

BIOMATERIALES BASADOS EN LA ALEACIÓN Fe-Al-Mn

W. Aperador^{(1)(2)*}, A. Vargas-Uscategui⁽²⁾, J. D. Betancur-Ríos⁽³⁾, E. Vera⁽⁴⁾, Chaur – Jeng Wang⁽⁵⁾

(1) Departamento Ingeniería Mecatrónica, Universidad Militar Nueva Granada. Santa Fé de Bogotá, COLOMBIA.

(2) Departamento Ingeniería Mecánica, Escuela Colombiana de Ingeniería-Julio Garavito. Santa Fé de Bogotá, COLOMBIA.

(3) Programa Doctorado en Ciencias de la Ingeniería, Mención Ciencia de los Materiales. Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas, Universidad del Chile. Santiago, CHILE.

(4) Corporación para la Investigación de la Corrosión, CIC. Piedecuesta, Santander. COLOMBIA.

(5) Escuela de Ingeniería Metalúrgica, Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia. Tunja, COLOMBIA.

(6) Department of Mechanical Engineering, National Taiwan University of Science and Technology.

E-mail: g.ing.materiales@gmail.com

RESUMEN

En este artículo se presenta el estudio de la aleación Fe-Mn-Al respecto a su posible utilización como biomaterial. Para ello, tres (3) muestras de dicho sistema se sometieron a diferentes tratamiento térmicos, con el objetivo de determinar su efecto en las propiedades de la resistencia frente la corrosión, estudiando los cambios microestructurales inducidos en la aleación por el tratamiento. El comportamiento electroquímico fue evaluado mediante las técnicas de espectroscopia de impedancia electroquímica y curvas de polarización de Tafel, en una solución Ringer (disolución que simula el fluido orgánico dentro del cuerpo humano). Se encontró que el tratamiento térmico mejora las propiedades electroquímicas de la aleación 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 inoxidable del tipo AISI 316LVM.

Tópico 2: Metalurgia Extractiva

Palabras clave: *Biomateriales; FeMnAl; Corrosión, tratamiento térmico..*

1. INTRODUCCIÓN

El campo de los biomateriales ha experimentado un gran avance en los últimos años. Una motivación importante para ello ha sido el aumento considerable de la esperanza 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.

Los metales son usados como biomateriales debido a su excelente conductividad térmica y eléctrica y a sus propiedades mecánicas. Pueden estar en forma pura o aleada y en distintas fases, como resultado de procesos de tratamientos térmicos o de recubrimientos. 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. 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[1-3].

Actualmente, se está propiciando el desarrollo de nuevas aleaciones que no contengan en su composición vanadio pero si 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. El acero inoxidable AISI 316LVM es utilizado para aplicaciones médicas por estar fundido bajo vacío, lo cual genera un alto grado de pureza, la cual es requerida para las prótesis quirúrgicas. Ofrece una excelente resistencia a tejidos y fluidos fisiológicos, a la corrosión intergranular y a la corrosión en general. 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.

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 [4-5].

La biocompatibilidad de un material comprende todas las reacciones y efectos que tienen lugar entre el implante y el cuerpo humano. La fase inicial del contacto está asociada con la interacción con un fluido, ya sea sangre, saliva o fluidos extracelulares, produciéndose una adsorción de macromoléculas desde el fluido hacia la superficie del implante. En este proceso, normalmente intervienen proteínas, la adsorción de las cuales juega un papel crucial en el mecanismo de biocompatibilidad, dado que está ligada con las interacciones directas que se producen en la interfase. Por una parte, el cuerpo humano ejerce una influencia sobre el material provocando un cambio en sus características, principalmente debido a procesos de corrosión y degradación, y por otra, la presencia del material provoca cambios en los tejidos circundantes a través de procesos de inflamación [3][6-7].

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 [1-3].

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. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

2.1 Preparación de las muestras

Se prepararon tres (3) aleaciones Fermanal a partir de materiales de alta pureza, mediante fundición (melted) en un horno de inducción en atmósfera de Argón. Se forjaron lingotes a 1100 °C, los cuales fueron homogenizados a la misma temperatura durante once (11) horas. Finalmente, se laminaron hasta un espesor entre 2.5 y 3 mm. La composición de las muestras se presentan en la Tabla 1. Las probetas utilizadas para los ensayos tienen un diámetro de 14 mm y un espesor de 2.5 mm.

