

Eficiencia ante la corrosión de los aceros inoxidables 316 cuando son usados en tratamientos traumatológicos. Parte II

*Christian Rojas R. y María E. Lago**

*Laboratorio de Fenómenos de Transferencia, Escuela de Ingeniería Química
Facultad de Ingeniería, Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela*

Recibido: 14-12-98 Aceptado: 29-09-99

Resumen

Especímenes de acero inoxidable 316 (sin certificar), 316 (certificado) y 316L (certificado) con tratamiento térmico provenientes de U.S.A. fueron analizados frente a la corrosión, cuando son utilizados en traumatología. El estudio realizado hace énfasis en el fluido celular el cual representa el comportamiento del músculo esquelético. Para la caracterización de los diferentes metales se utilizó una celda electroquímica convencional de tres electrodos. La solución electrolítica utilizada fue suero fisiológico, al que se le aumentó su viscosidad con un inerte para favorecer su similitud con la sangre. Según trabajos previos el suero fisiológico representa en un 92% el comportamiento electroquímico de la sangre. El otro medio fue el fluido celular que representa al músculo esquelético. El estudio de la resistencia a la corrosión de los aceros se realizó en una celda especialmente diseñada, donde el espécimen entra en contacto con diferentes medios, que simulan los del cuerpo humano. La celda se mantuvo a 37°C. Los resultados obtenidos confirman que los aceros inoxidables con tratamiento térmico son más efectivos frente a la corrosión. Sin embargo, para valores de potencial muy próximos a los del equilibrio el comportamiento de los diferentes aceros fue similar. La diferencia comienza a observarse tanto en rangos por encima y por debajo del potencial de equilibrio. Los aceros 316 (certificado) y 316L (certificado) presentaron una capa pasiva estable al estar en contacto con los diferentes medios biológicos, de los cuales el más corrosivo resulta ser el fluido celular (músculo).

Todos los aceros presentaron la formación de una capa pasiva de óxido y proteína, la cual impidió el avance de la corrosión. El acero 316 (certificado) presentó la mejor resistencia a la corrosión a valores de corrientes altos en la zona anódica, mientras que el acero 316L tuvo el mejor comportamiento en el sistema biológico.

Palabras clave: Aceros inoxidables; corrosión; electroquímica; traumatología.

Efficiency of stainless steel 316 exposed to corrosion when used in traumatological treatment. Part II

Abstract

Samples of stainless steel 316 (without certifying), 316 (certificate) and 316L (certificate) with thermal treatment coming from U.S.A., when they are used in traumatology, they were analyzed in front of the corrosion. The study was focused in the cellular fluid which represent

* Autor para la correspondencia. Fax: 074 - 402950. E-mail: lmaria@ing.ula.ve

the muscular skeletal in human system. For the characterization of the different metals a conventional electrochemical cell of three electrodes was used. The used electrolytic solution was blood simulated by physiologic serum, to which was increased its viscosity with an inert one to favor its similarity with the blood. According to previous works the physiologic serum represents in 92% the electrochemical behavior of the blood. Cellular fluid represented muscular skeletal. The study of the resistance to the corrosion of the steels was carried out in a specially designed cell, where the specimen enters in contact with different media simulate those of the human body. The cell stayed at 37°C. The obtained results confirm that the stainless steels with a thermal treatment are more effective in front of the corrosion. However, for very next potential values to those of the equilibrium the behavior of the different steels was similar. The difference begins to be observed so much in ranges for above and below the equilibrium potential. The steels 316 (certificate) and 316L (certificate) presented a stable passive layer when being in contact with the different biological media, of which the most corrosive is to be the cellular fluid (muscle).

All the steels presented the formation of a passive layer of oxidize and protein, which impeded the advance of the corrosion. The steel 316 (certificate) presented the best resistance to the corrosion to high values of currents in the anodic area, while the steel 316L had the best behavior in the biological system.

Key words: Corrosion; electrochemistry; stainless steels; traumatology.

