



Revista EIA, ISSN 1794-1237 /
e-ISSN 2463-0950
Año XVII/ Volumen 17/ Edición N.34
Julio-Diciembre de 2020
Reia34007 pág 1-11

Publicación científica semestral
Universidad EIA, Envigado, Colombia

**PARA CITAR ESTE ARTÍCULO /
TO REFERENCE THIS ARTICLE /**

Galeano-Osorio, D.S.; Vargas, S.;
Vélez, J.M. (2020). Comportamiento
electroquímico de los aceros 316L,
316L nitrurado y F1586 en fluido
corporal simulado. Revista EIA, 17(34),
Julio-Diciembre, Reia34007. [https://
doi.org/10.24050/reia.v17i34.1461](https://doi.org/10.24050/reia.v17i34.1461)

✉ *Autor de correspondencia:*

Galeano-Osorio, D.S. (Diana Shirley):
Virginia Commonwealth University,
Richmond, VA 23222, USA.. Teléfono:
+1-804-5395925. Correo electrónico:
galeanood@vcu.edu

Recibido: 13-07-2020

Aceptado: 17-08-2020

Disponible online: 18-08-2020

Comportamiento electroquímico de los aceros 316L, 316L nitrurado y F1586 en fluido corporal simulado

✉ DIANA SHIRLEY GALEANO OSORIO^{1,2}

SANTIAGO VARGAS GIRALDO^{2,3}

JUAN MANUEL VÉLEZ RESTREPO¹

¹ Facultad de Minas, Universidad Nacional de Colombia, Medellín, Colombia

² Department of Mechanical and Nuclear Engineering, Virginia Commonwealth University, USA

³ Ion Heat, Medellín, Colombia

Resumen

Los materiales metálicos se emplean con frecuencia en la fabricación de implantes biomédicos, siendo la corrosión un factor que determina el éxito del desempeño del implante en el organismo. Debido a esto, en la presente investigación se estudió el comportamiento electroquímico de los aceros 316L, 316L nitrurado y F1586 en fluido corporal simulado. A través de difracción de rayos X, fue posible deducir que las capas nitruradas estaban compuestas, además de la fase austenítica, de la fase S. De acuerdo a los resultados alcanzados mediante análisis electroquímicos, las capas pasivas de los aceros 316L nitrurado y F1586 fueron las más protectoras, en comparación al acero 316L sin nitrurar. Esto se debió a la alta estabilidad de la capa pasiva del acero nitrurado y a la posible formación de productos estables de corrosión en la superficie del acero F1586. En términos generales, el acero sometido a nitruración reveló la menor corrosión en el fluido corporal simulado.

Palabras Clave: Aceros austeníticos, Capa pasiva, Corrosión, Fluido corporal simulado, Nitruración plasma.

Electrochemical behavior of 316L, 316L nitrided and F1586 steels in simulated body fluid

Abstract

Metal materials are frequently used in the manufacture of biomedical implants, and corrosion is a critical factor that determines the success of the implant performance in

the body. Due to this, this research is focused on studying the electrochemical behavior of 316L, nitrided 316L, and F1586 steels in simulated body fluid. With X-ray diffraction, it was possible to deduce that the nitrided steel surface was composed, besides to austenitic phase, of S phase. According to the electrochemical results, the passive layer of the nitrided 316L and the F1586 steels were the most protective compared to 316L steel. It was due to the high stability of the nitrided steel's passive layer and the possible formation of stable corrosion products on the F1586 steel's surface. In general terms, nitrided 316L steel revealed the least corrosion in the simulated body fluid.

Keywords: Austenitic stainless steel, Passive layer, Corrosion, Simulated body fluid, Plasma nitriding.

1. Introducción

Entre las propiedades físicas y químicas que presentan los metales empleados para la fabricación de implantes biomédicos, la corrosión es un aspecto importante, en especial por su adaptación al medio corporal cuando éstos son implantados. Cuando un biomaterial metálico entra en contacto con el cuerpo humano, la corrosión ocurre espontáneamente, e influye en gran medida en la biocompatibilidad del implante. Entre los metales empleados para fines biomédicos el acero 316L tiene una posición importante; la American Society for Testing and Materials (ASTM) lo recomienda para la fabricación de implantes y la Food Drug Administration (FDA) lo ha aprobado para la fabricación de *stents* coronarios (Montaño-Machado *et al.*, 2019). Si bien este acero presenta una alta resistencia a la corrosión general, es susceptible a la corrosión por picadura (Guo, Kwok and Chan, 2019), (Laleh *et al.*, 2019), (Man *et al.*, 2019). La corrosión por picadura se manifiesta como pequeños huecos en áreas defectuosas de la capa pasiva, y es atribuida a la interacción con iones agresivos, como Cl⁻, presentes en el medio (Ziegenhagen *et al.*, 2019). En términos generales, estos huecos no son visibles a simple vista y son altamente peligrosos puesto que conllevan a la corrosión bajo tensión, lo que conduce a la falla catastrófica del implante biomédico (Eliaz, 2019), (Sivakumar and Rajeswari, 1995). Por otro lado, con la corrosión se liberan iones metálicos que son transportados y acumulados en diferentes tejidos corporales. Dosis elevadas de estos iones, especialmente níquel, pueden desencadenar efectos tóxicos y carcinógenos en las células (Ziegenhagen *et al.*, 2019) (Yang and Ren, 2010). Debido a los efectos adversos que trae consigo la corrosión en el cuerpo humano, variados esfuerzos se están orientando a la fabricación de otras aleaciones e implementación de procesos industriales que permitan mejorar la resistencia a la corrosión del acero 316L.