Tabla 1. Composición química nominal (% en peso) de los aceros rotulados como F1, F2 y F3.

<i>Elemento</i>	<i>F1</i>	<i>F2</i>	<i>F3</i>
Al	6,3	5,2	8,5
Mn	22,6	28,0	30,0
C	0,68	0,95	1,00
Cr	3,1	5,1	3,2
Si	--	2,8	--
Mo	--	--	1,1
Fe	Balance	Balance	Balance

Posteriormente, las aleaciones Fermanal fueron sometidas a un ciclo de tratamiento térmico en atmosfera protectora de Argón. El tratamiento térmico de solución se realizó a 1100°C por dos horas, templando en agua fría con el objetivo de obtener una estructura completamente austenítica. Posteriormente, se realizó un tratamiento de envejecimiento convencional a 550°C por 16 horas, el cuál proporciona el pico más alto de propiedades mecánicas [8-9]. La dureza de los especímenes F1, F2 y F3 fue HV_{0,1} 188, HV_{0,1} 469 y HV_{0,1} 354, respectivamente.

2.2 Evaluación de la Resistencia frente a la Corrosión

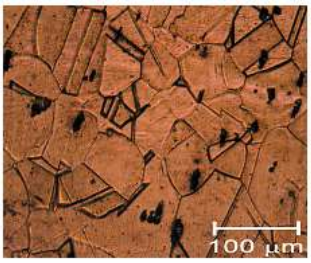

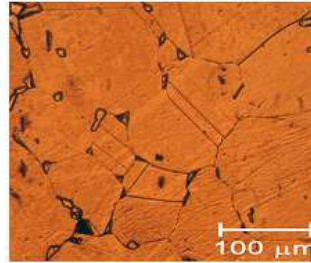
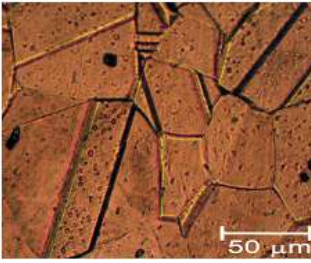
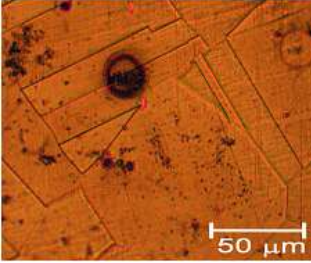
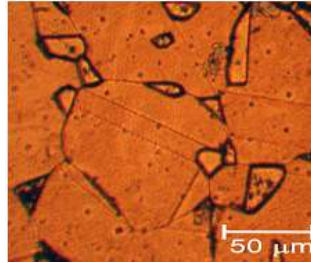
Para la evaluación de la resistencia frente a la corrosión en condiciones estáticas, se utilizó un potenciostato – galvanostato Gamry, modelo PCI-4. Las muestras se analizaron a través de las técnicas de espectroscopia de impedancia electroquímica (EIS) y curvas de polarización Tafel. Se colocaron las probetas bajo inmersión en solución Ringer (en g/l): NaCl 6,0; KCl 0,4; CaCl₂.2H₂O 0,2 y lactato de sodio 3,05, a temperatura ambiente, empleando una celda compuesta por un contraelectrodo de platino, un electrodo de referencia de Ag/AgCl. Como electrodo de trabajo se utilizó el acero AISI 1045 con y sin recubrimiento, en forma de multicapas. 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. Los diagramas de Tafel se obtuvieron a una velocidad de barrido de 0,5 mV/s en un rango de voltajes de -0,25V a 1V empleando un área expuesta de 1 cm².

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Microestructura de las aleaciones analizadas

En las micrografías mostradas en la Figura 1 se observa la evolución microestructural de cada una de las aleaciones Fermanal sometidas al ciclo de tratamiento térmico, siendo posible diferenciar la ruta microestructural del material, de acuerdo con el estado metalúrgico inicial. Para la aleación F1, inicialmente se observa una estructura austenítica de baja dureza, lo que implica que esta aleación no fue sometida al proceso termomecánico de obtención, en contraste con las aleaciones F2 y F3. En estas últimas, la microestructura no revela bordes de granos, mostrando una estructura martensítica, obtenida por deformación en frío, con una dispersión de ferrita secundaria, lo que le otorga a estos materiales la alta dureza que presentan. Al someter las aleaciones al tratamiento térmico de solución, se observa que en las aleaciones F2 y F3 se precipita una fase secundaria con borde de grano austenítico, asociada a ferrita secundaria, mientras que la aleación F1 presenta una estructura ciento por ciento austenítica, en el rango visible por la técnica Microscopia óptica (MO).

