

CARACTERIZACIÓN DEL DAÑO DE LA CORROSIÓN EN PRÓTESIS FEMORAL DE TITANIO-ALUMINIO-VANADIO (Ti6Al4V)

Y. Figueroa de Gil¹, G. López²C. Palomo³, J. L. Prín¹, C. Rodríguez¹

- 1.- Departamento de Ciencia de los Materiales. Laboratorio de Corrosión. Instituto de Investigación en Biomedicina y Ciencias Aplicadas (IIBCA), Universidad de Oriente. E-mail: yelidegil@gmail.com.
- 2.- Escuela de Ingeniería y Ciencias Aplicadas. Departamento de Mecánica. Núcleo de Anzoátegui. Universidad de Oriente. E- mail: gloryslopez@cantv.net
- 3.-. Coordinador Plan de Reemplazos Articulares, Hospital “Antonio Patricio de Alcalá”, Cumaná, Estado. Sucre. E-mail: carlospalomo@cantv.net

Cuando una parte metálica es colocada en un humano, los tejidos adyacentes a los objetos colocados en el sistema músculo-esquelético, tienden a atrapar los materiales extraños originados de las reacciones tóxicas asociadas con la disolución o corrosión del metal. En los tejidos que circundan toda la junta, el metal, el cemento y el hueso son expuestos a trituración mecánica como resultado de la fricción mecánica entre el hueso y la prótesis artificial y ello conlleva a la falla de la prótesis ocasionada por sobrecarga y corrosión metálica [1]. En la mayoría de la literatura consultada se encuentra que los productos desprendidos de los procesos de desgaste y corrosión de las juntas femorales estimulan reacciones adversas en los tejidos cercanos a las prótesis lo cual conlleva a revisiones de las mismas. Debido a que los requerimientos para los materiales de los implantes artificiales de juntas de cadera son extremadamente altos, solo unos pocos materiales son adecuados para estos propósitos. El implante debe fabricarse con un material biocompatible que tenga gran tenacidad a la fractura, una excelente vida a la fatiga, resistencia a la corrosión y una rigidez similar a la del hueso [2].

El titanio y sus aleaciones presentan una excelente biocompatibilidad, debido a una buena resistencia a la corrosión en fluidos fisiológicos y una aceptable tolerancia por los tejidos, así como, unas altas propiedades mecánicas. Por otra parte su módulo de elasticidad y su baja densidad hacen que sea uno de los metales que presentan un comportamiento mecánico más semejante al hueso [3] Las aleaciones de Ti-6Al-4V y Ti-6Al-4V ELI (extra low intersticiales) con muy bajo contenido de intersticiales, junto con los aceros inoxidables siguen siendo los

materiales principales utilizados para aplicaciones médicas debido a su resistencia a la corrosión y su biocompatibilidad. Para las prótesis cementadas el cemento de uso común para fijar el hueso al metal es el polimetil-metacrilato (PMMA), ya que este material posee características mecánicas muy similares a las del hueso. Finalmente, la cúpula acetabular, es una concha metálica recubierta con un recubrimiento polimérico, normalmente se utiliza polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE). La decisión sobre la selección del material y su fabricación para un implante debe ser realizada por el médico tratante sobre las bases de su experiencia clínica, y no debe ser influenciada por consideraciones económicas a expensas de la calidad [4]. El objetivo del trabajo es la caracterización del daño por corrosión por microscopia electrónica de barrido analítica (MEB-EDX) de un implante femoral de Ti6Al4V extraído de paciente femenina, quien resultó intervenida, practicándosele artroplastia total de cadera izquierda, cementada obtenido mediante técnicas electroquímica de polarización potenciodinámica utilizando como medio electrolítico solución de cuerpo simulado a tiempos de exposición de 0, 2 y 4 horas.

El componente femoral y cabeza del componente, en el momento de la extracción del implante, se observó *in situ* corrosión generalizada que fue analizada por microscopia óptica, confirmándose el proceso de corrosión en los fluidos celulares del cuerpo humano debido a la presencia de compuestos orgánicos e inorgánicos presentes, como se puede determinar en la fig.1 donde se presenta fotografías tomadas con lupa estereoscópica al momento de la extracción de la prótesis, observándose superficies con presencia de proceso corrosivo el cual fue significativo para el estudio que se presenta.

