



BIOMATERIALES BASADOS EN FERMALANAL, UNA OPCIÓN PARA LA FABRICACIÓN DE IMPLANTES QUIRÚRGICOS

BIOMATERIALS BASED IN FERMANAL STEEL, AN OPTION TO THE SURGICAL IMPLANTS MANUFACTURING

W. Aperador^{1*}, S. Lizarazo² y A. Mejía³

¹Departamento de Ingeniería, Universidad Militar Nueva Granada, Carrera 11 No. 101-80, Fax:+57(1) 6343200, Bogotá, Colombia.

²Facultad de Ingeniería, Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia, Tunja Boyacá.

³Facultad de Ciencias, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, Bogotá, Colombia.

Recibido 9 de Agosto de 2012; Aceptado 7 de Marzo de 2013

Resumen

Se evalúa el potencial uso de aleación Fermanal (Fe-Al-Mn) en la fabricación de implantes quirúrgicos. Para ello, el acero de dicho sistema se sometió a tratamiento térmico, con el objetivo de encontrar la adecuada resistencia frente a la corrosión. El comportamiento electroquímico fue evaluado mediante las técnicas de espectroscopia de impedancia electroquímica y curvas de polarización potenciodinámicas empleando como electrolito solución de Hanks. La caracterización microestructural se realizó mediante microscopia electrónica de barrido (MEB) y los productos de corrosión se evaluaron mediante difracción de rayos X (DRX). Se encontró que el tratamiento térmico mejora las propiedades electroquímicas del acero Fe-Al-Mn, por lo cual esta aleación se presenta como una alternativa frente a las aleaciones actualmente empleadas en el campo de los biomateriales, como los aceros inoxidables del tipo AISI 316LVM.

Palabras clave: biomateriales, FeMnAl, corrosión, tratamiento térmico.

Abstract

We evaluate the potential use of Fermanal alloy (Fe-Al-Mn) in the manufacture of surgical implants. For this, the steel of that system is subjected to heat treatment in order to find the suitable corrosion resistance. The electrochemical behavior was evaluated by electrochemical impedance spectroscopy techniques and potentiodynamic polarization curves using Hanks balanced salt solution as electrolyte. Microstructural characterization was performed through scanning electron microscopy (SEM) and the corrosion products were evaluated by X-ray diffraction (XRD). It was found that the heat treatment improves the electrochemical properties of the steel Fe-Al-Mn, whence this alloy is presented as an alternative to the currently alloys used in the field of biomaterials, such as stainless steel type AISI 316LVM. *Keywords:* biomaterials, FeMnAl, corrosion, heat treatment.

1 Introducción

El campo de los biomateriales ha experimentado un gran avance en los últimos años. Una motivación importante para ello ha sido el mejoramiento en la calidad de vida, lo cual se ve reflejado en el crecimiento acelerado del uso de prótesis, implantes,

sistemas y aparatos médicos que deben trabajar en contacto con los tejidos corporales (Bechtle y col., 2010; Cook y col., 1986).

Algunos metales son usados como biomateriales debido a su excelente conductividad térmica y eléctrica y a sus propiedades mecánicas (Langer y col., 1990).

*Autor para la correspondencia. E-mail: g.ing.materiales@gmail.com
Tel. 00-57-6500000, Fax 00-57-6241232

Pueden estar en forma pura o aleada y en distintas fases, como resultado de procesos de tratamientos térmicos o de recubrimientos (Samuel y col., 2008). Los metales puros no tienen las propiedades que requieren los diferentes tipos de implantes utilizados actualmente en traumatología y ortopedia, como es el caso del titanio puro, dado que su uso está restringido debido a sus limitadas propiedades mecánicas (Tapash y col., 2011). Por tal motivo, es necesario recurrir a la adición de uno o más metales al elemento base, para modificar su estructura cristalina y en consecuencia sus propiedades físicas y químicas. Un ejemplo de ello es la aleación Ti-6Al-4V, a pesar de que en los últimos años se ha desencadenado una cierta controversia sobre su biocompatibilidad (Bordji y col., 1996).

