁶, ver Figura 3:

- La polimerización del gas etileno.
- El UHMWPE ya polimerizado en forma de resina en polvo, Fi-

gura 3 (A), necesita ser consolidado en láminas o barras, Figura 3 (B), o formas próximas fáciles de adaptar al diseño final, Figura 3 (C), de la prótesis.

- Y como última fase la transformación en su forma final, Figura 3 (D). Por moldeado a compresión o mecanizado -Figura 3 (C).

En la actualidad se fabrican dos tipos de resina²⁶ (GUR 1020 y GUR 1050), ver Tabla 2 y Tabla 3. Y en la forma de transformación de la resina, en barras o similar, para el conformado, existen dos métodos; moldeado y extrusionado.

Así el método de conversión podría tener un efecto en las propieda-

Propiedades	UHMWPE
Peso Molecular (10 ⁶ 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 Físicas Medias del UHMWPE.
Fuente: J Arthroplasty 2000.

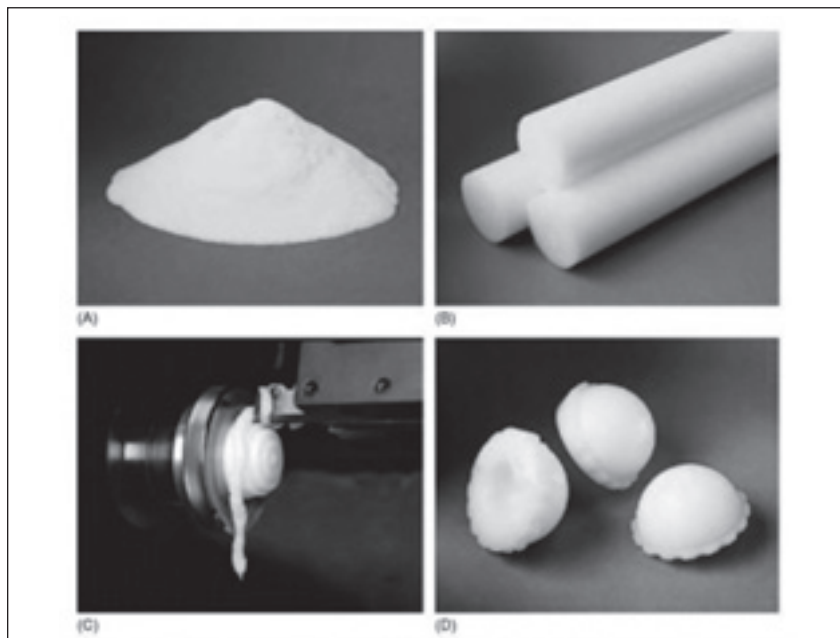


Figura 3
Fases del proceso de fabricación del cotilo UHMWPE.
(A) Resina en polvo del etileno. (B) Barras de UHMWPE. (C) Mecanizado. (D) Cotilo acabado.
Fuente: Kurtz SM. Elsevier 2009.

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

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

des del UHMWPE, sin embargo en la práctica las diferencias entre la extrusión y compresión del moldeado son leves, ver Tabla 4. Estudios sobre esto han reportado sutiles diferencias en la morfología y en el comportamiento a la propagación de grietas

por fatiga del extruido frente al moldeado por compresión²⁶, ver Tabla 4.

Además determinadas investigaciones sobre la morfología del UHMWPE sugieren que el material moldeado a compresión tiene una orientación cristalina isotrópica,

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
Requerimiento de las resinas para UHMWPE.
Fuente: ASTM 648 / ISO 5834-1.

frente al extrusionado a presión del UHMWPE cuya morfología parece que varía ligeramente en función de la distancia al eje central³. Estudios similares sobre propagación de grietas en el UHMWPE han encontrado más tendencia a la propagación de grietas isotrópicas en las láminas moldeadas a compresión que en las barras de UHMWPE extruido a presión²⁶.

