Propiedades de lubricación del líquido sinovial en la artroplastia total de cadera

G. de la Herrán[a] y J. Usabiaga[b]
[a]Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica del Hospital Comarcal del Bidasoa. Hondarribia, Guipúzcoa.
[b]Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica del Hospital Donostia. San Sebastián. Guipúzcoa.

Objetivo. Determinar las características y propiedades de lubricación del líquido sinovial como lubricante en las prótesis de cadera.
Material y método. Se han estudiado 165 muestras de líquido sinovial, de 81 pacientes, clasificadas en líquido sinovial normal, artrósico, meniscal, inflamatorio y procedente de artroplastias articulares fallidas. Tras determinar su viscosidad se han dividido las muestras en alta viscosidad (líquido sinovial normal y artrósico) y baja viscosidad (líquido sinovial meniscal, inflamatorio y de artroplastias fallidas). Se han realizado las pruebas de desgaste en un dispositivo para estudios tribológicos utilizando como pares de fricción cabezas de cromo-cobalto y cerámica de aluminia contra cotilos de polietileno de alto peso molecular y como lubricante los diferentes líquidos sinoviales. Se determinó la pérdida de masa, la variación del diámetro y los cambios de rugosidad de la superficie de los componentes.
Resultados. El líquido sinovial de alta viscosidad consiguió un mayor pulido de la superficie de los cotilos de polietileno en los dos pares de fricción estudiados. Los líquidos sinoviales de baja viscosidad produjeron mayor desgaste del cotilo que el líquido sinovial de alta viscosidad.
Conclusiones. El aumento de la viscosidad del líquido sinovial mejora las propiedades tribológicas en los pares artificiales utilizados en la fabricación de artroplastias articulares. El líquido articular presente en artroplastias fallidas no parece ser el idóneo, pues el hecho de tener una viscosidad muy baja influye negativamente en sus características tribológicas.

Palabras clave: *prótesis de cadera, desgaste, lubricación, líquido sinovial.*

Lubrication properties of synovial fluid in total hip replacement

Aim. To determine the lubrication characteristics and properties of synovial fluid as a lubricant in hip prostheses.
Materials and methods. A study was made of 165 samples of synovial fluid from 81 patients that was classified as normal, arthritic, meniscal, inflammatory, or failed-arthroplasty synovial fluid. After determining viscosity, samples were divided into high-viscosity (normal and arthritic synovial fluid) and low viscosity (meniscal, inflammatory, and failed arthroplasty) synovial fluid. Tests of wear were carried out in a device for tribological studies using chrome cobalt and aluminia ceramic heads against high-molecular-weight polyethylene cups as the friction pairs and the different synovial fluids as lubricants. Loss of mass, variations in diameter, and changes in the roughness of the component surface were determined.
Results. High-viscosity synovial fluid produced a more polished surface on the polyethylene cups of the friction pairs studied. Low-viscosity synovial fluids were accompanied by more cup wear than high-viscosity synovial fluids.
Conclusions. Increased synovial fluid viscosity improves the tribological properties of the artificial materials used in the manufacture of articular prostheses. The synovial fluid present in failed arthroplasties is inadequate because its low viscosity results in poor tribological properties.

Key words: *hip prosthesis, wear, lubrication, synovial fluid.*

Correspondencia:
G. de la Herrán.
C/ Mantulene, 19, 1.º D.
20009 San Sebastián.
Correo electrónico: gherran@euskalnet.net

Recibido: diciembre de 2002.
Aceptado: septiembre de 2003.

Una lubricación óptima beneficia la fricción entre las superficies de rozamiento. Las prótesis articulares funcionan en el organismo con un régimen de lubricación específico, puesto que tienen su propio lubricante fabricado por el organismo. Este líquido de la neoarticulación no ha sido estudiado como lubricante y no se conoce si es el adecuado para los implantes que utilizamos. Por otra parte, es proba-

ble que las características tribológicas del líquido sinovial sean diferentes según las patologías y, por supuesto, que el líquido sinovial de una articulación sana tenga poco que ver, desde el punto de vista tribológico, con el que aparece tras la implantación de una prótesis. El líquido sinovial es un excelente lubricante para la fricción cartílago-cartílago de una articulación normal, pero probablemente no lo sea tanto para la fricción de elementos artificiales.

Nos planteamos como objetivo determinar las características y propiedades del líquido sinovial, exclusivamente como lubricante, para comprobar si es un buen o mal lubricante para las prótesis y si esta cualidad cambia según el origen del mismo.