Diversas investigaciones han mostrado que la incorporación de nitrógeno (N) en la estructura austenítica del acero 316L mejora su resistencia a la corrosión por picadura (López, Alonso Falleiros and Paulo Tschiptschin, 2011) (Kamachi Mudali *et al.*, 2002). Esta incorporación puede ser en todo el volumen del acero, dando como resultado los aceros austeníticos con alto contenido en nitrógeno (HNAS-High Nitrogen Austenitic Steels), en los cuales se reemplaza parcial o totalmente el níquel (Ni) por el N. Los aceros HNAS presentan alta resistencia a la corrosión por picadura (Li *et al.*, 2019) (Wang *et al.*, 2018), y existen diversos tipos de estos aceros que son empleados para la fabricación de implantes (ASTM UNS S29225, 2017) (ASTM UNS S20910, 2018) (ASTM UNS S29108, 2012), estando entre ellos el acero ASTM F1586 (ASTM UNS S31675, 2013).

Por otro lado, mediante procesos térmicos, como la nitruración plasma, es posible la incorporación de nitrógeno sólo en la superficie del acero 316L. La nitruración por plasma es un proceso difusional, donde las especies de nitrógeno son obtenidas desde un gas ionizado (en este caso gas de nitrógeno) en estado plasma, y luego difundidas en la superficie del acero (E. J. Mittemeijer, 2013). Numerosos estudios han puntualizado que temperaturas inferiores a 450°C (rango 230°C-450°C) son las

adecuadas para la nitruración de aceros austeníticos, como el acero 316L. Este rango de temperaturas favorece la formación de una nueva fase cristalográfica conocida como fase S o austenita expandida (Menthe and Rie, 1999) (Borgioli *et al.*, 2005). Esta fase ha demostrado tener excelentes propiedades mecánicas y tribológicas, mejorando también la biocompatibilidad y la resistencia a la corrosión por picadura del acero 316L (Biehler, Hoche and Oechsner, 2017) (De Las Heras *et al.*, 2017) (Braz *et al.*, 2019) (Galeano-Osorio *et al.*, 2019).

Si bien los estudios han demostrado que el acero F1586 y el acero 316L nitrurado exhiben una óptima resistencia a la corrosión por picaduras, son pocas las investigaciones que reportan resultados comparativos entre estos materiales, que ayuden a entender la cinética de corrosión y la naturaleza de la capa pasiva en un medio corporal simulado. Por lo tanto, investigar las capas pasivas de los aceros F1586 y el acero 316L nitrurado en fluido corporal simulado (SBF-Simulated Body Fluid) ayudará aproximarnos a un criterio de selección (resistencia a la corrosión) entre ambos aceros para propósitos biocompatibles. El uso de un reactor de nitruración industrial, y de fabricación nacional, no sólo permitirá la implementación directa de ese proceso a escala industrial para la modificación del acero 316L, sino que también ayudará a dar pasos importantes en un campo de particular interés para el país, como lo es la ingeniería de superficies para fines biocompatibles. El objetivo de esta investigación es estudiar el comportamiento electroquímico (corrosión y comportamiento de la capa pasiva) de los aceros 316L, 316L nitrurado y F1586 en fluido corporal simulado (SBF-Simulated Body Fluid), para establecer el uso conveniente de estos materiales en aplicaciones biomédicas.

2. Materiales y métodos

2.1 Aceros 316L y F1586

Se usaron muestras de acero inoxidable 316L de 5 mm de espesor y 13 mm de diámetro. El acero inoxidable F1586 fue adquirido a través de la empresa L. Klein SA y se emplearon muestras de 5 mm de espesor y 20 mm de diámetro. La composición química de ambos aceros se observa en la **Tabla 1**. Las muestras fueron pulidas con papel abrasivo de carburo de silicio siguiendo la granulometría de 220, 320, 400, 600, 1000 y 1200, para luego continuar con acabado fino en suspensión de diamante de 1 μm de granulometría. Posteriormente, se limpiaron con alcohol isopropílico en cuba ultrasónica.

TABLA 1. COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LOS ACEROS USADOS EN LA INVESTIGACIÓN

Elemento	Acero 316L (%wt)	Acero F1586 (%wt)
C	0,019	0,034
Si	0,475	0,330
Mn	0,819	3,920
S	0,029	0,001
P	0,042	0,022
Ni	9,863	10,200
Cr	19,890	21,130
Mo	1,977	2,170
Al	0,016	NA
Cu	0,440	NA
V	0,061	NA
N	NA	0,450
Nb	NA	0,320
Fe	Balance	Balance

2.2 Nitruración por plasma del acero 316L

El proceso de nitruración por plasma se realizó en el horno *Nitreos Tandem System*, el cual fue diseñado y fabricado por la compañía Tratar, y que se encuentra en sus instalaciones en la ciudad de Medellín. El esquema del diseño y su funcionamiento se encuentra en (Galeano-Osorio *et al.*, 2019).

