

Desgaste en sistemas protésicos de cadera

Pablo Sierra

Hospital Alemán, Buenos Aires

Contacto:
Pablo Sierra
Email:
segundosierra@gmail.com

Introducción

La artroplastia total de cadera es un procedimiento quirúrgico altamente exitoso cuyos objetivos primordiales son aliviar el dolor, mejorar la función y restituir la biomecánica normal de la articulación. Es una de las cirugías con mejor relación costo/beneficio y constituye el tratamiento más eficaz de la coxartrosis avanzada.

Debido al éxito del procedimiento, se implantan prótesis en pacientes cada vez más jóvenes, con mayor demanda funcional y crecientes picos de carga. En 1974, W. H. Harris diagnosticó los primeros 3 casos de osteólisis periprotésica. La definió como la "enfermedad de las partículas", el actual "aflojamiento aséptico", que es la principal causa de cirugía de revisión.

La osteólisis periprotésica sigue siendo una importante causa de falla de los implantes protésicos, tanto a corto como a largo plazo, y constituye uno de los grandes desafíos de la artroplastia total de cadera moderna.

Los factores que limitan la función y la longevidad de los implantes son: la técnica quirúrgica, los medios de fijación, tipos de superficies y pares de fricción, la fatiga de los materiales y la remodelación esquelética. Es imprescindible desarrollar una técnica quirúrgica correcta y depurada. Ningún sistema protésico puede maquillar una técnica quirúrgica inadecuada.

"Hemos perdido una oportunidad única. La de curar una enfermedad mundial. Esta enfermedad es única, rara en su naturaleza, nunca vista antes en la historia

de la humanidad, imposible de erradicar durante la misma generación de aparición". (6) Con esta frase, W.H. Harris, enfatizó en el Forum Internacional de Tribología en Montreal, en octubre de 2000, su preocupación por este fenómeno tan destructivo que es la osteólisis periprotésica.

La osteólisis periprotésica es única en modo de acción, única en etiología y única en su manifestación clínica. La etiología es por la interacción entre las partículas de desgaste y los macrófagos. Éstos, mediante la síntesis de enzimas y citoquinas, activan a los osteoclastos y se produce la reabsorción ósea periprotésica.

Si bien las prótesis de cadera no se revisan por el desgaste, sino por el aflojamiento que se produce por la reabsorción ósea periprotésica, es crucial conocer los fenómenos y los mecanismos de acción que producen la osteólisis y el aflojamiento.

Tribología, desgaste, lubricación

TRIBOLOGÍA

La palabra tribología se deriva del término griego tribos, el cual debe entenderse como "frotamiento" o "rozamiento". La interpretación de la palabra es "la ciencia del rozamiento". Los diccionarios definen a la tribología como la ciencia y tecnología que estudia la interacción de las superficies en movimiento relativo, y los temas y prácticas relacionadas. (1, 2) La tribología es el arte de aplicar un análisis operacional a problemas de gran importancia económica, llámese confiabilidad, mantenimiento, y desgaste del equipo

técnico, abarcando desde la tecnología aeroespacial hasta aplicaciones domésticas. El entendimiento de las interacciones superficiales en una interfase requiere tener conocimiento de varias disciplinas, incluyendo la física, química, matemáticas aplicadas, mecánica de sólidos, mecánica de fluidos, termodinámica, transferencia de calor, ciencia de materiales, reología, lubricación, diseño de máquinas, desempeño y confiabilidad. (4)

DESGASTE

El desgaste es conocido desde que el ser humano comenzó a utilizar elementos naturales que le servían como utensilios domésticos. Este fenómeno al igual que la corrosión y la fatiga, es una de las formas más importantes de degradación de los elementos mecánicos.

El desgaste puede ser definido como el daño superficial sufrido por los materiales después de determinadas condiciones de trabajo a los que son sometidos. Por lo general este fenómeno se manifiesta en las superficies de los materiales, llegando a afectar la sub-superficie. El resultado del desgaste es la pérdida de material, la siguiente disminución de las dimensiones y por tanto la pérdida de tolerancias.