MATERIAL Y MÉTODO

Se tomaron muestras de líquido articular a 81 personas obteniendo un total de 165 muestras de líquido entre 5 y 10 cc cada una. El origen de las muestras fue el siguiente:

1) Grupo 1: líquido sinovial normal, obtenido de donantes jóvenes para trasplantes multiorgánicos a los que se les extrajo el líquido sinovial de ambas rodillas, una vez confirmado por sus familiares que no tenían antecedentes de patología en esas articulaciones. Se eligió esta articulación por su mayor disponibilidad, considerando que en un individuo joven sin patología articular, el líquido sinovial de todas las articulaciones es similar.

2) Grupo 2: líquido sinovial artrósico, procedente de pacientes que acudieron al hospital para ser sometidos a una artroplastia total de rodilla o cadera por patología artrósica. Se obtenía la muestra en el momento de la intervención procurando que no se mezclase con sangre.

3) Grupo 3: líquido sinovial «meniscal», procedente de pacientes que acudieron a consulta o al servicio de urgencias con un proceso agudo que conllevaba un derrame articular de rodilla que no se consideró de origen artrósico ni reumático. Llamamos a este tipo de líquido «meniscal», por ser ésta la patología que con más frecuencia lo producía.

4) Grupo 4: líquido sinovial inflamatorio, procedente de pacientes que acudieron a consulta o al servicio de urgencias con un proceso agudo que conllevaba un derrame articular de rodilla que se consideró de origen inflamatorio reumático.

5) Grupo 5: líquido sinovial protésico, obtenido de pacientes portadores de una artroplastia articular que había fallado y precisaban un recambio de la misma. La muestra se obtuvo en el momento de la intervención, por punción directa con aguja intramuscular una vez disecada la cápsula articular y antes de proceder a la artrotomía, evitando su mezcla con sangre.

Para la caracterización de las muestras se han estudiado los siguientes parámetros: viscosidad cinemática mediante un viscosímetro semiautomático ISL® (ISL, Caen, Francia), determinando la viscosidad a 40°C, siguiendo la normativa ASTM D-45. Concentración de metales (Fe y Zn) mediante la técnica de plasma/ICP. El pH del líquido con un pHímetro con un patrón externo de temperatura y su contenido de agua. Estas valoraciones son las habituales en el estudio de las propiedades de cualquier lubricante en la industria.

Se diseñó un dispositivo de ensayo que simula el juego articular de la cadera, y se utilizaron cotilos de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) y cabezas de cromo-cobalto o cerámica de aluminia, ambas de 32 mm de diámetro. Como lubricante en los ensayos tribológicos se utilizaron 12 muestras de líquido sinovial que se clasificaron según su viscosidad cinemática en: líquido sinovial de alta viscosidad, 6 muestras (viscosidad media 79 cSt) y líquido sinovial de baja viscosidad, 6 muestras (viscosidad media 5,5 cSt). Se utilizó la viscosidad para clasificarlos, por ser el único dato que se relacionó de manera constante con el origen del mismo.

Para medir la temperatura del sistema se colocó un termopar tipo K (Zamacola, Bilbao, España) alojado en las proximidades del cotilo en contacto con el líquido sinovial.

Por ventilación directa se consiguió que las oscilaciones de temperatura fuesen menores y que la elevación de la misma producida por la fricción mantuviese niveles similares a los que se supone se producen en la cadera al caminar por la fricción de sus elementos. Este sistema de ventilación no evitó la evaporación parcial del agua del lubricante que hubo que compensar mediante la adición del agua perdida por evaporación. Las condiciones básicas de ensayo quedan reflejadas en la tabla 1[1-9].

Se han medido los siguientes parámetros: en la cabeza femoral: rugosidad final (µm), variación rugosidad (µm), variación diámetro (mm) y variación de peso (mg). En el cotilo: rugosidad final (µm), variación rugosidad (µm), variación diámetro (mm) y variación de peso (mg).

Con estos datos calculamos la pérdida de masa, las variaciones dimensionales del cotilo y la cabeza midiendo los cambios de diámetro y los cambios de rugosidad en cabeza y cotilo. Se efectuaron 4 grupos de ensayos (tabla 2) y por cada grupo se realizaron 4 ensayos sucesivos con una duración de dos horas, los tres primeros ensayos y de 4 horas el cuarto. Se midieron todos los parámetros al final de cada ensayo. En cada grupo se utilizó el mismo cotilo y la misma

Tabla 1. Condiciones básicas de ensayo del dispositivo de simulación de prótesis de cadera[1-9]

Recorrido	Arco de 20°
Frecuencia	2 Hz a 120 rpm
Peso	350 lb
Velocidad de deslizamiento	Variable
Tiempo	10 horas
Control	Toma de datos cada 2 h

Adaptada de las citas[1-9].
Hz: herzios; rpm: revoluciones por minuto; lb: libras; h: hora.