Para este estudio se realizó un proceso de nitruración, cuyos parámetros se observan en la **Tabla 2**. Previo a esto y dentro del mismo horno, se realizó un proceso de *sputtering* usando una mezcla de gases 30% Ar y 70% H₂ con el objetivo de remover la capa de óxido y permitir así la difusión de nitrógeno.

TABLA 2. PARÁMETROS DEL PROCESO DE NITRURACIÓN

Condición	Parámetro
Tiempo de nitruración (horas)	2
Temperatura de trabajo (°C)	400
Voltaje (Voltios)	600
Vacío base (Pascales)	2,7
Presión del proceso (Pascales)	400
Gases (H ₂ /N ₂)	75%/25%

Pasado el tiempo de nitruración, las muestras fueron enfriadas a temperatura ambiente en una atmósfera de 100% N₂.

2.3 Electrolito de trabajo

El electrolito usado fue fluido corporal simulado, SBF, el cual tiene una carga iónica similar al del plasma sanguíneo, y fue preparado de acuerdo al protocolo de Kokubo y Takadama (Kokubo and Takadama, 2006). Para ello, los siguientes reactivos de grado analítico se disolvieron en 1L de agua destilada: NaCl 8,035 g; NaHCO₃ 0,355 g; KCl 0,225 g; K₂HPO₄·3H₂O 0,231 g; MgCl₂·6H₂O 0,311 g; 1,0 M HCl 39 mL; CaCl₂ 0,292 g; NaSO₄ 0,072 g; Tris 6,118 g; 1,0 M HCl 0–5 mL, pH = 7,4 a 37°C.

2.4 Caracterización de los aceros 316L, 316L nitrurado y F1586

Algunas muestras de acero 316L nitrurado fueron cortadas transversalmente y se incluyeron en resina fenólica, para luego ser preparadas usando técnicas metalográficas y revelar así la capa nitrurada. Para la revelación de dicha capa se usó gliceregía (15ml HCl, 10ml glicerol, 5ml HNO₃) y se visualizó mediante microscopía electrónica de barrido (*SEM-Scanning Electron Microscopy*) en un equipo JEOL JSM-5910-LV.

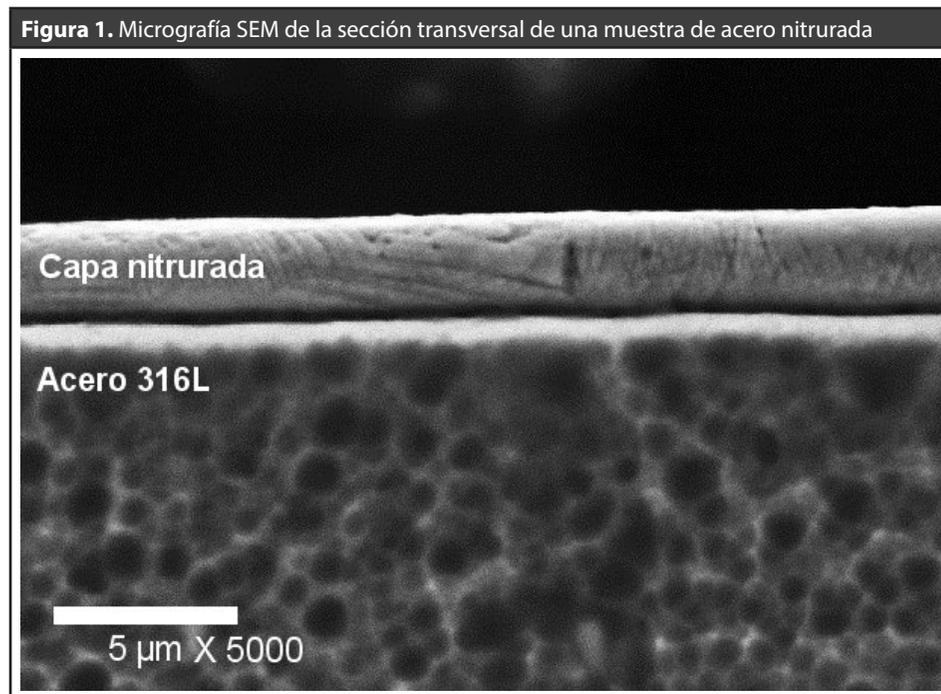
Se empleó la técnica de difracción de rayos X (DRX) para el estudio de las fases cristalográficas presentes en los aceros sometidos a investigación. Los difractogramas se obtuvieron de un equipo Panalytical Xpert Pro, con radiación Cu ($\lambda = 1,5406 \text{ \AA}$).

Para evaluar el comportamiento electroquímico de los aceros se analizaron curvas de polarización potenciodinámicas y de Espectroscopía de Impedancia Electroquímica (EIS). Las curvas fueron obtenidas a temperatura ambiente usando un Potenciostato/Galvanostato GAMRY 600. Para esto se empleó una celda plana de vidrio con un electrodo saturado de calomel (SCE) como electrodo de referencia, y una barra de grafito como contra electrodo. Las curvas de polarización potenciodinámica se llevaron a cabo a 0,1mV/s en un rango de potencial de -0,6V a +1,5V (vs OCP). Las curvas EIS se realizaron en el rango de frecuencias 10⁻² - 10⁵ Hz con amplitud de

onda sinusoidal de 10mV. Los experimentos se realizaron tres veces para propósitos de reproducibilidad.