Una vez evaluada *in situ* la prótesis extraída, se procedió a realizar una caracterización microestructural por microscopia electrónica de barrido analítica (MEB-EDX) y mediante espectroscopia infrarroja con transformada de Fourier de avalúo el cemento presente en la prótesis. Seguidamente se extrajeron probetas que fueron preparadas según norma ASTM E3 y atacadas para estudio microestructural mediante microscopía electrónica de barrido. Se evaluó el proceso de corrosión en la aleación de Ti6Al4V mediante técnicas electroquímica de polarización potenciodinámica utilizando como medio electrolítico solución de cuerpo simulado

a diferentes tiempos de exposición (0, 2 y 4 horas), lo cual permitió evaluar el daño mediante MEB-EDX.

La microestructura observada en la Figura 2 de la aleación TiAlV están constituidas por una estructura bifásica $\alpha+\beta$, siendo el aluminio uno de los principales elementos aleantes estabilizadores de la fase alfa, el cual genera una reducción de la densidad de la aleación, y el vanadio uno de los estabilizadores de la fase beta, quien le proporciona una mayor ductilidad a la aleación.

Después de los ensayos electroquímicos a diferentes tiempos de exposición, se observa que efectivamente a mayor contacto con los fluidos corporales la densidad de corriente aumenta, obteniéndose una mayor densidad de picaduras como se aprecia en la figura 3, donde los microanálisis para el tiempo de 2 horas se observa la presencia de Cl y Na, los cuales son activadores de picaduras. Sólo los materiales metálicos sufren corrosión en los fluidos corporales, los cuales tienen una cantidad apreciable de cloruros (cerca de 0,5%), que puede perforar las capas pasivas de cromo de las aleaciones de acero inoxidable y las de cobalto-cromo. Sin embargo hay que resaltar que las aleaciones de Ti presentan el fenómeno de la pasivación por la formación espontánea de una capa de TiO₂, siendo catalogado como el mejor material bioinerte para aplicaciones en implantes.

Los análisis realizados al material de fabricación de la prótesis de cadera mostraron coincidencia de la microestructura con las aleaciones de base titanio del tipo Ti 6Al 4V subcategoría alfa-beta. Este tipo de aleación es comúnmente utilizada en implantes quirúrgicos y se recomienda utilizarla sin cemento.

Referencias

- 1.- Yano H., Yokokura S., Sano S.: "Electrochemical reaction of corrosion in artificial joints". Corrosion Engineering. 39, No. 3, (1990) 161-171.
- 2.- Harris W.H.: "Osteolysis and particle disease in hip replacement". Acta Orthop. Scand 65 (1994)113-230.
- 3.- Agarwal S. "Osteolysis-basic science, incidence and diagnosis". Current Orthopedics. 18(2004) 220-231.
- 4.- Gringer J., Forest B., Combrade P.: "Wear analysis of materials used as orthopaedic implants". Wear. Article in Press (2006) XXX-XXX.