Tabla 2. Grupos de ensayo realizados

	Cotilo	Cabeza	Lubricante
Grupo A	Polietileno muy alto peso molecular	Cromo-cobalto	Líquido sinovial de baja viscosidad
Grupo B	Polietileno muy alto peso molecular	Cromo-cobalto	Líquido sinovial de alta viscosidad
Grupo C	Polietileno muy alto peso molecular	Cerámica	Líquido sinovial de baja viscosidad
Grupo D	Polietileno muy alto peso molecular	Cerámica	Líquido sinovial de alta viscosidad

cabeza femoral hasta el final de los 4 ensayos, con una nueva muestra de líquido sinovial para cada uno de ellos siempre de la misma viscosidad.

RESULTADOS

El único dato que se correlacionó con el origen del líquido sinovial fue su viscosidad. Los líquidos procedentes de donantes (grupo 1), considerados sanos, presentaban una alta viscosidad ($\bar{X}$ = 58,1 cSt). Lo mismo sucedió con los líquidos sinoviales procedentes de articulaciones artrósicas (grupo 2) ($\bar{X}$ = 51,41 cSt). Por el contrario, el líquido sinovial llamado meniscal (grupo 3) ($\bar{X}$ = 15,09 cSt), inflamatorio (grupo 4) ($\bar{X}$ = 33,6 cSt) y el procedente de prótesis de revisión (grupo 5) ($\bar{X}$ = 10,47 cSt), presentaron una viscosidad mucho más baja.

El pH de las muestras de líquido sinovial fue discretamente básico, mientras que el procedente de donantes (grupo 1) era ácido. El resto de los valores determinados no se relacionaron con el origen del líquido sinovial.

Las muestras mezcladas con pequeñas cantidades de sangre mostraron en el análisis realizado una concentración de hierro alta y se rechazaron para el estudio.

Rugosidad

Las cabezas metálicas con cotilos de polietileno (fig. 1A) y un líquido sinovial de alta viscosidad como lubricante produjeron inicialmente un aumento de la rugosidad de la cabeza femoral, que se estabilizó durante el ensayo para disminuir al final del mismo, por un efecto de pulido. Este aumento inicial estuvo en relación con la adhesión del líquido sinovial a la superficie de la cabeza metálica y su solidificación posterior que se observó en este par. Cuando se utilizaron líquidos de baja viscosidad se observó un aumento inicial de la rugosidad, aunque se produjo más tarde y fue de menor cuantía que con líquido sinovial de alta viscosidad.

En el cotilo, la situación fue diferente. Con todos los lubricantes utilizados vimos una disminución de la rugosidad. Es decir, se produjo un efecto de pulido del cotilo de polietileno cuando articuló con cabezas metálicas, siendo éste muy intenso, inicialmente, cuando se utilizó líquido de alta viscosidad. Con el líquido de baja viscosidad se observó también una disminución de la rugosidad inicial, pero de menor medida que con el líquido de alta viscosidad.

Al final de los 4 ensayos los dos tipos de lubricantes pulieron la superficie del cotilo que articula con cabezas metálicas, siendo éste más llamativo con líquido articular de alta viscosidad. En el par cerámica polietileno (fig. 1B) se observó que la rugosidad de la cabeza de cerámica no se modificó a lo largo del ensayo, independientemente del lubricante utilizado.

Los cotilos de polietileno con cabezas de cerámica disminuyeron su rugosidad, obteniendo al final del ensayo un efecto de pulido menor que el obtenido con cabezas metálicas. Este efecto fue mayor con líquido sinovial de alta viscosidad.

