



Evaluación del desgaste de prótesis cerámicas de cadera recubiertas con DLC por triboadhesión

Parte I - Diseño de la máquina de deposición y desgaste

J. M. Rodríguez Lelis,*
A. Abúndez P.,*
Claudia Abúndez P,**
S. Chinchilla G***

* Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico. Departamento de Ingeniería Mecánica-Tribología Desarrollo Tecnológico.

** Instituto Mexicano del Seguro Social. Hospital de Lomas Verdes

*** Instituto del Deporte y de la Juventud del Estado de Morelos.

Correspondencia:

J. M. Rodríguez Lelis
Interior Internado Palmira s/n, Col. Palmira,
Apartado Postal 5-164 Cuernavaca,
Morelos jmlelis@cenidet.edu.mx

Artículo recibido: 22/septiembre/2005

Artículo aceptado: 12/mayo/2006

RESUMEN

En este artículo se presenta el diseño de una máquina para la realización de depósitos por triboadhesión y evaluación del desgaste de prótesis de cadera. El dispositivo de deposición se diseñó con tres grados de libertad para realizar el depósito en el hemisferio superior del cótilo de la prótesis. Por otra parte, el dispositivo de desgaste, se diseñó como intercambiable con el dispositivo de depósito, y considera la Norma ISO 14-242-1, para la descripción de las trayectorias del movimiento de la prótesis y cargas requeridas.

Palabras clave:

Recubrimiento, triboadhesión, prótesis de cadera, desgaste.

ABSTRACT

In this paper it is presented the design of a dual device aimed to carry out film coatings by triboadhesion and wear assessment of hip prosthesis. The coating device was designed with three degrees of freedom in such a way that only the upper hemisphere of the prosthesis femoral head could be coated. On the other hand, the wear device was designed as an interchangeable section of the coating device, and the movement trajectories described by the prosthesis and the loads applied to the prosthesis were obtained from the ISO 14-242-1 standard.

Key Words:

Coating, Triboadhesion, Hip prosthesis, Wear.

INTRODUCCIÓN

El cuerpo humano ha sido dotado de un sistema de locomoción complejo, en el cual la articulación de la cadera desempeña un papel importante en la transmisión del peso corporal. Esta articulación, presenta afecciones por múltiples factores, entre éstos, pueden encontrarse los metabólicos, mecánicos y traumáticos. Éstos a su vez, son causa del

reemplazo parcial o total de la articulación con prótesis, que intentan semejar las características de la articulación original. El avance tecnológico de estas piezas, se ha llevado a cabo tanto en técnicas quirúrgicas, pero sobre todo en el diseño y en los materiales de los implantes, encontrándose en un punto de máximo desarrollo en la búsqueda constante de un sistema que minimice al máximo el desgaste de las superficies y el aflojamiento¹.

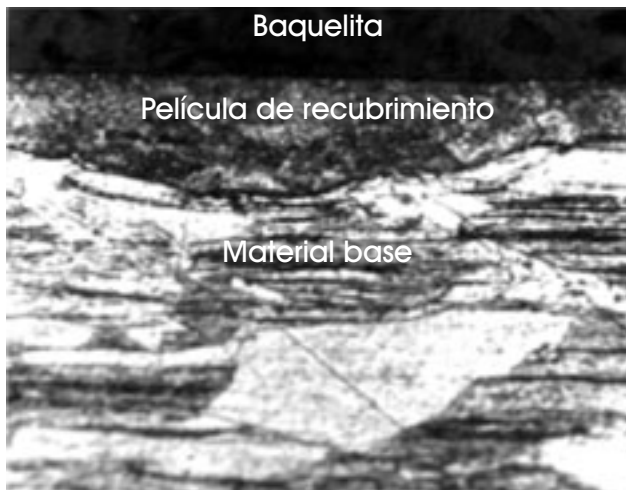


Figura 1. Micrografía de la sección transversal de cobre recubierto con diamante sintético por el proceso de triboadhesión a 200X.