Al finalizar el ciclo de tratamiento térmico, se observa que la aleación F1 presenta una estructura con menor dureza a las microestructuras anteriores, producto del alivio de tensiones generado por el tratamiento termico, constituida por un grano poligonal equiaxial de austenita, con una precipitación de segunda fase en borde de grano. En el caso del acero F2, se observa que el material presenta una estructura ciento por ciento austenítica en el rango visible a través de la técnica MO; se observa además que la estructura resultante es de mayor dureza a la mostrada en el tratamiento térmico de solución, lo cuál puede ser efecto de la formación de precipitados de tamaño muy fino y coherentes con la matriz. De igual forma, a pesar de que algunas aleaciones del sistema Fe-Mn-Si-Cr pueden presentar efecto de memoria de forma, no se evidenció la transformación martensítica inducida térmicamente. Por otra parte, se considera al Si como un elemento benéfico en el endurecimiento por solución sólida y para la resistencia a la corrosión húmeda. Finalmente, en el caso del acero F3, se observa que la microestructura se encuentra constituida por las mismas formaciones observadas tras el tratamiento térmico de solución, no obstante, se presenta una disminución de la dureza como efecto de la disminución de tensiones en el material.

Aleación	Laminada	Solución	Envejecida
F1			
	201 HV 0,1	220 HV 0,1	188 HV 0,1
F2			
	1498 HV 0,1	392 HV 0,1	469 HV 0,1