Los mecanismos de daño en los materiales se deben principalmente a deformación plástica, formación y propagación de grietas, corrosión y/o desgaste. (1, 2) Desde que el desgaste comenzó a ser un tópico importante que necesitaba estudio y entendimiento, comenzaron a aparecer numerosas publicaciones de cómo prevenirlo o combatirlo. Entre esas ideas se tienen:

1. Disminuir la presión de contacto.
2. Disminuir la velocidad de deslizamiento.
3. Mantener lisas las superficies de rodamientos.
4. Usar materiales duros.
5. Asegurar bajos coeficientes de fricción.
6. Utilizar lubricantes.

Las condiciones bajo las cuales funcionaba el sistema al producirse el desgaste se denominan modos de desgaste. Los cuatro modos de desgaste son los siguientes (3):

Modo 1. Es el resultado del movimiento entre sí de dos superficies de fricción primarias. Por ejemplo, el normal movimiento entre la cabeza femoral y el inserto acetabular.

Modo 2. Es la situación en que una superficie primaria se mueve contra una superficie secundaria no diseñada para entrar en contacto con la primera. Generalmente

esta modalidad de desgaste se produce tras un desgaste excesivo en modo 1. Un ejemplo de esta situación es cuando un componente femoral penetra a través del inserto acetabular modular y comienza a articularse con la cúpula metálica. (Figuras 1 y 2)

Modo 3. Es la condición en que dos superficies primarias se mueven una frente a otra pero con partículas de tercer cuerpo interpuestas. En el modo 3, las partículas contaminantes producen abrasión directa de una o ambas superficies.

Modo 4. Se refiere al frotamiento entre dos superficies secundarias. Como ejemplo se puede citar el desgaste originado cuando existe un movimiento relativo entre la superficie exterior de un componente acetabular modular y su soporte metálico (desgaste en la parte posterior). Otros ejemplos son la fricción que se produce entre el componente acetabular y un tornillo de fijación de la cúpula metálica, la corrosión en los cuellos modulares, etc. Las partículas producidas por el desgaste del modo 4 pueden migrar hacia las superficies primarias produciendo un desgaste del tercer cuerpo (modo 3). Ver figura 3.

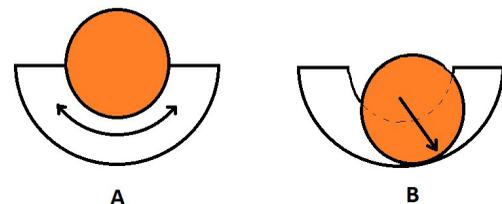


Figura 1. A: Modo de desgaste 1, B: Modo de desgaste 2



Figura 2. Cadera derecha: modo de desgaste 1 (metal-metal de segunda generación). Cadera izquierda: modo de desgaste 2 (metal-polietileno).

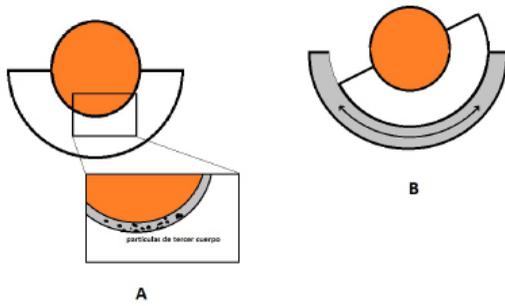


Figura 3. A: Modo de desgaste 3. B: Modo de desgaste 4.

Cuadro 1

El desgaste se define como la pérdida progresiva del material de la superficie de la zona de contacto de dos cuerpos sometidos bajo carga, en movimiento relativo.

Factores que favorecen el desgaste:

1. Diferencia de las propiedades del par de fricción (dureza, composición química, acabado superficial).
2. Presencia de terceros cuerpos (partículas de desgaste, óxidos, productos de degradación del lubricante)
3. Condiciones de servicio por encima de los límites
 - Presión
 - Velocidad relativa
 - Temperatura
 - Lubricante (ausente, inadecuado o degradado)

Controlando todos estos factores se pueden reducir o controlar el desgaste, pero NO se puede eliminar por completo.