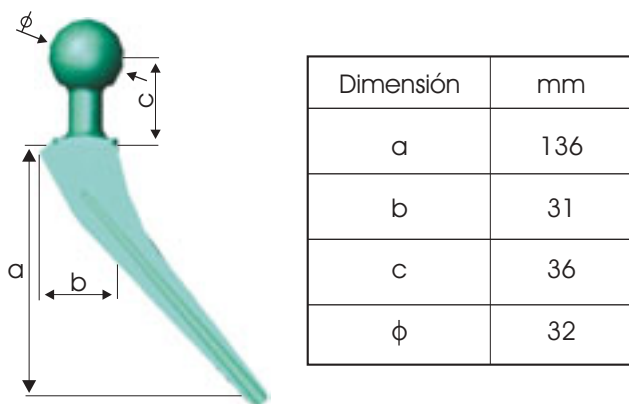


Figura 2. Geometría y dimensiones de la prótesis de cadera.

El gran éxito de las cirugías de reemplazo de cadera modernas, lo logró John Charnley y su concepto de artroplastia de baja fricción. Ésta consiste de una cabeza femoral metálica de diámetro pequeño que se ajusta a una copa acetabular de polietileno. En 1959, Charnley propuso copas acetabulares de politetrafluoroetileno y tallos femorales de acero inoxidable. Estos materiales presentaron una alta tasa de desgaste y la penetración del componente metálico en la pared de la copa. En 1961, cambió el Teflón por polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), el cual a pesar de su alto coeficiente de fricción, es mucho más resistente al desgaste. Este material, en el componente acetabular, fue tan exitoso que actualmen-

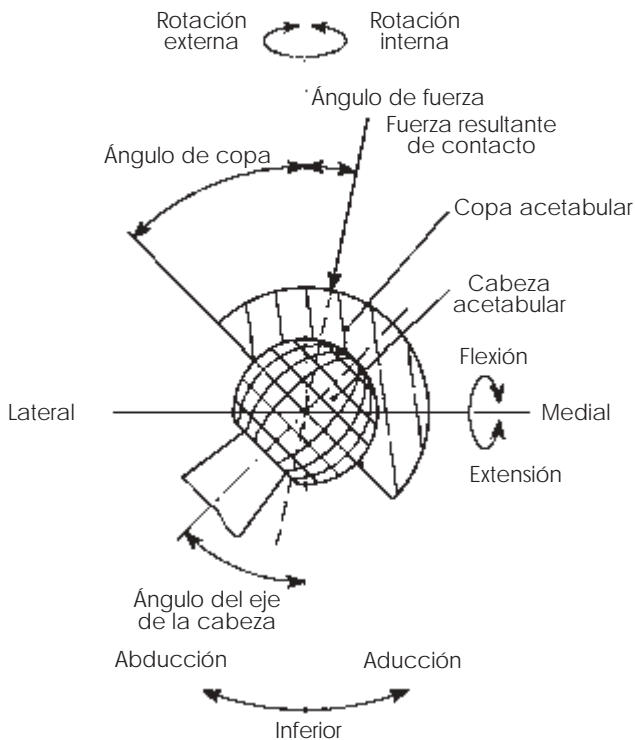


Figura 3.a. Movilidad y carga resultante en la articulación de cadera¹⁴.

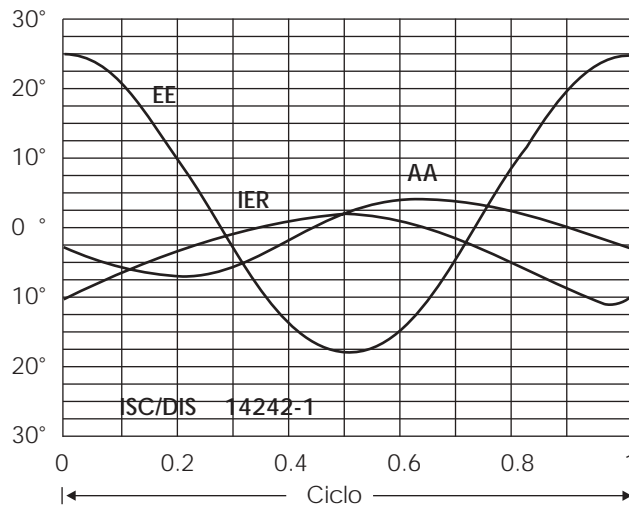


Figura 3.b. Trayectorias para los movimientos flexión-extensión (FE), abducción-adiucción (AA), rotación interna-externa (IER)¹⁵.

te es el que más se utiliza². Trabajos posteriores se enfocaron a mejorar el componente femoral. Los materiales que se usaron fueron acero inoxidable 316L, aleaciones de cobalto-cromo-molibdeno y aleaciones de titanio³.