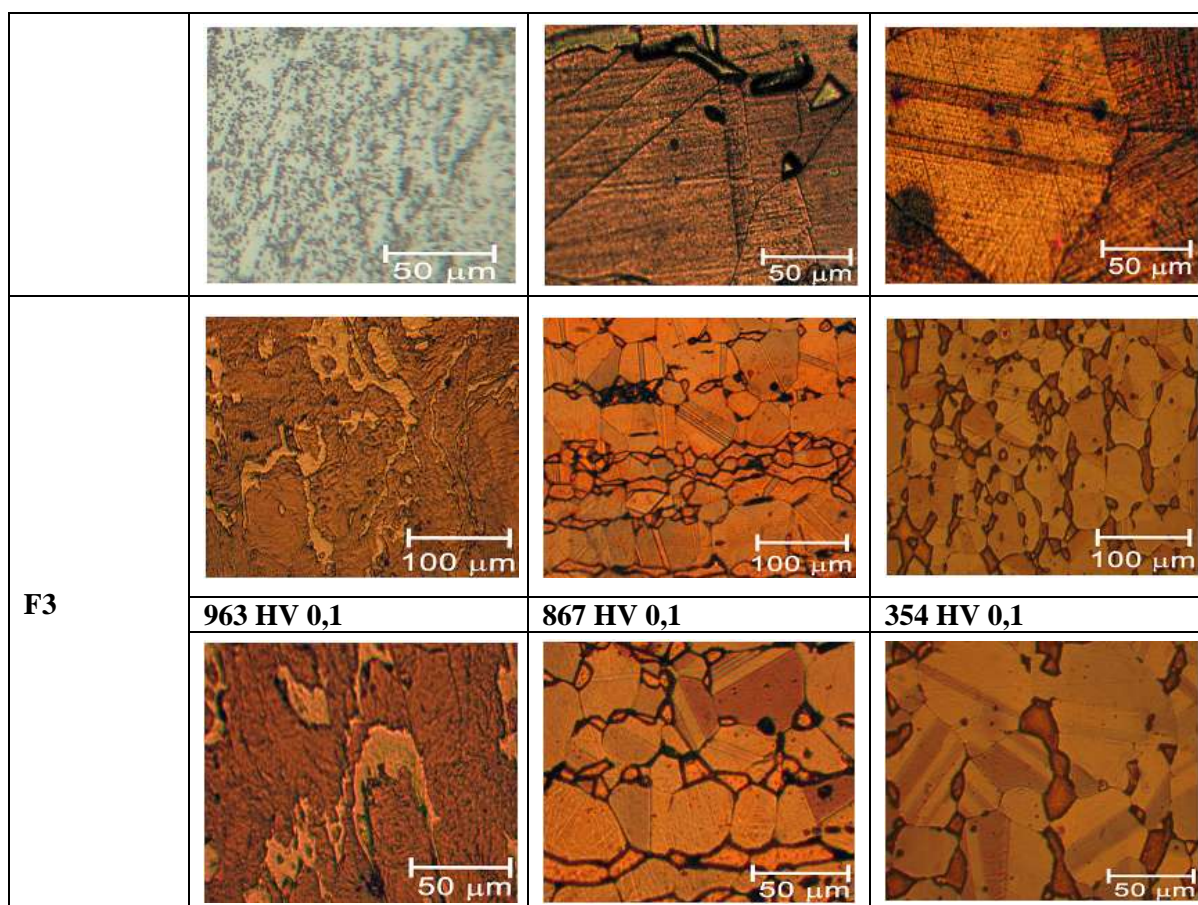


Figura 1. Micrografías ópticas de las aleaciones a) F1, b) F2 y c) F3. Ataque con Agua Regia (1 HCl : 3 HNO₃).

3.2 Evaluación electroquímica

En la Figura 2, se muestran los diagramas de Nyquist correspondientes al acero 316 LVM y las aleaciones de Fermanal, se observa que el mejor comportamiento electroquímico es el generado por el acero inoxidable 316 LVM, esto se debe al contenido de Níquel 13.0–15.0% en peso y Cromo 17.0-19.0% en peso, presente en el material generando una capa pasiva, con referencia a las aleaciones de Fermanal se obtiene que en la aleación F1, el comportamiento es similar para la probeta con y sin tratamiento térmico mostrando un similitud con lo obtenido con la dureza al final del tratamiento térmico. En la aleación F2 se genera un aumento en las propiedades electroquímicas del sistema debido al tratamiento térmico, esto se relaciona con la microestructura obtenida por el reordenamiento atómico generando una estructura más compacta. La aleación F3 genera una leve mejora debido a que a diferencia de las otras dos aleaciones (F1 y F2), esta presenta un buen comportamiento electroquímico antes del tratamiento térmico similar al obtenido con la F2 con tratamiento térmico, esto se debe al mayor contenido del Aluminio y Manganeso, además a la presencia de Molibdeno.

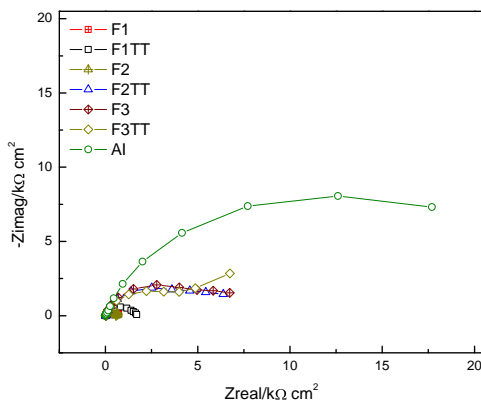


Figura 2. Curvas de espectroscopia de impedancias electroquímica de las aleaciones ferromanganeso con y sin tratamiento térmico y el acero 316 LVM.

En la figura 3, se muestran las curvas de polarización, en la región anódica se observa las curvas con potenciales de 1200 mV con referencia al potencial de corrosión con el propósito de estudiar su carácter anódico, la única probeta que genera pasivación es el acero 316 LVM, las demás aleaciones con y sin tratamiento térmico muestran una disolución general durante 300 mV, posteriormente se observa una corrosión moderada debido a que la densidad de corriente de corrosión no aumenta en función del potencial.

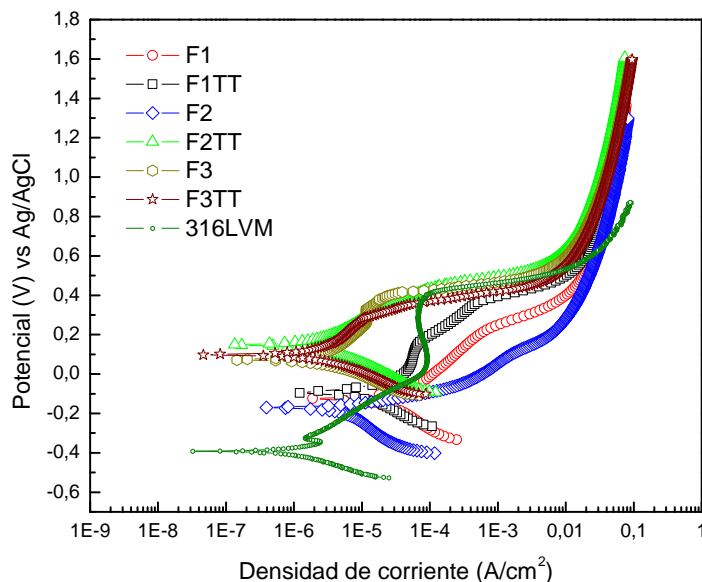


Figura 3. Curvas de polarización de las aleaciones con y sin tratamiento térmico.

