

Análisis del desgaste de la articulación cabeza femoral–copa acetabular mediante simulación experimental con máquina perno-disco

Wear analysis by applying a pin-disc configuration to femoral head and acetabular cup

*Guillermo Urriolagoitia-Calderón¹, Guillermo Urriolagoitia-Sosa²,
Luis Héctor Hernández-Gómez¹, Emmanuel Alejandro Merchán-Cruz²,
Manuel Vite-Torres¹, César Victor Feria-Reyes^{1*}, Juan Alfonso Beltrán-Fernandez^{1*}*

Resumen

Este trabajo presenta un estudio que permite establecer la vida útil esperada de un sistema protésico de cadera para el caso del fenotipo mexicano. En primera instancia se determinó la distancia total equivalente de deslizamiento y las condiciones de carga entre el componente femoral y la copa acetabular bajo condiciones normales de carga. Posteriormente, se desarrolló una simulación experimental para la realización de un ensayo tribológico en una máquina de desgaste del tipo Perno sobre Disco (Pin on Disk, POD). Este ensayo sometió al conjunto fabricado en acero inoxidable AISI-ASTM 316L, las probetas del componente femoral y polietileno de alta densidad, el componente acetabular, a condiciones de desgaste equivalentes a un uso cotidiano de diez años. Con respecto a la distribución de las cargas por aplicar en el desarrollo experimental, se empleó el método del elemento finito para realizar una simulación numérica de las condiciones de operación del conjunto y así determinar los esfuerzos correspondientes en la zona de interés. El ensayo tribológico realizado permitió evaluar la pérdida volumétrica de materiales del sistema analizado. Al comparar los resultados obtenidos con los reportados en la literatura, se puede establecer que en principio se valida el procedimiento planteado en este trabajo, lo que permitirá establecer con certidumbre la vida esperada de una prótesis de cadera. Se propone desarrollar un trabajo posterior que valida estadísticamente la metodología propuesta.

Palabras clave: vida útil, componente femoral, copa acetabular, fenotipo mexicano, configuración Perno-Disco (POD).

Abstract

This work determines a prosthetic hip system's life-span, focusing on a Mexican phenotype. The total sliding equivalent distance for the system was determined, as well as the loading regime under which the femoral

1 Instituto Politécnico Nacional, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación (SEPI), Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME), Unidad Profesional Adolfo López Mateos "Zacatenco", México, D.F. México. guiurri@hotmail.com

2 Instituto Politécnico Nacional, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación (SEPI), Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME), Unidad Profesional, Azcapotzalco, México, D.F., México.

* Alumnos del programa de doctorado en ciencias.

component and the acetabular cup were subjected in normal operating conditions. An experimental tribology essay was then performed to simulate the wearing of the components in a Pin over Disc machine. This assay (for which the test specimens were manufactured in medical grade stainless steel AISI-ASTM 316L for the femoral component and high density polyethylene for the acetabular cup) was aimed at simulating wear conditions involved in 10 years of continuous operation. A numerical simulation of operational conditions (using the finite element method) was performed in for establishing assay loading conditions to accurately determine where the loads should be applied. The tribology assay led to quantifying the volumetric loss of materials for the system being analysed. It can be concluded that the methodology proposed in this work for estimating the life-span of a prosthetic hip system was valid and accurate by comparing the results with those found in the literature. A statistical validation of the proposed method is planned for the future.

Key words: Design life, femoral component, acetabular cup, Mexican phenotype, pin-disc configuration.

Recibido: febrero 29 de 2008

Aprobado: junio 3 de 2008

Introducción

El reemplazo total de la articulación de cadera en pacientes que se han visto afectados en la capacidad motora de sus miembros inferiores es una técnica quirúrgica efectiva para restablecer la movilidad. El primer reemplazo articular, que se consideró exitoso, se realizó en la década de los cincuenta por McKee y Watson-Farrar (1979). En este estudio se desarrolló e implantó una prótesis total de cadera, la cual comprendía los componentes acetabular y femoral. Este primer implante se denominó prótesis metálica y se fabricó a base de una aleación de Cromo-Cobalto. Sin embargo, los resultados clínicos de esta primera prótesis no fueron totalmente satisfactorios, debido a la acción de aflojamiento producida por la fricción y el desgaste que se presentó entre los materiales utilizados para la fabricación del implante, y a los severos daños que se ocasionaron al tejido circundante.

A finales de la década de los cincuenta, la prótesis de cadera desarrollada por sir John Charnley (1979) tuvo gran éxito en la sociedad clínica y gran aceptación entre la comunidad científica, debido a la introducción de un polímero (Teflón®) como material para la copa acetabular, combinado con un acero inoxidable para la cabeza femoral. Sin embargo, a pesar

de mejorar las características del anterior diseño (McKee y Watson-Farrar, 1979), el desgaste del componente femoral se presentaba a corto plazo de vida útil. Así mismo, las partículas desprendidas causaban severo daño al tejido circundante, y se descubrió que el Teflón® no era compatible con el organismo humano. Charnley procedió entonces a utilizar un polietileno de alta densidad (UHMWPE) como material para la copa acetabular, con lo cual se obtuvieron características superiores en comparación con el Teflón® (Charnley, 1979).

Algunos otros investigadores han realizado trabajo con diversos materiales poliméricos para la fabricación de prótesis de cadera (Amsutz, 1968). Materiales como los poliamidos (Derlin®) han sido utilizados clínicamente, sin embargo, han probado no ser completamente satisfactorios (Mathiesen et al., 1987). También han sido ensayados, en estudios de laboratorio, materiales para prótesis del tipo cerámico, las cuales se utilizaron a mediados de la década de los setenta. Pero la alta exactitud que se requería para el diseño de estos componentes, así como la naturaleza frágil del material, limitaron su uso (Boutin et al., 1988; Dorlot et al., 1989; Griss et al., 1975; Mittelmeier, 1976).

No obstante, los resultados obtenidos con el empleo del polietileno han probado ser su-

periores a todos los anteriores. Este material se ha afianzado a nivel mundial desde hace más de tres años, como el óptimo para la fabricación de prótesis de cadera (Dowson, 1992). Sin embargo, a pesar de sus bondades, gradualmente han venido surgiendo problemas clínicos asociados al material, como la osteólisis peri-prótesis que lleva a la resorción del hueso.

A mediados de los años noventa diversos investigadores reconocieron a la osteólisis como el origen del aflojamiento de una prótesis de cadera (Guttmann et ál., 1993; Jasty et ál., 1992; Maloney et ál., 1990, Revell et ál., 1978; Schmalzried et ál., 1992; Schmalzried et ál., 1992). Este problema se originaba en las inmediaciones del tejido del reemplazo articular causando la muerte del mismo, lo que a su vez daba origen al aflojamiento del implante. Kadoya et ál., (1998) reportaron que las partículas de desgaste del polietileno eran la causa del desencadenamiento de fenómenos biológicos a nivel celular, lo que llevaba a la destrucción del tejido óseo (osteólisis), y se postulaba que una forma efectiva de reducirla era disminuyendo la concentración del número de partículas en el tejido alrededor de la prótesis. A partir de la identificación de este problema clínico (osteólisis) se inició el estudio de nuevos diseños de implantes donde, variando los tamaños de la cabeza femoral, así como el espesor de la copa acetabular, se podían deter-

minar los diámetros ideales que deben utilizarse como contrapartes articulares.