Actualmente, se está propiciando el desarrollo de nuevas aleaciones que no contengan en su composición vanadio pero sí un porcentaje bajo de aluminio, con la finalidad de obtener aleaciones que presenten una mejor biocompatibilidad y, por consiguiente, que su utilización en la fabricación de implantes quirúrgicos permita asegurar un buen comportamiento dentro del cuerpo humano durante largos periodos de tiempo (M. Geetha y col., 2009). El acero inoxidable AISI 316LVM es utilizado para aplicaciones médicas por estar fundido bajo vacío, lo cual genera un alto grado de pureza, requerido para las prótesis quirúrgicas. Ofrece una excelente resistencia a tejidos y fluidos fisiológicos, a la corrosión intergranular y a la corrosión en general (Bou-Saleh y col., 2007; Shahryari y col., 2008). Sin embargo, su utilización como biomaterial es cuestionada por su contenido de níquel, debido a la intolerancia a dicho metal que algunas personas puedan presentar (Pourbaix, 1984).

Una desventaja potencial del acero inoxidable de las aplicaciones en prótesis es su susceptibilidad a la corrosión por tensión. El agrietamiento por corrosión bajo tensión ocurre a bajas tensiones, situación frecuente en implantes con tensiones residuales: el inicio del agrietamiento es acelerado por el proceso de corrosión y las grietas siguen creciendo bajo las tensiones aplicadas. La preocupación sobre la corrosión y los subsecuentes efectos sobre la biocompatibilidad a largos plazos, ha motivado el empleo del acero inoxidable en sistemas de fijación de fracturas. Estas aplicaciones frecuentemente requieren la remoción del dispositivo al momento que ocurra la cura del hueso (Dag Brune y Gunnar Hultquist, 1985; Bonfield y col., 1981).

Las aleaciones, conocidas como Fe-Mn-Al, han tenido en los últimos años enorme interés,

principalmente desde el punto de vista tecnológico, por su gran similitud con los aceros inoxidables convencionales, producidos con base en la aleación ternaria Fe-Ni-Cr. En estos aceros, el cromo estabiliza la fase ferrítica y le da el carácter inoxidable al producir una capa superficial muy fina de óxido de cromo, que protege el acero de futura oxidación, ya que es una película pasivante (Białoń y col., 1983; Tjong, 1990 y Aperador y col., 2012). Este mismo papel lo desempeña el aluminio en las diferentes aleaciones tipo FeMnAl. El níquel estabiliza la fase austenítica, la cual tiene las mejores propiedades mecánicas que los aceros que contienen FeCr. La misma función la cumple el manganeso en diferentes aleaciones ferromn (Lins y col., 2005; Pérez, 2004). Una ventaja de los aceros a base de Fe-Mn-Al, en relación con los aceros convencionales, es que tienen menor costo y peso, además presentan excelentes propiedades mecánicas y buena resistencia a la oxidación (Wang y Chang, 2005). Este tipo de características los hace aptos para diversas aplicaciones, desde biomédicas hasta la fabricación de recipientes para el manejo de sustancias a temperaturas criogénicas (Zhang y col., 2005).

En los implantes quirúrgicos, la corrosión puede ser un fenómeno crítico, que afecte tanto a la biocompatibilidad del implante como a la integridad estructural de la prótesis. La corrosión y la disolución de las capas superficiales del material son dos mecanismos que pueden derivar en la introducción de iones metálicos en el cuerpo humano, originando efectos adversos por reacción biológica de los mismos (Pourbaix, 1984).

Por lo tanto, se propone en el presente artículo estudiar algunas aleaciones de Fe-Al-Mn, evaluando y potenciando sus propiedades por medio de tratamientos térmicos, que permitan mejorar las propiedades de resistencia a la corrosión y sus características de biocompatibilidad.

2 Materiales y métodos

2.1 Materiales

Se preparó la aleación Fermanal a partir de materiales de alta pureza, mediante fundición en un horno de inducción en atmósfera de Argón. Se forjaron lingotes a 1200 °C, los cuales fueron homogenizados a la misma temperatura durante 12 horas. Posteriormente se llevó a cabo un tratamiento térmico de envejecido a 600 °C por 18 horas y enfriamiento en aire.

Tabla 1. Composición química de las aleaciones a ensayar

Aleación	% Al	% Mn	% C	% Cr	% Si	% Mo	% Fe	% Ni
Al	—	1.57	0.03	17.25	0.76	2.64	63.34	14.41
FeAlMn	11.0	34.30	1.25	6.69	0.538	1.096	45.10	0.026

Tabla 2. Composición química del electrolito (solución de hanks).