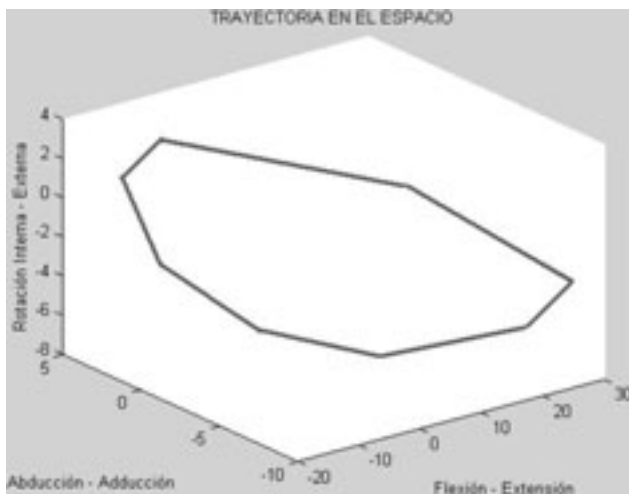


Figura 4. Trayectoria tridimensional.

TRAYECTORIA EN 3D

FLEXIÓN-EXTENSIÓN vs ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN vs ROTACIÓN INTERNA-ROTACIÓN EXTERNA.

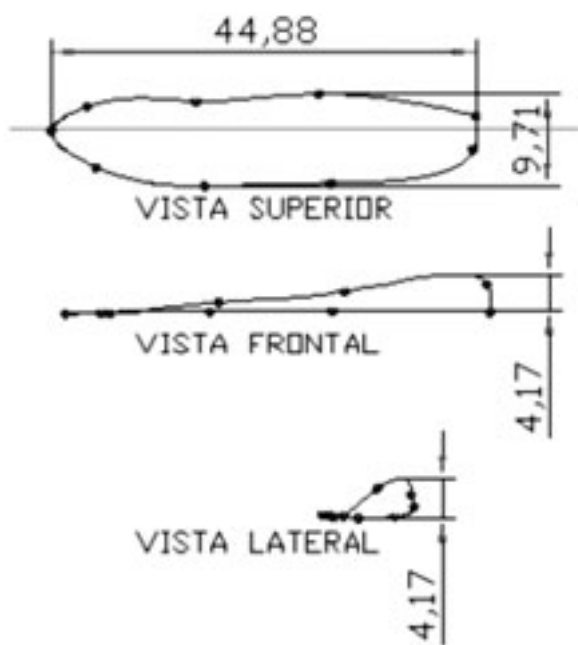


Figura 5. Trayectoria FE vs AA vs IER.