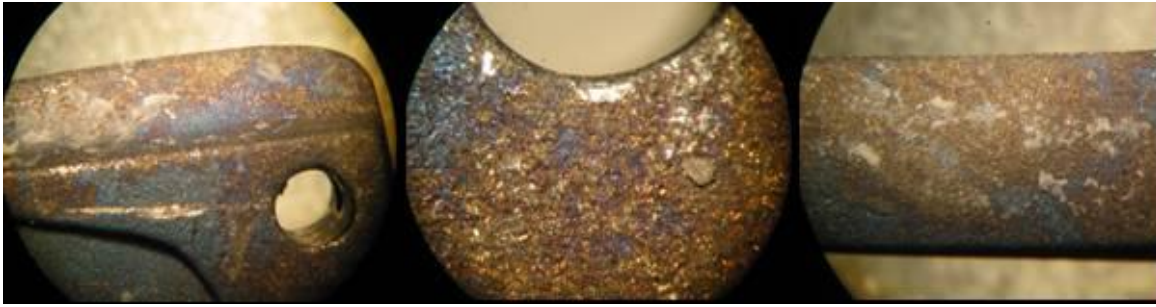
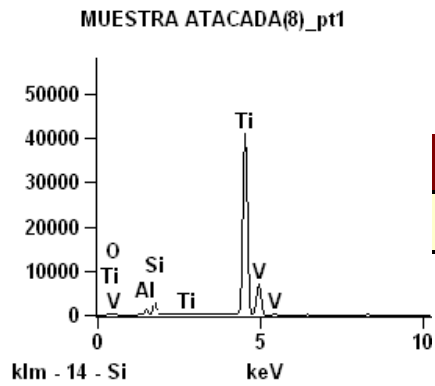
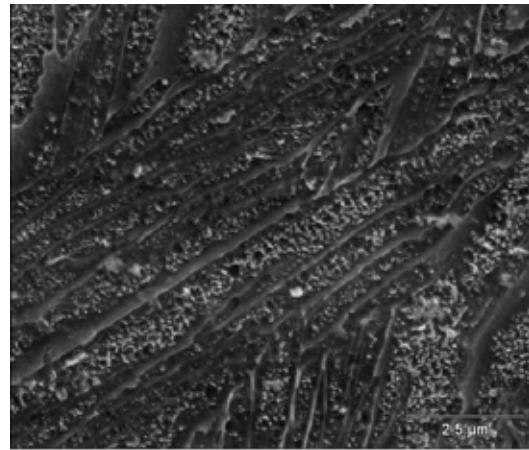
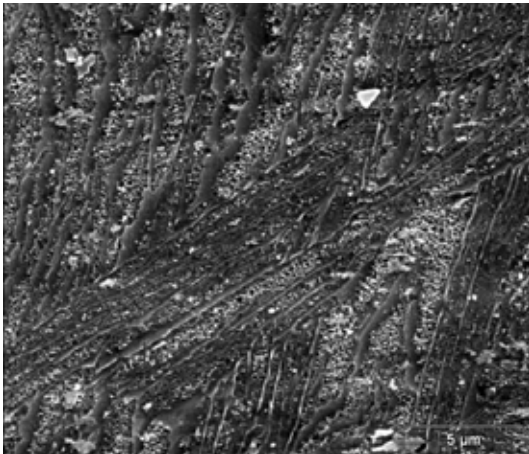


Figura 1. Vistas de diferentes zonas de la prótesis femoral al momento de la extracción *in situ*.



Weight %

| <i>O-K</i> | <i>Al-K</i> | <i>Si-K</i> | <i>Ti-K</i> | <i>V-K</i> |
|------------|-------------|-------------|-------------|------------|
| 3.24 | 1.34 | 2.93 | 88.66 | 3.83 |

Fig.2. Detalles microestructurales de la aleación TiAlV constituida de estructura bifásica $\alpha+\beta$, a magnificaciones de 5000 y 10000 X. con su respectivo microanálisis.