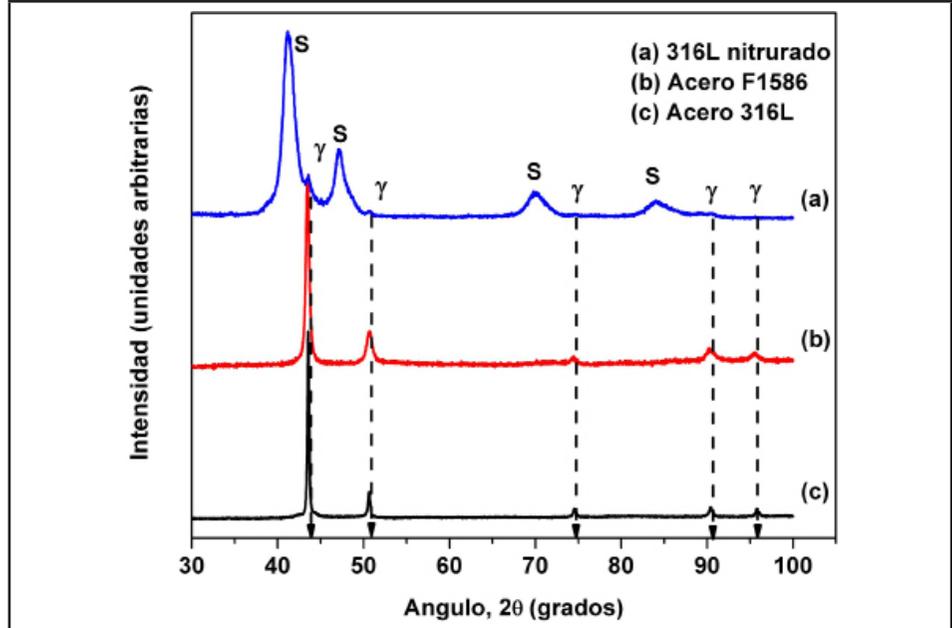
3. Resultados y discusión

En la **Figura 1** se muestra una de las micrografías SEM obtenidas en las secciones transversales de los aceros 316L nitrurados. Se observó que la nitruración por 2 horas a 400°C generó una capa con frente de crecimiento homogéneo con espesor promedio de 3µm.



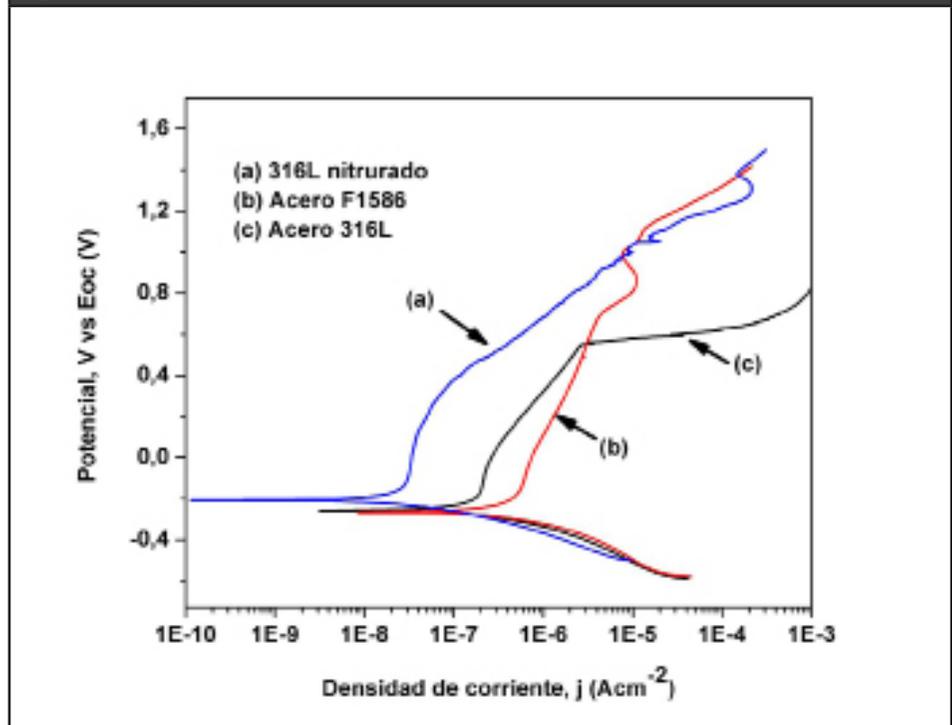
Los difractogramas de los aceros estudiados se observan en la **Figura 2**. Como era de esperarse, los aceros 316L y F1586 presentaron las reflexiones de Bragg típicas de una estructura austenítica, fase γ . El acero 316L nitrurado también reveló las reflexiones de la estructura austenítica; sin embargo, sus intensidades se atenuaron. Así mismo, en el acero nitrurado surgieron otras señales a menores ángulos de difracción, respecto a las de la fase γ , lo cual es típico de la formación de una nueva fase cristalográfica conocida como la "fase S", que surge debido a la súper saturación con nitrógeno de la estructura austenítica del acero 316L (Borgioli *et al.*, 2005). La estructura de la fase S es tema de investigación actual. De acuerdo a la literatura científica, tal fase consistiría en una estructura triclinica (Mingolo, Tschiptschin and Pinedo, 2006), tetragonal (Marchev *et al.*, 1999), una estructura cúbica centrada en las caras sometida a esfuerzos compresivos (Mitchell *et al.*, 2003) o una coexistencia de diferentes fases con parámetros de red diferentes (Ichii, Fujimura and Takase, 1986). Sin embargo, a pesar de las diferentes estructuras propuestas, éstas coinciden en que la formación de la fase S está acompañada con la evolución de defectos que conllevarían a la pérdida de orden estructural (amorficidad) como distorsiones y fallas estructurales (fallas de apilamiento, maclas) y altos esfuerzos compresivos. Esto explicaría el ensanchamiento observado en las reflexiones de la fase S, respecto a las de la fase γ , el cual está ligado a la pérdida del ordenamiento cristalino de la estructura debida a los defectos presentes.