Los fabricantes de componentes ortopédicos generalmente conforman los componentes de UHMWPE en su forma definitiva. Utilizan para ello el mecanizado de componentes de UHMWPE que se compone de fresado y torneado de desbaste, ver Figura 3 (C), y además de otros pasos de acabado. En algunos casos, el proceso convertidor de resina puede facilitar el mecanizado dando una forma que se aproxime a la sección del implante terminado²⁶.

Este preformado tiene múltiples ventajas:

- Su eficiencia.
- Evita que el calor generado por la velocidad de corte del proceso de mecanizado dañe el material.
- Mejora el implante de tolerancias en el componente.
- Y consigue una mejor temperatura de trabajo.

Así las últimas generaciones de máquinas son capaces de desarrollar hasta 12.000 rpm en proceso controlados por control numérico²⁶.

Además es conveniente vigilar el proceso de esterilización, tal que

Material	Densidad (kg/m3)	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	395 ± 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: Kurtz SM. Elsevier 2009.

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: Kurtz SM. Elsevier 2009.

incluso la irradiación gamma en atmósfera con aire da lugar a riesgo de generar radicales libres dentro del polímero³⁶. La esterilización en vacío o en atmósfera inerte mejora el entrecruzamiento del UHMWPE y con esto se evita los procesos oxidativos en esta fase frente a la esterilización con óxido de etileno que no mejora el entrecruzamiento^{1,7}. La degradación oxidativa pues además de producir cambios de densidad en el polietileno a diferentes profundidades hace aparecer una banda blanca superficial debido a los microvacíos adquiriendo tonos amarillentos en fase avanzada⁷.

Los diversos métodos de esterilización, ver Tabla 5, que se utilizan actualmente reflejan la falta de consenso científico en cuanto a cuál de los métodos de esterilización es preferido actualmente para ofrecer más ventajas a largo plazo sobre el UHMWPE y para el paciente. En los últimos 5 años, han surgido nuevas evidencias respecto a los envases de primera generación al no resultar ser tan eficientes en la prevención de la oxidación del polímero como originariamente se pensaba. Otra preocupación actual por la esterilización con radiación gamma de los compo-

ponentes protésicos de UHMWPE es sobre que se puede esperar de su proceso oxidativo durante la exposición a largo plazo en un medio ambiente vivo como es el cuerpo humano. La importancia clínica de estos hallazgos recientes, no es plenamente reconocida en la actualidad y es un tema de investigación en curso y en debate dentro de la comunidad científica²⁶.

Y es que muchos de los principales fabricantes usan la distribución de componentes de UHMWPE empaquetados y esterilizados con rayos gamma en un medio inerte, ver Tabla 6. El objetivo de estos envases de barrera es reducir al mínimo la degradación oxidativa durante el almacenamiento útil a largo plazo. Así el UHMWPE esterilizado con rayos gamma en un ambiente con poco oxígeno todavía contiene macroradicales, el éxito de la minoración de la oxidación durante el almacenamiento depende de su capacidad para limitar el acceso de oxígeno a los polímeros. Así se ha indicado que las barreras poliméricas, usadas en el empaquetado, pueden no ser causa de éxito en la prevención de la oxidación del UHMWPE durante el almacenamiento si esto no va acompañado de un envase impermeable o sellado en lámina metálica²⁶.

Respecto a los ratios de **desgaste**, rangos de 30-100 mm³/año han sido reportados²¹ para este tipo de par friccional. Pero aunque la mayoría de los implantes son un éxito, hay suficiente evidencia que muestra que el debris del desgaste de esta combinación lleva a un eventual fallo de la prótesis. Es aceptado que el debris del desgaste del UHMWPE 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. 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^{11,13,15,16,20,46}. Y porque se da en mayor medida en lo pares de fricción de superficie dura sobre blanda al tener no solo más desgaste sino un tamaño de partículas mayor y en particular el polietileno^{40,45}. Investigaciones han demostrado que las partículas en el rango de talla 0,2-0,8 µm causan la más alta respuesta biológica en el organismo^{18,27}.