Compuesto	Concentración (g/l)
NaCl	8
D-Glucosa	1
MgSO ₄ ·7H ₂ O	0.7
Na ₂ HPO ₄	0.48
KCl	0.4
NaHCO ₃	0.35
CaCl ₂ ·H ₂ O	0.18
MgO ₂ ·6H ₂ O	0.08
KH ₂ PO ₄	0.06

Finalmente, se laminaron hasta un espesor de 3 ± 0.2 mm. La dureza de esta microestructura fue 196 HV_{0.1}. La composición de la muestra se presenta en la Tabla 1, al igual que el material de referencia el acero inoxidable 316LVM. La composición química de los materiales fue obtenida por análisis de fluorescencia de rayos X. Las probetas utilizadas para los ensayos tienen un diámetro de 14 mm y un espesor de 2.5 mm.

2.2 Técnicas de evaluación

Para la evaluación de la resistencia a la corrosión en condición estática se utilizó un potenciostato - galvanostato, Gamry modelo PCI-4. Se emplearon las técnicas de espectroscopia de impedancia electroquímica (EIS) y curvas de polarización anódica. Los ensayos de corrosión electroquímica se realizaron a una temperatura de $37\pm 0.2^\circ\text{C}$, utilizando como electrolito solución de hanks (Hanks balanced salt solution, Sigma) cuya composición química obtenida por análisis de fluorescencia de rayos X, se detalla en la Tabla 2, los ensayos se realizaron en función del tiempo a 0, 24, 48 y 196 horas. Para el montaje se empleó una celda compuesta por un contraelectrodo de platino, un electrodo de referencia de Ag/AgCl y como electrodo de trabajo se emplearon las aleaciones de FeMnAl y 316LVM con un área expuesta de 1 cm². Las muestras a evaluar fueron pulidas previamente hasta lograr una superficie de baja rugosidad, lo cual se logró usando papel abrasivo de tamaño creciente de SiC, desde tamaño 100 hasta 1200, y

finalmente puliendo las muestras con suspensiones de alúmina (Al₂O₃) de 1.0 y 0.05 μm , en disco giratorio. Los diagramas de Nyquist se obtuvieron realizando barridos de frecuencia en el rango de 0.001 Hz hasta 100 kHz, empleando una amplitud de la señal sinusoidal de 10 mV. Las curvas de polarización fueron medidas después de 1 h de inmersión, con una velocidad de barrido de 1 mV/s, en un rango de voltajes desde -250 mV hasta +250 mV con respecto al potencial de corrosión (E_{corr}). Los valores de velocidad de corrosión (V_{corr}) se calcularon a partir de las pendientes de Tafel y el valor de densidad de corriente de corrosión (I_{corr}) en el rango de potencial de ± 250 mV vs. E_{corr}, a partir de las curvas de polarización anódicas.

La composición química de los aceros evaluados y la solución de Hanks, se determinó por fluorescencia de rayos X (FRX) de energías dispersivas utilizando un espectrómetro Philips modelo PW-1480, ánodo Sc/Mo, tensión del generador de 80 kV y corriente de 35 mA.

Las características superficiales, se determinaron con un MEB Phenom FEI equipado con una luz óptica con un rango de magnificación de 525-24,000X y un detector de alta sensibilidad (multi-modo) para electrones retro-dispersados. La técnica MEB permitió el estudio microestructural a las 0 horas de exposición y posterior a las 192 horas de evaluación.

La identificación de los productos de corrosión generados en la superficie de los aceros se realizó mediante Difracción de Rayos X (DRX). El arreglo experimental en Difracción de Rayos X corresponde a Goniómetro PW3050/60 (θ/θ), manejado bajo un sistema XPERT-PRO usando una radiación monocromática de Cu K α 1.54 Å, operado a 40 kV y 40 mA bajo condiciones de temperatura de 25°C. El barrido sobre la superficie fue realizado desde $2\theta = 20.01^\circ$ hasta $2\theta = 99.99^\circ$ con un paso $2\theta = 0.02^\circ$ a un tiempo de barrido de 1 segundo.

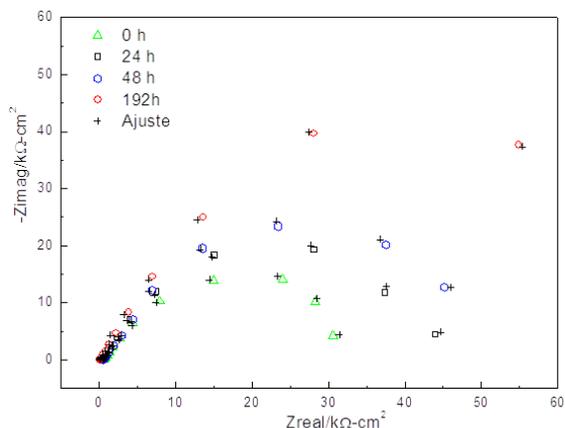


Fig. 1. Diagramas de Nyquist para el acero 316LVM evaluado en función del tiempo desde las 0 hasta las 192 horas.