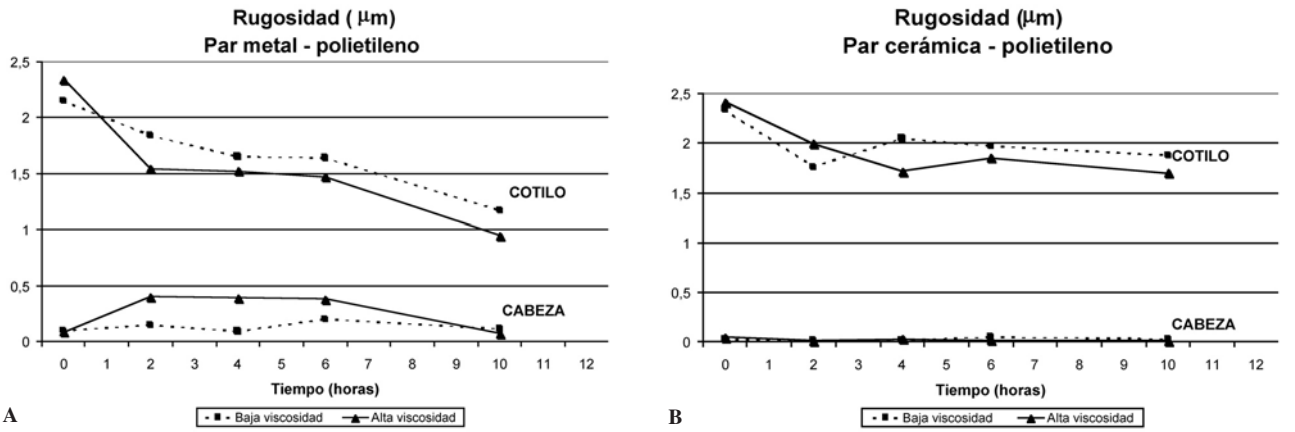

Figura 1. *Variación de la rugosidad en el par metal-polietileno (A) y cerámica-polietileno (B).*