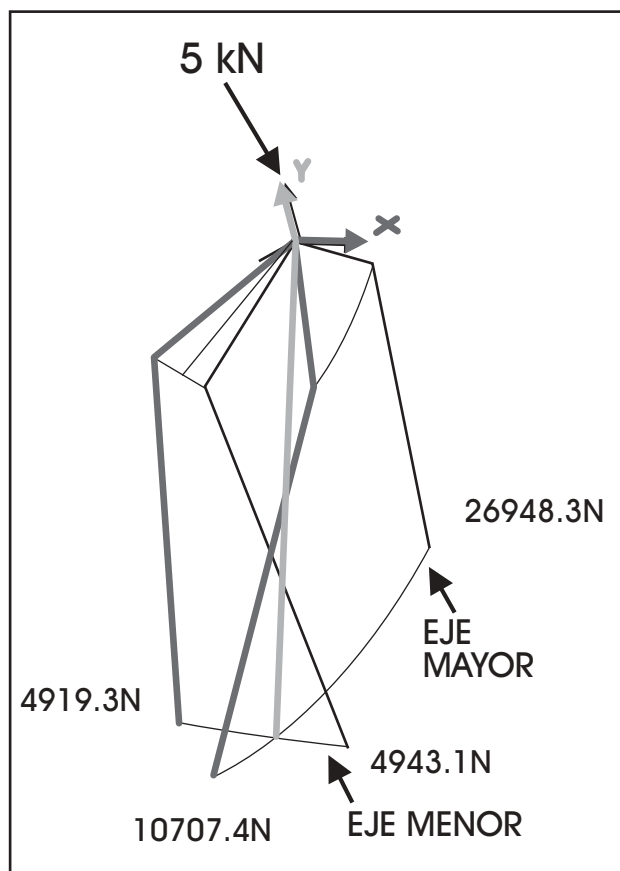


Figura 6. Distribución de fuerzas en un ciclo de marcha.

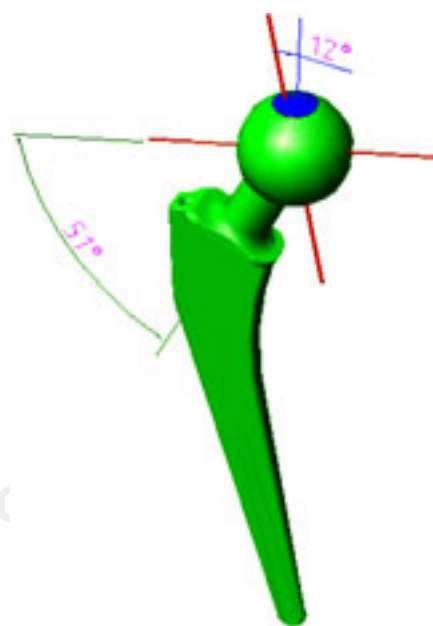


Figura 7. Zona de mayor concentración de esfuerzos.

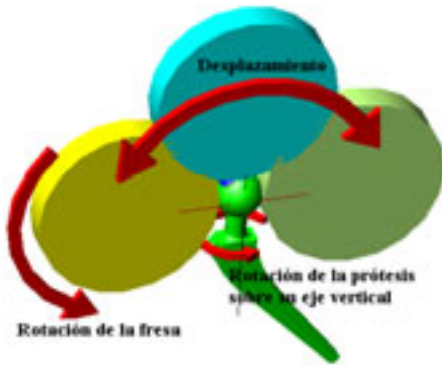


Figura 8. Grados de libertad del dispositivo de deposición.

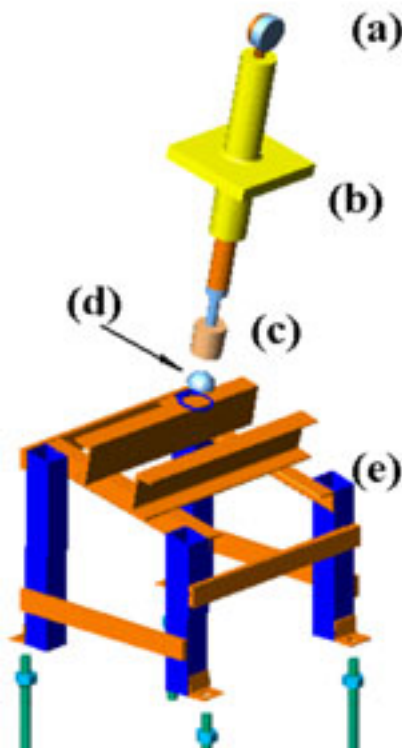


Figura 9. Componentes del sistema de carga.

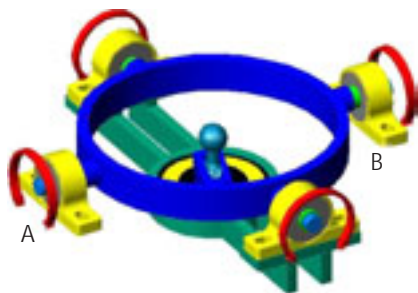


Figura 10. Soporte de la prótesis.