Introducción

Después de la resistencia mecánica, la cualidad más importante de un implante es su buena tolerancia por parte de los tejidos. La reacción del tejido ante el material extraño empleado en el implante sólo es posible por contacto directo, y puede tener una naturaleza tanto química como electroquímica. Esta reacción y sus productos pueden alterar al tejido como también al implante. La alteración del implante por una reacción química o electroquímica se conoce con el nombre de corrosión. La causa de este proceso hay que buscarla en la tendencia de los metales de alcanzar un estado termodinámicamente estable. De cualquier modo, el proceso de corrosión se inicia en la superficie del implante que está en contacto directo con los elementos líquidos que la rodean. En muchos casos, sin embargo, no progresa la corrosión de manera regular, haciéndolo únicamente en determinados puntos del implante. Los metales sufren, especialmente por los líquidos del organismo, un ataque electroquímico ya que los metales pueden

conducir electrones y el ambiente por el que son atacados es un verdadero ambiente electroquímico, un ambiente iónico (1-3).

La corrosión metálica es capaz de producir una disminución en la capacidad de respuesta de los mecanismos de defensa contra la infección de las células y disminuir el proceso de curación en los tejidos adyacentes al implante. También muchos iones metálicos pueden ser rápidamente transportados por el cuerpo, y algunos depositarse en órganos específicos. Aún si el elemento es eliminado por el cuerpo, todavía puede tener peligro biológico. El níquel, un compuesto común en las aleaciones usadas en los implantes es eliminado rápidamente por la orina, sin embargo permanece en altos niveles en el plasma (4). Además del hecho de que el níquel introduce riesgo cancerígeno al paciente que tiene el implante. Por lo que es obvio que se debe tener cuidado al momento de seleccionar una aleación para su aplicación en traumatología, especialmente si su tiempo de permanencia en el organismo es prolongada (5).

Se determinó la resistencia a la corrosión de diferentes aleaciones de acero AISI 316 utilizadas en el tratamiento de fracturas para la construcción de sistemas de fijación externa, en el ser humano. Estos sistemas son preparados e innovados en el Centro de Innovación Tecnológica de la Universidad de Los Andes (CITEC).

Se procedió a analizar el mejor comportamiento en medio fisiológico de los aceros seleccionados, y se tomó en cuenta sus propiedades de superficie, electroquímica y composición. Los aceros propuestos fueron tres: 316 sin certificar, 316 certificado y acero 316 L certificado con tratamiento térmico. La finalidad última ha sido la de sustituir el 316L por alguno de los otros 316 de más fácil adquisición y menor costo si sus propiedades lo ameritan.

Materiales

Los electrodos de trabajo fueron contruidos con los diferentes tipos de aleaciones de acero inoxidable 316 antes mencionadas para el estudio propuesto. Estas aleaciones se caracterizan por tener 18% o más de Cromo y suficiente Níquel para asegurar una estructura metalúrgica austenística. El análisis de su composición química se dio en la Parte I (6) Tabla 1. De las aleaciones AISI 316, se utilizaron dos 316 y una 316L. Uno de los 316 fue de composición y calidad no certificadas, y el otro un acero de certificada calidad fabricado en los Estados Unidos. El 316L difiere en composición y tratamiento térmico con los aceros 316 antes mencionados.

Para simular la sangre se usó una solución salina al 0,9% (suero fisiológico), la cual se utiliza frecuentemente en los ensayos de caracterización de los metales usados en la elaboración de implantes. La viscosidad del suero fisiológico fue aumentada por medio de la adición de glicerina hasta alcanzar la de la sangre ($\mu = 4,125$ cp), de manera de simular lo mejor posible las características de la misma (7-12).

El músculo esquelético se simuló preparando una solución con la misma composición que las células musculares (13,14,15). Su composición fue 70% agua, 20% proteínas, y el resto sales minerales: $\text{NaHCO}_3 = 0.218\%$, $\text{Na}_3\text{PO}_4 = 1.503\%$, $\text{K}_2\text{CO}_3 = 0.158\%$, y $\text{H}_2\text{CO}_3 = 0.0024\%$.