A finales de la década de los noventa, Griffin et ál. (1998) reportan que la osteólisis no era la causa principal del fracaso de los implantes. Estudios de aspectos clínicos de la época identifican la aparición del aflojamiento en la prótesis de cadera para periodos de entre 4 y 6 años después de haber practicado la cirugía. Además de problemas en la copa acetabular, tales como deformación por desgaste y fractura (Yamaguchi et ál., 1999; Wan y Dorr, 1996). Uno de los trabajos clínicos relevantes de la época, realizado por David Sochart (Sochart y Porter, 1998), reporta resultados de 83 artroplastias, evaluadas en un rango de entre 240 a 360 meses, en las cuales la osteólisis se encontraba presente en 15 caderas y el aflojamiento por desgaste se presentó en 25 implantes. Los estudios durante esta época no presentaban correlación entre los resultados y factores tales como la técnica de fijación, el tipo de implante, el tamaño de los componentes, la carga aplicada, o la *distancia de deslizamiento*, la cual tiene influencia en estos estudios. Es, bajo este contexto, que se plantea el presente trabajo como una aplicación al estudio experimental de desgaste de los materiales de la prótesis del tipo Charnley, utilizando acero inoxidable para fabricación del componente femoral y polietileno de alta densidad para la copa acetabular (figura 1).

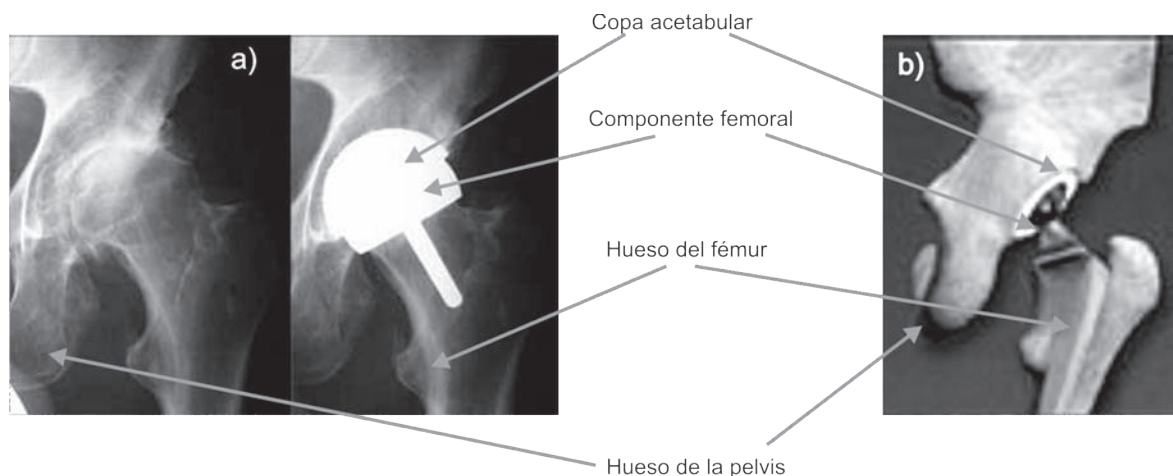


Figura 1. Componente femoral y su zona de inserción. a) Radiografía; b) descripción esquemática.

Propuesta del planteamiento general para determinar la vida esperada de la prótesis

En este trabajo se propone conducir un análisis teórico experimental para analizar el comportamiento del sistema cadera-copa acetabular-componente femoral-fémur (C-CA-CF-F) para lo cual se propone, por un lado, utilizar el método del elemento finito para simular el contacto esférico entre los componentes CA-CF, determinando tanto la dimensión de la zona de contacto como la magnitud de los esfuerzos, para posteriormente considerar estos como parámetros para conducir, en la fase experimental, la aplicación de una máquina perno sobre disco (*PoD*) de desarrollo propio. Mediante esta máquina se propone simular el comportamiento de los materiales polipropileno y acero inoxidable, con los que están manufacturados la CA y CF, bajo condiciones de carga con rozamiento relativo, con el objetivo de determinar la vida esperada de la prótesis.

Determinación de la distancia de deslizamiento y condiciones de carga entre el componente femoral (CF) y la copa acetabular (CA) en condiciones de marcha normal

Para la determinación de la distancia de deslizamiento que se recorre con las superficies en contacto de la articulación de cadera se consideraron las condiciones de la marcha normal suponiendo que una persona de edad avanzada, semi-sedentaria, es capaz de desplazarse, en un día normal de actividad, 2000 m, y que la longitud de su paso es de 35 cm. Se tendría una cantidad de 5.714 pasos al día.

La fase de la marcha considera que un paso completo se realiza desde el instante en que se despega la punta del pie, se balancea la pierna hacia delante y se llega a la posición de apoyo del talón en el piso. Durante este proceso, el otro pie soporta la carga del cuerpo en la fase intermedia; si se considera que un implante se encuentra colocado en una pierna, se deberá estimar, como fase bajo carga, la mitad de los pasos. Así, la dis-

tancia que se recorre bajo carga en un día corresponde a 2.858 pasos. Es claro que la fase de marcha tiene dos subfases: la de carga, en la que el cuerpo es soportado por la pierna, seguida por la de descarga, en la que se mueve la pierna sin carga hacia adelante. Durante estas dos subfases se tiene, entre la componente femoral y la copa acetabular, un contacto esferoidal continuo y con carga, durante la subfase del movimiento en que la pierna se desplaza relativamente hacia atrás, la cual es seguida de la subfase de movimiento sin carga, cuando la pierna se impulsa hacia adelante, obteniéndose en el ciclo una aplicación intermitente de carga.

Con relación al desplazamiento con carga de la interfase CA-CF, Genda et ál. (2001) determinaron que se tiene un desplazamiento angular de 76° . Para el caso específico de este trabajo de investigación se consideró un ángulo de 82° (que es 8% más del desplazamiento considerado por Genda et ál., 2001) para tomar una mayor superficie sujeta a desgaste. Concepuando con lo anterior la posibilidad de simular una amplitud mayor en el paso de una persona. Esta amplitud mayor se presenta como una posibilidad de marcha intensa, y que representaría un análisis en condición extrema (figura 2).

En lo que respecta al contacto entre la CA y CF, éste se da sobre un área de forma esférica, cuya dimensión es determinada con base en las características elásticas del sistema compuesto CA-CF (esto es, polietileno-acero inoxidable en contacto superficial). Así mismo, se analiza la dirección vectorial de la carga P de la pelvis. En la figura 3 se muestra la distribución de los esfuerzos para tres distintas posiciones consecutivas de la carga aplicada P . El peso del cuerpo es proyectado en el centro de gravedad del individuo y se distribuye, a través de la cadera, como la componente utilizada según la figura 4, de esta manera, para las posiciones 1, 2 y 3, se producen consecutivamente las áreas de contacto a , b y c que, al desplazarse en contacto esférico sobre la prótesis, generan un área de contacto en movimiento continuo, durante la subfase de marcha, con distribución parabólica y desplazamiento angular consecutivo sobre los ángulos θ_1 a θ_0 a θ_2 .