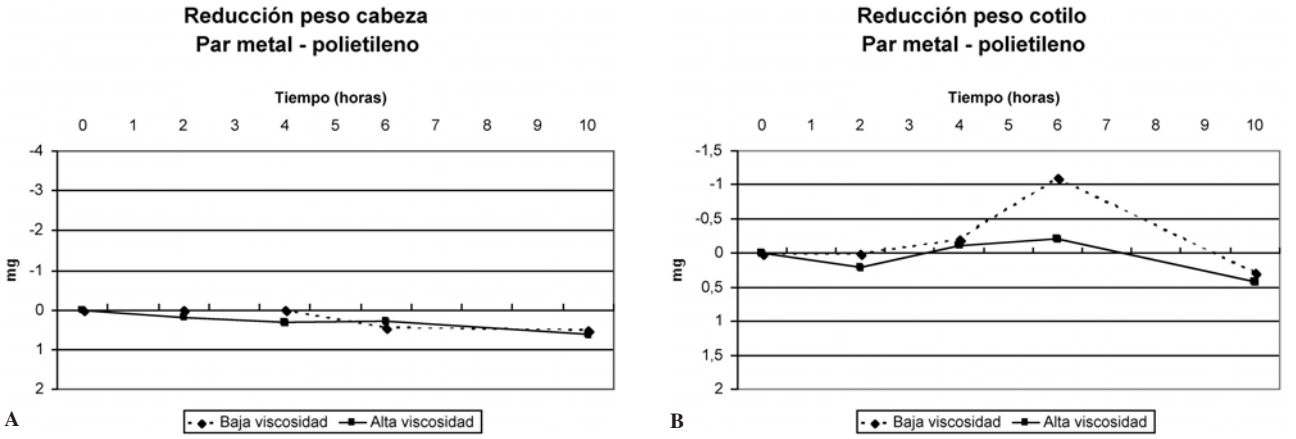

Figura 2. *Reducción peso par metal-polietileno en cabeza (A) y cotilo (B).*

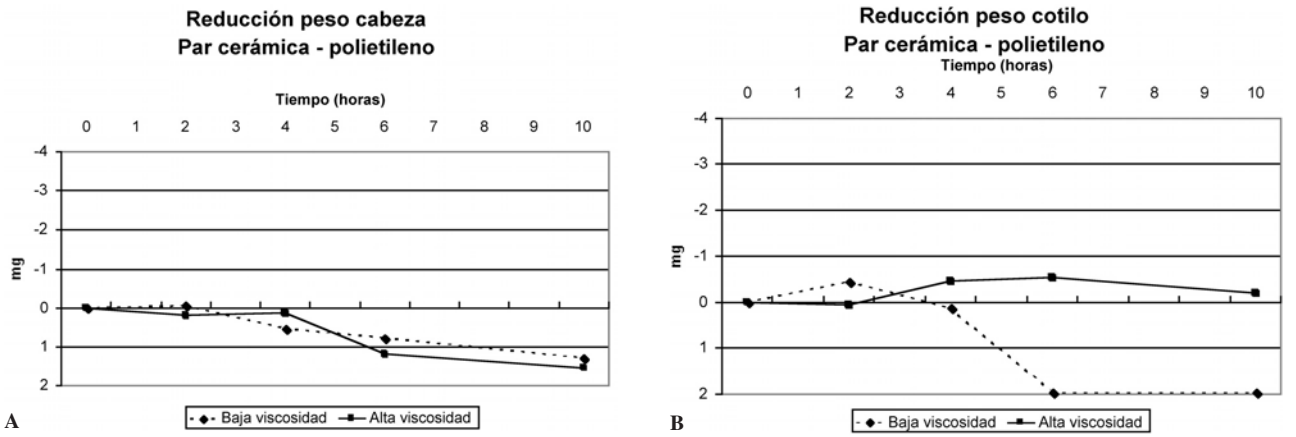

Figura 3. *Reducción peso par cerámica-polietileno en cabeza (A) y cotilo (B).*

Reducción del peso

En las cabezas metálicas (fig. 2A) se observó una mínima disminución del peso con todos los líquidos. Las cabezas de cerámica (fig. 3A) también perdieron peso durante el ensayo, siendo mayor cuando se utilizó líquido sinovial de alta viscosidad.

En los cotilos con cabezas metálicas (fig. 2B) y líquido sinovial de alta viscosidad no se modificó el peso, con mínimas pérdidas y ganancias del mismo a lo largo de los ensayos. Con líquido de baja viscosidad, aunque la pérdida final de peso fue algo menor, se observó un aumento del peso del cotilo en el tercer ensayo, que se explicó por la impregnación en el polietileno del cotilo de partículas procedentes de la cabeza metálica, y por la difusión de componentes del lubricante utilizado en el material poroso del cotilo. El cotilo tomó en algunos de los ensayos un color amarillento. En los cotilos con cabezas de cerámica (fig. 3B) y líquido de alta viscosidad, no se observó modificación del peso de éste. Con líquido de baja viscosidad esta pérdida fue claramente mayor.

Reducción de diámetro

En el par metal-polietileno se observó una disminución muy pequeña del diámetro de las cabezas metálicas con líquido sinovial de baja viscosidad. Con alta viscosidad, se observó un aumento paradójico del diámetro de las cabezas que se explicó por la adhesión del líquido sinovial (fig. 4A).

En las cabezas de cerámica las variaciones del diámetro son mínimas. En todos los cotilos se produjo un aumento del diámetro, siendo éste más importante con líquido sinovial de baja viscosidad (figs. 4B y 5B).

DISCUSIÓN

Las diferencias de viscosidad obtenidas entre distintos tipos de pacientes puede relacionarse con la cantidad y el peso molecular de los derivados del ácido hialurónico presentes en el líquido sinovial. El ácido hialurónico del líquido sinovial de las articulaciones artrósicas, sin gran compo-

