

MULTICIENCIAS, Vol. 14, N° 2, 2014 (211 - 221)
ISSN 1317-2255 / Dep. legal pp. 200002FA828

Caracterización metalúrgica y electroquímica de un sistema dinámico de cadera (DHS/DCS) de acero inoxidable

Lesdybeth Rodríguez*, **Valentina Millano****, **William Campos ****
y **Douglas Linares****

**Universidad del Zulia, Núcleo Decanal Punto Fijo, Departamento de Ciencias Naturales,
Laboratorio de Investigaciones y Servicios Ambientales (LISA)*

***Universidad del Zulia, Facultad de Ingeniería, Centro de Estudios de Corrosión, Laboratorio
de Microscopía Electrónica y Análisis de Falla*

lesdybeth@gmail.com

Resumen

En este trabajo se presenta la caracterización metalúrgica y electroquímica de un sistema dinámico de cadera DHS/DCS, proveniente de un hospital tipo IV de la ciudad de Maracaibo, con el objetivo de comprobar que las distintas piezas, todas de acero inoxidable, cumplen con los estándares internacionales de fabricación. El análisis químico de las piezas fue realizado mediante espectrometría de emisión óptica, identificando al material como acero inoxidable ASTM F138. El estudio superficial de las piezas a través de microscopía óptica y electrónica de barrido, permitió detectar la presencia de diversas irregularidades microestructurales, procesos corrosivos y defectos de conformado. Adicionalmente, se realizaron ensayos de polarización cíclica potenciodinámica según la norma ASTM F2129. Los resultados mostraron densidades de corriente usuales para aceros inoxidables austeníticos, y susceptibilidad a corrosión por picadura. Se concluye que las piezas estudiadas no cumplen con las buenas prácticas de fabricación y sufrieron daños por corrosión localizada bajo las condiciones evaluadas.

Palabras clave: implantes ortopédicos metálicos, sistema DHS/DCS, ASTM F138, ASTM F2129.

Metallurgical And Electrochemical Characterization of a Dynamic Stainless Steel Hip System (DHS/DCS)

Abstract

This paper presents a metallurgical and electrochemical characterization of a Dynamic Hip and Condylar Screw System DHS/DCS, coming from a type IV hospital in the city of Maracaibo, in order to test whether the various pieces, all made of stainless steel, comply with international manufacturing standards. Chemical analysis of the pieces was performed by optical emission spectrometry, identifying the material as ASTM F138 stainless steel. Surface study of the pieces was performed using optical as well as scanning electron microscopy; various microstructural irregularities, corrosive processes and formation defects were detected. Additionally, cyclic potentiodynamic polarization tests were carried out according to the ASTM F2129 standard. The results showed current densities typical for conventional austenitic stainless steels and susceptibility to pitting corrosion. Conclusions are that the pieces do not comply with good manufacturing practices and suffer from localized corrosion damage under the evaluated conditions.

Key words: metallic orthopedic implants, DHS/DCS system, ASTM F138, ASTM F2129.

Introducción

La falla de implantes ortopédicos es un problema frecuente en los servicios de salud pública en países latinoamericanos, entre estos Venezuela, principalmente a causa del uso de elementos con un deficiente control de los procesos de fabricación y uso de materiales fuera de especificación [11, 16, 17].

El acero inoxidable es recomendado en el caso de su uso temporal [14, 15, 22], sin embargo, debido a su bajo costo es utilizado frecuentemente como implante permanente, situación que acrecienta la cantidad de fallas de este tipo de dispositivos relacionadas con procesos corrosivos y rechazo del paciente [10, 12], considerándose que un implante ha fallado cuando debe ser removido prematuramente del cuerpo, bien sea por causas biológicas o mecánicas [14].

El sistema DHS/DCS a evaluar proviene de un paciente masculino, al cual le fue extraído de forma prematura por aflojamiento mecánico, en un hospital tipo IV de la ciudad de Maracaibo. Por políticas del centro de salud, no se permitió el acceso a la historia clínica del paciente. El sistema dinámico de cadera (Dynamic Hip and Condylar Screw System–DHS/DCS), es un sistema de cargas repar-

tidas indicado para el tratamiento de fracturas pertrocantéreas, intertrocantéreas y del cuello de fémur [13].

La mayoría de las fallas por aflojamiento de un implante, están relacionadas con factores mecánicos o estructurales asociados a la corrosión o al desgaste, casos frecuentemente asociados al uso de materiales fuera de especificación o con un inadecuado proceso de conformado [10, 12, 14]. Sin embargo, también se ha investigado la relación entre los aflojamientos prematuros y la hipersensibilidad al material del implante [19].

El interior del cuerpo humano es un ambiente altamente agresivo a los materiales metálicos. Para el caso específico del acero inoxidable, la presencia de especies iónicas agresivas como los cloruros, además de oxígeno disuelto y variaciones significativas de pH, afectan adversamente su estabilidad de su capa pasiva. El pH normal de los fluidos corporales se encuentra en un rango próximo a 7,4; este valor baja en los lugares cercanos a la herida, pudiendo llegar a valores próximos a 4 en un hematoma, favoreciendo el proceso de disolución del metal, y el consecuente rechazo del material en pacientes con alta sensibilidad a ciertos elementos, como el níquel, cobalto y cromo, todos elementos presentes en los aceros inoxidables [14, 15, 19].

Con base en lo anteriormente expuesto, esta investigación tuvo por objetivo evaluar la conformidad metalúrgica y electroquímica, de las diferentes piezas que conforman el sistema DHS/DCS, todas fabricadas en acero inoxidable, con las normas internacionales que rigen el uso de materiales metálicos destinados a aplicaciones quirúrgicas, relacionadas con la resistencia a la fatiga y a la corrosión.