Figura 11. a) Rodamiento y dispositivo de sujeción de la prótesis, b) Ensamblaje del rodamiento en la barra transversal del soporte.

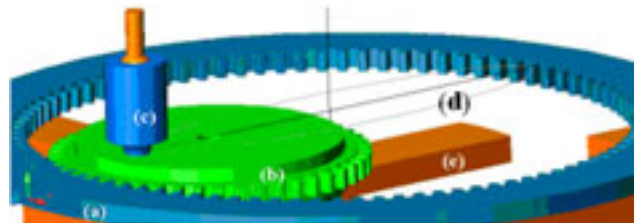


Figura 12. Sistema de engranes planetarios para la generación de la trayectoria de la prótesis.

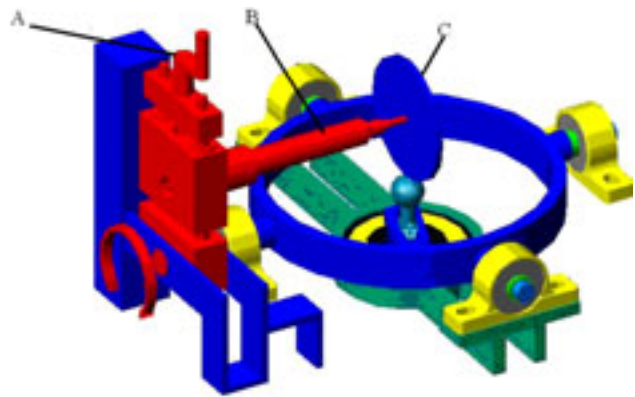


Figura 13. Rotación de la base del tornillo de ajuste de carga: (A) Tornillo de ajuste; (B) Celda de carga; (C) Fresa de deposición.

Actualmente, la tendencia en el desarrollo de las prótesis apunta al concepto de prótesis de metal-metal⁴, pero existe preocupación relacionada al alto coeficiente de fricción y los efectos perjudiciales de las rebabas metálicas⁵. Como una solución a este problema se introdujo el componente femoral de óxido de aluminio (Al_2O_3), que es un material bioinerte que presenta una tasa de desgaste del polietileno hasta en un 50% menor⁶, pero presentan el problema que fallan por fatiga y por fractura superficial.

A nivel nacional, el problema de aflojamiento a causa de desgaste rebasa el promedio internacio-



Figura 14. Vista general de la base de la máquina.

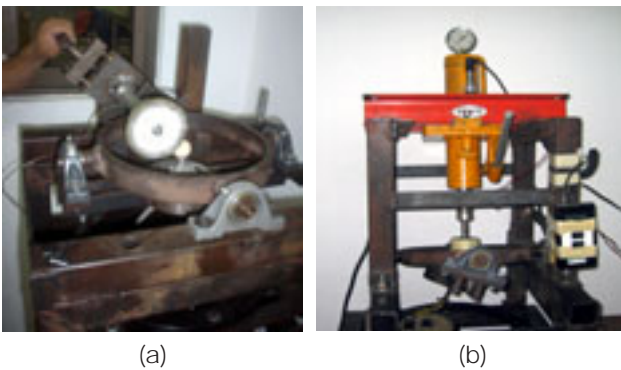


Figura 15. a) Mecanismo de deposición, b) Mecanismo de carga.

nal de fallas por aflojamiento. Concretamente en la Unidad Médica de Alta Especialidad "Hospital de Ortopedia y Traumatología Lomas Verdes" del IMSS, de 600 artroplastías ejecutadas al año, el 12% son por revisión. Tomando en cuenta la cantidad de cirugías de revisión y considerando que casi todas son consecuencia de aflojamiento⁷, a causa de la osteólisis; y que estas cirugías tienen un costo que oscila entre 2,000 y 70,000 dólares⁸, se puede establecer que las investigaciones enfocadas a mejorar el desempeño de las superficies de fricción y reducir el número de cirugías de revisión, están bien justificadas por el beneficio económico y social que representan.