Se ha demostrado que el rango de tamaño de partículas comprendido entre 0,2 y 7 µm puede desencadenar también respuesta inmune con reacción osteolítica^{11,13,15,16,20,46}, ver Figura 4, y debido al polietileno^{40,45}. Y como también mostramos, la mayoría de las investigaciones sobre las partículas de desgaste se centraban en las tallas de partículas más pequeñas tipo submicron y su distribución en los tejidos periprotésicos, porque parecían ser las causantes de la actividad de los macrófagos y por tanto de la osteolisis, y así lo indicaba estudios del momento. Pero Tipper et al.⁴¹ demostraron que un relativo y pequeño número de grandes partículas podían dar lugar a una mayor proporción de desgaste volumétrico total, aún con una baja actividad biológica^{41,42}.

Esta enfermedad también llamada de las partículas se describió por primera vez a principios de los años 70 por Willert y Semlitsch^{31,44,45}.

Como investigaron, los macrófagos juegan un papel fundamental en la reacción tisular y la respuesta inmune del debris del polietileno. Ellos reconocen y fagocitan las partículas, generando citosina locales que influyen en las reacciones celulares puesto que la fricción y el desgaste de los componentes del implante protésico genera micropartículas en un rango de tamaño de 1-10 µm y nanopartículas en el rango de 10 hasta 1.000 nm²⁴. Y es que incluso en el UHMW-

Fabricante	Atmósfera Empaquetado
Biomet	Argón y cuasi vacío sellado
DePuy Inc.	Cuasi vacío
Stryker Howmedica Ostenics	Nitrógeno
Zimmer Inc.	Nitrógeno

Tabla 6
Empaquetado usado en la esterilización por radiación gamma del UHMWPE.
Fuente: Kurtz SM. Elsevier 2009.

PE se han reportado partículas de talla nanométrica no sólo en estudios in vitro con simuladores sino en tejido periprotésico^{28,42}. Luego los macrófagos y las células gigantes, atraídas por el debris, intentan disolver estas partículas de desgaste con las citoquinas o citosinas y como el polietileno no es biocompatible, las partículas no se disuelven y aparece el efecto negativo en el cual las citoquinas liberadas activan los osteoclastos lo que originan la reacción de absorción ósea que tiende al aflojamiento de los componentes, ver Figura 4.

En términos de máximo volumen se ha sugerido que el total de desgaste volumétrico del UHMWPE por encima de 600 mm³ 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 µm con un volumen de desgaste de 30 mm³/año tendríamos una ecuación que generaría 40.000 partículas por paso²³.

La correcta **alineación del componente acetabular** es esencial para un rendimiento clínico a largo plazo satisfactorio de cualquier tipo de polietileno. Cuando se inserta un cotilo con una alineación vertical excesiva, la zona de contacto entre la esfera y el cotilo puede estar cerca del reborde superior (ecuador) del cotilo o en el reborde. Esto puede imponer cargas demasiado altas al polietileno, lo que induce, a su vez, desgaste o fractura por fatiga de forma rápida⁴. Las cabezas femorales grandes se han vinculado con mayor desgaste de los revestimientos acetabulares de polietileno tradicional de peso molecular ultraalto⁶, pero esta tendencia no parece trasladarse a los revestimientos de polietileno altamente entrecruzado^{12,17}.

Referido a las técnicas de **medición del desgaste en el caso del polietileno** podemos decir que por lo general, el grado de desgaste del polietileno durante el uso clínico se estima midiendo la distancia de penetración de la cabeza femoral en el revestimiento de polietileno a lo largo del tiempo. Las técnicas para medir la penetración de la cabeza femoral en radiografías seriadas pertenecen a tres categorías:

- Análisis manual.
- Asistido por computadora
- Y radioestereométrico.

Así tenemos las mediciones del desgaste mediante las técnicas manuales descritas por Dorr y Wan⁹. La

técnica computarizada comunicada por Devane y otros⁸. Y el método asistido por computadora comunicado por Martell y otros^{29,30}. La radioestereometría es un método que utiliza marcadores biocompatibles como el tántalo o similar, en el hueso o implante protésico para determinar cambios tridimensionales.