Desgaste adhesivo

Esta forma de desgaste ocurre cuando dos superficies se deslizan una contra otra bajo presión. Los puntos de contacto, proyecciones microscópicas o la aspereza de la unión en la interfase donde ocurre el deslizamiento debido a los altos esfuerzos localizados, llevan a que las fuerzas de deslizamiento fracturen la unión, desgarrando al material de una superficie y transfiriéndolo a otra, lo que puede ocasionar posteriormente mayor daño. (1) (Fig. 4)

LUBRICACIÓN

La lubricación tiene una gran influencia sobre la magnitud del desgaste abrasivo y especialmente sobre el adhesivo. El comportamiento tribológico de una articulación depende de la capa de fluido que recubre

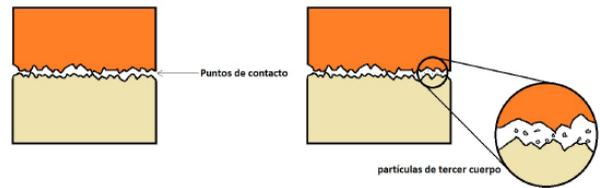


Figura 4. Desgaste adhesivo. El desgarramiento de las superficies puede generar partículas de tercer cuerpo ocasionando

sus superficies. Para reducir la fricción y el desgaste es deseable una elevada relación de grosor entre la capa de fluido y la rugosidad de la superficie. (1-3)

$$\lambda = \frac{\text{Espesor mínimo de película}}{\text{Rugosidad de las superficies}}$$

$\lambda < 1$: Lubricación límite o seca.

La película de lubricante desaparece completamente o permanece entre las rugosidades, siendo soportada toda la carga por el contacto sólido-sólido. A medida que aumenta el cociente λ , la fricción se reduce alcanzando un estado de lubricación mixta.

$\lambda > 1$ y $< 3,5$: Lubricación mixta.

La lubricación mixta separa las superficies sólo de forma parcial. La carga es soportada en partes por el contacto sólido-sólido y en otras por el lubricante, siendo la lubricación imperfecta.

$\lambda > 3,5$: Lubricación por capa de fluido, perfecta o hidrodinámica.

La lubricación por capa de fluido separa por completo las superficies de carga.

Esta situación tiene lugar cuando la capa de lubricante es más gruesa que la altura de las asperezas de las superficies de aposición. En esta situación, la carga es soportada por el fluido y el desgaste de los materiales se reduce al mínimo.

Para una carga y velocidad de deslizamiento determinadas, el grosor de la capa de fluido depende de las propiedades del fluido, de los materiales en contacto, de la macrogeometría de las superficies, de la microgeometría (esferas, óvalos, agujas), y de la cantidad y tamaño de las partículas.

Una cuestión de interés práctico es un problema mixto donde pueden aparecer tanto fenómenos de rozamiento entre sólidos y entre fluido y sólido, dependiendo de la velocidad. Se trata del caso de dos superficies sólidas entre las cuales existe una fina capa de fluido. Stribeck demostró que a muy bajas velocidades predomina un rozamiento como el que ocurre entre dos superficies secas, y a velocidades muy altas predomina un rozamiento hidrodinámico. La mínima fricción se alcanza para una velocidad intermedia dependiente de la presión del fluido. (Figura 5)

Articulación metal-metal de segunda generación

En 1988, B. G. Weber y M. Müller introdujeron el metal-metal de segunda generación, como par de fricción alternativo en la cirugía protésica de cadera. Éste es de una aleación de CoCrMo forjado con alto contenido de carbono (0,20%-0,25%). Clínica y experimentalmente, diversos estudios demostraron un desgaste volumétrico hasta 200 veces menor que los pares convencionales. El comportamiento frente al desgaste depende directamente de una cuidada ingeniería y adecuados diseños protésicos (rugosidad de superficie, esfericidad y la holgura diametral entre la copa acetabular y la cabeza femoral). (5)