Metodología

Identificación y clasificación de las piezas

Todas las piezas obtenidas del sistema DHS/DCS fueron sometidas inicialmente a un proceso de limpieza con ultrasonido en metanol, para su posterior clasificación, identificación y dimensionamiento. El sistema evaluado está conformado por una placa DHS de 145 mm de longitud y ocho agujeros, con barril de 38 mm en ángulo de 135°. Un tornillo DCS de 90 mm de longitud, cuyo vástago tiene dos lados planos que coinciden con el interior del barril con el objeto de impedir la rotación. Un tornillo de compresión DHS/DCS de 31 mm de largo y 3,8 mm de diámetro; y ocho tornillos corticales de 36,5 mm de largo y 4,5 mm diámetro. En la Figura 1 se muestra las piezas que conforman el sistema evaluado y la forma como se inserta en el paciente.

Caracterización química

Todas las piezas del sistema DHS/DCS fueron analizadas mediante espectrometría de emisión óptica (equipo marca SPECTRO, modelo SPECTROMAX Lab 7) para determi-

nar y comparar su composición química con los requerimientos de las normas ASTM F138 [5] y ASTM F621 [7].

Caracterización macro y microestructural

Las piezas fueron sometidas a una inspección general utilizando microscopía óptica (lupa estereoscópica y microscopio metalográfico) y microscopía electrónica de barrido a diferentes magnificaciones. La caracterización del ataque corrosivo localizado se realizó según la norma ASTM G46 [8].

Caracterización metalúrgica de las piezas

Se consideraron los siguientes parámetros según la norma ASTM F138 [5]: (a) Presencia de fases delta-ferrita, chi o sigma, siguiendo el procedimiento de ataque según la norma ASTM E407 [3]; (b) Presencia de inclusiones según el método A de la norma ASTM E45 [4]; y (c) Número de tamaño de grano (NTG) según el método del intercepto recomendado por el estándar ASTM E112 [1]. Las piezas seleccionadas fueron cortadas y montadas en baquelita conductora para su posterior preparación metalográfica, siguiendo las recomendaciones dadas por la norma ASTM E3 [2]. El reactivo de ataque seleccionado fue la gliceragia (10 ml ácido clorhídrico, 5 ml ácido nítrico, 85 ml metanol al 95%).

Caracterización electroquímica

Las técnicas electroquímicas aplicadas fueron la medición de Potencial a circuito abierto (E_o) y la Polarización potenciodinámica cíclica (PCP), según las normas ASTM

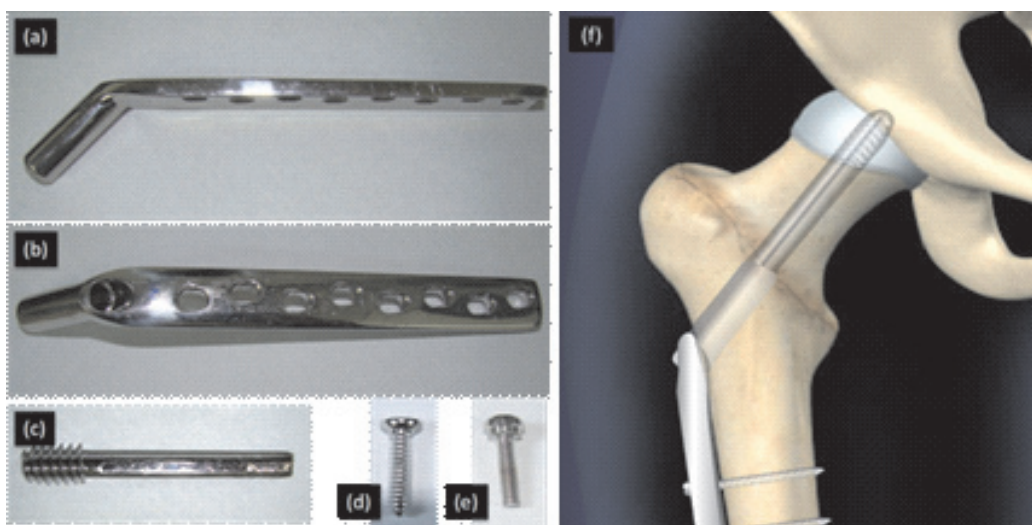


Figura 1. Sistema dinámico de cadera evaluado. (a) Vista lateral y (b) vista frontal de la placa DHS; (c) Tornillo condíleo dinámico DCS; (d) Tornillo cortical; (e) Tornillo de compresión DHS/DCS; (f) Ejemplo de la colocación del sistema en el interior del cuerpo humano (fuente: <http://www.intraumatologico.cl/>)

G5 [9] y ASTM F2129 [6]. Para la ejecución de los ensayos, se utilizó un potenciostato / galvanostato ZRA GAMRY PC4/750mA, y como medio electrolítico solución de Ringer (NaCl: 8,6 g/L; CaCl₂: 0,33 g/L); KCl: 0,3 g/L), según la norma ASTM F2129 [6], a pH 7,4; utilizando como sustancia amortiguadora NaHCO₃ (1,35 g/L) [21]; la temperatura se mantuvo a 37±0,5 °C. Se utilizó una celda de doble pared instrumentada convencionalmente con tres electrodos: trabajo (acero inoxidable), referencia (Ag/AgCl) y auxiliar (Ti/RuO₄).

Los electrodos de trabajo fueron preparados a partir de cortes transversales de la placa DHS y del tornillo DCS con un área de 1 cm² lijándolos hasta grado 600. La medición del Eo se realizó durante una hora continua previa al inicio de los ensayos. Una vez estabilizado el potencial, se procedió a aplicar la técnica de la PCP, con un potencial inicial de -200 mV, un potencial de retorno de 800 mV y un potencial final de 0 mV. La velocidad de barrido fue fijada en 0,28 mV/s.

Resultados y Discusión

Análisis químico de las piezas

El análisis químico mediante espectrometría de emisión óptica de la placa DHS y del tornillo DCS, permitió identificar al material como un acero inoxidable austenítico del grado AISI 316L, que se corresponde con la norma ASTM F138 [5]. La composición química de ambas piezas es mostrada en la Tabla 1.