Métodos

Para la caracterización de los aceros se realizaron ensayos en los dos medios biológicos en contacto con el implante, la sangre artificial (Parte I (6)) y en fluido celular, cuyos resultados se presentan aquí.

1. Análisis químico de los aceros

Los análisis fueron realizados por el método de Espectroscopía de Rayos X de Dispersión de Energía (EDC). En estos análisis se obtiene el porcentaje en peso de los metales que componen la aleación (Cr, Fe, Ni y Mo) y permiten corroborar la composición que califica a estos aceros como AISI 316. El método tiene como limitación no detectar porcentajes menores al 0,1% p/p, así como compuestos nitrogenados o carbonados.

2. Microscopía electrónica

Las imágenes electrónicas proporcionan informaciones interesantes en el campo de la metalografía, ya que se puede observar directamente la estructura de la superficie de los metales. Los diferentes aceros, fueron sometidos a estudio en un microscopio electrónico (HITACHI, modelo S-2500) con aumentos de x400 y x2000, para determinar la calidad de sus superficies. Estas fotografías fueron tomadas en las siguientes etapas del procedimiento experimental:

- A cada uno de los materiales antes de ser sometidos a las pruebas electroquímicas.
- A cada uno de los electrodos de trabajo de los diferentes aceros después de ser sometidos a la caracterización en fluido celular.

- Después de permanecer 7 días en la celda diseñada para el sistema propuesto.

3. Ensayos de caracterización

Con la finalidad de determinar el comportamiento electroquímico de los diferentes aceros estos fueron sometidos a pruebas de caracterización en una celda de tres electrodos utilizando como electrolito la sangre artificial (Parte I) así como el fluido celular (Parte II).

El electrodo de trabajo descrito en la Parte I de este trabajo (6) fue introducido en un hueso bovino impregnado de sangre artificial al momento de realizar las experiencias con fluido celular, para simular mejor el sistema en estudio.

4. Sistema utilizado para estudiar los aceros en la situación propuesta

Para simular el comportamiento del implante en el sistema humano se utilizó una celda con las características de los diferentes medios biológicos en contacto, cuyo diseño se muestra en (6), Figura 2. Esta celda contiene la solución electrolítica (fluido celular) que simula el músculo esquelético. En su interior se coloca el hueso bovino, previamente tratado e impregnado de sangre artificial, en el cual se introduce el electrodo de trabajo (implante).

Los potenciales de superficie del implante fueron medidos con capilares Luggin colocados internamente en el electrodo de trabajo.

Los electrodos de trabajo consistieron en tubos de acero de 7 mm de diámetro y 7 cm de longitud (Figura 3 (6)). Estos presentan 4 perforaciones en su superficie que permiten el contacto de un extremo de cada uno de los capilares Luggin, introducidos por el interior del tubo de acero, con los medios y sus interfases: hueso, interfase hueso/fluido celular, fluido celular e interfase fluido celular/atmósfera (16-20).

La temperatura del sistema se mantuvo constante a $37 \pm 0,05^\circ\text{C}$.

La celda estuvo provista de tubos de compartimiento para el electrodo de referencia, en cuyo interior se colocó el fluido celular y los correspondientes capilares Luggin para todos los medios e interfases excepto la del hueso, cuyo tubo de compartimiento se llenó con sangre artificial.

Una bomba peristáltica accionó el fluido celular con la finalidad de simular el movimiento pulsante del sistema circulatorio. La bomba producía aproximadamente 100 pul/min (período de $0,1667 \text{ s}^{-1}$).

Para medir los potenciales entre el fluido celular y la superficie del implante en los diferentes medios e interfases se usó un multímetro digital Fluke modelo A-800. Este se conectó entre el electrodo de referencia (Calomel saturado) y los puntos de tomas de potencial localizados en el electrodo de trabajo (implante).