En la Tabla 2, se observan los parámetros calculados a partir de las curvas de polarización en el rango de los ± 250 mV, se observa que las aleaciones tratadas térmicamente generan potenciales de reducción, además se obtiene, que los valores de velocidad de corrosión disminuyen con el proceso de tratamiento térmico, al comparar las aleaciones del sistema ferromanganeso se obtiene el mismo

comportamiento obtenido con la técnica EIS, debido a que el mejor sistema es F3, seguido de F2 y F1, sin embargo con la técnica de curvas de polarización se puede observar que la aleación F3TT tiene un comportamiento similar que la aleación 316 LVM, generando parámetros de corrosión equivalente.

Tabla 2. Parámetros de las diferentes aleaciones con y sin tratamiento térmico y el acero 316 LVM, hallados con las curvas de polarización.

	F1	F1TT	F2	F2TT	F3	F3TT	316 LVM
Pendiente Anódica (V/década)	465,5e-3	264,7e-3	56,70e-3	237,2e-3	771,6e-3	264,2e-3	577,0e-3
Pendiente Catódica (V/década)	1,419	352,3e-3	270,3e-3	172,3e-3	201,2e-3	129,3e-3	154,8e-3
Corriente de Corrosión (μ A)	111,0	22,50	5,470	3,210	6,150	2,510	2,150
Potencial de corrosión (mV)	-128,0	-92,90	-171,0	148,0	73,50	98,30	-392,0
Velocidad de Corrosión (mpy)	50,36	10,21	2,482	1,458	2,795	1,139	981,5e-3

4. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos sobre los aceros Fermanal en lo concerniente a las propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión en un medio fisiológico, se observa que son adecuados y generan posibilidades de aplicaciones potenciales como sustituta de la aleación de los aceros inoxidable 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.

REFERENCIAS

1. S.D. Cook, Tomas, K.A., Harding, A.F. Collings, The in vivo performance of 250 internal fixation devices; a fellow up study. *Biomaterials*, Vol. 8 (2003), p. 177-184.
2. M. Marek, Corrosion of dental materials, *Encyclopedia of Medical and dental materials*, D.F Williams, Ed. Pergamon, Oxford, 1990 p. 121-126.
3. A.C . Fraker, and C.D. Friffith, Corrosion and degradation of implant materials. ASTM S.T.P. No. 859, American Society for testing and materials, Philadelphia.
4. G. A. Pérez Alcázar. "Propiedades Estructurales Y Magnéticas De Aceros Fe-Mn-Al, "Fermanal". *Rev. Acad. Colomb. Cienc.* Vol. 28(2004), p. 265-274.
5. Y.S. Zhang, X. Lu, X. Tian, Z. Qin, "Compositional dependence of the Néel transition, structural stability, magnetic properties and electrical resistivity in Fe-Mn-Al-Cr-Si alloys" *Materials Science and Engineering A*, Vol. 334, (2002), p. 19-27

6. Y.S. ZHANG , X.M. ZHU, S.H. ZHONG. “Effect Of Alloying Elements On The Electrochemical Polarization Behavior And Passive Film Of Fe–Mn Base Alloys In Various Aqueous Solutions”. Corrosion Science. Vol. 46 (2004), p. 853-876.
7. J. D. Betancur-Ríos, J. A. Tabares, G. A. Pérez Alcázar and V. F. Rodríguez, Hyperfine Interact 175 (2007), p. 63-67.
8. J. D. Betancur-Rios, K. Nomura, C. J. Wang, G. A. Pérez Alcazar and J. A. Tabares, Hyperfine Interact 187 (2008), p. 43-49.
9. Fe-Mn-Al-C Alloys And Their Treatment. World Intellectual Property Organization. Patent: WO 90/00630, (1990).