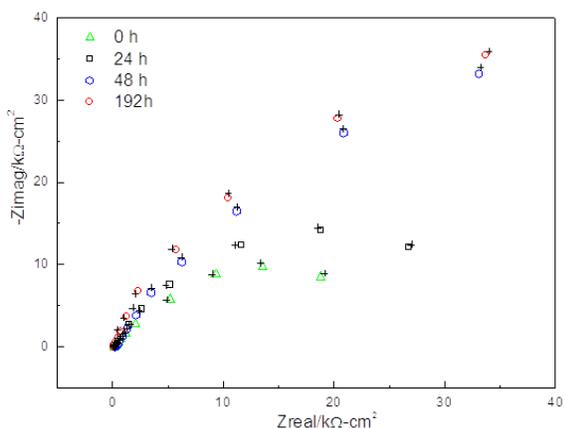


Fig. 2. Diagramas de Nyquist para el acero FeMnAl evaluado en función del tiempo desde las 0 hasta las 192 horas.

3 Resultados y discusión

3.1 Evaluación electroquímica

En las figs. 1 y 2 se observan los diagramas de Nyquist correspondientes a la respuesta de la aplicación de la técnica de espectroscopia de impedancia electroquímica (EIS) para evaluar la acción de la solución de Hanks sobre la interfase solución acero. Se evaluó la exposición de las aleaciones FeMnAl y 316LVM, en el fluido biológico en función del tiempo realizando evaluaciones a 0, 24, 48 y 192 horas, los

fenómenos que sucedieron a largo del tiempo en la interfase indican el aumento del efecto protector luego de las 0 horas de exposición. En las figs. 1 y 2 también se incluye los resultados de la simulación utilizando el circuito eléctrico indicado en la Fig. 3. Como se puede observar, hay una buena concordancia entre los resultados experimentales y los simulados. En la Tabla 3 se indican los valores de los parámetros utilizados en la simulación. Además, se incluyen los parámetros empleados en la simulación. Los valores de dichos parámetros se han obtenido mediante un programa no lineal de mínimos cuadrados complejos (CNLS) (Aperador y col., 2012a).

Los diagramas de Nyquist muestran un semicírculo semi definido a altas frecuencias, a bajas frecuencias se observa un semicírculo mejor definido. Estos semicírculos indican la interacción de dos constantes de tiempo. El semicírculo encontrado entre los 100kHz y 100 Hz se relaciona con heterogeneidad de las aleaciones (rugosidad del sistema), adicionalmente con los compuestos orgánicos presentes en el electrolito que han sido absorbidos sobre la superficie de las aleaciones. A bajas frecuencias de 1Hz a 1mHz, el comportamiento se debe a procesos de corrosión que se están generando que para cada uno de las aleaciones es de pasivación, debido a los cambios observados en los diagramas de Nyquist (Figs. 1 y 2), ya que a mayor tiempo de inmersión mayor valor de los parámetros electroquímicos, estos cambios indican la capacidad de protección que tienen las dos aleaciones analizadas.

El circuito equivalente de la Fig. 3, corresponde a los diagramas de Nyquist de las Figs. 1 y 2, el diagrama contiene dos elementos capacitores denominados “elemento de fase constante de doble fase” (CPE), que es independiente de reacciones farádicas, las cuales contribuyen con una pseudocapacitancia (CPE2+CPE1) a la impedancia total del sistema.

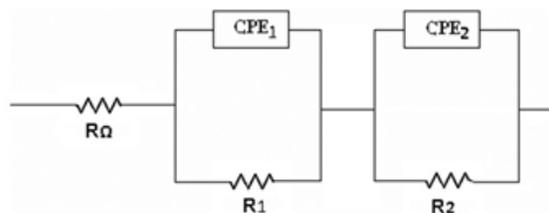


Fig. 3. Circuito equivalente utilizado para ajustar los datos de impedancia de los aceros 316LVM y FeMnAl.

Tabla 3. Parámetros utilizados en la simulación de los datos de las aleaciones de 316LVM y FeMnAl, evaluado en función del tiempo (0, 24, 48 y 192 horas).