En la actualidad, el método asistido por computadora comunicado por Martell y otros^{29,30} es la técnica empleada con más frecuencia para evaluar la penetración de la cabeza femoral en revestimientos de polietileno altamente entrecruzado. Este método utiliza software de detección de bordes que identifica, primero, los márgenes de la cabeza femoral y el cotilo acetabular y, después, calcula el centro de cada componente. Como las variaciones de posición del paciente, la dosis de exposición y otros factores pueden distorsionar la elipse creada por la boca del componente acetabular, el software de detección de bordes puede rechazar radiografías clínicas. Por consiguiente, este método no es exclusivamente automatizado, pues se pueden necesitar observadores para verificar la elipse identificada por el software o para identificar en forma manual el reborde externo del cotilo acetabular. Sin embargo, aplicar esta técnica en estudios clínicos prospectivos que incorporan a varios de pacientes puede ser prohibitivo con relación al tiempo y al costo.

Sin embargo aunque la radioestereometría puede ser el método

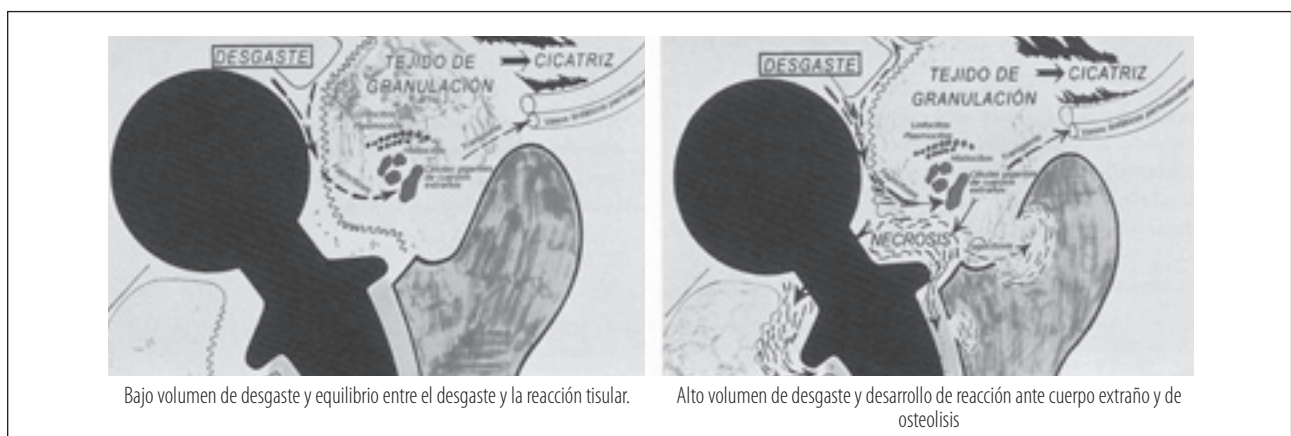


Figura 4
Reacción general tisular frente al debris. Diagrama de Willert/Semlitsch.
Fuente: Willert y Semlitsch 1976.

más exacto para detectar migración de la cabeza hacia el interior de la superficie de articulación del revestimiento acetabular, este método no permite detectar el desgaste posterior^{5,19}.

Así se considera que la radioes-tereometría es el método más exacto para medir la penetración de la cabeza femoral, pero cada técnica tiene ventajas y desventajas, y no hay consenso claro sobre cuál de las tres es la más adecuada para evaluar la penetración de la cabeza femoral en revestimientos de polietileno. No se ha realizado, por el momento, ningún estudio que haya efectuado una comparación directa de las tres técnicas¹⁹.

La literatura científica indica que el **ratio de desgaste** típico lineal de las copas o cotilos de UHMWPE sobre metal se encuentra entre 100-300 mm/año²¹ o de ratios de desgastes volumétricos de 30-100 $\mu\text{m}^3/\text{año}^{21}$. Estos ratios, mayoritariamente aceptables por un amplio espectro de pacientes, puede no ser una opción adecuada para los pacientes jóvenes dada la mayor probabilidad de demanda de remplazos de implante primario, añadida la cascada de reacción biológica dada por la osteolisis.

