

Cambios estructurales en el sistema bicapa HA/ZrO₂, resultado de la prueba biotribológica

B. Bermúdez-Reyes^{1,2}, J. A. Ortega –Saenz³, M. A. L. Hernández-Rodríguez³, F. J. Espinoza-Beltrán² y M. E. Contreras-García¹.

¹ Instituto de Investigaciones Metalúrgicas de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo. Edificio U, Ciudad Universitaria. Av. Francisco J. Mújica s/n. Colonia Felicitas del Río. Morelia, Michoacán, México.

² Centro de Investigación y Estudios Avanzados del I. P. N. Unidad Querétaro. Libramiento Norponiente # 2000. Fraccionamiento Real de Juriquilla. Santiago de Querétaro, Querétaro, México.

³ Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Universidad Autónoma de Nuevo León. Av. Universidad s/n. San Nicolás de los Garza, Nuevo León, México.

breyes_79@yahoo.com

Introducción.

El diseño y funcionamiento del cuerpo humano es perfecto, en cuanto a estabilidad, blindaje y capacidad ambulatoria. Sin embargo, la fricción y el desgaste en articulaciones esta presente a lo largo de la vida del humano. Cuando el desgaste es severo o se presentan fracturas graves, es necesario sustituir las articulaciones por dispositivos hechos de materiales biocompatibles, resistentes al desgaste y al ataque corrosivo del medio fisiológico.

Las articulaciones que están bajo condiciones de fricción y desgaste severo, son las caderas y rodillas. Para la sustitución de estas articulaciones se utilizan aleaciones metálicas como el acero inoxidable 316L y aleaciones base cobalto. Así también los biocerámicos como la alúmina y zirconia se utilizan por ser inertes en el medio fisiológico y a su alta resistencia al desgaste. Otro material que es utilizado para el reemplazo de articulaciones el es polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE).

El propósito de este trabajo es evaluar el comportamiento en condiciones de fricción, lubricación y desgaste fisiológico del sistema HA/ZrO₂/acero inoxidable 316L, así como cada uno de los componentes e interfase del sistema en un simulador de caderas.

Experimentación.

Fueron maquinados cabezales de cadera con $\frac{3}{4}$ de esfera con diámetro de 30 mm, y con vástago de 50 mm en un torno HAA5. También fueron maquinados acetábulos en un torno Mazak NEXUS250 II, de 30 mm de diámetro y vástago de 30 mm. Ambas piezas de acero inoxidable 316L. Este acero se utilizó por la cromita existente en la superficie para el anclaje del recubrimiento de zirconia, que más adelante se describirá. Posteriormente las probetas fueron pulidas con lijas de SiC, desde la lija 400 hasta la lija 4000, pulidas con alúmina con tres diferentes tamaños de partícula (1µm, 0.3µm y 0.05µm). Después de pulir a espejo se midió la rugosidad con un rugosímetro Taylor Hobson LTD.

Para la prueba de desgaste las probetas se prepararon de la siguiente manera:

- Acero inoxidable 316L sin recubrir.
- Acero inoxidable 316L con recubrimiento de zirconia obtenido Vía electroforesis a partir de la hidrólisis de $ZrOCl_2$, secado a $100^\circ C$ y tratado térmicamente a $650^\circ C$ por 5 minutos.
- Acero inoxidable 316L con recubrimiento de zirconia Vía electroforesis a partir de la hidrólisis de $ZrOCl_2$, seco a $100^\circ C$ y aplicación de recubrimiento de HA mediante serigrafía, tratados térmicamente a $650^\circ C$ por 5 minutos simultáneamente.
- Acero inoxidable 316L con recubrimiento de zirconia Vía electroforesis a partir de la hidrólisis de $ZrOCl_2$, seco a $100^\circ C$ y aplicación de recubrimiento de HA mediante serigrafía, tratados térmicamente a $650^\circ C$ por 5 minutos simultáneamente. Posterior al tratamiento térmico el recubrimiento de HA fue retirado con una espátula y de esta manera dejar expuesta la interfase HA/ ZrO_2

El biotribómetro que se utilizó es el simulador FIME II del Departamento de posgrado en Ingeniería en Materiales de la Universidad Autónoma de Nuevo León. Este biotribómetro simula el ciclo de caminata y trote mediante un músculo neumático a una frecuencia máxima de 1.4 Hz a lo largo de ciclo con carga constante de 3KN. El rango máximo de Movimiento es de $\pm 23^\circ$ para flexión-extensión, $\pm 23^\circ$ para abducción-aducción, $\pm 7.5^\circ$ para rotación interna y externa. Como lubricante se utilizó suero fetal bobino diluido en $\frac{3}{4}$ partes de agua destilada. Las articulaciones fueron ensayadas durante 20000 ciclos.

Antes y al termino de la prueba biotribológica se obtuvieron imágenes de microscopía electrónica de barrido para determinar los cambios morfológicos durante la prueba

Resultados.