La utilización del acero AISI 316L para aplicaciones biomédicas se debe a que su bajo contenido de carbono permite controlar la sensibilización del material durante el proceso

de fabricación de la pieza [17,22], principalmente en aquellos tipos de implantes que requieren la unión de piezas por soldadura. Para el caso de la placa DHS, la placa es moldeada a través de forjado, mientras que el barril es fabricado por extrusión; ambas piezas son soldadas para luego someter a la pieza a un tratamiento térmico de solubilización de carbono, para controlar la sensibilización del material.

Se determinaron trazas de elementos adicionales: aluminio, cobalto, niobio, titanio, vanadio, wolframio y estaño; el contenido de estos elementos se encuentra relacionado con la mejora de la maquinabilidad y de la resistencia a la corrosión [20]. El contenido de carbono para ambas piezas se encontró por debajo del porcentaje máximo permisible por la norma ASTM F138 [5]; no se detectó la presencia de nitrógeno ni de azufre. La relación composicional (%Cr) + 3,3(%Mo) = 26,0 determinada para la placa DHS fue de 26,763 y para el tornillo DCS de 26,839, cumpliéndose en ambos casos con este requisito [5].

Estudio macroscópico de la placa DHS.

A través de microscopía óptica, se detectó la presencia de numerosas picaduras distribuidas uniformemente [8], junto a numerosas rayas y muescas, esto último se presume producto del proceso de extracción de la pieza (Figura 2 a y b). En los bordes de los orificios de la placa, se aprecian marcas de herramientas (Figura 2 c y d) así como el desarrollo de procesos corrosivos, causado muy probablemente por confinamiento de fluidos en la zona de solapamiento de los tornillos corticales con la superficie de la placa (Figura 2 c).

Tabla 1. Análisis químico elemental de la placa DHS y el tornillo DCS, comparado con la composición del A/I ASTM F138.

Elemento	Composición (% en peso)		
	Placa DHS	Tornillo DCS	ASTM F 138-08
C	0,011	0,018	0,030 máx
Si	0,194	0,308	0,750 máx
Mn	1,680	1,840	2,000 máx
P	0,004	0,024	0,025 máx
S	*	*	0,010 máx
Cr	17,160	17,500	17,000 a 19,000
Ni	14,770	14,480	13,000 a 15,000
Mo	2,910	2,830	2,250 a 3,000
Cu	0,037	0,106	0,500 máx
N	*	*	0,100 máx
Fe	Balance	Balance	Balance

*Elemento no detectado durante el análisis.

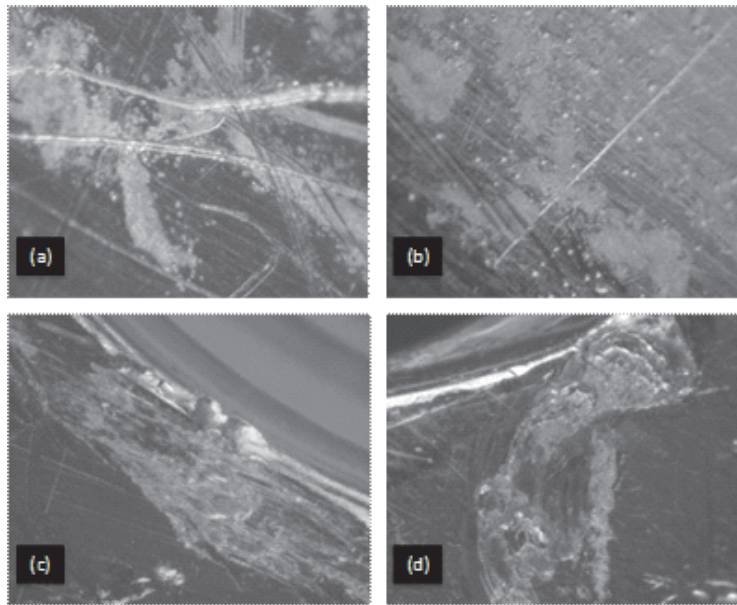


Figura 2. Fotografías por lupa estereoscópica correspondientes a la placa DHS. Se muestran numerosas muescas y rayaduras (a, b y d), y numerosas picaduras con distribución uniforme (b y c). Magnificación: 35 X.

En la Figura 3, se observa la morfología y distribución de estos defectos, donde se muestra una ampliación de la fotografía para la zona señalada por la flecha. Estos defectos pueden estar asociados a rechupes o microhoyuelos, así como con el desgaste y acumulación de material en las planchas de forja. De la misma forma, pueden ser originados por la apertura a la superficie de porosidades durante la fabricación de la pieza. La presencia de este tipo de imperfecciones, afecta negativamente las propiedades mecánicas del material, principalmente la resistencia a la fatiga [14], siendo inconsistentes con los requerimientos de la norma ASTM F621 [7], en cuanto a las buenas prácticas de fabricación.

Estudio macroscópico del tornillo DCS y los tornillos corticales

El estudio de la superficie de los ocho tornillos corticales, permitió detectar numerosos defectos de fabricación en el cuello y en la espiga, ubicados entre los espacios de la rosca (Figura 4 a), además de corrosión por espacios confinados (Figura 4 b) y picaduras (Figuras 4 c y d). Se detectó la presencia de grietas y su propagación, a partir de daños por corrosión localizada.