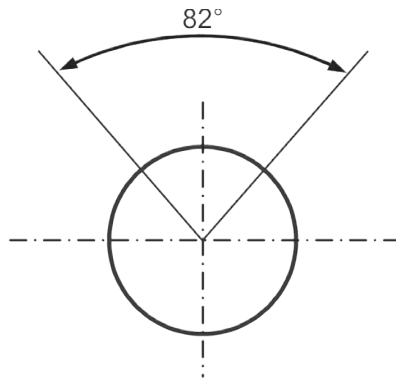


Figura 2. Ángulo de deslizamiento considerado.

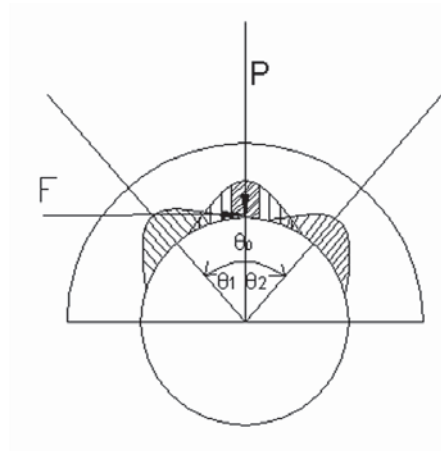


Figura 3. Carga aplicada sobre la superficie de contacto (P) y carga resistente de rozamiento (F) generada debido al coeficiente de fricción.

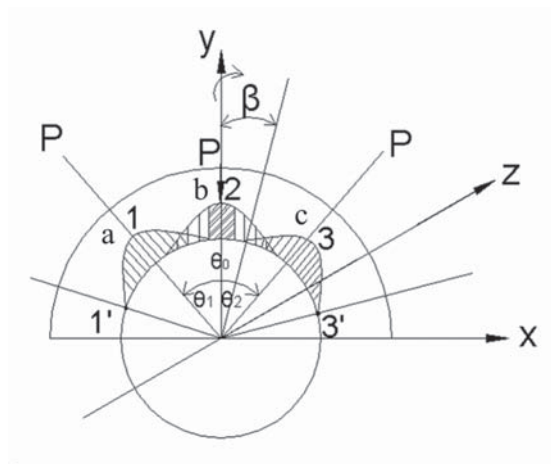


Figura 4. Distribución de la carga y distribución de los esfuerzos sobre el casquete esférico de la copa acetabular para distintas posiciones angulares de P sobre la prótesis.

Por otro lado, la condición de carga real que se tiene en la marcha es la de una carga intermitente, repartida parabólicamente, conforme a lo mostrado en la figura 3, y con dirección vectorial perpendicular a cada una de las zonas esféricas consecutivas del contacto.

De manera que, en el contacto esférico, la carga puntual P normal al contacto se transmite durante el desplazamiento relativo de las superficies de contacto sobre un ángulo total de contacto $\theta_1 + \theta_2 = 82^\circ$, en la fase de la marcha del individuo. Este deslizamiento es la distancia que recorre el CF dentro del acetábulo. Dado que el diámetro interno del CA , es el de una semiesfera de 22.225 mm, entonces la distancia perimetral sobre la que se realiza el deslizamiento es:

$$p = \pi \left(\frac{d}{2} \right) \frac{82^\circ}{180^\circ} = 15.904 \text{ mm} \quad (1)$$

Ya que para la fase de la marcha normal se tienen 2.857 pasos, entonces la distancia que se desplaza el CA sobre CF en un año es de:

$$2857 \times 0,015904 \times 365 = 45,4371 \text{ m} = 16.585 \text{ m}$$

y para 10 años se tendrían 165.850 m

Simulación experimental de la distancia de deslizamiento en la máquina perno sobre disco (POD)

La condición de simulación experimental de la máquina perno sobre disco (POD) involu-

cra una carga plana perpendicular y uniformemente repartida sobre una sección transversal circular, aplicada de manera continua y a velocidad constante, hasta reproducir la distancia que se cubre durante la vida útil esperada del sistema prótesis.

Así, para el desarrollo de la fase experimental se propone simular el contacto esférico entre el CF y la CA , mediante la máquina POD . Para esto, se analiza el comportamiento de esta máquina situando la posición del perno perpendicular al disco a una distancia radial con $r = 30 \text{ mm}$ (0,030 m) con respecto al centro del disco (figura 5).

La distancia recorrida por una vuelta del disco está dada por: $\pi d n$, donde $d = 2r$ es el diámetro del perímetro sobre el cual se apoya el punto central de deslizamiento del perno, y perpendicular al disco, y este disco gira a $n = 300 \text{ rpm}$. Así, si se considera la posibilidad de operar la máquina (POD) en periodos continuos, en un día es posible simular la acción de fricción entre perno-disco, con una distancia lineal igual a:

$$\pi d n (60 \times 24) = 3.1416 \times 0.03 \times 300 \times 60 \times 24 \text{ esto es } 40715 \text{ m} \quad (2)$$

Para la realización experimental se consideró aplicar la mínima velocidad de rotación que es capaz de desarrollar la máquina POD , esto es, 300 rpm. Realizando la comparación de las distancias recorridas por el componente femoral, y las correspondientes en la simulación

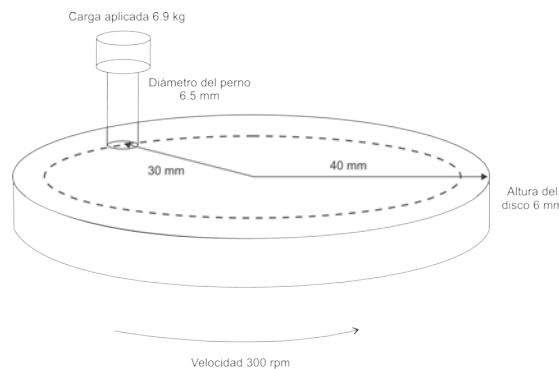


Figura 5. Disco de acero y distancia del perno de polietileno.

continúa por la máquina perno sobre disco, se tiene que 40.715 m es la distancia que en un día puede ser simulada por la máquina perno sobre disco. Por otro lado, ya que se determinó que el conjunto *CF-CA* recorre en diez años 165.850 m, se concluye que con 97,75 horas de operación continua de la máquina es posible simular la distancia que el componente femoral recorre en diez años.