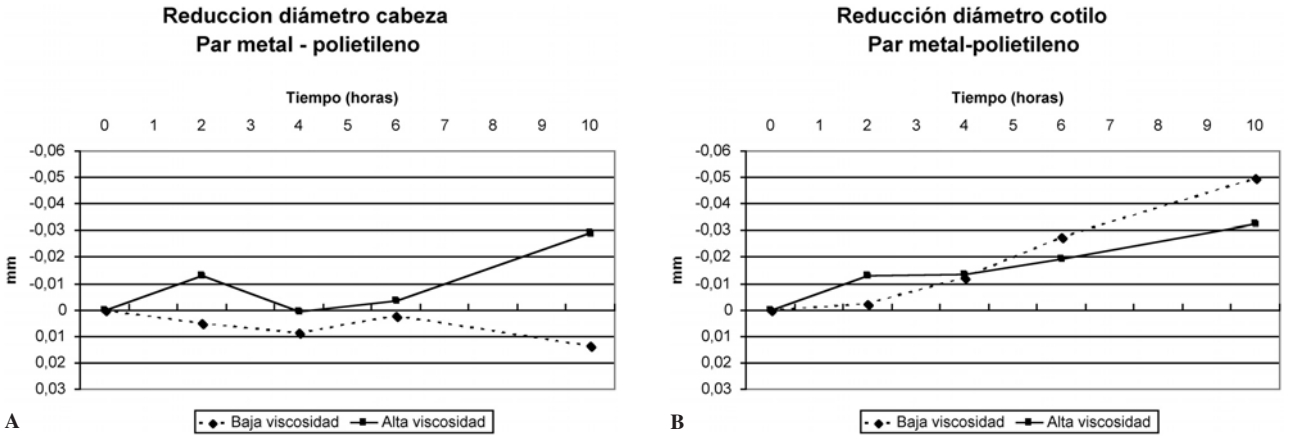

Figura 4. *Reducción diámetro par metal-polietileno en cabeza (A) y cotilo (B).*

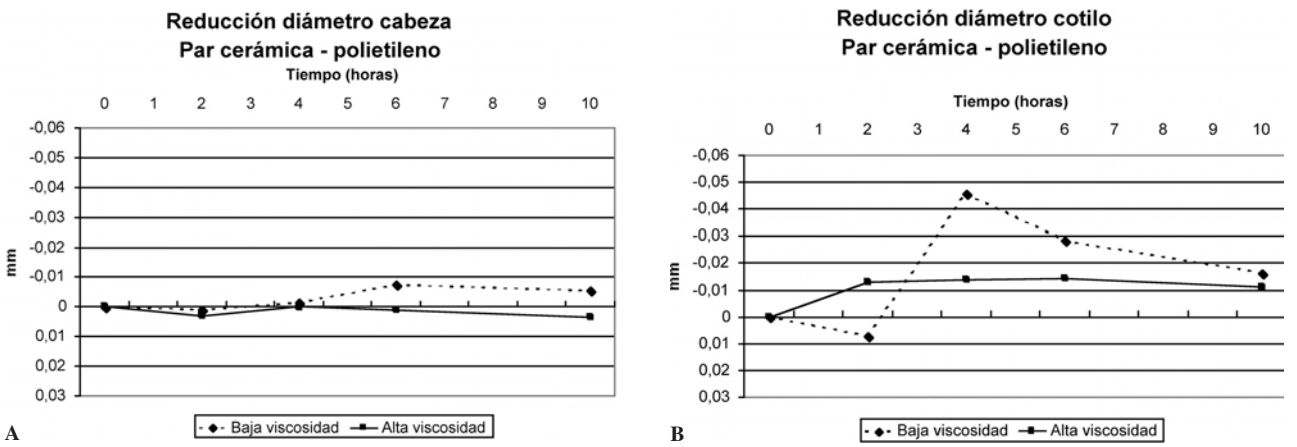

Figura 5. *Reducción diámetro par cerámica-polietileno en cabeza (A) y cotilo (B).*

nente de inflamación, no está degradado, conservando su peso molecular y manteniendo sus propiedades[10]. Presentan una viscosidad similar al líquido sinovial normal. En el caso de enfermedades articulares inflamatorias el líquido articular presenta una disminución tanto de la concentración de ácido hialurónico como de su peso molecular, por lo que la viscosidad del mismo disminuye. Algo similar ocurre en el líquido procedente de la revisión de artroplastias articulares, donde disminuye el ácido hialurónico en comparación con el líquido procedente de articulaciones artrósicas[11], seguramente porque la capacidad de formación de ácido hialurónico, por parte de las células que recubren la neoarticulación, está disminuida, encargándose los fibroblastos de la neocápsula de la producción del ácido hialurónico[12].

Durante la realización de las pruebas de desgaste hemos visto como en algunos ensayos el cotilo adquiere un color amarillento por difusión de sustancias del lubricante en el material poroso del mismo. En este sentido Costa et al[13] han demostrado que en la biodegradación de polietileno de los cotilos se produce difusión de componentes del líquido articular, ésteres y ácidos, en el interior del polietileno. Estas sustancias son encontradas hasta 2 mm bajo la superficie del polietileno.

En este trabajo hemos podido comprobar como el mismo par de fricción se comporta de forma diferente si utilizamos distintos lubricantes. García-Llorente et al[14] apuntan que la tasa de desgaste de polietileno disminuye cuando se utiliza un lubricante, en comparación con el desgaste en seco. Por ello, la mayoría de los trabajos con simuladores de cadera utilizan algún tipo de lubricante para sus ensayos de fricción. Estos lubricantes son tan dispares como el agua destilada desionizada[6-8,15] soluciones de NaCl[2], suero bovino solo[1,3,16] o con solución de Ringer[4]. Incluso hay intentos de utilización de lubricantes artificiales[5,10]. Las características tribológicas de estos lubricantes difieren de uno a otro.

No hemos encontrado ninguna referencia que utilice como lubricante en las pruebas de desgaste líquido sinovial. Debido a que el propio organismo produce, en el caso de las artroplastias articulares, su propio lubricante, creemos que es importante conocer cómo se comporta éste, ya que va a

ser en definitiva el único lubricante que existe en todas las artroplastias.