Y es que múltiples mecanismos de desgaste afectan al polietileno in vivo (abrasión, adhesión y fatiga, esto último más asociados con los implantes de rodilla). Muchas prótesis recuperadas muestran rayaduras, lo cual ayuda a indicar la importancia del desgaste por abrasión en los implantes de cadera.

Así una forma de minimizar el desgaste ha sido utilizar una superficie de contacto dura, suave y resistente a los arañazos. Por lo tanto las **cabezas femorales hechas de CoCrMo**, óxido de zirconio o de alúmina son las utilizadas en la actualidad. Y es que la dureza de estos materiales muestran un alto grado de resistencia a los arañazos y por lo tanto menos fáciles de dañar²³. Un estudio apoya esta argumentación²³, comparando cabezas femorales de titanio recuperado con los de CoCrMo. Mientras que el acabado de las superficies de las cabezas de

CoCrMo han mantenido in vivo la rugosidad promedio alrededor de 0,05mm Ra, las cabezas de titanio aumentaron a aproximadamente 0,20mm Ra. Fundamentalmente, las tasas de desgaste en los pacientes con la cabeza femoral CoCrMo fue significativamente menor que aquellos que tenían las cabezas femorales de titanio implantado²³.

También estudios con simuladores han evidenciado la fuerte relación entre el desgaste del UHMWPE y la **rugosidad superficial media** en superficies protésicas articulares²³. Esta es la razón por la cual las cabezas femorales de alta dureza como las de CoCrMo y de alúmina son a menudo preferidas frente a las de acero inoxidable y titanio, más susceptibles a los arañazos. Arañazos que pueden deberse a fragmentos de hueso o agentes usado en la cementación²³. Saikko et al.³⁵ testeó el UHMWPE y el polietileno altamente entrecruzado o reticulado HXLPE frente al metal en presencia del proteínas suero de bovino diluido en agua destilada (1:1). De sus pruebas dedujo las siguientes expresiones que relacionaban rugosidad con desgaste, tal que:

Para el UHMWPE

$$k = 5,87 \times (\text{Ra})^{0,91}$$

Para el HXLPE

$$k = 7,87 \times (\text{Ra})^{2,49}$$

Siendo k el factor desgaste y R_a la rugosidad media de la superficie friccional.

En cuanto a la **lubricación del par UHMWPE-metal**, es evidente que la articulación natural de cadera se encuentra con una serie de cargas durante toda la vida y se mueve con un rango determinado de velocidades, sin embargo, para el modelo "ball-in-socket" de prótesis articulares de cadera es perfectamente válido la equivalencia con el ball-on-plane empleado en teoría elastohidrodinámica¹⁴. Este nos permite calcular la película mínima efectiva h_{min} por la expresión:

$$\frac{h_{min}}{R_x} = 2.80 \left[\frac{\eta u}{E^* R_x} \right]^{0.65} \left[\frac{\omega}{E^* R_x^2} \right]^{-0.21}$$

Donde R_x es el radio equivalente en m. Siendo R_1 y R_2 los radios de la cabeza femoral y cotilo respectivamente.

$$\frac{1}{R_x} = \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2}$$

η es la viscosidad del el lubricante en Pa·s

u es la velocidad del par en m/s.

w es la carga soportada (N).

E^* es el módulo de elasticidad equivalente.

Siendo E_1 el módulo de elasticidad de la cabeza femoral y E_2 el del cotilo. Y además ν_1 y ν_2 los coeficientes de Poisson de la cabeza y cotilo respectivamente

$$\frac{1}{E^*} = 0.5 \left[\frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \right]$$

De lo cual resulta el factor lambda, en la ecuación de debajo y que define el régimen de lubricación, tal que $\lambda < 1$ indica lubricación límite, $\lambda > 3$ indica lubricación de película, y entre estos dos valores tenemos la lubricación mixta²².

$$\lambda = \frac{h_{min}}{\left[(R_{a1})^2 + (R_{a2})^2 \right]^{1/2}}$$

Se han realizado pues estudios para la estimación de los regímenes de lubricación *in vivo* de implantes de cadera. A partir de la experiencia y basado en el ratio de la expresión lambda y usando la fórmula de Hamrock y Dowson¹⁴. Teniendo como radio de la cabeza femoral; $R_1 = R_H = 14$ mm; carga aplicada, $W = 2,5$ kN; viscosidad del líquido sinovial, $\eta = 5$ mPa; velocidad angular de la cabeza femoral en relación a la copa acetabular, $\omega = 1,5$ rad/s se han obtenido valores de 0,08 a 1,7. Lo cual identifica regímenes de lubricación entre capa límite a mixta para los pares UHMWPE-metal (CoCrMo)²¹.