Materiales y métodos

Ya se indicó que para el desarrollo experimental de este trabajo, y con objeto de determinar el desgaste por deslizamiento de los materiales de la prótesis, fue utilizada una máquina de configuración perno sobre disco de diseño propio, con el objetivo de simular el contacto elástico correspondiente al ejercido entre superficies esféricas disimilares (Hills et ál., 1992). El sistema pelvis-copa acetabular-prótesis se presenta en la figura 1, donde el

desgaste se presenta principalmente en el acetábulo fabricado de polietileno.

Las probetas utilizadas para simular el par de contacto de la prótesis fueron fabricadas en acero inoxidable AISI-ASTM 316 L y polietileno de alta densidad (UHMWPE). Tanto la probeta tipo disco como la tipo perno se maquinaron conforme a especificaciones de la norma ASTM G99-95, y en la figura 6 se muestran las geometrías y dimensiones de éstas.

La magnitud de la carga por aplicar sobre el sistema *CA-CF* se determinó considerando el fenotipo mexicano, para el cual se toma en cuenta el peso de un paciente femenino de la tercera edad (60 años) y de 1,56 metros de estatura resultando ser de 40 kg. Igual al desgaste producido por los efectos del contacto bajo la acción rotatoria de la máquina perno sobre disco, lo cual se determinó pesando cada una de las probetas antes y después de la prueba. La

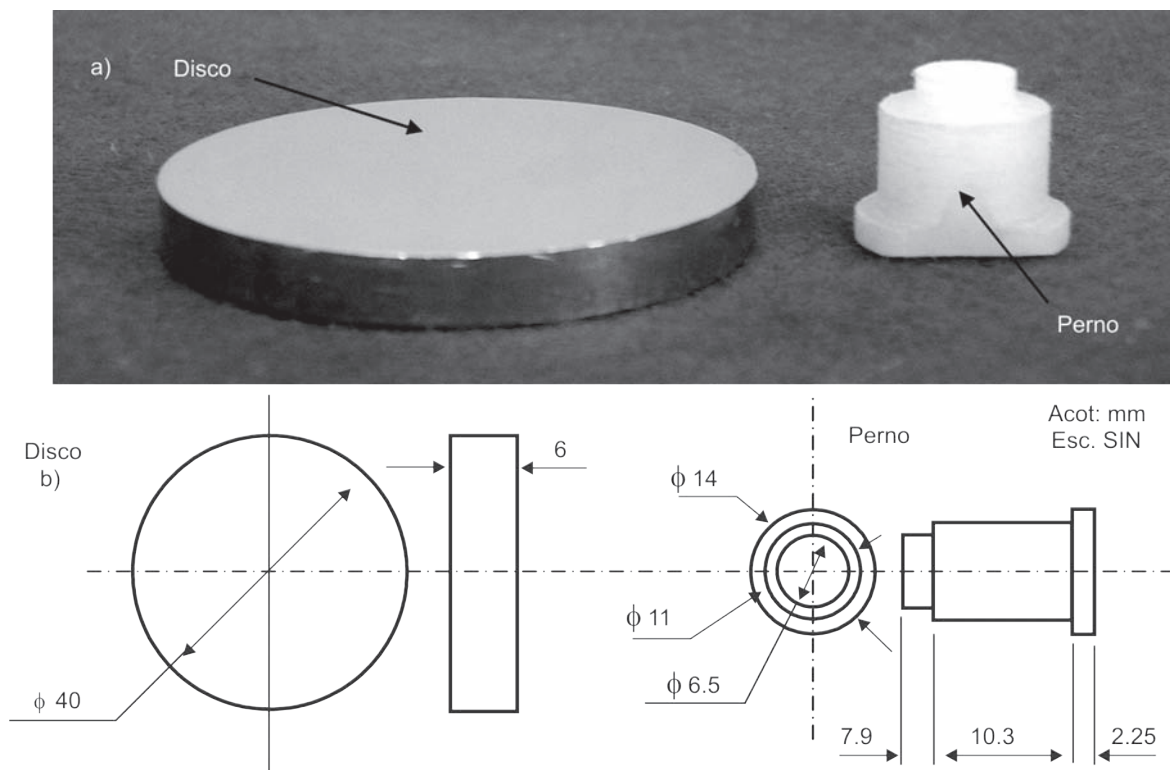


Figura 6. Probetas utilizadas. a) Fotografía; b) dimensiones en mm.

evaluación del peso de las probetas se realizó en una balanza analítica con un rango de precisión de 0,0001g, con la finalidad de determinar hasta la más mínima alteración de la masa, tanto del perno como del disco.

Desarrollo experimental y resultados

Para el desarrollo de la prueba experimental se consideraron condiciones de desgaste por deslizamiento tanto secas como lubricadas. En el primer caso, se determina un contacto total

entre las superficies del perno sobre disco sin lubricación. Mientras que en el segundo caso, se simulan las condiciones naturales del cuerpo humano, empleando agua destilada como simulador del lubricante entre las superficies de contacto.

La distribución de carga por aplicar entre CA y CF se determina mediante el método de elemento finito, utilizando un paquete computacional comercial (ANSYS 9.0) (figura 7), con el cual se modela la interfase de las superficies esféricas en contacto, y se obtienen los esfuerzos correspondientes a la zona de interés.

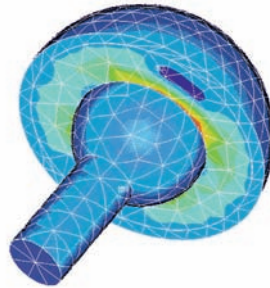


Figura 7. Modelo de una copa acetabular y componente femoral.

Se utilizaron elementos del tipo sólido 3D, simulando contacto deslizante. La validación del procedimiento numérico se describe en Domínguez-Hernández et ál. (1999) y Feria-Reyes et ál. (2000). Para esto, se considera que el peso del cuerpo genera una carga de 40 kg aplicada a compresión sobre el casquete del componente acetabular.

El resultado obtenido es un esfuerzo máximo de $2,05 \times 10^6$ Pa. Lo que permite determinar la magnitud de la carga que se debe de aplicar en la probeta empleada en la configuración experimental perno sobre disco, con la relación axial simple de esfuerzos $(\sigma = \frac{P}{A} \Rightarrow P = \sigma \cdot A)$. Dado que, el diámetro del perno es igual a 6.5 mm, el área del perno es $A = 3.318 \times 10^{-2} \text{ m}^2$, por lo que la carga a aplicar en la configuración perno sobre disco es de:

$$P = 2050000 (3.3183 \times 10^{-2}) = 68.02545 \text{ N} \approx 6.9 \text{ kg} \quad (3)$$

La prueba experimental se realiza sobre seis pares de probetas (perno-disco), tres para condiciones secas y tres para condiciones húmedas, considerando diez años de vida de servicio esperado del implante. Los resultados del desgaste se obtienen por pérdida de volumen en cada una de las probetas de manera separada. La cantidad de desgaste se determina pesando cada probeta antes y después de la prueba, en la balanza antes mencionada. La información de los resultados de la prueba se presenta en la tabla 1.