Los implantes permanecieron durante 7 días en la celda. En este lapso de tiempo se midió periódicamente el potencial de superficie de las diferentes interfases y medios. A partir del octavo día es posible que un principio de descomposición del fluido celular haya comenzado, haciéndose visible entre el noveno al décimo día y subsiguientes, en los cuales se observó la descomposición del fluido celular.

Resultados y Discusión

1. Composición

Los primeros análisis realizados fueron los de composición química de los aceros en estudio, mostrados en Tabla 1 (6). Los tres aceros cumplen con los rangos de composición en peso de los aceros de la serie 316 de la AISI (American Iron and Steel Institute), los cuales tienen de 16-18% Cr, entre 10-12% y 12-14% de Ni para el acero 316 y 316L respectivamente y un 2-3% Mo.

Al aumentar el porcentaje de Cr se espera aumente el predominio de óxido de cromo en la capa pasiva de óxido formada durante el proceso de corrosión que protege al metal. Debido a esto, el acero 316 (sin certificar) debería ser mejor en este aspecto respecto al acero 316 (certificado) que tiene un porcentaje menor de Cr, aunque no significativo, mientras que el acero 316L presenta el más alto porcentaje de Cr.

El níquel solo tiene muy poco efecto en la oxidación, pero en conjunto con el Cr proporciona una buena resistencia a la oxidación y estabiliza la fase centrada cúbica (FCC), la cual es más resistente a la corrosión, por lo que el acero 316 (sin certificar) es superior en este aspecto respecto al 316 (certificado), nuevamente el acero 316L presentó el mayor porcentaje de Ni de los tres.

La adición de molibdeno proporciona una gran resistencia ante la corrosión por picadura de cloruros y altas concentraciones ácidas, y regenera más fácilmente la capa pasiva en ambientes escasos de oxígeno (1,2). En este aspecto fue superior el acero 316 (certificado) con respecto al 316 (sin certificar) y el acero 316L, por lo que hipotéticamente debería presentar menor corrosión en este sentido.

El análisis químico proporcionó información sobre el comportamiento del metal o aleación frente a la corrosión pero debió ser complementado con otros ensayos a fin de completar con mayor precisión su comportamiento en el medio en estudio.

2. Comportamiento electroquímico

• Potenciales de Corrosión (E_{CORR})

Con los valores de intensidad constante obtenidos de las pruebas de caracterización para cada material, se procedió a graficar la intensidad de corriente en función del potencial aplicado en estado estacionario, tanto en la sangre artificial (Parte I) como en el fluido celular con el implante introducido en el hueso. De estos gráficos es posible obtener el potencial de corrosión (E_{CORR}) de los

diferentes aceros y el comportamiento de los mismos. En la Figura 1 se observan los resultados obtenidos con el fluido celular, en el cual los aceros presentaron un comportamiento particular, diferente al observado en sangre artificial (Parte I). En la zona catódica (potenciales positivos) todos los aceros presentan un comportamiento similar, debido a la ausencia de formación de óxidos, pero en la zona anódica se aprecia una zona de corriente muy baja y constante entre -0,5 V y 0,45 V para el acero 316* (certificado) y -0,5 a 0,0 V para el 316L (certificado), lo que indica la formación de una capa pasiva que protege al metal, evitando el aumento de corriente. Al aumentar el potencial a valores superiores de 0,5 V se rompe la capa pasiva y se observó reacción en la superficie de todos los aceros.

Los E_{CORR} obtenidos de la Figura 1 cuando $i=0$, para los tres aceros en fluido celular se muestran en la Tabla 1, presentaron una tendencia similar al comportamiento en sangre artificial(6). El potencial de corrosión en fluido celular más bajo lo obtuvo el acero 316L, seguidos del acero 316 (certificado) y por último el acero 316 (sin certificar). Estos valores indican que el más propenso a la corrosión en fluido celular es el 316 (sin certificar).