Figura 2. Difractogramas de los aceros 316L, F1586 y 316L nitrurado. S y γ corresponden a las reflexiones de las fases súper saturada y austenítica, respectivamente



Una manera de evaluar la biocompatibilidad de un material metálico es a través de ensayos potenciodinámicos, que permiten evaluar la cinética de corrosión. En esta investigación, el estudio de las curvas potenciodinámicas permitió caracterizar el comportamiento corrosivo de los aceros estudiados. Las curvas obtenidas en SBF se presentan en la **Figura 3**, donde se observan claras variaciones en el comportamiento electroquímico de los aceros.

Figura 3. Curvas potenciodinámicas de los aceros en contacto con SBF



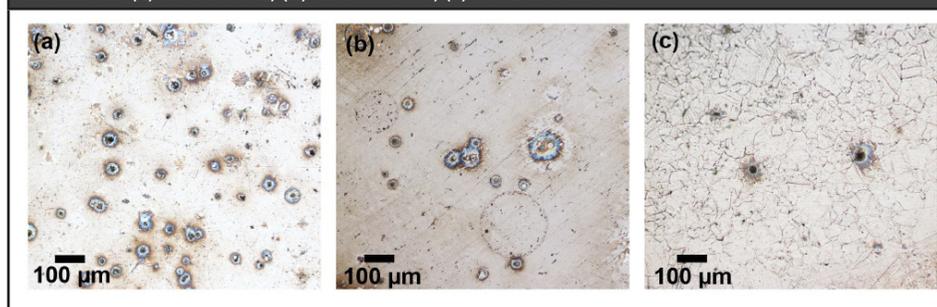
Según los datos obtenidos mediante el estudio en la zona de Tafel, los cuales se muestran en la **Tabla 3**, la superficie nitrurada presentó el valor de potencial de corrosión, E_{corr} , más positivo, seguido por el acero 316L y el acero F1586. De allí se infiere que el acero nitrurado presentó el comportamiento más noble, lo que significó que el inicio del proceso de corrosión en este acero se retrasó en comparación a los demás. La muestra de acero F1586 mostró el valor E_{corr} más negativo, por lo que la corrosión se inició primero en esta superficie. De acuerdo a la **Tabla 3**, la superficie nitrurada exhibió la densidad de corriente de corrosión (j_{corr}) más baja, lo que señaló que su tasa de corrosión fue la menor del grupo, mientras que el acero F1586 reveló la más alta. Según la **Figura 3**, esta misma tendencia se observó en las densidades de corriente de disolución anódica entre los potenciales 0,152V y 0,550V.

TABLA 3 RESULTADOS OBTENIDOS DE LAS CURVAS POTENCIODINÁMICAS

Muestra	Potencial de corrosión, E_{corr} (Voltios)	Densidad de corriente de corrosión, j_{corr} (nAcm ⁻²)
Acero 316L nitrurado	-0,206	18,374
F1586	-0,268	247,433
Acero 316L	-0,258	133,074

En este mismo rango de potenciales, el acero 316L exhibió una zona donde la densidad de corriente permanece casi constante en un amplio rango de potenciales; esta zona fue seguida por un aumento abrupto de la densidad de corriente de disolución anódica. Este incremento se debe a la oxidación de las moléculas de agua presentes en el electrolito SBF y de los óxidos formados en la superficie. Este comportamiento fue indicativo de que la superficie del acero 316L experimentó una fuerte corrosión por picaduras. La ausencia de este aumento brusco en las curvas del acero nitrurado y del acero F1586 sugirió que éstos fueron más resistentes a este tipo de corrosión, lo cual fue corroborado con observaciones en el microscopio óptico, **Figura 4**. En las imágenes obtenidas se observaron picaduras dispersas y poco profundas en el acero nitrurado y acero F1586, mientras que el acero 316L exhibió una superficie severamente atacada.