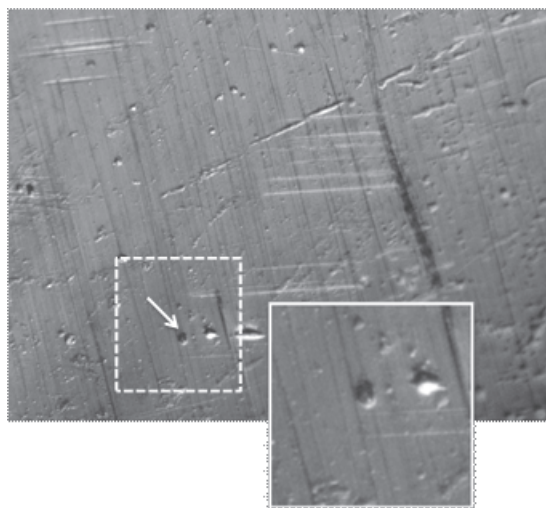


Figura 3. Fotografía por lupa estereoscópica que muestra la morfología y distribución de defectos superficiales en la placa DHS. Magnificación: 35 X y 45 X.

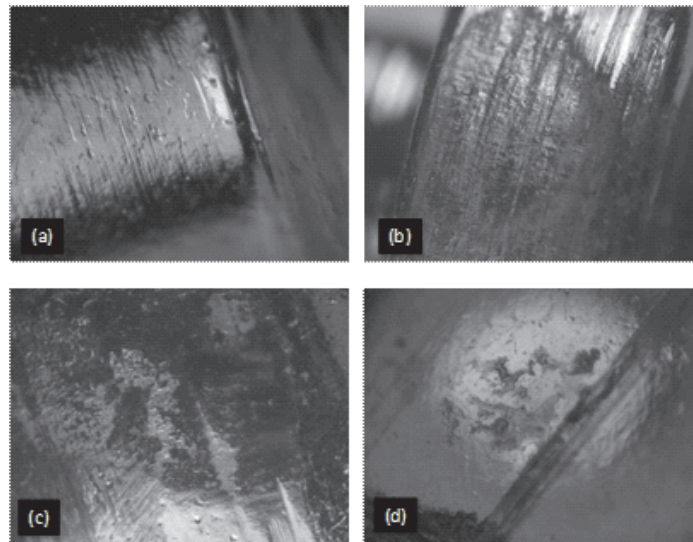


Figura 4. Fotografía por lupa estereoscópica que muestra detalles del acabado y daños por corrosión localizada en los tornillos corticales. Magnificación: (a) 20 X; (b), (c) y (d) 35 X.

La Figura 5, muestra grietas ubicadas en el cuello del tornillo, en la zona adyacente a la cabeza. La presencia de este tipo de daño incide directamente sobre la resistencia a la fatiga, aumentando el riesgo de falla por fractura frente a cargas cíclicas o sobreesfuerzos [10,14].

Las imágenes mostradas en la Figura 6 corresponden a la inspección realizada al tornillo DCS, en las que se evidencia el mismo patrón de defectos y daños que las muestras anteriores: daños por herramientas, marcas de conformado y picaduras.

Estudio de las piezas a través de microscopía electrónica de barrido

El estudio de la superficie de la placa DHS a través de microscopía electrónica de barrido (MEB) facilitó la caracterización de los daños. Las Figuras 7 a y b, muestran una vista de la superficie del placa, donde se observan las marcas de conformado de la pieza y daños por corrosión. A mayor magnificación, Figura 7 c y d, se detalla la morfología de las micropicaduras así como su coalescencia y direccionamiento a través de las marcas de conformado de la pieza.

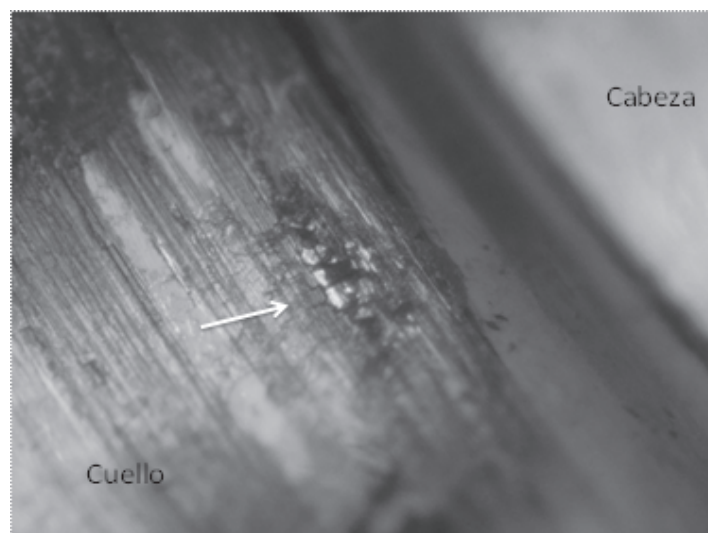


Figura 5. Fotografía por lupa estereoscópica que evidencia la detección de grietas y su propagación, a partir de daños por corrosión localizada en uno de los tornillos corticales. La flecha señala grietas ubicadas en el cuello del tornillo, en la zona adyacente a la cabeza. Magnificación: 45 X.

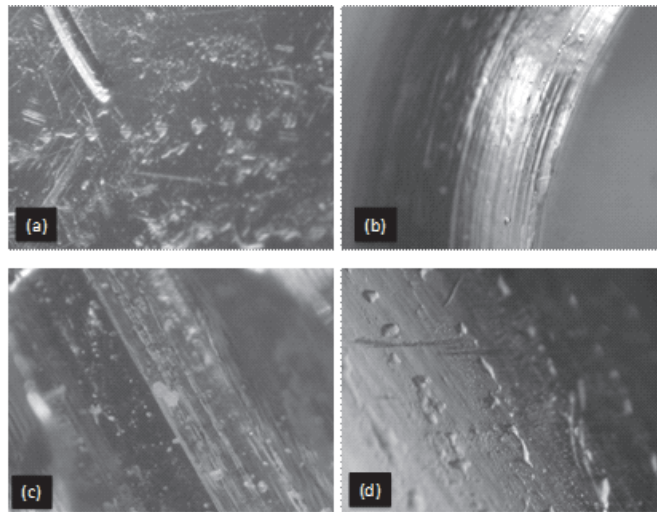


Figura 6. Fotografía por lupa estereoscópica que muestra detalles de acabado, marcas del conformado y corrosión localizada en el tornillo DCS. Magnificación: (a), (b) y (c) 35 X; (d) 45 X.