Por lo que respecta a la fricción entre dos elementos, se considera como óptima la situación en la que las superficies que friccionan sufren un pulido inicial que elimine la rugosidad de superficie inevitable en el proceso de fabricación, y que las haga perfectamente congruentes. Posteriormente su proceso de desgaste será mínimo al ser sus condiciones de fricción perfectas. En nuestro trabajo el líquido sinovial de alta viscosidad produce en ambos pares de fricción un pulido inicial mayor de la superficie del cotilo en comparación con el líquido de baja viscosidad. Consideramos a este pulido inicial, por tanto, beneficioso, puesto que al disminuir la rugosidad de superficie se mejorará la fricción entre los componentes reduciendo el desgaste. Es por ello que el líquido sinovial de alta viscosidad produce una menor pérdida de peso del cotilo en el par cerámica-polietileno y una menor reducción del diámetro en ambos pares, lo que interpretamos como un menor desgaste inicial del cotilo y, por lo tanto, una mejor fricción al final del estudio.

Por el contrario, el líquido sinovial de baja viscosidad es el lubricante que peor se comporta desde el punto de vista tribológico, en especial en el par cerámica-polietileno. Con esta combinación se observa el mayor desgaste del cotilo (mayor pérdida de peso y mayor aumento del diámetro del cotilo) que en el resto de las combinaciones estudiadas. Con el mismo par cerámica-polietileno utilizando líquido de alta viscosidad las propiedades tribológicas mejoran claramente, con una menor pérdida de peso del cotilo. En la fricción metal-polietileno los resultados tribológicos son más pobres.

La viscosidad es fundamental en la mejora de las propiedades tribológicas, su aumento mejora las condiciones friccionales del par cartílago-cartílago, y también en los pares artificiales utilizados en la fabricación de artroplastias articulares.

No tenemos que olvidar que el líquido sinovial que encontramos en artroplastias fallidas es el que tiene la viscosidad más baja. El lubricante fabricado por el organismo y que está presente en artroplastias articulares fallidas no parece ser el idóneo para estos dispositivos, puesto que el hecho de tener una viscosidad muy baja puede influir negativamente en sus características tribológicas. Aunque puede suceder que en las que presentan una buena evolución y no tenemos ocasión de estudiar, su líquido tenga una viscosidad mayor, y se comporte como lubricante favoreciendo la mayor supervivencia de las prótesis. Cualquier situación que mejore las características de lubricación del líquido articular disminuirá el desgaste de los componentes, y por lo tanto la producción de partículas de desgaste.

Esta idea podría orientarse en dos sentidos; por un lado en una mejora farmacológica de las propiedades físicas del líquido que se forma, como por ejemplo con la inyección intraarticular en artroplastias articulares de sustancias que aumenten la viscosidad del líquido, de forma similar a la inyección intraarticular de soluciones viscoelásticas de hialuronato que se realiza en el tratamiento de la gonartrosis. Otra posibilidad es la de aislar los propios componentes que friccionan en un compartimento estanco que evite que las partículas de desgaste se introduzcan en el tejido circundante. Este compartimento estanco podría contener un lubricante artificial idóneo para cada par de fricción utilizado. Esta idea de la encapsulación artificial de los elementos de fricción ya fue apuntada por Derbyshire et al[17]. Dicho autor probó diferentes materiales (bioelastómeros en un ambiente de fluido corporal y lubrificantes) para la fabricación de la cápsula. Yao y Skorecki[18] retomaron la idea en la articulación del hombro, evaluando esta posibilidad en términos tribológicos y describiendo un número de polímeros implicados en la fabricación de la cápsula. Señalan, asimismo, las posibilidades de sellado de la cápsula y la permeabilidad líquida de la misma.

Desde la publicación de estos trabajos en los años ochenta no hemos encontrado ninguna referencia que apunte la posibilidad de la encapsulación artificial de las artroplastias artificiales. Cualquier trabajo encaminado a mejorar las condiciones tribológicas del líquido sinovial neoformado va a suponer una mejora indudable en el porvenir de las prótesis. Es un terreno poco estudiado, y su investigación puede suponer una ayuda en este campo.

La viscosidad es un factor clave en la mejora de las propiedades tribológicas de los lubricantes en artroplastias articulares, de tal forma que el aumento de la misma mejora la fricción, disminuyendo la producción de partículas de desgaste. El líquido de alta viscosidad presenta unas propiedades de lubricación mejores que el de baja viscosidad.

El líquido sinovial producido por el organismo cuando se implanta una prótesis y ésta fracasa presenta una viscosidad disminuida, y por lo tanto unas propiedades tribológicas deficientes.