Así pues tomando datos promedio, verificados en diferentes estudios podemos obtener el probable valor de λ ²³.

Los valores tomados fueron; para el valor de carga 1kN³⁴, como velocidad de deslizamiento 15 mm/s³⁸; aclaramiento radial de 50 mm para el metal-polímero³⁵. Y de otros estudios²³; la rugosidad para la cabeza de Cromo-Cobalto de 3 nm, para el cotilo de UHMWPE una rugosidad de 1,29 mm, como viscosidad del lubricante líquido sinovial 0.005 Pa*s; módulos de Young para el CoCrMo y el UHMWPE se tomaron 210 GPa y 1GPa respectivamente; mientras que sus coeficientes de Poisson se tomaron como 0,3 y 0,4 también respectivamente; calculado el radio equivalente en 3,93 m; y el modulo E equivalente en 2,37 GPa.

Sustituyendo todos estos datos nos permite obtener un valor λ en 0,23 que indica que el par polímero-metal opera en régimen de lubricación límite ($\lambda < 1$)²³.

También la evidencia a partir de explantes, con presencia de rayaduras en la superficie y junto con el volumen de partículas de desgaste apoya la conclusión teórica, de que el par metal-polímero entra en contacto, como sería de esperar bajo la cobertura o lubricación mixta. También hay que reconocer que todo el desgaste *in vivo* probablemente dará lugar a un cambio en los valores de la rugosidad de la superficie de las superficies articulares. Los datos de articulaciones protésicas de cadera explantadas indica que las cabezas femorales tienden a raspar, mientras que la región de la articulación de la copa acetabular muestra una disminución en su rugosidad^{10,23}.

Se ha demostrado que el desgaste aumenta con el **diámetro de la cabeza** femoral de la prótesis de cadera con acetábulo de UHMWPE. Así en un seguimiento de 9 a 21 años, las prótesis de cadera con cabezas de 32 mm de diámetro femoral mostraron una tasa de revisión 2,8 veces mayor que aquellos con un diámetro de 22 mm²³.

Normalmente el **espesor del polietileno acetabular** se reduce, cuando la cabeza femoral aumenta y las fuerzas aplicadas sobre el polietileno son sensibles a la diferencia radial que existe entre el radio de la cabeza femoral y el radio del hueco acetabular, y así aumentan mínimamente las tensiones de contacto cuando disminuye el espesor de la cúpula acetabular, a partir de que el espacio libre radial sea de 0,1 mm o menor, y sólo cuando el grosor acetabular decrece por debajo de 4 mm y si la diferencia radial es de 0,5 mm o mayor pueden, aparecer tensiones a nivel del contacto cotilo protésico-cúpula acetabular^{2,32,43}.

En cuanto a la **fricción** podemos decir que el valor de la fricción puede ser convertido en un factor, tal que:

$$f = \frac{T}{rL}$$

Donde T es el torque friccional generado entre las superficies en contacto, r es el radio del componente femoral y L la carga aplicada en cadera³⁹.

Mediante la realización de pruebas con lubricantes de diferentes viscosidades, se pueden llevar a cabo análisis o gráficos de Stribeck. Así el factor de fricción se representa frente al número z de Sommerfeld²³, indicado en la expresión:

$$z = \frac{\eta \cdot u \cdot r}{L}$$

Donde η es la viscosidad del lubricante y la u es la velocidad de arrastre de las superficies de contacto o rodamiento del par articular.

Si se obtiene una tendencia ascendente en el factor de fricción con aumento del número de Sommerfeld esto nos indicaría régimen de película lubricante, mientras que una tendencia a la baja indica del factor friccional indica un régimen de lubricación mixto³⁹. Luego este tipo de análisis es una buena ayu-

da para identificar los regímenes de lubricación en pruebas *in vitro*.