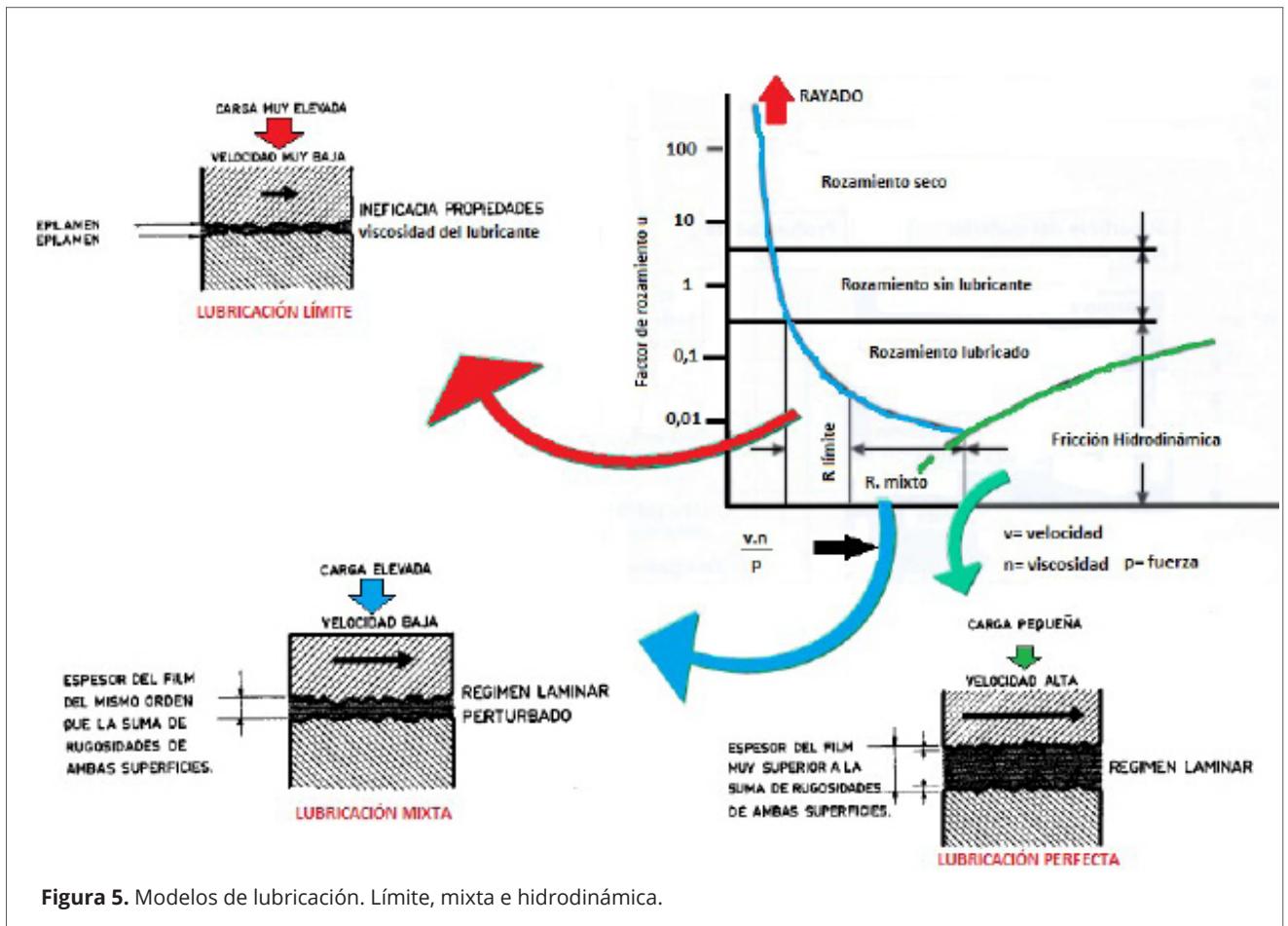


Figura 5. Modelos de lubricación. Límite, mixta e hidrodinámica.

PARES DE FRICCIÓN

Para reducir el número de partículas biológicamente activas y disminuir los índices de aflojamiento tempranos, la comunidad científica internacional introdujo diferentes sistemas de fijación, nuevos diseños protésicos y alternativos pares de fricción. Estos son el metal-metal de segunda generación, la cerámica-cerámica y el polietileno con enlaces cruzados.