	R_{Ω} Ω cm^2	CPE_1 μF $\text{cm}^{-2} \text{s}^{-(1-\alpha_1)}$	α_1	R_1 10^3 Ω cm^2	CPE_2 μF $\text{cm}^{-2} \text{s}^{-(1-\alpha_2)}$	α_2	R_2 10^3 Ω cm^2
316LVM	48.76	0.57	0.98	11.15	7.38	0.89	17.4
0 horas	(0.17%)	(2%)	(0.1%)	(2%)	(3%)	(0.6%)	(1%)
316LVM	44.22	6.97	0.84	14.72	5.61	0.82	33.47
24 horas	(0.21%)	(1.8%)	(0.2%)	(3%)	(2%)	(0.4%)	(3%)
316LVM	44.12	7.94	0.65	17.05	2.72	0.79	37.03
48 horas	(0.35%)	(2.9%)	(0.4%)	(2%)	(0.9%)	(0.5%)	(2%)
316LVM	43.21	4.74	0.74	23.57	2.25	0.77	69.86
192 horas	(0.45%)	(3.1%)	(0.2%)	(4%)	(1.2%)	(0.7%)	(4%)
FeMnAl	52.12	0.24	0.91	6.18	7.38	0.89	22.14
0 horas	(0.24%)	(1.2%)	(0.1%)	(1.1%)	(3%)	(0.6%)	(1%)
FeMnAl	48.41	13.23	0.89	9.11	5.61	0.82	28.89
24 horas	(0.13%)	(1.1%)	(0.3%)	(0.9%)	(2%)	(0.4%)	(2%)
FeMnAl	47.51	3.04	0.79	11.57	2.72	0.79	67.59
48 horas	(0.23%)	(1.5%)	(0.5%)	(1.6%)	(0.9%)	(0.5%)	(2%)
FeMnAl	51.01	4.59	0.81	15.84	2.25	0.77	70.32
192 horas	(0.16%)	(1.6%)	(0.6%)	(1.1%)	(1.2%)	(0.7%)	(2%)

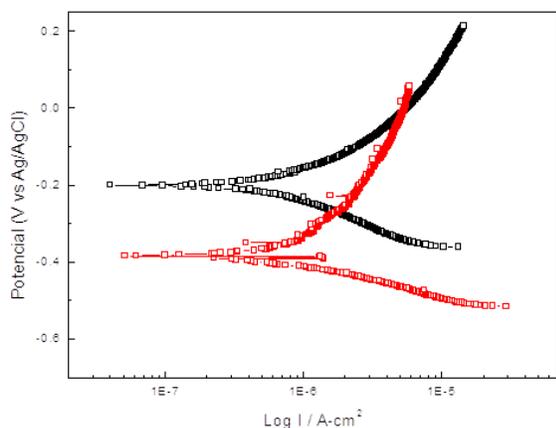


Fig. 4. Curvas de polarización de las aleaciones con y sin tratamiento térmico.

Además, en esta celda electroquímica existe también una resistencia eléctrica, asociada a la resistencia del electrolito (R_s), que igualmente se hará manifiesta en impedancia total del sistema, esta resistencia corresponde al valor que contiene la solución de Hanks. El acople $CPE_1 - R_1$, predomina en las frecuencias altas, puede ser originado por la película pasiva, mientras que el acople $CPE_2 - R_2$, controla las bajas frecuencias y se caracteriza las propiedades de la interfase aleación / solución.

En la Fig. 4, se exponen las curvas de polarización, en la región anódica se observa las curvas con potenciales de 250 mV con referencia al potencial

Tabla 4. Parámetros de las diferentes aleaciones con y sin tratamiento térmico y el acero 316 LVM, hallados con las curvas de polarización.

	FeMnAl	316 LVM
Pendiente Anódica (V/década)	188.74×10^{-3}	128.02×10^{-3}
Pendiente Catódica (V/década)	-154.35×10^{-3}	-131.91×10^{-3}
Corriente de Corrosión (μA)	0.836	0.481
Potencial de corrosión (mV)	-316.0	-202
Velocidad de corrosión (mpy)	0.802	0.458

de corrosión con el propósito de estudiar su carácter anódico, las dos aleaciones estudiadas generan una corrosión moderada debido a que la densidad de corriente de corrosión no aumenta en función del potencial.