Fricción y desgaste están en función de la formación y destrucción de las capas superficiales de los materiales⁹. A causa de lo anterior, el tratamiento de superficies se encuentra entre las áreas de investigación más importantes enfocadas a decrementar estos fenómenos. Rodríguez Lelis J. M. et al.¹⁰, con base en el trabajo de Ernst Nagy¹¹, demostró el potencial del proceso de deposición llamado triboadhesión, donde, como se muestra en la Figura 1, la película del recubrimiento es un material compuesto entre el material base y el material de aporte. Asimismo, mediante pruebas de desgaste a rodamientos recubiertos con diamante sintético, demostró que la película formada, posee una resistencia al desgaste superior al 307%¹².

Tomando en cuenta el potencial de la tecnología de triboadhesión para su aplicación en el rodamiento de prótesis y al costo alto de las máquinas de evaluación de desgaste, se diseñó y construyó un dispositivo que tiene como función: a) deposición por triboadhesión en la cabeza femoral y b) evaluación del desgaste.

PARÁMETROS DE DISEÑO

El diseño de los dispositivos de desgaste y deposición, se llevó a cabo en función de los siguientes parámetros:

- Geometría de la prótesis.
- Cinemática de la articulación
- Cinética de la articulación.
- Cinética del proceso de triboadhesión.

Geometría de la prótesis

La geometría, que se muestra en la Figura 2, se obtuvo mediante digitalización de una prótesis de cadera tipo Charnley, marca Sulzer, a través de una máquina de medición de coordenadas con una graduación mínima de 0.0005 mm.

Cinemática de la articulación

El patrón de movimientos y cargas durante la marcha presenta tres grados de libertad, éstos de acuerdo a las trayectorias son: Flexión-extensión (FE), abducción-aducción (AA), Rotación interna-externa (IER). Las trayectorias de los movimientos, restricciones, fuerzas y reacciones fueron descritos en [13-15], y se muestran en las Figuras 3a. y 3b. En la Figura 3a, debe resaltarse el ángulo de aplicación

de la fuerza resultante, y en la Figura 3b las trayectorias para un ciclo de marcha. Estas trayectorias se ajustaron a curvas, cuyas ecuaciones se utilizaron para obtener las trayectorias en el espacio.

Con las ecuaciones de las curvas de ajuste, se formaron tríadas para puntos seleccionados, los cuales al graficar presentan una trayectoria cerrada con forma elipsoidal como se muestra en la Figura 4. Las vistas de la trayectoria tridimensional se muestran en la Figura 5, donde puede verse que en uno de los planos, la trayectoria FE-AA, asemeja una elipse con un eje mayor de 44.8 cm y con un eje menor de 9.71 cm.

Cinética de la articulación

Una vez descritas las trayectorias, se requiere determinar las fuerzas a las que el sistema estará sujeto. Para esto se tomaron como referencia el ángulo de la fuerza resultante, que se muestra en la Figura 3a; y la magnitud de cargas requeridas para pruebas de desgaste descritas en la Norma ISO 14242-1¹⁴. La carga empleada es de 5 kN a un ángulo de 12° con respecto del eje vertical, de donde la distribución de fuerzas en un ciclo de marcha, se muestra en la Figura 6. De la misma manera, se determinó el área y la zona de los esfuerzos máximos sobre la cabeza femoral. Ésta se muestra en la Figura 7.

Cinética del proceso de triboadhesión

El proceso de deposición por triboadhesión, consiste básicamente en el empleo de una fresa de algodón, que se hace girar a alta velocidad y entre ésta y la superficie a recubrir, se introduce el material de aporte en forma de polvo¹⁰. La deposición depende principalmente de la velocidad de la fresa, tamaño de las partículas del material de aporte y la carga que se ejerce entre la fresa y el sustrato por recubrir.

Considerando las características del proceso de deposición, donde el depósito se realiza en dirección de la rotación de la fresa, el dispositivo de deposición se diseñó con dos grados de libertad, cada uno de éstos, asociado a los movimientos de rotación y desplazamiento, tal y como se muestra en la Figura 8. Con la rotación de la fresa, se logra la velocidad adecuada de deposición, mientras que con el movimiento de desplazamiento se tiene un contacto permanente con el perfil de la cabeza femoral. Asimismo, la prótesis tiene la libertad de rotación sobre el eje vertical, lo que permite la de-

posición en todo el hemisferio superior de la cabeza femoral, cubriendo así la zona de mayor concentración de esfuerzos.