La lubricación mixta y por capa de fluido es el mecanismo que se presenta en la mayoría de las articulaciones metal-metal. La lubricación por capa de fluido se fomenta haciendo la cabeza femoral tan grande como fuere posible (esto aumenta la velocidad de deslizamiento y atrae más fluido hacia la articulación) y las superficies de contacto tan lisas como fuere posible. Una cabeza de mayor diámetro produce menores tasas de desgaste que una cabeza más

pequeña con los mismos parámetros de fabricación y reduce el impingement femoroacetabular. (5,6)

La generación de osteolisis, la respuesta inmunológica, el aumento sérico de cobalto, la hipersensibilidad con un infiltrado linfocítico perivascular, y la carcinogénesis son factores de constante controversia y debate. (8)

Después de más de 20 años, se han implantado en todo el mundo más de 450.000 pares metal-metal de segunda generación con excelentes resultados clínicos y radiográficos. (Figuras 6 y 7)

De todos modos, en los últimos años se observaron casos de aflojamiento catastrófico y lesiones pseudotumorales con una clínica similar a la infección protésica. Este fenómeno, denominado ALVAL (Aseptic Lymphocytic Vasculitis-Associated Lesions) consiste en una hipersensibilidad retardada tipo IV mediada por linfocitos T y está asociada con sistemas protésicos metal-metal, por lo que actualmente se aconseja un estricto control y precaución al indicar este par de fricción. (9-11)

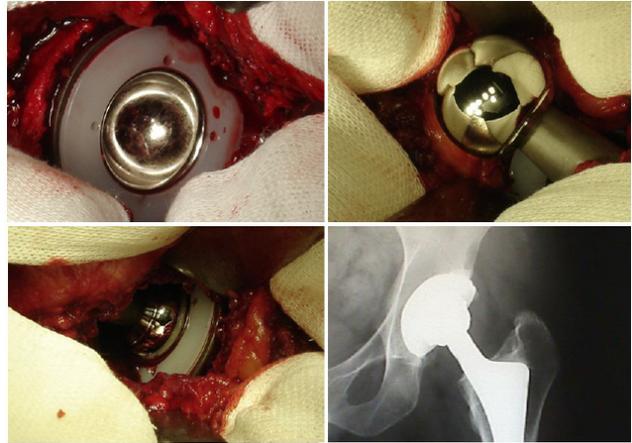


Figura 7. Artroplastia total de cadera no cementada con par de fricción metal-metal de segunda generación.



Figura 8. Artroplastia total de cadera híbrida con par de fricción cerámica-polietileno con enlaces cruzados.



Figura 6A. Artroplastia total de cadera no cementada con par de fricción metal-metal de segunda generación de 15 años de evolución (RX ambas caderas frente).



Figura 6B. Artroplastia total de cadera no cementada con par de fricción metal-metal de segunda generación de 15 años de evolución (RX perfil quirúrgico).

Polietileno con enlaces cruzados

Desde la introducción de John Charnley de la artroplastia de baja fricción, el material de elección para los componentes acetabulares fue el polietileno de peso molecular ultra alto. La experiencia clínica demostró por más de 30 años la baja probabilidad de fracaso catastrófico de este material, sin consecuencias de repercusión sistémica clínicamente aparentes. La limitación fundamental del polietileno de peso molecular ultra alto es su baja resistencia al desgaste. (11)

Para mejorar la resistencia al desgaste del polietileno, se recurrió a los enlaces cruzados, que se consiguen con la utilización de la química del peróxido, con dosis variables de radiación ionizante. Los enlaces cruzados se forman cuando los radicales libres, localizados en las regiones amorfas de las moléculas de polietileno, reaccionan para formar un enlace covalente entre

moléculas de polietileno adyacentes. Diversos estudios demostraron que los enlaces cruzados resisten a la deformación y el desgaste en el plano perpendicular al eje molecular primario, reduciendo enormemente el desgaste por los movimientos tangenciales que tienen lugar en los componentes acetabulares. Los estudios in vitro indicaron que los enlaces cruzados reducen el tipo de desgaste que se produce en los componentes acetabulares en más del 95%. (12)

Par de fricción cerámica-cerámica

Otra estrategia para disminuir el desgaste consiste en disminuir la rugosidad de las superficies de contacto como se obtiene con las cabezas y los cotilos de cerámica. Los materiales cerámicos son mucho más duros y pueden pulirse con menor rugosidad de superficie que las superficies metálicas. Tanto la cabeza de alúmina (Al₂O₃) como zirconia (ZrO₂) tienen gran dureza y resistencia (lo que las hace más resistente a las grietas producidas por las partículas de tercer cuerpo). Otra característica importante es que son más hidrofílicas, tienen mejor lubricación, y por lo tanto menor fricción.