En la Tabla 4, se observan los parámetros calculados a partir de las curvas de polarización en el rango de los ± 250 mV, se observa que las aleaciones tiene diferentes potenciales de reducción, siendo más noble el material 316LVM y un potencial de corrosión más activo para la aleación FeMnAl, además se obtiene, que los valores de velocidad y corriente de corrosión para la aleación FeMnAl tiene

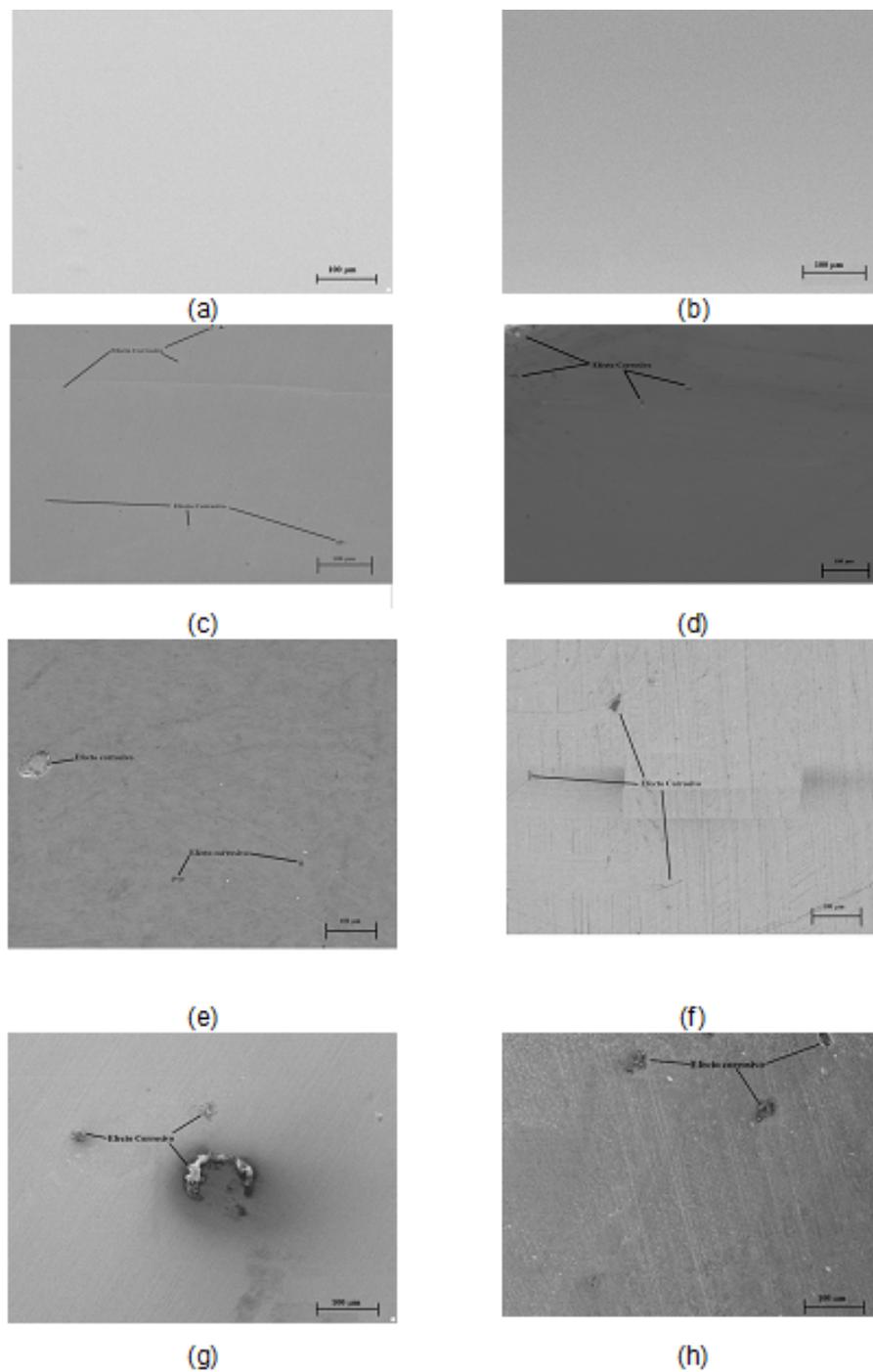


Fig. 5. Micrografías de MEB para muestras con y sin degradación a) Acero inoxidable 316LVM, sin exposición; b) Aleación ferromagnética, sin exposición; c) Acero inoxidable 316LVM, con exposición a 24 horas y d) Aleación ferromagnética, con exposición 24 horas e) Acero inoxidable 316LVM, con exposición a 48 horas y f) Aleación ferromagnética, con exposición 48 horas e) Acero inoxidable 316LVM, con exposición a 192 horas f) Aleación ferromagnética, con exposición 192 horas.