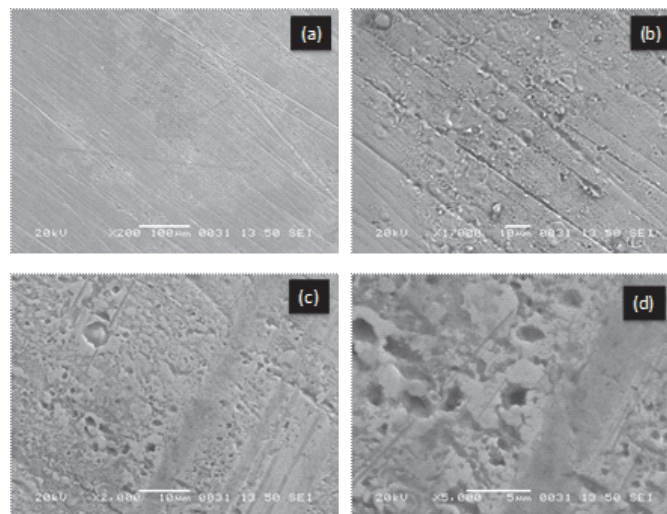


Figura 7. Fotomicrografías por MEB donde se observan marcas de conformado y daños por corrosión en la superficie de la placa DHS. Magnificación: (a) 200 X; (b) 1.000 X; (c) 3.000 X; (d) 5.000 X.

A través de microscopía electrónica de barrido (MEB) se determinó la presencia de escasas inclusiones no metálicas, tanto de la placa DHS como del tornillo DCS, siendo caracterizadas como silicatos y aluminatos según el análisis químico elemental realizado por EDX. La cantidad, tamaño y distribución de las inclusiones detectadas en las dos piezas evaluadas, se consideran dentro de niveles exigidos por la norma ASTM F138 [5].

Caracterización metalográfica de las piezas.

Las metalografías obtenidas en muestras de secciones transversales de la placa DHS y al tornillo DCS muestran para ambas piezas una estructura austenítica (fase γ), con

granos equiaxiales deformados en frío de diferentes tamaños [21], en los que se observan claramente las maclas de recocido típicas de la estructura austenítica recocida; no se detectó la presencia de fase martensítica; (Figura 8). Adicionalmente, se evidenció la presencia de hoyuelos (porosidad), distribuida de forma aleatoria por toda la superficie observada.

Los valores de tamaño de grano ASTM promedio, calculados para la placa DHS y el tornillo DCS son 7,3 y 6,6 respectivamente. Para la placa, la variación del tamaño de grano estuvo entre 5,4 y 7,6; mientras que para el tornillo DCS, dicho rango se ubicó entre 5,3 y 6,8. Debido a que los números de tamaño de grano encontrados son superiores al tamaño ASTM 5 [1], de acuerdo a lo recomendado por la norma ASTM F138 [5], se considera que ambas piezas cumplen con este requisito.

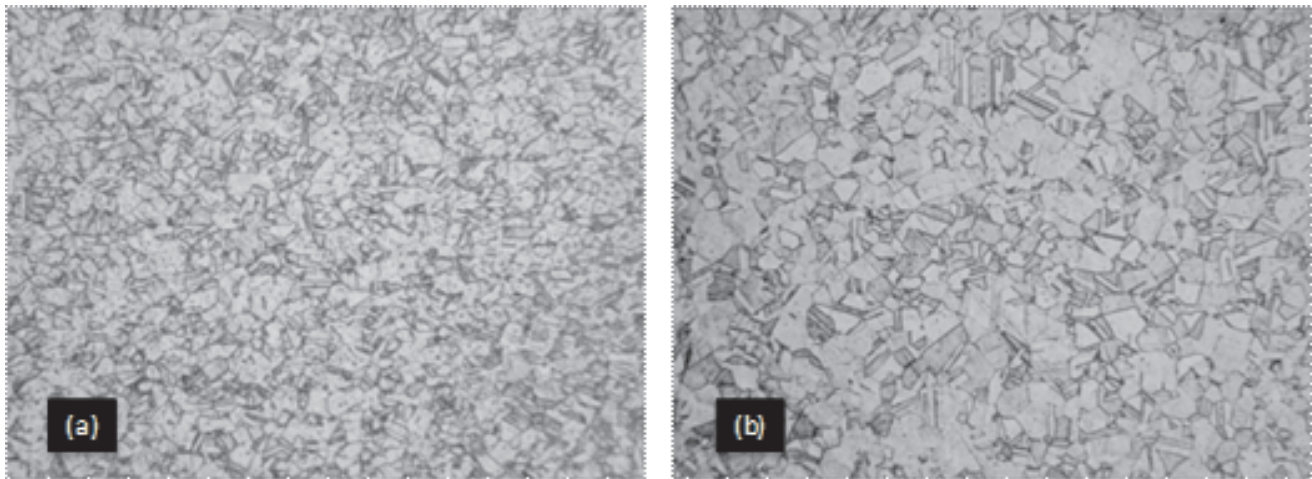


Figura 8. Metalografías en sección transversal correspondiente a: (a) placa DHS y (b) tornillo DCS. Ataque con gliceragia. Magnificación: 100 X.

La Figura 9 muestra las metalografías correspondientes a la sección transversal de la zona placa–barril cercana a la soldadura, donde se aprecian signos de sensibilización en la microestructura, además de la abundante porosidad [21], evidencia de un deficiente proceso de fabricación, según lo señalado por la norma ASTM F621 [7]. En las metalografías obtenidas, no se detectó la precipitación de carburos $M_{23}C_6$, a las magnificaciones alcanzadas a través de la microscopía óptica.