La carga P aplicada al perno que se transmite a la superficie del disco genera una fuerza de reacción F , que se opone al movimiento relativo entre las superficies en contacto, la cual es perpendicular a la carga activa P y tangencial al contacto, como se muestra en la figura 2, la relación $F/P = \mu$ se define como coeficiente de fricción del par de superficies en contacto. La máquina *POD* cuenta con un dispositivo que

Tabla 1. Peso perdido de probetas en condición seca

Periodo de simulación: 10 años			
Probeta	Peso inicial (g)	Peso final (g)	Peso perdido (g)
Perno	1,1419	1,1376	0,0043
Disco	55,0382	55,0376	0,0006
Perno	1,0590	1,0568	0,0022
Disco	54,5325	54,5320	0,0005
Perno	1,0252	1,0221	0,0031
Disco	51,0879	51,0867	0,0012
Peso promedio perdido del perno			0,0032
Peso promedio perdido del disco			0,000766

tiene instalada una celda de carga sobre una viga en cantilever, mediante el cual se determina la magnitud de la fuerza de reacción F sobre la superficie del disco, y a través de esto es posible obtener la magnitud de μ_d para cualquier par de probetas en contacto dinámico. Los valores que corresponden a la fuerza de fricción, determinada para los respectivos pares de contacto, se presentan en la tabla 2. De la misma

manera se presentan los coeficientes dinámicos de fricción μ_d obtenidos. Para estas pruebas se emplearon tres pernos de polietileno y tres discos de acero inoxidable (un perno y un disco forman un par de contacto).

El volumen promedio perdido en mm^3 , del perno de polietileno y del disco de acero inoxidable en las pruebas, se presenta en la tabla 3.

Tabla 2. Coeficientes dinámicos μ_d de fricción obtenidos para condición seca

Polietileno contra acero inoxidable 316	Fuerza de fricción registrada (67,764 N)	Coefficiente de fricción μ
Par de contacto uno	14,16 N	0,20
Par de contacto dos	8,35 N	0,12
Par de contacto tres	7,44 N	0,10

Tabla 3. Volumen promedio perdido para condición seca

Material	Velocidad 300 rpm
Polietileno de alta densidad	3,4 mm^3
Acero inoxidable 316	0,51077 mm^3

Derivado de la prueba en condiciones secas, se presenta la pérdida de volumen, determinada como parámetro lineal, para el polietileno y el acero inoxidable respectivamente, conforme a la siguiente relación:

$$\text{Pérdida lineal polietileno} = \frac{\text{Pérdida volumétrica}}{\text{Área}} = \frac{3,4}{33,18} = 0,10247 \text{ mm} \quad (4a)$$

$$\text{Pérdida lineal acero inoxidable} = \frac{\text{Pérdida volumétrica}}{\text{Área}} = \frac{0,51}{33,18} = 0,01537 \text{ mm} \quad (4b)$$

Las imágenes fotográficas obtenidas de las probetas (perno y disco), posteriores a la prueba en condición seca, se presentan en la figura

8. En éstas se aprecian claramente las bandas de deslizamiento ocasionadas por la acción de fricción sin lubricante del perno sobre el disco.

De la misma manera, en la figura 9 se presenta una fotografía de la superficie del disco de acero inoxidable, donde se pueden observar claramente incrustaciones de partículas de polietileno, esta fotografía es representativa del fenómeno que se presentó en cada uno de los discos utilizados cuando no existió lubricación. En la figura 10 se pueden observar las consecuencias que sufrió el perno al ser desgastado sin lubricación por la acción del disco.

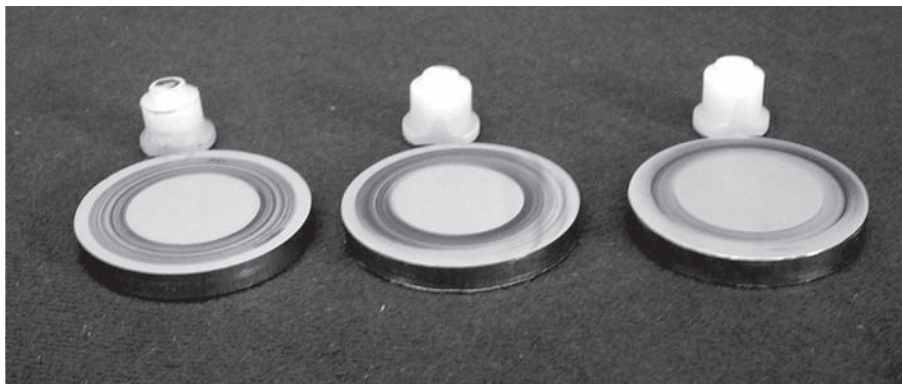


Figura 8. Desgaste superficial que se observa en las probetas después de la prueba de desgaste.

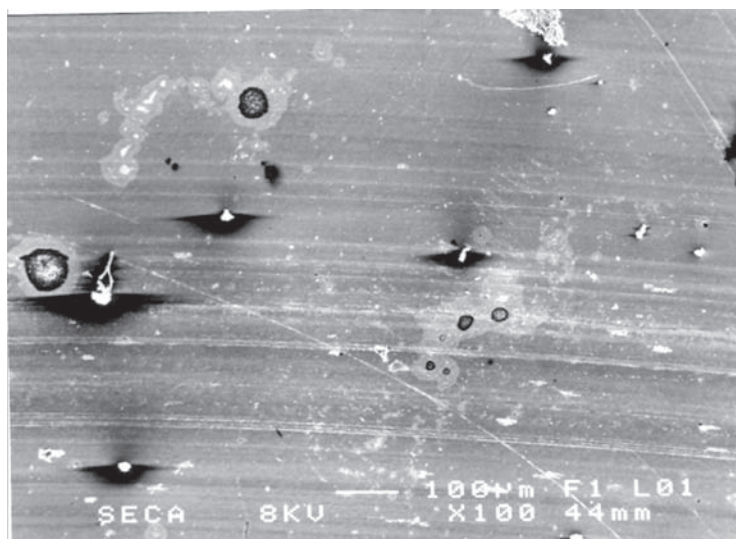


Figura 9. Partículas de polietileno adheridas a la superficie metálica del disco (magnificación 100x).

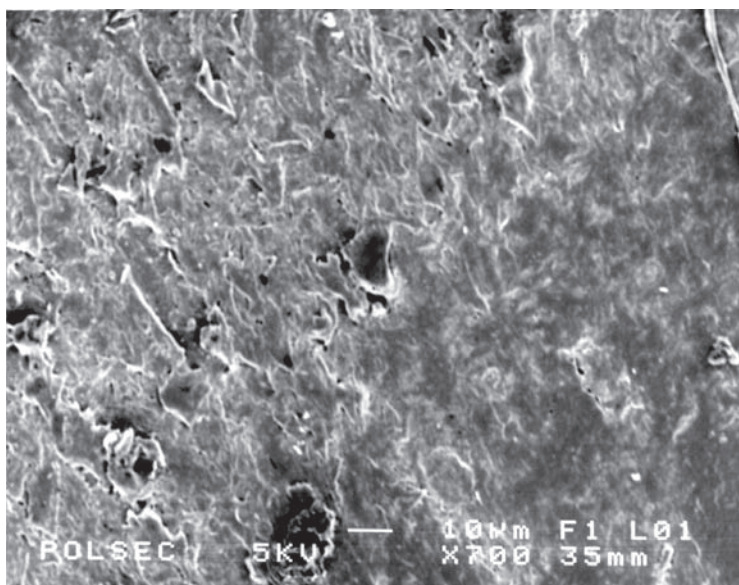


Figura 10. Aspecto de la superficie del polietileno después de ocurrido el desgaste (magnificación 700x).