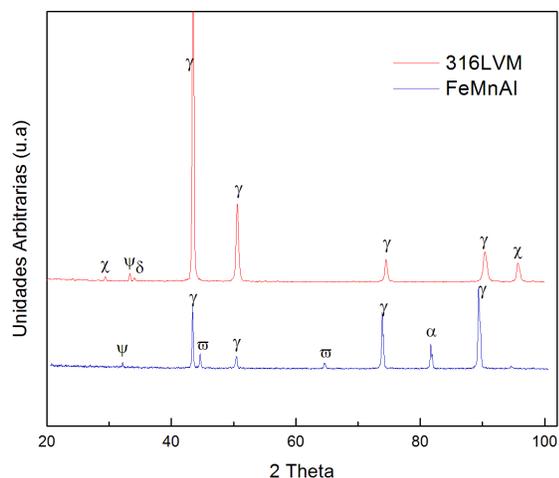


Fig. 6. Difractogramas de las muestras de las aleaciones Fermanal y acero inoxidable 316LVM. γ =austenita; α = ferrita; χ = Cr_2O_3 ; δ = Fe_2SiO_4 ; ψ = Fe_2O_3 ; ω = Mn_2O_3 .

un comportamiento similar que la aleación 316 LVM, generando parámetros de corrosión con mínimos valores para ambos casos.

3.2 Evaluación microestructural

En las micrografías (obtenidas a 500X) presentadas en las Figs. 5a y 5b, se observan características superficiales de los aceros fermanal y del acero inoxidable AISI 316LVM a las 0 horas de evaluación. En ambas superficies no hay formas de corrosión, ya que no se ha sometido a los ensayos de degradación en contacto con la solución de Hanks. En las Figs. 5c, 5d, 5e, 5f, 5g y 5h, se obtiene que parte de las aleaciones han sido deterioradas debido al contacto con los fluidos corporales (simulados) los cuales inducen una influencia sobre el material provocando un cambio en sus características (despasivación), principalmente debido a procesos de corrosión y degradación. Para el caso del acero inoxidable AISI 316LVM y la aleación FeMnAl, las superficies desgastadas por el efecto corrosivo son muy similares entre sí, el efecto de degradación va en aumento en función del tiempo de evaluación.

3.3 Identificación de productos de corrosión

La Fig. 6 muestra los productos de corrosión del acero inoxidable 316LVM. Se observan algunos

picos característicos de los productos de corrosión que generalmente se pueden encontrar sobre la superficie de este material como lo son el óxido de cromo, óxido de hierro y espinela de hierro-silicio, estas interpretaciones son basadas en bases de datos ICCD con formatos PDF2. Dado que el acero inoxidable presenta dos características importantes desde el punto de vista de la resistencia a la corrosión, como lo son la capacidad de pasivación y la estabilidad termodinámica. Para el caso del acero fermanal presenta picos característicos de los óxidos convencionales de los principales productos de corrosión, como lo son la hematita (Fe_2O_3), y óxido de manganeso (Mn_2O_3), estos compuestos sobre la superficie del material son los responsables de las pérdidas por disolución de la capa pasivante.

Conclusiones

El acero Fermanal presenta elevada resistencia a la corrosión, ya que se ha encontrado la forma de mejorar su comportamiento en una solución que simula los fluidos corporales los cuales inducen una influencia sobre el material provocando un cambio en sus características, esto se hizo aplicando adecuadamente un tratamiento térmico el cual disminuye la dureza de la aleación y proporciona una capa accesible, la cual mejora su resistencia a la corrosión luego de estar en contacto con la solución de Hanks. El desgaste electroquímico que se observa mediante MEB permite encontrar una degradación similar para la aleación FeMnAl y el acero 316LVM. Con respecto a los productos de corrosión hallados mediante DRX, se puede afirmar que en para el Fermanal, el óxido de manganeso es el encargado de mejorar el desempeño frente a la corrosión; este mismo efecto es el que brinda el óxido de cromo en la aleación 316LVM. Por lo tanto se puede afirmar que los resultados obtenidos sobre los aceros Fermanal en lo concerniente a la resistencia a la corrosión en un medio fisiológico, son adecuados y generan posibilidades de aplicaciones potenciales como sustituta de la aleación de los aceros inoxidables del tipo AISI 316LVM usados como biomateriales. Adicionalmente el efecto de los tratamientos térmicos en los cambios microestructurales de la aleación, generan una mejora de las propiedades electroquímicas.