La presencia de defectos superficiales, cualquiera sea su origen, influye sobre el comportamiento mecánico de la pieza. La pieza por esta ubicada en una extremidad inferior, está sometida a la carga corporal del paciente y a las cargas cíclicas por movimientos como el caminar. A pesar de que el implante estudiado no sufrió falla mecánica, este

presenta diversas irregularidades de naturaleza metalúrgica, que favorecen la concentración de esfuerzos y probable formación de grietas, que dada la naturaleza e intensidad de las cargas impuestas sobre el material puede generar su fractura.

Comportamiento electroquímico del material

Las Figuras 10 y 11 presentan por duplicado las curvas PCP obtenidas para las dos muestras evaluadas. El potencial a circuito abierto para la placa DHS fue de $-119,9$ mV, mientras que el del tornillo DCS fue de $-140,0$ mV, ambos vs Ag/AgCl. En la figura aprecia que sólo el material correspondiente a la placa DHS presenta un comportamiento pasivo con una amplia zona de pasivación, con una his-

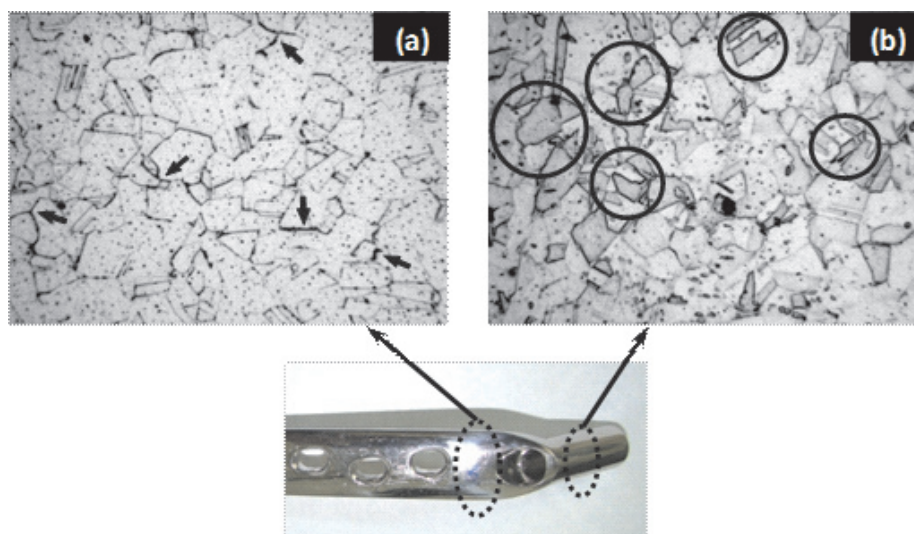


Figura 9. Metalografías correspondientes a la zona afectada por el calor en el área plana (a) y el barril (b) de la placa DHS. Se evidencian signos de corrosión intergranular y abundante porosidad. Magnificación: 200 X.