COMPONENTES DE LA MÁQUINA DE DEPÓSITO Y DESGASTE

La máquina diseñada, consta principalmente de los siguientes mecanismos:

- a) Carga.
- b) Soporte.
- c) Generación de trayectoria.
- d) Motriz.
- e) Deposición.

Mecanismo de carga

Con este sistema, se suministra el ángulo y la carga de acuerdo con la Norma ISO/FDS¹⁴, entre la cabeza femoral y la copa acetabular. La carga aplicada, se registra mediante un sensor manufacturado con galgas extensométricas. Las partes principales del sistema de carga, se muestran en la Figura 9 y son: a) Manómetro tipo Bourdon, b) Actuador hidráulico, c) Sensor de carga, d) Copa femoral y e) Estructura .

Soporte

La función del soporte, es sostener y soportar la carga suministrada a la prótesis. Este sistema, permite la rotación en dos ejes perpendiculares entre sí, tal y como se muestra en la Figura 10. Las chumaceras *A* y *B* que soportan el aro, se fijan a la estructura general, mientras que las chumaceras que soportan la barra transversal donde se acopla la prótesis, quedan libres. Estos dos grados de libertad, en conjunto con el sistema motriz generan la trayectoria de la prótesis durante un ciclo de marcha.

El sistema también permite la rotación de la prótesis en el eje vertical. Esto se logra mediante un rodamiento y un dispositivo que se adapta a la forma del vástago de la prótesis, éste se muestra en la Figura 11a. En la Figura 11b se muestra el ensamble del rodamiento en la barra transversal del soporte.

Con la rotación de la cabeza femoral, en combinación con los movimientos asociados a los dos grados de libertad del dispositivo de deposición que se presenta en la Figura 8, se logra recubrir el hemisferio superior de la cabeza femoral.

Mecanismo para la generación de la trayectoria elíptica.

Para generar la trayectoria que describe la prótesis durante un ciclo, se diseñó un sistema de engranes planetarios, como se muestra en la Figura 12. Las dimensiones de los engranes se calculó en función de la elipse de la Figura 5. El mecanismo para la generación de la trayectoria se compone por: a) Engrane con dientes internos "fijo", b) Engrane con dientes externos "móvil", c) Rótula o base de sujeción del extremo inferior de la prótesis, d) Trayectoria generada por los engranes y e) Soporte del engrane móvil.

Mecanismo motriz

El sistema motriz, se calculó en función de la distribución de cargas o fuerzas de la Figura 6. Éste consta principalmente de un motor de corriente continua de 1.5 HP, 1,800 rpm y un variador de velocidad.

Mecanismo de deposición

El dispositivo de deposición se muestra en la Figura 13, éste consta principalmente de: Tornillo de ajuste de carga, transductor de fuerza y fresa de deposición.

La carga entre la fresa de deposición y la cabeza femoral, se aplica en dirección vertical a través del tornillo de ajuste y se registra mediante el transductor de fuerza.

El desplazamiento de la fresa sobre el hemisferio superior de la prótesis, se logra mediante la rotación de la base del tornillo de ajuste, que tiene como pivote el eje de centro de la cabeza femoral, tal y como se muestra en la Figura 13.

MÁQUINA DE DESGASTE Y DEPOSICIÓN POR TRIBOADHESIÓN

En las Figuras 14 y 15, se muestra una vista general de la base de la máquina de desgaste y deposición, y los mecanismos de depósito y desgaste respectivamente. Esta función dual, diferencia a este dispositivo de los desarrollados en [13, 15]. Por otro lado, el mecanismo de tres grados de libertad desarrollado en este trabajo, por su simpleza presenta una robustez mayor que aquéllos de diseño electroneumático-mecánico. Su desventaja principal radica en su tamaño, y a la capacidad de sólo realizar la prueba en una sola prótesis com-

parado con aquel que se presenta en [15], por esto mismo los costos del dispositivos de este trabajo, son mucho menores de aquéllos utilizados actualmente. Además, la posibilidad de modificar las propiedades superficiales de prótesis con el propósito de mejorar su vida útil, incrementa el intervalo de aplicación de este dispositivo.