Los resultados de las pruebas de desgaste en condiciones lubricadas se presentan en la tabla 4. Se puede observar, como era de esperarse, que se tiene menor desgaste al comparar con los resultados obtenidos en condiciones no lubricadas. Los valores de la fuerza de fricción obtenidos de los respecti-

vos pares de contacto se presentan en la tabla 5, así como sus respectivos coeficientes dinámicos de fricción. Los valores de volumen perdido promedio, en mm³, tanto del perno de polietileno como del disco de acero inoxidable durante las pruebas, se presentan en la tabla 6.

Tabla 4. Peso perdido de probetas en condición lubricada

Periodo de simulación: 10 años			
Probeta	Peso inicial (g)	Peso final (g)	Peso perdido (g)
Perno	1,0360	1,0331	0,0029
Disco	50,1515	50,1510	0,0005
Perno	1,0226	1,0203	0,0023
Disco	58,0679	58,0673	0,0006
Perno	1,0036	1,0011	0,0025
Disco	58,9250	58,9246	0,0004
Peso promedio perdido del perno			0,00256
Peso promedio perdido del disco			0,0005

Tabla 5. Coeficientes dinámicos de fricción μ_d obtenidos para condición lubricada

Polietileno contra acero inoxidable 316	Fuerza de fricción registrada (67,764 N)	Coefficiente de fricción μ
Experimento 1	3,54 N	0,052
Experimento 2	4,21 N	0,063
Experimento 3	7,57 N	0,11

Tabla 6. Volumen perdido promedio para condición lubricada

Material	Velocidad 300 rpm
Polietileno de alta densidad	0,915 mm ³
Acero inoxidable 316	0,083 mm ³

Las imágenes obtenidas de las probetas (perno y disco), posteriores a la prueba en condición lubricada, se presentan en la figura 11. En esta fotografía, nuevamente, se aprecian las bandas de deslizamiento ocasionadas por la acción de fricción, ahora con lubricante del perno sobre el disco. De la misma manera, en la figura 12 se presenta una fotografía de la superficie del disco de acero inoxidable, donde se pueden observar claramente incrustaciones de partículas de

polietileno, esta fotografía es representativa del fenómeno que se presentó en cada uno de los discos utilizados cuando no existió lubricación.

En la figura 13 se puede observar que el perno sufrió, al ser desgastado, bajo condiciones de lubricación, por el disco metálico como consecuencia del desgaste bajo condiciones húmedas, los efectos de rayado y de incrustación de partículas metálicas.

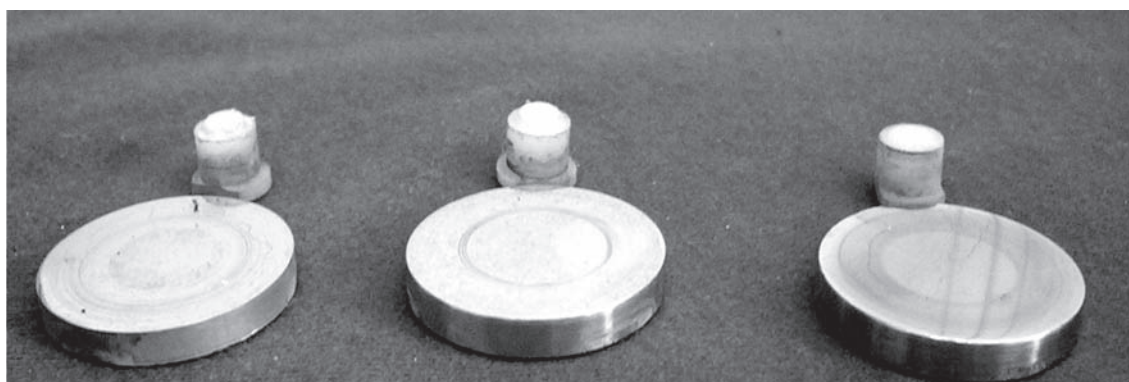


Figura 11. Desgaste superficial que se observa en las probetas después de la prueba de desgaste en condiciones húmedas.

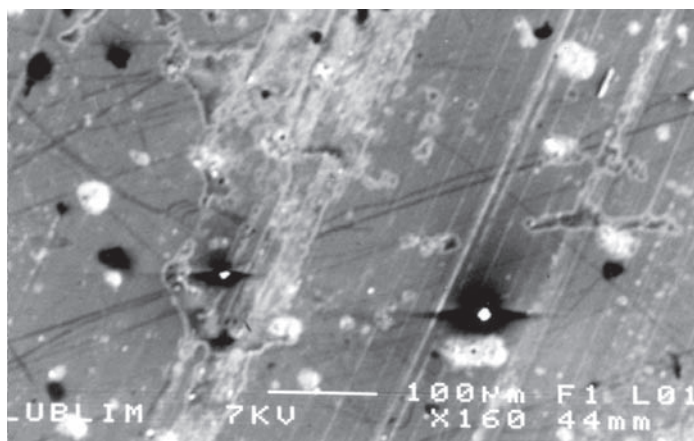


Figura 12. Partículas de polietileno adheridas a la superficie metálica del disco (magnificación 160x).

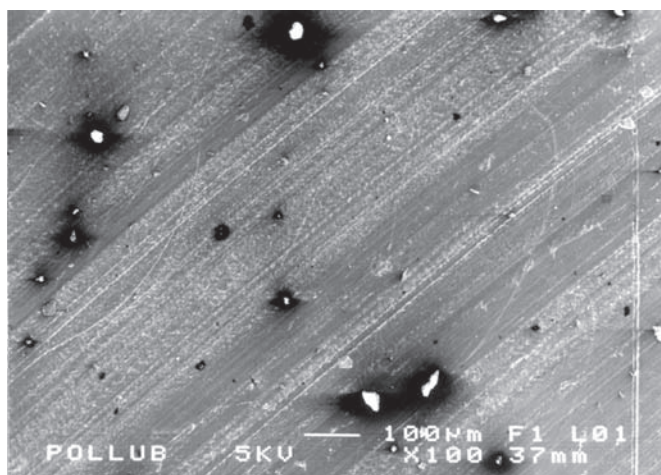


Figura 13. Aspecto de la superficie de la probeta de polietileno después de la prueba de desgaste por deslizamiento en condiciones húmedas (magnificación 100x).

La pérdida de desgaste por deslizamiento de cualquier material genera el desprendimiento de partículas principalmente del material menos resistente. Para el caso de los materiales de la prótesis estudiada, el polietileno es el que sufre mayor desgaste por deslizamiento.