En la figura 1 se muestran imágenes de microscopía electrónica de barrido en bajo vacío, en el modo de electrones retrodispersados o modo de composición del sistema HA/ ZrO_2 /acero inoxidable 316L. En la figura 1a se observa que la superficie es porosa y rugosa antes del ensayo biotribológico. En la figura 1b, se aprecia que la superficie de este sistema después de 20000 ciclos, ya no existe la superficie rugosa y se detectan surcos de geometría circular, cada uno de los surcos contiene materiales de distinta composición, por lo que al obtener imágenes a mayores ampliaciones se observa que son depósitos de proteínas (figuras 1c y d). Estas proteínas son restos de suero fetal bovino que se utilizó como lubricante. Para determinar que los residuos en los surcos son proteínas se realizó un microanálisis mediante espectroscopía de energía dispersa, el cual corrobora que el residuo contiene fósforo en su mayor parte corresponde a las proteínas base fósforo del suero fetal bovino. También se detecta Ca y O, posiblemente son restos del recubrimiento de HA y se detectan los elementos que conforman al acero inoxidable 316L

En la figura 2a, se muestran las imágenes de microscopía electrónica de barrido en modo de bajo vacío y con electrones retrodispersados o modo de composición de la interfase HA/ ZrO_2 del sistema HA/ ZrO_2 /acero inoxidable 316L. En la figura 2b, se observa que la interfase es lisa y uniforme antes del ensayo biotribológico. En la figura 2b, muestra el mismo sistema pero después de 20000 ciclos, y se observa que existe una capa de proteínas adherida a la superficie, en otra zona se observan surcos y sus alrededores muy dañados, con algunos depósitos de proteínas, lo que significa que la muestra se dañó por fricción severa (figura 2c). En la imagen 2d, se observa el interior de un surco y se detectan residuos de

proteínas. Lo anterior lo confirman los microanálisis de EDS, de los alrededores de la superficie al detectarse fósforo, calcio y los componentes del acero.

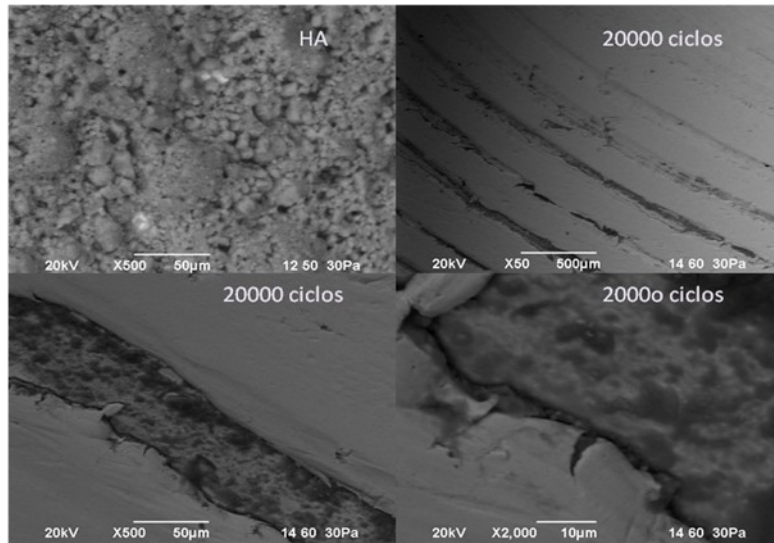


Figura 1.- imágenes de SEM de sistema HA/ZrO₂/acero inoxidable 316L, tratado térmicamente a 650°C, a) antes del ensayo biotribológico, después de 20000 ciclos a b) 50X, c) 500X y d) 2000X.

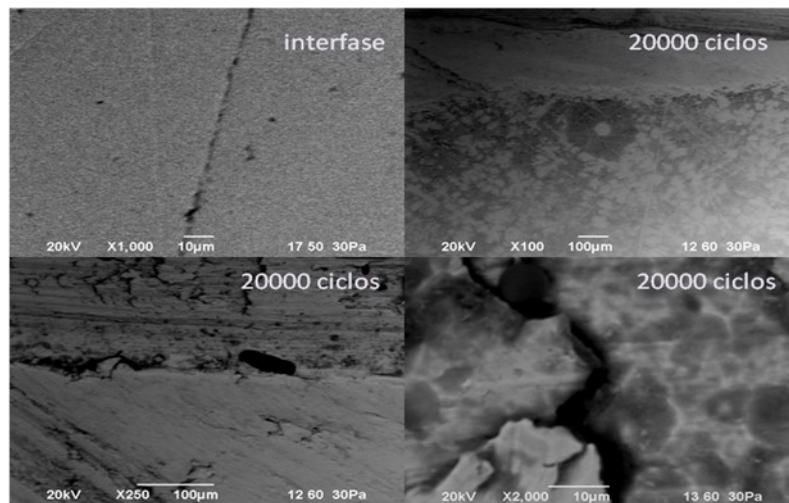


Figura 2.- Imágenes de SEM de la interfase HA/ZrO₂ del sistema HA/ZrO₂/acero inoxidable 316L, tratado térmicamente a 650°C, a) antes del ensayo biotribológico, después de 20000 ciclos a b) 100X, c) 250X y d) 2000X.

Conclusiones.

Por los resultados parciales de biotribología, es necesario mejorar las propiedades mecánicas del sistema HA/ZrO₂/acero inoxidable 316L. Sin embargo como se observó en los resultados obtenidos en caracterización estructural y corrosión fisiológica, es muy buen candidato para utilizarse como biomaterial.