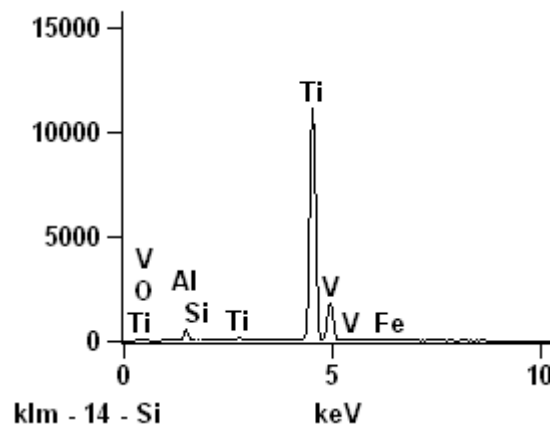
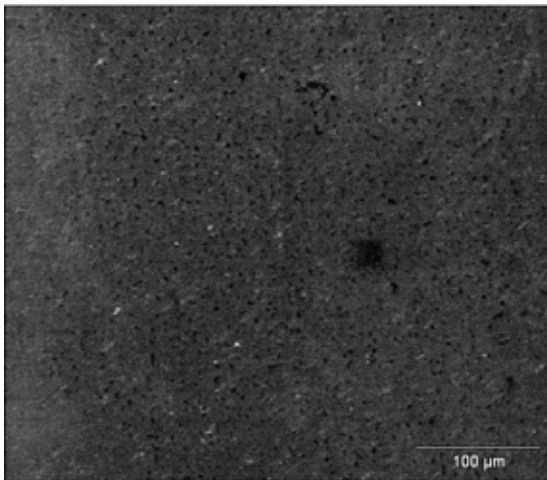
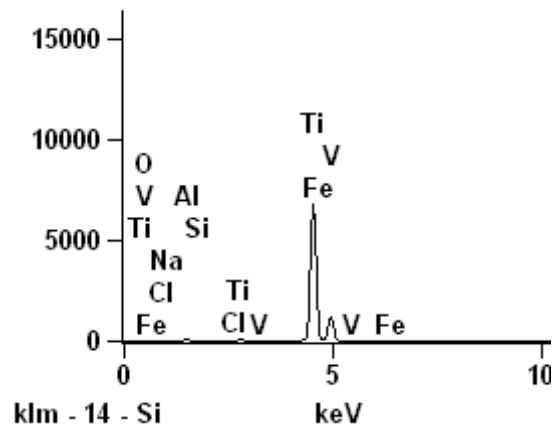
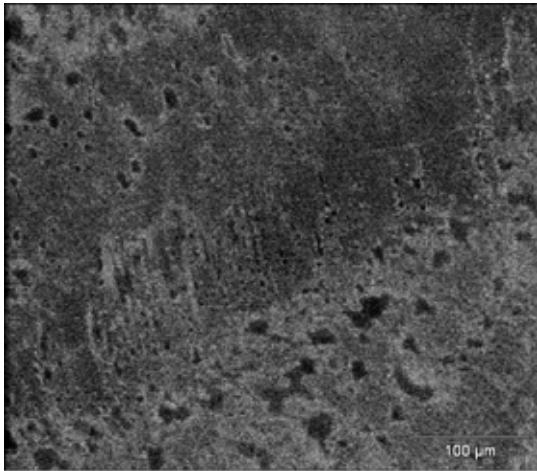
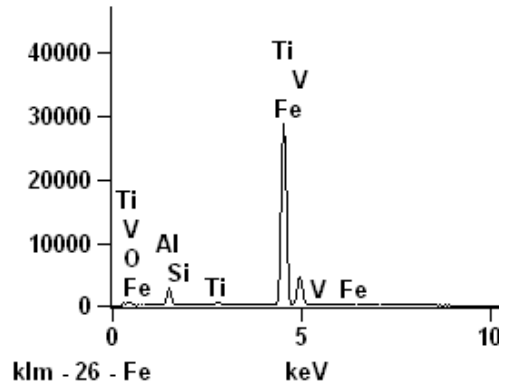
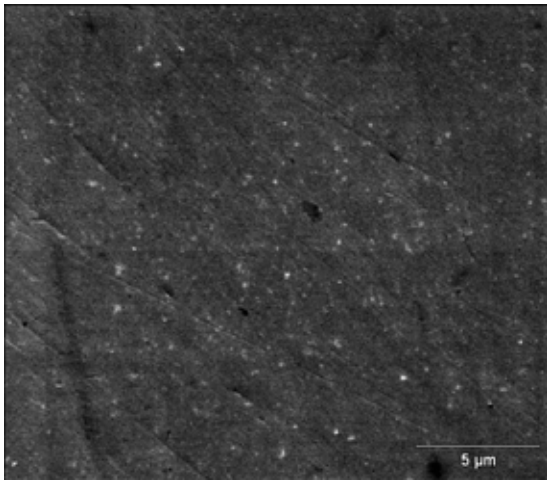


Fig.3 Morfología superficial de las muestras expuestas a solución de cuerpo simulado a diferentes tiempos de exposición (a) 0 horas. (b) 2 horas (c) 4 horas con sus respectivos microanálisis. Mag. 250X .