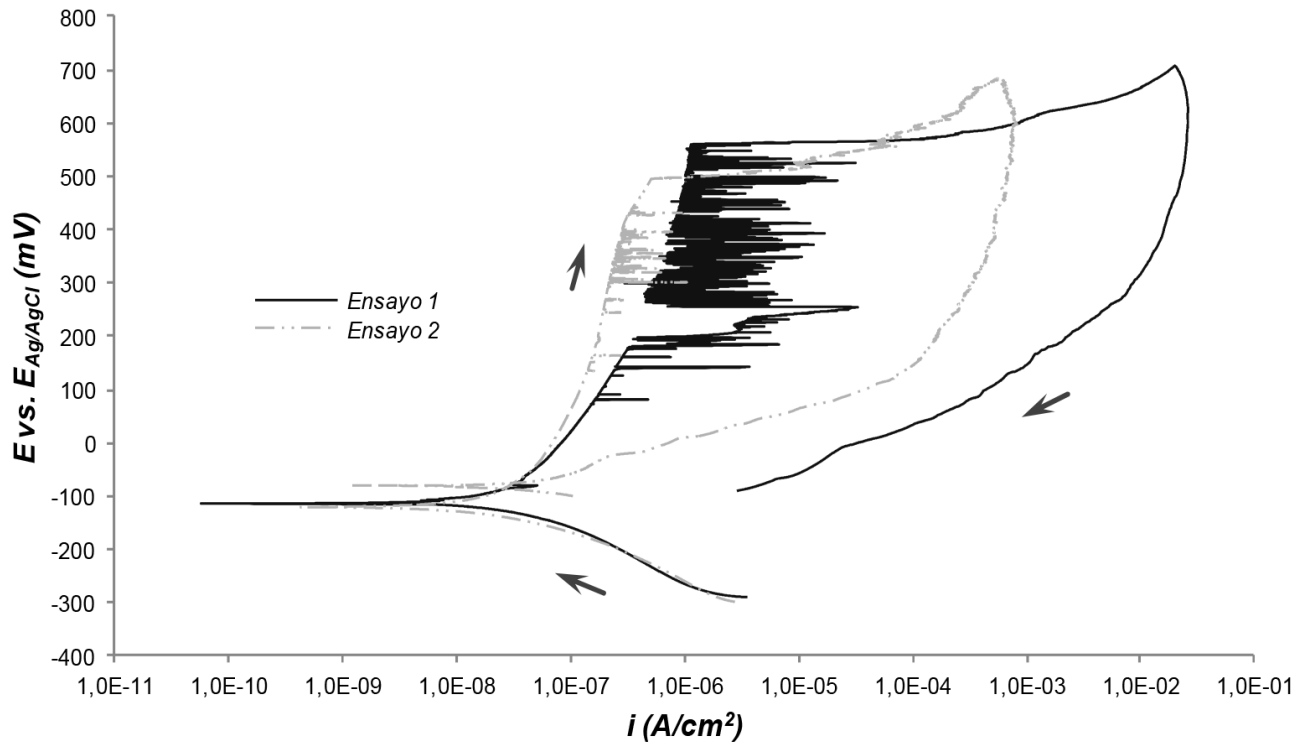


Figura 10. Curvas PCP por duplicados correspondientes a la placa DHS

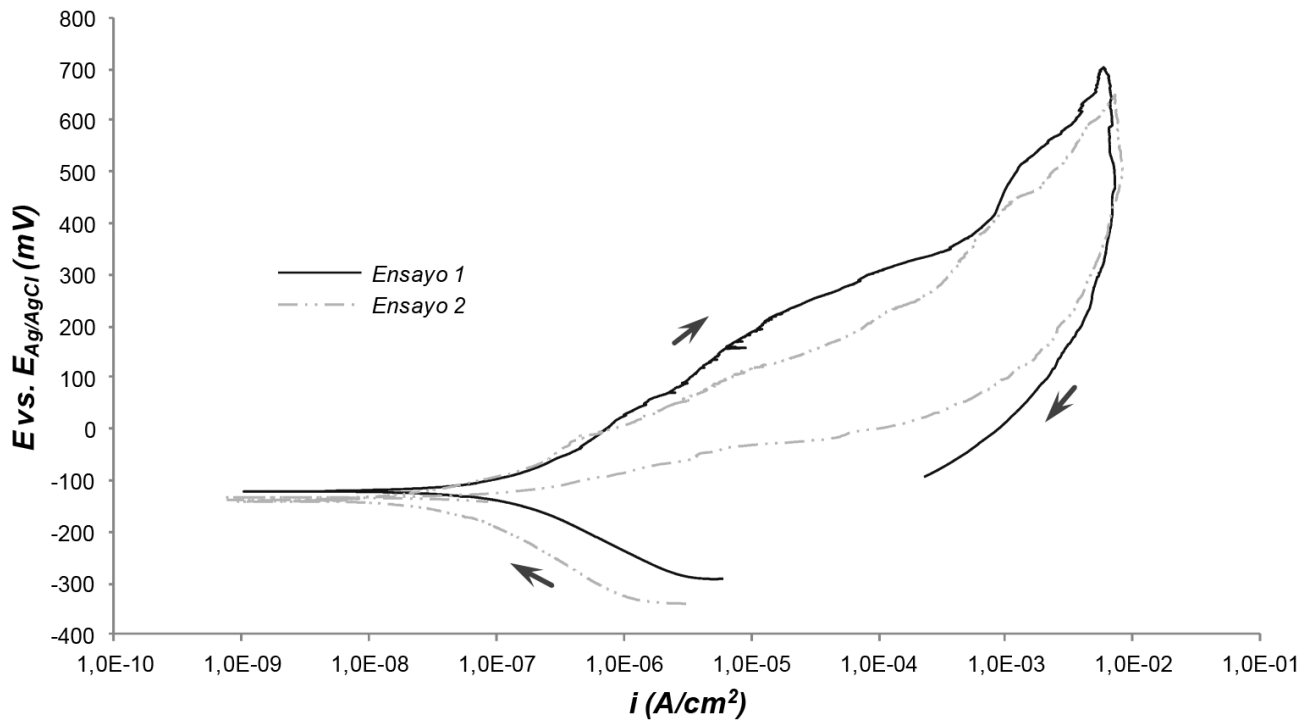


Figura 11. Curvas PCP por duplicados correspondientes al tornillo DCS.

téresis positiva que señala la imposibilidad del material a recuperar la capa pasiva luego de su rotura. Por su parte, las curvas pertenecientes al tornillo DCS, muestran un comportamiento activo bajo las condiciones evaluadas, observándose una mayor densidad de corriente para el material del tornillo DCS ($0,032 \text{ iA/cm}^2$) en comparación con el material de la placa DHS ($0,011 \text{ iA/cm}^2$).

Estos comportamientos, demuestran la gran susceptibilidad de estos materiales al ataque localizado, y pueden ser explicados por la existencia de ligeras variaciones entre la composición química de las piezas, así como por la acumulación de tensiones residuales producto de procesos de fabricación deficientes, como los encontrados en la caracterización macro y microestructural de las piezas.

Consideraciones Finales

A partir de los análisis químicos y metalográficos realizados, se concluye que los materiales utilizados para la fabricación del sistema DHS/DCS en estudio cumplen con la composición química y microestructura correspondiente a un acero AISI 316L, así como los requisitos relacionados con el tamaño de grano y contenido de inclusiones, exigidos por la norma ASTM F138 [5]. Sin embargo, la observación de las piezas que integran el sistema, mediante microscopía óptica y electrónica de barrido, permitió detectar la presencia de numerosos defectos microestructurales generados durante el proceso de fabricación que favorecerían la falla prematura del sistema.

La evaluación macro y microestructural de las diferentes piezas que conforman el sistema DHS/DCS, evidenció una alta densidad de microhoyuelos en su microestructura así como numerosos defectos de fabricación, tales como imperfecciones superficiales, marcas de conformado, acabado superficial inadecuado, que promueven la concentración de cargas en puntos específicos del implante, disminuyendo la resistencia mecánica y el desempeño frente a la fatiga.

También se comprobó la presencia de corrosión localizada en forma de picaduras distribuidas uniformemente en la superficie de la placa DHS, así como corrosión por espacios confinados en las zonas de contacto entre la placa y los tornillos; lo que concuerda con la evaluación electroquímica realizada. Estos daños igualmente contribuyen a la concentración de esfuerzos y disminución de la resistencia a la fatiga del material.

Se considera entonces que las piezas evaluadas no cumplen con las exigencias mínimas de calidad para su uso con fines médicos de acuerdo a la normativa vigente, resaltan-

do la importancia de la utilización de dispositivos de origen y calidad comprobada.

La identificación de las causas y condiciones de falla de un implante resulta esencial para la propuesta de recomendaciones y acciones a seguir para disminuir la frecuencia de falla de estos dispositivos. Esto contribuiría significativamente a la disminución del número de intervenciones quirúrgicas de emergencia o no programadas por esta causa, las cuales además de afectar la salud y bienestar del paciente, inciden sobre los gastos relacionados a este tipo de tratamiento y del congestionamiento de los Servicios de Ortopedia y Traumatología de los centros de salud públicos.