Sawae et al, 2006, realizaron estudios³⁷ de tribología probando el UHMWPE contra cabezas de acero inoxidable en presencia de varios lubricantes; solución salina, solución salina más albúmina fisiológica con hialurónico y el 30% de suero bovino²³. Este informó que la menor fricción se encontró con la solución de ácido hialurónico, con un coeficiente de fricción de aproximadamente 0,02. Con 30% de suero bovino como lubricante el coeficiente de fricción estaba más cerca de 0,06. En otro estudio con tribómetros pin-on-disk se investigó la fricción de UHMWPE contra CoCrMo y en la presencia de varios lubricantes⁴⁷, se encontró que el lubricante tenía una influencia significativa en la fricción, así el cambio de disolución mediante agua destilada para diluir el suero bovino condujo a un aumento en la fricción, mientras que el uso de líquido sinovial periprotésico como lubricante se asoció con una menor fricción⁴⁷. En otras investigaciones sobre fricción con varios lubricantes reportaron que la adición de ácido hialurónico tendió a disminuir los valores de coeficiente de fricción, tal que la adición tendido a desplazar el régimen de lubricación de mixto hacia condiciones hidrodinámicas²³. Y la adición de proteínas en el lubricante tiende a evitar la banda de transferencia en la cabeza femoral, que también reportan otros autores²³. Sin embargo el coeficiente de fricción se mantiene más o menos constante en estos casos. Saikko (2006) usando lubricante al 50% de suero bovino informó de coeficientes de fricción en el rango de 0,26 a 0,34 para el UHMWPE contra CoCrMo a una presión nominal de contacto 1,1 MPa, indicando que tales valores caen en el tiempo debido a la degradación de la proteína³³. Otros estudios sitúan el coeficiente de fricción para dicho par en el rango de 0,06 a 0,08 trabajando entre régimen mixto a límite²¹.

BIBLIOGRAFIA

- 1 **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.
- 2 **Bartel DL, Burstein AH, Toda MD, Edwards DL.** The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metal backed plastic implants. *J Biomech Eng* 1985; 107: 193-99.
- 3 **Bellare A, Cohen RE.** Morphology of rod stock and compression-moulded sheets of ultra-high-molecular-weight polyethylene used in orthopaedic implants. *Biomaterials* 1996; 17: 2325-33.
- 4 **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.
- 5 **Bragdon CR, Martell JM, Greene ME, Estok DM, Thanner J, Kärrholm J, Harris WH, Malchau H.** Comparison of femoral head penetration using RSA and the Martell Method. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 448: 52-7.
- 6 **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.
- 7 **Cordero Ampuero J. Biomateriales.** In: Manual SECOT de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Editorial Médica Panamericana 2003: 42-52.
- 8 **Devane PA, Bourne RB, Rorabeck CH, Hardie RM, Horne JG.** Measurement of polyethylene wear in metal backed acetabular cups. I. Three-dimensional technique. *Clin Orthop Relat Res* 1995; 319: 303-16.
- 9 **Dorr LD, Wan Z.** Ten years of experience with porous acetabular components for revision surgery. *Clin Orthop Relat Res* 1995; 319: 191-200.
- 10 **Elfick AP, Hall RM, Pinder IM, Unsworth A.** The influence of femoral head surface roughness on the wear of ultrahigh molecular weight polyethylene sockets in cementless total hip replacement. *J Biomed Mater Res* 1999; 48 (5): 712-8.
- 11 **García Cimbrello 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.
- 12 **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.
- 13 **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.
- 14 **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.
- 15 **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.
- 16 **Harris WH.** Osteolysis and particle disease in hip replacement. *Acta Orthop Scand* 1994; 65: 113-23.
- 17 **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.
- 18 **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.
- 19 **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.
- 20 **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.
- 21 **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.
- 22 **Johnson KL, Greenwood JA, Poon SY.** A simple theory of asperity contact in elastohydrodynamic lubrication. *Wear* 1972; Vol 19 (1): 91-108.
- 23 **Joyce T.** Biopolymer Tribology. In: *Polymer Tribology.* Imperial College Press 2009; 227-66.
- 24 **Kranz I, Gonzalez JB, Dörfel I, Gemeinert M, Griepentrog M, Klafke 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.
- 25 **Kurtz SM.** A primer on UHMWPE. In: *UHMWPE: Biomaterials Handbook.* Elsevier 2009: 1-6.
- 26 **Kurtz SM.** From Ethylene Gas to UHMWPE Component: The Process of Producing Orthope-