CONCLUSIONES

Se diseñó y construyó una máquina para desgaste y deposición por el proceso de triboadhesión para prótesis de cadera. Para el proceso de desgaste, la máquina reproduce la trayectoria de un ciclo de marcha de acuerdo con la Norma ISO 14-242-1. Así mismo, el mecanismo de deposición permite recubrir mediante el proceso de triboadhesión el hemisferio superior de la cabeza femoral de la prótesis de cadera.

BIBLIOGRAFÍA

1. Cirugía Ortopédica y Traumatología. Entrevista con el Dr. Juan Ramón Valenti. Línea de consulta No. 31 – Septiembre 2002. <http://www.acunsa.es/textos/noticia3104.html>.
2. ASM Handbook. Friction, lubrication and wear technology. Dowson, D. Friction and wear of medical implants and prosthetic devices, Vol 18, 1998, pp. 656-658.
3. Dobbs HS, Scales JT. Behavior of commercially pure titanium and Ti -318 (Ti -6Al -4V) in orthopaedic implants, titanium alloys in orthopaedic implants. Ed. ASTM, 1983, pp.174.
4. Semlitsch M, Lehman M, Weber H, Dörre E, Willert H. New prospects for A prolonged functional life-span of artificial hip joints by using the material combination of a polyethylene/aluminium oxide ceramic/metal. J Biomed Mater Res, Vol 11, 1977, pp. 537.
5. Dowson D, Linnett IW. A study of the wear of ultra high molecular weight polyethylene against A high alumina ceramics, advances in biomaterials, Vol 2, mechanical properties of biomaterials, Ed. John Wiley & Sons. 1980, pp. 3-26.
6. Dowson D, Harding RT. The wear characteristics of ultra high molecular weight polyethylene against a high alumina ceramic under wet (Distilled water) and dry conditions, wear, Vol 75, 1982, pp. 131-331.
7. Paling IH. 2004. Total hip arthroplasty in young patients– Can we finally eliminate polyethylene? Bmet, MMet, MIM, Corin Group. Cirencester, England.
8. Liu C, Bi Q, Matthews A. Tribological and electrochemical performance of PVD tin coatings on the femoral head of Ti – 6Al – 4V artificial hip joints. Surface and coatings Technology 163-164, 2003, pp. 597-604.
9. Haduch Z. Significado tecnológico y económico de las investigaciones tribológicas en procesos de fricción y desgaste. Gestión tecnológica, Vol. 1, No. 3, 1986, pp. 7-12.
10. Rodríguez LJM, Colín OJ, Calderon J, Robles J. Deposition of diamond in cooper by triboadhesion. ASME, jour-

- nal of manufacturing science and engineering Vol. 125, 2003, ISSN 1087-1357, pp. 628-630.
11. Dingley DJ. The Nagy coating process. H. H. Wills Physics Laboratory, University of Bristol BS81 TL, United Kingdom, 1993.
 12. Rodríguez LJM, Colin OJ, Rodríguez A, Szwedocicz D. 59th Annual Meeting STLE. An evaluation to wear resistance of ball bearings coated with diamond by triboadhesion. Canada 2004, 17-20, 2004, Toronto, Ontario, Canada.
 13. Reinisch G, Judmann KP, Plitz W, Schörg J. A new hip simulator, E-SIM, that meets the requirements of ISO/FDIS 14242-1. Biomed. Technik, Vol. 46, 2001, pp. 362-365.
 14. Calonius O, Saikko V, Analysis of relative motion between femoral head and acetabular cup and advances in computation of the wear factor for the prosthetic hip joint. 3rd International Conferences on Advanced Engineering Design (AED2003). 1-4 2003, Prague, Czech Republic.
 15. Calonius O, Saikko V. Slide track analysis of eight contemporary hip simulator designs. Journal of Biomechanics, Vol. 35, 2002, pp.1439-1450.