Figura 4. Microscopía óptica de las superficies de los aceros luego de las pruebas potenciodinámicas. (a) Acero 316L, (b) acero F1586, (c) 316L nitrurado

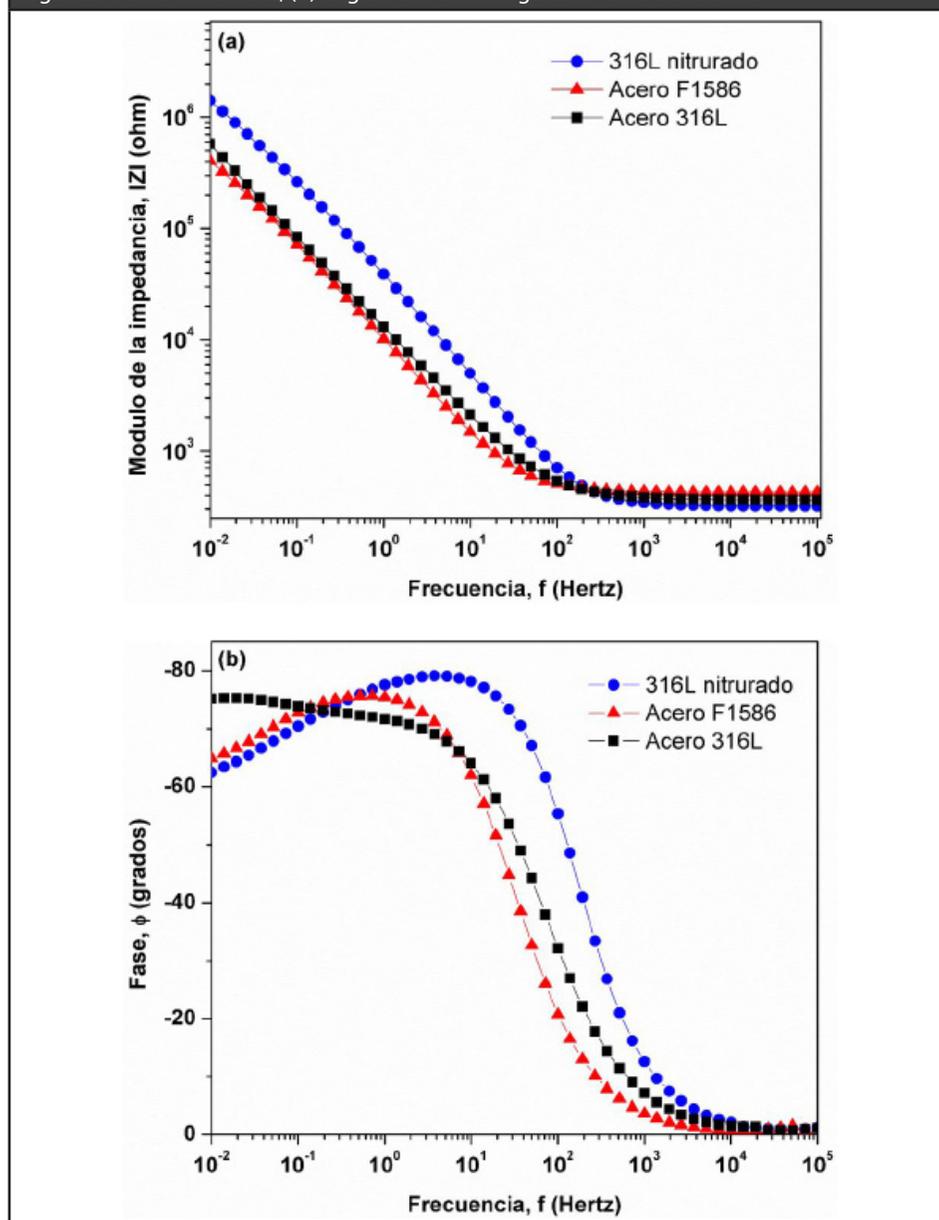


Según el análisis anterior, el proceso de nitruración en el acero 316L disminuyó la cinética de corrosión de este material. Aunque el acero F1586 esbozó la mayor tasa de corrosión (debido su más alto valor de j_{corr}), al igual que el acero nitrurado presentó una mejoría en la resistencia a las picaduras respecto al acero 316L.

Para comprender a profundidad los resultados alcanzados en las pruebas potenciodinámicas, se estudió la naturaleza de la capa pasiva formada sobre los aceros cuando estuvieron en contacto con el SBF. Para este fin, se empleó la técnica EIS cuyos resultados se presentan gráficamente mediante diagramas de Bode, observados en la

Figura 5. De acuerdo a la **Figura 5(a)**, la superficie del acero nitrurado mostró la mayor impedancia en el rango completo de frecuencias, por lo que ésta presentó la capa pasiva más estable, seguida por la del acero 316L. Con ello, es posible inferir que el acero F1586 exhibió la capa pasiva menos estable del grupo de materiales estudiados, lo que explicó su mayor tasa de corrosión según los resultados potenciodinámicos. En la **Figura 5(b)** se observa que todas las superficies mostraron altos ángulos de fase, Φ , indicando que las capas pasivas presentaron características protectoras. Sin embargo, en el rango de frecuencias medias, $10^{-1}\text{Hz} - 10^2\text{Hz}$, (la cual manifiesta el comportamiento de la interfase entre la capa pasiva y el SBF) el acero nitrurado reveló el mayor ángulo de fase, seguido por los aceros F1586 y 316L. Esto señaló que la protección de los aceros con nitrógeno en su estructura, en especial el nitrurado, fue mayor respecto a la mostrada por el acero 316L.