- dic Implants. In: UHMWPE: Biomaterials Handbook. Elsevier 2009: 7-19.
- 27 **Kwok PW, Lewis CG.** Biomateriales ortopédicos. In: Ortopedia. Editorial Médica Panamericana 2004; Tomo I: 146-56.
 - 28 **Lapcikova M, Slouf M, Dybal J, Zolotareva E, Entlicher G, Pokorny D.** Nanometer size wear debris generated from ultra high molecular weight polyethylene in vivp. *Wear* 2009; (266): 349-55.
 - 29 **Martell J, Berkson E, Jacobs JJ.** The performance of 2D vs. 3D computerized wear análisis in the Harris Galante acetabular component. *Orthop Trans* 2000; 25: 564.
 - 30 **Martell JM, Berkson E, Berger R, Jacobs J.** Comparison of two and three-dimensional computerized polyethylene wear analysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85: 1111-7.
 - 31 **Oehy J, Rieker C.** Información Científica Meta-sul: Articulación metal-metal Zimmer 2005: 1-30.
 - 32 **Saiko V.** Wear of polyethylene acetabular cups against alumina femoral heads; 5 prostheses compared in a hip simulator for 35 million walking cycles. *Acta Orthop Scand* 1993; 64:507-12.
 - 33 **Saikko V.** Effect of contact pressure on wear and friction of ultra-high molecular weight polyethylene in multi-directional sliding. *J Eng Med*, 2006, 220, 723-731.
 - 34 **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.
 - 35 **Saikko V, Calonius O, Keränen J.** Wear of conventional and cross-linked ultra-high-molecular-weight polyethylene acetabular cups against polished and roughened CoCr femoral heads in a biaxial hip simulator. *Journal of Biomedical Materials Research* 2002; Volume 63 (6): 848-53.
 - 36 **Sawae Y.** Effect of physiological factors on wear of UHMWPE for joint prosthesis. In: *Polymer Tribology.* Imperial College Press 2009. 195-226.
 - 37 **Sawae Y, Murakami T, Chen J.** Effect of synovial constituents on friction and wear of ultra-high molecular weight polyethylene sliding against prosthetic joint materials. *Wear* 1998; Vol 216: 213-19.
 - 38 **Scholes SC, Unsworth A.** Comparison of friction and lubrication of different hip prostheses. *Proc Inst Mech Eng H.* 2000; 214: 49-57.
 - 39 **Scholes SC, Unsworth A.** The tribology of metal-on-metal total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006; 220: 183-94.
 - 40 **Steinbeck MJ, Baxter RM, Freeman TA.** Pathophysiologic Reactions to UHMWPE Wear particles. In: *UHMWPE Biomaterials 2ª Ed.* Elsevier 2009.:341-50.
 - 41 **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.
 - 42 **Tipper JL, Richards L, Ingham E, Fisher J.** Characterization of UHMWPE Wear particles. In: *UHMWPE BIOMATERIALS HANDBOOK.* Elsevier 2009 2ª Ed.: 409-20.
 - 43 **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.
 - 44 **Willert HG, Semlitsch M.** Tissue reactions to plastic and metallic wear products of joint endoprostheses. In: *Total Hip Prostheses.* Hans Huber 1976: 205-39.
 - 45 **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.
 - 46 **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.
 - 47 **Yao JQ, Laurent MP, Johnson TS, Blanchard CR, Crowninshield RD.** The influences of lubricant and material on polymer/CoCr sliding friction. *Wear* 2003; Vol 255: 780-4.