Las cerámicas son materiales frágiles, lo que conduce a la posibilidad de una fractura de los componentes protésicos. La tasa de fractura es del 0,004%. La zirconia tiene una dureza y una resistencia a la ruptura superiores a la alúmina, pero no es termoestable. La actual estrategia para mejorar estas características es utilizar las alúminas endurecidas con zirconia. La combinación de los dos materiales da lugar a un nuevo material con la elevada resistencia de la zirconia y la estabilidad térmica de la alúmina. Se requieren estudios a largo plazo para valorar los beneficios de este sistema.

Material	Beneficios	Riesgos
Polietileno con enlaces cruzados	Resistencia al desgaste.	Riesgo de grietas y fracaso catastrófico por ruptura.
Metal-metal	Elevada resistencia al desgaste, posibilidad de mayores dimensiones de cabeza femoral.	Aumento de los niveles de iones metálicos en sangre y orina. Hipersensibilidad retardada.
Cerámica-cerámica	Gran resistencia al desgaste, no reacciones biológicas.	Sensible a la orientación de los componentes, ruptura, chirridos.

Taperosis Femoral

Los tallos femorales modulares (unión cabeza-cuello), tienen claras ventajas de diseño y se transformaron en el estándar de oro en la cirugía protésica de cadera. El fretting y la corrosión del cono de encaje



Figura 9. Artroplastia total de cadera no cementada con par de fricción cerámica-cerámica.

son causas poco frecuentes de revisión protésica. Sin embargo, durante la última década, y con la incorporación de nuevas tecnologías, se reportaron numerosos casos tanto de fretting como de corrosión. Estos factores incluyen la utilización de cabezas femorales mayores de 36 mm de diámetro, cuellos femorales más pequeños, diferentes tipos de cono de encaje, incisiones quirúrgicas más pequeñas, y mayor stress del encaje debido tanto a mayor peso como mayor actividad de los pacientes. (13-15)

Este tipo de unión, le permite al cirujano equiparar la longitud de miembros, ajustar el off-set y disminuir el impingement articular, aún cuando los componentes protésicos se encuentren implantados. Existen más de 30 modelos diferentes de conos de encaje, con diferentes tipos de diseño (diámetro proximal, diámetro distal, longitud, ángulo y acabado de la superficie). (Fig. 10)

Hay diversas fuerzas de stress que se producen a nivel del cono de encaje cabeza/cuello que dependen de la dirección de las mismas fuerzas y del movimiento de cada paciente.

Este tipo de unión introdujo potenciales modos de falla que incluyen desacoples, fretting y corrosión.

Estos fenómenos pueden generar partículas, iones metálicos, y otros productos de desgaste que se introducen entre las superficies de contacto generando mayor daño articular.

Fretting: Daño de la superficie causada por la interacción mecánica y movimiento relativo entre las dos superficies de encaje del cono.

Corrosión: Interacción fisicoquímica entre el metal y el



Figura 10. El cono de encaje es comúnmente denominado "Cono Morse". De todos modos, las dimensiones son diferentes al patentado por Morse en los años 60. Las dimensiones de la mayoría de los diseños protésicos son desde 8/10 mm a 14/16 mm. Debido a que no está estandarizada la fabricación de los diferentes conos de encaje, no deben intercambiarse cabezas femorales de diferentes diseños protésicos. (13)

medio ambiente. Ésta puede resultar en cambios en las propiedades del metal. (14,15)

El desgaste corrosivo se define como un proceso en el que se producen reacciones químicas o electroquímicas del material con el medio ambiente, en combinación con algunos de los procesos mecánicos de desgaste existentes. A menudo, el índice de desgaste de una superficie corroída es más elevado que el de una superficie no corroída.