Es necesario que el Estado venezolano, por medio de la administración de salud pública, implemente mecanismos reguladores que aseguren la calidad de los implantes utilizados en los centros de atención públicos y privados, siendo preciso actualizar y adaptar los estándares nacionales a las nuevas regulaciones internacionales en esta materia y, bajo este criterio, otorgar los permisos requeridos a las empresas que comercialicen estos productos en el país.

Agradecimiento

Al Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico (CONDES) de la Universidad del Zulia por el financiamiento de esta investigación, realizada en el marco del proyecto titulado: "Caracterización de aceros inoxidable utilizados en la fabricación de implantes ortopédicos y su resistencia a la corrosión", registrado bajo el código CC-0387-12.

Referencias

- [1] ASTM E112 (2013). Standard Test Methods for Determining Average Grain Size. **West Conshohocken, PA: ASTM International.**
- [2] ASTM E3 (2011). Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens. **West Conshohocken, PA: ASTM International.**
- [3] ASTM E407 (2007). Standard practice for microetching metals and alloys. West Conshohocken, PA: ASTM International.
- [4] ASTM E45 (2013). Standard Test Methods for Determining the Inclusion Content of Steel. **West Conshohocken, PA: ASTM International.**
- [5] ASTM F138 (2013). Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants. **West Conshohocken, PA: ASTM International.**

- [6] ASTM F2129 (2008). Standard Test Method for Conducting Cyclic Potentiodynamic Polarization Measurements to Determine the Corrosion Susceptibility of Small Implant Devices. West Conshohocken, PA: ASTM International.
- [7] ASTM F621 (2012). Standard Specification for Stainless Steel Forgings for Surgical Implants. **West Conshohocken, PA: ASTM International.**
- [8] ASTM G46 (2013). Standard Guide for Examination and Evaluation of Pitting Corrosion. West Conshohocken, PA: ASTM International.
- [9] ASTM G5 (2013). Standard Reference Test Method for Making Potentiostatic and Potentiodynamic Anodic Polarization Measurements. West Conshohocken, PA: ASTM International.
- [10] AZEVEDO, C.; HIPPERT, E. (2002). Análise de falhas de implantes cirúrgicos no Brasil: a necessidade de uma regulamentação adequada [Artículo en línea]. *Cad. Saúde Pública*, 18 (5), 1347-1358. Disponible: <http://dx.doi.org/> [Consulta: 2014, marzo 20]
- [11] CAMPOS, W. A.; RODRÍGUEZ, L.; PÉREZ, O. (2007). Análisis de falla de una placa autoestable para columna vertebral. Memorias del 9eno Congreso Internacional de Microscopía Electrónica. Cusco, Perú.
- [12] DAGA, B.; RIVERA, G.; BOERI, R. (2007). Review of the regulations for the use of stainless steels for orthopedic implants in Argentina [Artículo en línea]. *Journal of Physics: Conference Series*. Disponible en: <http://iopscience.iop.org/> [Consulta: 2014, junio 06].
- [13] GARCÍA, C.; ORTEGA, D. (2005). Elementos de osteosíntesis de uso habitual en fracturas del esqueleto apendicular: evaluación radiológica [Artículo en línea]. *Revista Chilena de Radiología*, Vol. 11, s.n., 58-70. Disponible: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_serial&pid=0717-9308&lng=es&nrm=iso [Consulta: 2014, junio 07]
- [14] POHLER, O. E. (2002). Failures of Metallic Orthopedic Implants. En: William T. Becker and Roch J. Shipley (Eds.), *Failure Analysis and Prevention*, Vol. 11, ASM Handbook (pp. 670-694). **Materials Park, Ohio: ASM International.**
- [15] RODRÍGUEZ González, F. (2009). *Biomaterials in Orthopaedic Surgery*. Materials Park, OH. USA: ASM International
- [16] RODRÍGUEZ, L.; MANZANERO, D.; CAMPOS, W.; MIELLANO, V.; VALBUENA, C. (2011). Falla de implantes ortopédicos metálicos en hospitales de la ciudad de Maracaibo. **Revista Multiciencias**, Vol 11, Nº 1, pp. 85-91.
- [17] RODRÍGUEZ, L.; PÉREZ, O.; CAMPOS, W. (2004). **Análisis de falla de un implante intramedular metálico. Memoria de las VII Jornadas Científico Técnicas de la Facultad de Ingeniería – LUZ.** Maracaibo, Venezuela.
- [18] ROSENBLOOM, S. N.; CORBETT, R. A. (2007). An Assessment Of ASTM F 2129 Electrochemical Testing Of Small Medical Implants - Lessons Learned. Conference Paper Nº 07674. NACE International. CORROSION 2007, March 11 - 15, 2007, Nashville, Tennessee.
- [19] SÁNCHEZ, M.; VALENCIA, P.; SÁNCHEZ, J.; SEPÚLVEDA, G. (2010). Hipersensibilidad a metales en pacientes con implantes ortopédicos. *Revista Alergia México*, 57(4):127-130.
- [20] VALENCIA, A. (1992). *Tecnología del tratamiento térmico de los metales*. Medellín, Colombia: Universidad de Antioquia.
- [21] VANDER V., G. F.; LUCAS, G. M.; MANILOVA, E. P. (2004). Metallography and Microstructures of Stainless Steels and Maraging Steels. En: George F. Vander Voort (Ed.), *Metallography and Microstructures*, Vol 9, ASM Handbook (p.670–700). Materials Park, Ohio: ASM International.
- [22] VERA, R.F.; ARANHA, H.; CHAVES, M.L.; MERCADANTE, M.T.; LEITE, S.M. (2002). Aços inoxidáveis em implantes ortopédicos: fundamentos e resistência à corrosão. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 37 (11-12), 471-476.