Figura 5. Diagramas de Bode de los aceros estudiados. (a) módulo de la impedancia vs logaritmo de la frecuencia, (b) ángulo de fase vs logaritmo de la frecuencia



Comparado con el acero 316L, y de acuerdo a los resultados electroquímicos, hubo un aumento de la protección a la corrosión de los aceros con nitrógeno en su estructura: aceros 316L nitrurado y F1586; no obstante, la naturaleza de sus capas pasivas fue diferente. El mejoramiento de la resistencia a la corrosión de la superficie nitrurada se relacionó con una capa pasiva compacta y continua, libre de defectos locales que favorecieron su inercia química que impidió su disolución. Por otra parte, la capa pasiva del acero F1586 reveló menor estabilidad, incluso fue más baja que la del acero 316L, lo que significó una capa poco compacta y de fácil disolución; sin embargo, ésta presentó alta protección frente al SBF. Este comportamiento puede ser justificado desde el proceso de disolución mismo que experimentó el acero F1586: la disolución de la capa pasiva, y su reacción con el fluido corporal simulado, pudo conllevar a la formación de productos de corrosión de naturaleza química estable (insolubles), que le confirieron protección a la picadura frente a los iones del electrolito. Esta hipótesis ofrece una explicación plausible a la naturaleza del proceso; sin embargo, es necesario realizar nuevas investigaciones que aporten una mayor argumentación en miras de detallar los mecanismos presentes para la validación y refinamiento de la teoría planteada.

4. Conclusiones

En este estudio se evaluó el desempeño electroquímico de los aceros 316L, 316L nitrurado y F1586, en fluido corporal simulado (SBF). El acero nitrurado y el acero F1586 manifestaron una mayor protección a la corrosión por picaduras, protección que fue debida a conductas particulares de sus capas pasivas. La protección en SBF que reveló el acero 316L nitrurado fue explicado por la alta estabilidad de su capa pasiva; la protección que mostró el acero F1586 fue atribuido a productos insolubles formados en su superficie. Particularmente, el acero sometido a nitruración ostentó la mayor protección, el comportamiento más noble y la menor densidad de corriente de corrosión en fluido corporal simulado; y si bien es necesario realizar más estudios, el acero 316L nitrurado se revela como una buena opción para fines biocompatibles, incluso sobre el acero F1586.

Trabajos futuros

Este trabajo a derivado algunos temas que deben ser considerados para estudio posterior. Es necesario realizar experimentos simulados a temperatura corporal, con el objetivo de obtener resultados más cercanos a la realidad del organismo. Es importante conocer cuáles productos de corrosión se forman sobre las superficies una vez están en contacto con SBF, conocer su naturaleza química permitirá entender de una manera más completa los mecanismos que gobiernan la capa pasiva. Esto conlleva al planteamiento que los aceros F1586 y 316L nitrurado liberan nitrógeno al electrolito, por lo que es importante establecer las concentraciones liberadas y cómo éstas afectan en el desempeño electroquímico. Si bien sólo se estudió una temperatura de nitruración, es interesante conocer cómo otras temperaturas afectan el comportamiento electroquímico del acero 316L nitrurado en SBF. Así mismo, la variación de otros parámetros en el proceso de nitruración, como presión, mezcla de gases y temperatura ayudarán a tener una idea más amplia y clara de los mecanismos de corrosión en los aceros nitrurados.

Agradecimientos

Los autores agradecen el apoyo del Departamento Administrativo de Ciencia, Tecnología e Innovación-Colciencias, en el marco de la convocatoria 511 Generación Bicentenario; a la compañía Tratar, Colombia, por el uso del horno industrial NitrEos®.