De los sistemas estudiados el par cerámica-polietileno, utilizado como lubricante líquido sinovial de alta viscosidad, es el que presenta unas condiciones tribológicas mejores. Toda mejora en las propiedades de lubricación del líquido sinovial neoformado supondría una mayor supervivencia de la prótesis al desgastarse menos sus componentes y produciría menos partículas, disminuyendo su influencia en la movilización protésica.

AGRADECIMIENTOS

A la Fundación TEKNIKER de Eibar, al Dr. Mikel Zataráin, Dr. Javier Laucirica y a la Dra. Amaya Igartua, así como a todo el personal de los laboratorios de mecánica, química y tribología de la Fundación TEKNIKER, encargados del diseño y fabricación del simulador de cadera y de la realización de las pruebas de desgaste.

BIBLIOGRAFÍA

1. Fernández Fairén M, Polineni VK, Wang A. Ensayo de nuevos materiales en el acetábulo de prótesis totales de cadera. Actas del Curso Básico Fundación SECOT. Ciencias Básicas aplicadas a la Cirugía Ortopédica; Pamplona, 1999;321-9.
2. Lappalainen R, Anttila A, Heinonen H. Diamond coated total hip replacements. Clin Orthop 1998;352:118-27.
3. McKellop HA, Campbell P, Park SH, Schmalzried TP, Grigoris P, Amstutz HC, et al. The origin of submicron polyethylene wear debris in total hip arthroplasty. Clin Orthop 1995;311:3-20.
4. Rieker CB, Köttig P, Schön R, Windler M, Wyss UP. Clinical wear performance of metal on metal hip arthroplasties. En: Jacobs JJ, Craig Tl, editors. Alternative bearing surfaces in total joint remplacement, ASTM, STP 1346, American Society for Testing and Materials. Pennsylvania, 1998.
5. Saikko VO, Ahlroos T. Phospholipids as boundary lubricants in wear tests of prosthetic joint materials. Wear 1997;207: 86-91.
6. Saikko VO, Paavolainen PO, Slatis P. Wear of the polyethylene acetabular cup. Metallic and ceramic heads compared in a hip simulator. Acta Orthop Scand 1993;64:391-402.
7. Saikko VO. 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.
8. Saikko VO. A simulator study of friction in total replacement hip joints. Proc Inst Mech Eng [H] 1992;206:201-11.
9. Villar González JL, de García J. Desgaste de polietileno en la prótesis totales de cadera. Rev Ortop Traumatol 1997;41:573-8.
10. Mankin HJ, Mow VC, Buckwalter JA, Iannotti JP, Ratcliffe A. Forma y función del cartílago articular. En: Simon SR, editor. Ciencias básicas en Ortopedia. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Edición Española. Volumen 1. Barcelona: Medical Trens, SL,1997; p. 3-45.
11. Saari H, Santavirta S, Nordstrom D, Paavolainen P, Konttinen YT. Hyaluronate in total hip replacement. J Rheumatol 1993;20:87-90.
12. Namba RS, Shuster S, Tucker P, Stern R. Localization of hyaluronan in pseudocapsule from total hip arthroplasty. Clin Orthop 1999;363:158-62.
13. Costa L, Luda MP, Trossarelli L, Brach del Prever EM, Crova M, Gallinaro P. *In vivo* UHMWPE biodegradation of retrieved prosthesis. Biomaterials 1998;19:1371-85.
14. García-Llorente JA, García Cimbrelo E, Planas Roselló J. Desgaste del polietileno de muy alto peso molecular. Estudio tribológico. Rev Ortop Traumatol 1996;40:491-6.
15. Tao D, Lu S. The lubrication effect of the glycolipid type bionic synovial fluid on a bone joint. Lub Eng 1994;50:386-9.
16. Lu Z, McKellop H. Frictional heating of bearing materials tested in a hip joint wear simulator. Proc Inst Mech Eng [H] 1997;211:101-8.
17. Derbyshire B, Skorecki J, Wheble VH. Problems of encapsulation of total joint replacements. Biomaterials 1980;1:33-7.
18. Yao ZX, Skorecki J. Artificial encapsulation of joint prostheses. Biomaterials 1985;6:208-12.

Conflicto de intereses. Los autores informan que este trabajo ha sido financiado con las ayudas para Proyectos de Investigación y Desarrollo Tecnológico. Comisión interministerial de Ciencia y Tecnología. Programa Nacional de Materiales. Plan Nacional I + D (1996). Proyecto MAT96.0635.