Agradecimientos

El primer autor agradece el apoyo a la dirección de investigaciones de la Universidad Militar Nueva Granada, por el apoyo para la ejecución del presente estudio.

Referencias

- Aperador W., Vargas A., Betancur J. (2012). Evaluation of passivation of the austenitic FeMnAl alloy. *Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales* 32, 236-243.
- Aperador W., Bautista Ruíz J. H., Pardo Cuervo O. (2012). Comportamiento electroquímico de las películas delgadas de CrN/Cr obtenidas variando el potencial BIAS. *Revista Mexicana de Ingeniería Química* 11, 145-154.
- Bialoń J., Dudek D., Kobylańska-Szkaradek K., Zastawny A. (1983). The influence of nuclear radiation on some physical properties of fermanalsteel. *Materials Science and Engineering* 59, 217-222.
- Bonfield W. (1981). Mechanical properties of bone. *Biomaterials* 2, 251-252.
- Bordji K., Jouzeau J.Y., Mainard D., Payan E., Netter P., Rie K.T., Stucky T., Hage-Ali M. (1996). Cytocompatibility of Ti-6Al-4V and Ti-5Al-2.5Fe alloys according to three surface treatments, using human fibroblasts and osteoblasts. *Biomaterials* 17, 929-940.
- Bou-Saleh Z., Shahryari A., Omanovic S. (2007). Enhancement of corrosion resistance of a biomedical grade 316LVM stainless steel by potentiodynamic cyclic polarization. *Thin Solid Films* 515, 4727-4737.
- Brune D., Hultquist G. (1985). Corrosion of a stainless steel with low nickel content under static conditions. *Biomaterials* 6, 265-268.
- Cook S.D., Tomas K.A., Harding A.F., Collings A. (1986). The in vivo performance of 250 internal fixation devices; a fellow up study. *Biomaterials* 8, 177-184.
- Geetha M., Singh A.K., Asokamani R., Gogia A.K. (2009). Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - A review. *Progress in Materials Science* 54, 397-425.
- Langer R., Cima L. G., Tamada J. A., Wintermantel E. (1990). Future directions in biomaterials. *Biomaterials* 11, 738-745.
- Lins V. F., Freitas M. A., Paula e Silva E. M. (2005). Corrosion resistance study of Fe-Mn-Al-C alloys using immersion and potentiostatic tests. *Applied Surface Science* 250, 124-134.
- Pérez-Alcázar G.A. (2004). Propiedades estructurales y magnéticas de aceros Fe-Mn-Al, "fermanal". *Revista de la Academia Colombiana de Ciencias* 28, 265-274.
- Pourbaix M. (1984). Electrochemical corrosion of metallic biomaterials. *Biomaterials* 5, 122-134.
- Sabine B., Fung Ang S., Schneider G. A. (2010). On the mechanical properties of hierarchically structured biological materials. *Biomaterials* 31, 6378-6385.
- Samuel S., Nag S., Scharf T. W., Banerjee R. (2008). Wear resistance of laser-deposited boride reinforced Ti-Nb-Zr-Ta alloy composites for orthopedic implants. *Materials Science and Engineering: C* 28, 414-420.
- Shahryari A., Omanovic S., Szpunar J. A. (2008). Electrochemical formation of highly pitting resistant passive films on a biomedical grade 316LVM stainless steel surface. *Materials Science and Engineering: C* 28, 94-106.
- Shih-Hang C., Bor-Yann C., Yung-Chih L. (2012). Toxicity assessment of three-component Fe-Cr-Ni biomedical materials using an augmented simplex design. *Materials Science and Engineering: C* 32, 1893-1896.
- Tapash R., Rautray R., Kyo-Han K. (2011). Ion implantation of titanium based biomaterials. *Progress in Materials Science* 56, 1137-1177.
- Tjong S.C. (1990). Electron microscope observations of phase decompositions in an austenitic Fe-8.7Al-29.7Mn-1.04C alloy. *Materials Characterization* 24, 275-292.
- Wang C.J., Chang Y.C. (2005). NaCl-induced hot corrosion of Fe-Mn-Al-C alloys. *Materials Chemistry and Physics* 76, 151-161.
- Zhang Y.S., Lu X., Tian X., Qin Z. (2002). Compositional dependence of the transition, structural stability, magnetic properties and electrical resistivity in Fe-Mn-Al-Cr-Si alloys. *Materials Science and Engineering* 334, 19-27.