Referencias

- ASTM UNS S20910 (2018) Specification for Wrought Nitrogen Strengthened 22 Chromium-13 Nickel-5 Manganese-2.5 Molybdenum Stainless Steel Alloy Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S20910). ASTM International. doi: 10.1520/F1314_F1314M-13A.
- ASTM UNS S29108 (2012) Specification for Wrought, Nitrogen Strengthened 23Manganese-21Chromium-1Molybdenum Low-Nickel Stainless Steel Alloy Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S29108). ASTM International. doi: 10.1520/F2229-07.
- ASTM UNS S29225 (2017) Specification for Wrought Nitrogen Strengthened 11Manganese-17Chromium-3Molybdenum Low-Nickel Stainless Steel Alloy Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S29225). ASTM International. doi: 10.1520/F2581-12R17.
- ASTM UNS S31675 (2013) Specification for Wrought Nitrogen Strengthened 21Chromium-10Nickel--3Manganese--2.5Molybdenum Stainless Steel Alloy Bar for Surgical Implants (UNS S31675). ASTM International. doi: 10.1520/F1586_F1586M-13.
- Biehler, J., Hoche, H. and Oechsner, M. (2017) 'Nitriding behavior and corrosion properties of AISI 304L and 316L austenitic stainless steel with deformation-induced martensite', *Surface and Coatings Technology*, 324, pp. 121–128. doi: 10.1016/j.surfcoat.2017.05.059.
- Borgioli, F. et al. (2005) 'Glow-discharge nitriding of AISI 316L austenitic stainless steel: influence of treatment temperature', *Surface and Coatings Technology*, 200(7), pp. 2474–2480. doi: 10.1016/j.surfcoat.2004.07.110.
- Braz, J. K. F. S. et al. (2019) 'Plasma nitriding under low temperature improves the endothelial cell biocompatibility of 316L stainless steel', *Biotechnology Letters*, 41(4–5), pp. 503–510. doi: 10.1007/s10529-019-02657-7.
- De Las Heras, E. et al. (2017) 'Plasma nitriding of 316L stainless steel in two different N₂-H₂ atmospheres - Influence on microstructure and corrosion resistance', *Surface and Coatings Technology*, 313, pp. 47–54. doi: 10.1016/j.surfcoat.2017.01.037.
- E. J. Mittemeijer (2013) 'Fundamentals of Nitriding and Nitrocarburizing', in J. Dossett and G.E. Totten (eds) *Steel heat treating fundamentals and processes*. ASM International, pp. 619–646.
- Eliaz, N. (2019) 'Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review', *Materials*, 12(3). doi: 10.3390/ma12030407.
- Galeano-Osorio, D. S. et al. (2019) 'Hemocompatibility of plasma nitrided 316L stainless steel: Effect of processing temperature', *Applied Surface Science*, p. 144704. doi: 10.1016/j.apsusc.2019.144704.
- Guo, D., Kwok, C. T. and Chan, S. L. I. (2019) 'Spindle speed in friction surfacing of 316L stainless steel – How it affects the microstructure, hardness and pitting corrosion resistance', *Surface and Coatings Technology*, 361, pp. 324–341. doi: 10.1016/j.surfcoat.2019.01.055.
- Ichii, K., Fujimura, K. and Takase, T. (1986) 'Structure of the Ion-nitrided Layer of 18-8 Stainless Steel', *Tech. Rep. Kansai Univ.*, 27, pp. 135–144.
- Kamachi Mudali, U. et al. (2002) 'On the pitting corrosion resistance of nitrogen alloyed cold worked austenitic stainless steels', *Corrosion Science*, 44(10), pp. 2183–2198. doi: 10.1016/S0010-938X(02)00035-5.
- Kokubo, T. and Takadama, H. (2006) 'How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?', *Biomaterials*, 27(15), pp. 2907–2915. doi: 10.1016/j.biomaterials.2006.01.017.
- Laleh, M. et al. (2019) 'Unanticipated drastic decline in pitting corrosion resistance of additively manufactured 316L stainless steel after high-temperature post-processing', *Corrosion Science*, p. 108412. doi: 10.1016/j.corsci.2019.108412.
- Li, J. et al. (2019) 'Enhancing Pitting Corrosion Resistance of Severely Cold-Worked High Nitrogen Austenitic Stainless Steel by Nitric Acid Passivation', *Journal of The Electrochemical Society*, 166(13), pp. C365–C374. doi: 10.1149/2.0211913jes.

- López, D., Alonso Falleiros, N. and Paulo Tschiptschin, A. (2011) 'Effect of nitrogen on the corrosion-erosion synergism in an austenitic stainless steel', *Tribology International*. (Special Issue: ECOTRIB 2009), 44(5), pp. 610–616. doi: 10.1016/j.triboint.2010.12.013.
- Man, C. et al. (2019) 'The enhancement of microstructure on the passive and pitting behaviors of selective laser melting 316L SS in simulated body fluid', *Applied Surface Science*, 467–468, pp. 193–205. doi: 10.1016/j.apsusc.2018.10.150.
- Marchev, K. et al. (1999) 'The m phase layer on ion nitrided austenitic stainless steel (III): an epitaxial relationship between the m phase and the γ parent phase and a review of structural identifications of this phase', *Surface and Coatings Technology*, 116–119, pp. 184–188. doi: 10.1016/S0257-8972(99)00296-0.
- Menthe, E. and Rie, K.-T. (1999) 'Further investigation of the structure and properties of austenitic stainless steel after plasma nitriding', *Surface and Coatings Technology*, 116–119, pp. 199–204. doi: 10.1016/S0257-8972(99)00085-7.
- Mingolo, N., Tschiptschin, A. P. and Pinedo, C. E. (2006) 'On the formation of expanded austenite during plasma nitriding of an AISI 316L austenitic stainless steel', *Surface and Coatings Technology*. (Proceedings of the 33rd International Conference on Metallurgical Coatings and Thin Films), 201(7), pp. 4215–4218. doi: 10.1016/j.surfcoat.2006.08.060.
- Mitchell, D. R. G. et al. (2003) 'Characterisation of PI3 and RF plasma nitrided austenitic stainless steels using plan and cross-sectional TEM techniques', *Surface and Coatings Technology*, 165(2), pp. 107–118. doi: 10.1016/S0257-8972(02)00741-7.
- Montaño-Machado, V. et al. (2019) 'Medical Devices: Coronary Stents', in Narayan, R. (ed.) *Encyclopedia of Biomedical Engineering*. Oxford: Elsevier, pp. 386–398. doi: 10.1016/B978-0-12-801238-3.10995-X.
- Sivakumar, M. and Rajeswari, S. (1995) 'Corrosion induced failure of a stainless steel orthopaedic implant device', *Steel Research*, 66(1), pp. 35–38. doi: 10.1002/srin.199501768.
- Wang, Q. et al. (2018) 'A self-healing stainless steel: Role of nitrogen in eliminating detrimental effect of cold working on pitting corrosion resistance', *Corrosion Science*, 145, pp. 55–66. doi: 10.1016/j.corsci.2018.09.013.
- Yang, K. and Ren, Y. (2010) 'Nickel-free austenitic stainless steels for medical applications', *Science and Technology of Advanced Materials*, 11(1). doi: 10.1088/1468-6996/11/1/014105.
- Ziegenhagen, R. et al. (2019) 'Corrosion Resistance of Stainless Steels Intended to Come into Direct or Prolonged Contact with the Skin', *Materials*, 12(6), p. 987. doi: 10.3390/ma12060987.