Los resultados de este trabajo se presentan de manera comparativa en la tabla 7. De la misma manera, los valores de pérdida volumétrica y lineal para las diferentes condiciones de prueba se presentan en la tabla 8.

Tabla 7. Pérdida de peso promedio obtenido de las pruebas experimentales

Peso total perdido (g)		
	Condición sin lubricante	Condición lubricada
Perno	0,0032	0,00256
Disco	0,0007	0,0005

Tabla 8. Pérdida lineal y volumétrica del par de contacto

Prueba sin lubricante	Peso volumétrico	Pérdida lineal
Perno	3,4 mm ³	0,10 mm
Disco	0,51077 mm ³	0,015
Prueba lubricada		
Perno	0,915 mm ³	0,08 mm
Disco	0,2491 mm ³	0,012

Las tablas 7 y 8 presentan el volumen de desgaste de material que se pierde al final del experimento. Los resultados muestran que el desgaste disminuye en condiciones húmedas (como se esperaba), esto es debido a la acción del lubricante en las superficies de contacto, lo que ocasiona que el desgaste no sea tan agresivo. Por el contrario, en condiciones secas, el desgaste adhesivo presente, así como las partículas desprendidas, aceleran el proceso de desprendimiento. Por otro lado, en los estudios realizados por Pietrabisa et ál. (1998) de carácter experimental, y de Sochart y Porter (1998) de carácter clínico, los rangos de desgaste lineales y volumétricos reportados son 1,01mm y 5,8 mm³, y 0,12 mm y 2,4 mm³, respectivamente. A manera de análisis comparativo, en la tabla 9 se presentan los resultados reportados y los resultados obtenidos en el presente estudio.

Conclusiones

El análisis del fenómeno de contacto que se presenta entre las superficies en contacto de las prótesis de cadera, así como el desgaste que se origina por el deslizamiento entre éstas, es de gran importancia para la biomecánica, debido a que las pequeñas partículas desprendidas por la acción del contacto entre la copa acetabular y la cabeza femoral desencadenan una serie de fenómenos mecánicos y biológicos que, en su momento, llevan a la revisión y a la posible necesidad de cambio de la prótesis de cadera.

Es importante destacar que a pesar de los múltiples mecanismos que causan la falla del implante, el desgaste asociado con el desprendimiento de partículas es considerado como una de las causas principales de fracaso de los mismos. Muchos investigadores, tanto en centros

Tabla 9. Comparación de valores de pérdidas de desgaste de diferentes estudios

	Investigaciones reportadas		Trabajo actual	
	Pietrabisa et ál. (analítico)	Sochart y Porter (clínico)	Pruebas en condición no lubricada	Pruebas en condición lubricada
Peso lineal	1,01mm	0,12 mm	0,10 mm	0,08 mm
Peso volumétrico	5,8 mm ³	2,4 mm ³	3,4 mm ³	2,75 mm ³

hospitalarios como de compañías fabricantes, se han dado a la tarea de analizar los orígenes del desgaste. Por esta razón se han diseñado un sin número de equipos y dispositivos asociados con las características y el tipo de implante. Infortunadamente, los resultados no han sido concluyentes debido, principalmente, a que el periodo de seguimiento de una cirugía es variable. Es decir, es difícil controlar la evolución del implante. Aunado a lo anterior, las enfermedades propias del ser humano influyen en gran medida en la evolución y el comportamiento de la prótesis. Es importante destacar que recientemente se han realizado trabajos que tratan de explicar la influencia de las cargas en diferentes actividades de la vida diaria, estas variaciones continuas de carga, así como su efecto directo, influyen en el posicionamiento del implante (copa acetabular- cabeza femoral) (Arnold et ál., 2005; Genthon y Rougier, 2005).

De igual manera, y considerando los problemas anteriores, las diferentes rutinas diarias y las condiciones de carga que se presentan durante la marcha del paciente también influyen en el proceso biológico del hueso y los tejidos circundantes. Además, el movimiento relativo entre la prótesis y el hueso en condiciones cementadas incrementa el proceso de aflojamiento de las prótesis. Al mismo tiempo, hasta el día de hoy no ha sido posible llevar a cabo (de acuerdo con Heller et ál., 2001) una validación precisa para predecir las condiciones de la marcha *in vivo*. No obstante, es posible concluir que los resultados experimentales obtenidos de este trabajo son comparables con los resultados clínicos de Sochart y Porter (1998), los que, siendo resultados reales de marcha, validan, en principio, este estudio.

Estudios clínicos recientes reportan que una cantidad muy reducida de partículas desprendidas se presentan a partir de los tres meses de haberse colocado el implante. La causa es atribuida a que éste es el tiempo que le toma al componente femoral definir su posición dentro del componente acetabular. Este fenómeno, conocido como *penetración*, origina la presencia inicial de algunas partículas de desgaste;

la posición y el tiempo de posicionamiento del componente femoral en estas etapas tempranas posteriores a la cirugía es variable, entre un 10 y 50%, y depende directamente del espesor del componente y del tamaño de la cabeza femoral utilizados (Teoh et ál., 2002; Dai et ál., 2000).

Los resultados de los estudios experimentales en biomecánica son un reflejo cercano de lo que ocurre realmente en el implante en cuanto al desgaste de las superficies de contacto; sin embargo, es aún complejo predecir lo que ocurre en condiciones de servicio de la vida diaria. Esto es debido a que los fenómenos involucrados ocurren a una escala mucho menor y varían con respecto al tiempo. Clínicamente, la investigación es limitada debido a diversos parámetros variables tales como: esfuerzos de contacto, magnitud de la carga, partículas de desgaste, corrosión, coeficientes de fricción dinámicos, separación de las superficies de contacto y otros factores que aún se encuentran en etapa de evaluación (Bevill et ál., 2005).

Con respecto a los coeficientes dinámicos de fricción se puede mencionar que en condiciones no lubricadas se presenta un valor mayor del coeficiente entre las superficies en contacto. Este mayor valor del coeficiente dinámico de fricción da lugar a valores más elevados de fuerza cortante sobre el material, lo cual a su vez trae como consecuencia el desprendimiento de un volumen mayor de material, tanto del acero, como del polietileno. Por el contrario, este valor disminuye bajo los efectos del lubricante, suavizando el contacto entre las superficies. Es importante mencionar que el desgarramiento que se presenta en condiciones secas es más notorio a simple vista, que el que se tiene en condiciones húmedas.

Agradecimientos

Los autores agradecen el apoyo económico y de equipo que proporciona el gobierno mexicano por medio de las SEPI-Esime Zacatenco y Azcapotzalco, del Instituto Politécnico Nacional, y el Consejo Nacional de Ciencia y

Tecnología para la realización de esta investigación.