Estos fenómenos pueden generar tanto desgaste y aflojamiento de los componentes como también reacciones biológicas adversas de los tejidos adyacentes. Las reacciones adversas observadas son similares a las reportadas en los pares de fricción metal-metal. Es una hipersensibilidad retardada Tipo IV mediada por linfocitos T. En los cortes histológicos se puede visualizar lesiones quísticas y un gran infiltrado linfocítico perivascular. (7, 14, 15)

CONSIDERACIONES FINALES

El aflojamiento aséptico, producido por la osteólisis periprotésica es la principal causa de falla de la artroplastia total de cadera y la principal causa de revisión.

Con el correr de los años se alcanzaron impresionantes avances en los diseños protésicos y en la tecnología aplicada a las superficies de contacto de las prótesis de cadera. El entendimiento de los mecanismos de desgaste responsables del fracaso de la artroplastia es crucial para decidir el tipo de fijación, tamaño de cabeza femoral, par de fricción y técnica quirúrgica que debemos realizar en cada paciente. Solo así podremos alcanzar los objetivos primordiales del procedimiento que son calmar el dolor, mejorar la función, restituir la biomecánica normal de la articulación con un implante estable que perdure.

Bibliografía

1. Luengo López, O. Estudio de fricción y desgaste de capas de aleación NiP. Proyecto de Ingeniería de Materiales, Escuela técnica superior de Ingeniería Industrial de Barcelona, 2008.
2. Felipe Díaz del Castillo Rodríguez. Lecturas de Ingeniería 2: Tribología: Fricción, desgaste y lubricación. Cautitlán Izcalli 2007.
3. Heisel C, Silva M, Schmalzried T. Bearing Surface Options for Total Hip Replacement in Young Patients. J Bone Joint Surg. 2003 Jul;85-A(7).
4. Brushan B. Principles and applications of tribology. New York, 1999 Ediciones. Wiley-Interscience.
5. Rieker C, Oberhorlizer S, Urs Wyss (Editors) World Tribology Forum in Arthroplasty. Bern, Göttingen, Toronto, Seattle: Huber 2001.

-
6. Sieber HP, Riecker CB, Kötig P. Analysis of 118 second generation metal-on-metal retrieved hip implants. *J Bone Joint Surg Br.* 1999 Jan;81-B:(1)p.46-50.
 7. Willert HG, Buchhorn GH, Fayyazi A, Flury R, Windler M, Köster G, Lohmann CH. Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical and histomorphological study. *J Bone Joint Surg Am.* 2005 Jan;87-A(1),p28-36.
 8. Visuri T, Pukkala E, Paavolainen P, Pulkkinen P, Riska EB. Cancer risk after metal-on-metal and polyethylene on metal total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Aug;(329 Suppl):S280-9.
 9. Dunstan E, Sangharajka AP, Tilley S, Unwin P, Blunn G, Cannon SR, Briggs TWR. Metal ion levels after metal-on-metal proximal femoral replacements. A 30-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 May;87-B(5)p.628-631.
 10. Mabiliau G, Kwon YM, Pandit H, Murray DW, Sabokbar A. Metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: A review of periprosthetic biological reactions. Nuffield Department of Orthopaedic Surgery, Institute of Musculoskeletal Science, Botnar Research. Centre, University of Oxford, Oxford, UK.
 11. Hammerberg EM, Wan Z, Dastane M, Dorr L. Wear and Range of Motion of Different Femoral Head Sizes. *Arthroplasty.* 2010;25:6.
 12. Della Valle CJ. Hip 2, Instructional Course Lectures, American Association of Hip and Knee Surgeons, 2013.
 13. Wassef AJ, Schmalzried TP. Femoral Taperosis. An accident waiting to happen? Review article. *J Bone Joint Surg.* 2013 Nov;95B(11)A:3-6
 14. Meftah M, Haleem AM, Burn MB, Smith KM, Incavo SJ. Early Corrosion-Related Failure of the Rejuvenate Modular Total Hip Replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96:481-7
 15. Molloy DO, Selin Munir S, Jack CM, Cross MB, Walter W. Fretting and Corrosion in Modular-Neck Total Hip Arthroplasty Femoral Stems. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96:488-93