Referencias bibliográficas

- Amstutz, H. C. 1968. Polymers as bearing materials for total hip replacement: A friction and wear analysis. *Journal of Biomedical Materials Research* 3 (4): 547-568.
- Arnold, A. S.; Anderson, F. C.; Pandy, M. G.; Delp, S. L. 2005. Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: A framework for investigating the causes of crouch gait. *Journal of Biomechanics* 38 (11): 2181-2189.
- Bevill, S. L.; Bevill, G. R.; Penmetsa, J. R.; Petrella, A. J.; Rullkoetter, P. J. 2005. Finite element simulation of early creep and wear in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics* 38 (12): 2365-2374.
- Boutin, P.; Christel, J. M.; Dorlot, J. M.; Meunier, A.; de Roquancourt, A.; Blanquaert, D.; Herman, S.; Sedel, L.; Witvoet, J. 1988. The use of dense alumina-alumina ceramic combination in total hip replacement. *Journal of Biomedical Materials Research* 22 (12): 1203-1232.
- Charnley, J. 1979. *Low friction arthroplasty of the hip: Theory and Practice*. Berlin: Springer Verlag, pp. 3-16.
- Dai, X.; Omori, H.; Okumura, Y.; Ando, M.; Oki, H.; Hashimoto, N.; Baba, H. 2000. Serial measurement of polyethylene wear of well fixed cementless metal-backed acetabular component in total hip arthroplasty: An over 10 year follow-up study. *Artificial Organs* 24 (9): 746-751.
- Dorlot, J. M.; Christel, P.; Meunier, A. 1989. Wear analysis of retrieved alumina heads and sockets of hip prostheses. *Journal of Biomedical Materials Research* 23 (S14): 299-310.
- Domínguez-Hernández, V. M.; Carbajal-Romero, M. F.; Urriolagoitia-Calderón, G.; Hernández-Gómez, L. H.; Rico-Martínez, G.; Damián-Noriega, Z.; Lomelí-Mejía, P. A. 1999. Biomecánica de un fémur sometido a carga. Desarrollo de un modelo tridimensional por medio del método del elemento finito. *Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología* 13 (6): 633-638.
- Dowson, D. 1992. Friction and wear of medical implants and prosthetic devices. In: S. D. Henry, editor, *ASM Handbook. Friction, lubrication, and wear technology*. Ohio: ASM International, Park. 18: 656-664.
- Feria-Reyes, C. V.; Carbajal-Romero, M. F.; Urriolagoitia-Calderón, G.; Hernández-Gómez, L. H.; Saucedo-Meza, I.; Merchán-Cruz, E. A.; León-Vega, C. 2000. Análisis biomecánico del estado de esfuerzos de una prótesis cementada en fémur. *Revista Científica*. Enero-Febrero. 19: 3-9.
- Genda, E.; Iwasaki, N.; Li, G.; MacWilliams, B. A.; Barrance, P. J.; Chao, E. Y. S. 2001. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing-effect of gender and anatomic parameters. *Journal of Biomechanics* 34 (7): 895-905.
- Genthon, N.; Rougier, P. 2005. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *Journal of Biomechanics* 38 (10): 2037-2049.
- Griffin, F. M.; Scuderi, G. R.; Gillis, A. M.; Li, S.; Jimenez, E.; Smith, T. 1998. Osteolysis associated with cemented total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 13 (5): 592-598.
- Griss, P.; Heimke, G.; Von Andrian-Werburg, H.; Krempien, B.; Reipa, S.; Lauterbach, H. J.; Hartung, H. J. 1975. Morphological and biomechanical aspects of Al₂O₃ ceramic joint replacement: Experimental results and design considerations for human endoprostheses. *Journal of Biomedical Materials Research*. 9 (4): 177-188.
- Guttman, D.; Schmalzried, T. P.; Murali-Jasty; Harris, W. H. 1993. Light microscopic identification of submicron polyethylene wear debris. *Journal of Applied Biomaterials* 4 (4): 303-307.
- Heller, M. O.; Bergman, G.; Deuretzbacher, G.; Durselen, L.; Pohl, M.; Claes, L.; Hass, N. P.; Duda, G. N. 2001. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *Journal of Biomechanics* 34 (7): 883-893.
- Hills, D. A.; Nowell, D.; Sackfield, A. 1992. *Mechanics of Elastic Contacts*, ISBN 0750605405, Butterworth-Heinemann.
- Jasty, M.; Jiranek, W.; Harris, W. H. 1992. Acrylic fragmentation in total hip replacements and its biological consequences. *Clinical Orthopaedics*. December 285: 116-128.
- Kadoya, Y.; Kobayashi, A.; Ohashi H. 1998. Wear and osteolysis in total joint replacements. *Acta Orthopaedica Scand*. 69: 435-436.
- Mathiesen, E. B.; Lindgren, J. U.; Reinholt, F. P.; Sudmann, E. 1987. Tissue reactions to wear products from polyacetal (Derlin) and UHMW polyethylene in total hip replacement. *Journal of Biomedical Materials Research* 22 (4): 459-466.

- Maloney, W. J.; Jasty, M.; Rosemberg, A.; Harris, W. H. 1990. Bone lysis in well-fixed cemented femoral components. *Journal of Bone and Joint Surgery (Br)*. November 72-B(6): 966-970.
- McKee, G. K.; Watson-Farrar, J. 1979. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *Journal of Bone and Joint Surgery* 48B (2): 245-259.
- Mittelmeier, H. 1976. Anchoring hip endoprostheses without bone cement, in Engineering in Medicine. In: M. Schaldach and D. Hohmann, editors. *Advances in artificial hip and Knee joint technology*. Berlin: Springer-Verlag.
- Pietrabisa, R.; Raimondi, M.; Di Martino, E. 1998. Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty: A parametric mathematical model. *Medical Engineering and Physics* 20 (3): 199-210.
- Revell, P. A.; Weightman, B.; Freeman, M. A. R.; Vernon-Roberts, B. 1978. The production and biology of polyethylene wear debris. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 91 (3): 167-181.
- Schmalzried, T. P.; Jasty, M.; Harris, W. H. 1992. Periprosthetic bone loss in total joint hip arthroplasty: Polyethylene wear debris and the concept of effective joint space. *Journal of Bone & Joint Surgery (Am)* 74A (6): 849-863.
- Schmalzried, T. P.; Kwong, L. M.; Jasty, M. 1992. The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hips arthroplasty: Analysis of specimens retrieved at autopsy. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 274: 60-78.
- Sochart, D. H.; Porter, M. L. 1998. Long-term results of cemented Charnley low-friction arthroplasty in patients aged less than 30 years. *Journal of Arthroplasty* 13 (2): 123-131.
- Teoh, S. H.; Chan, W. H.; Thampuran, R. 2002. An elastoplastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics* 35 (3): 323-330.
- Wan, Z.; Dorr, L. D. 1996. Natural history of femoral focal osteolysis with proximal ingrowth smooth stem implant. *Journal of Arthroplasty* 11 (6): 718-725.
- Yamaguchi, M.; Bauer, T. W.; Hashimoto, Y. 1999. Deformation of the acetabular Polyethylene liner and the backside gap. *Journal of Arthroplasty* 14 (4): 464-469.