Al comparar los resultados de los potenciales de corrosión con los resultados de la composición química de los diferentes aceros, se puede notar que a pesar de que el acero 316 (sin certificar) tiene mayor porcentaje de Cr y Ni que el acero 316 (certificado), mostró una menor resistencia a la corrosión. Este comportamiento se atribuye al mejor tratamiento térmico en la fabricación del acero 316 (certificado). La capa pasiva de óxido formada en el acero 316 (certificado) fue más estable que la del acero 316 (sin certificar), se atribuye a la mayor cantidad de Mo (2,51%) del primero con respecto al segundo (2,1% Mo). Es conocido que pequeñas cantidades de molibdeno aumentan considerablemente la estabilidad de la capa pasiva (21,22,23).

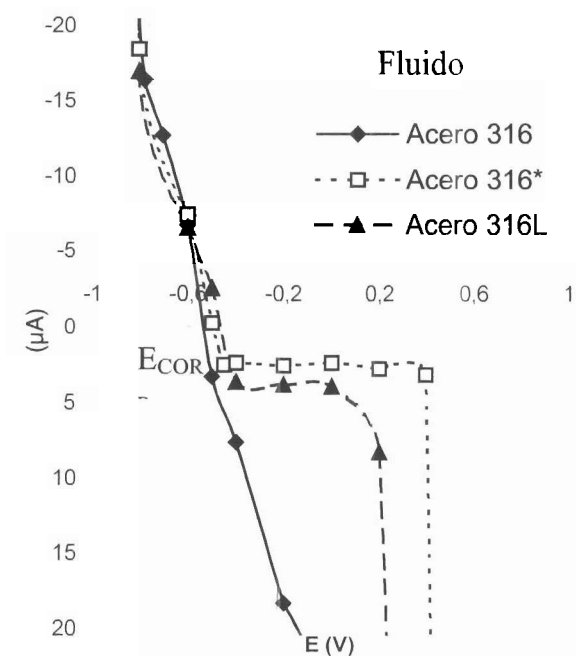


Figura 1. Intensidad de corriente en función del potencial para los aceros en estudio utilizando como medio fluido celular.

Tabla 1
E_{CORR} (V) para los diferentes aceros inoxidables

Acero	Sangre artificial	Fluido celular
AISI 316 (sin certificar)	-0,24 V	-0,51 V
AISI 316 (certificado)	-0,20 V	-0,50 V
AISI 316L (certificado)	-0,18 V	-0,46 V

• Polarización lineal

Las medidas realizadas de intensidad de corriente en un rango de potenciales que están por debajo y por arriba (± 20 mV), de los valores de potencial de corrosión (E_{CORR}), permitieron obtener las curvas de polarización lineal, Figuras 2(a) y 2(b) para sangre artificial y fluido celular respectivamente. Estas representan la funcionalidad entre el potencial relativo y la intensidad de corrien-

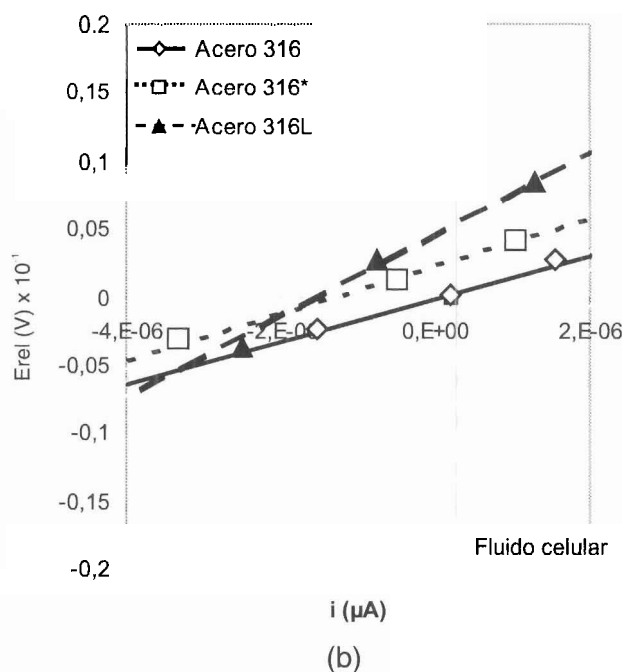
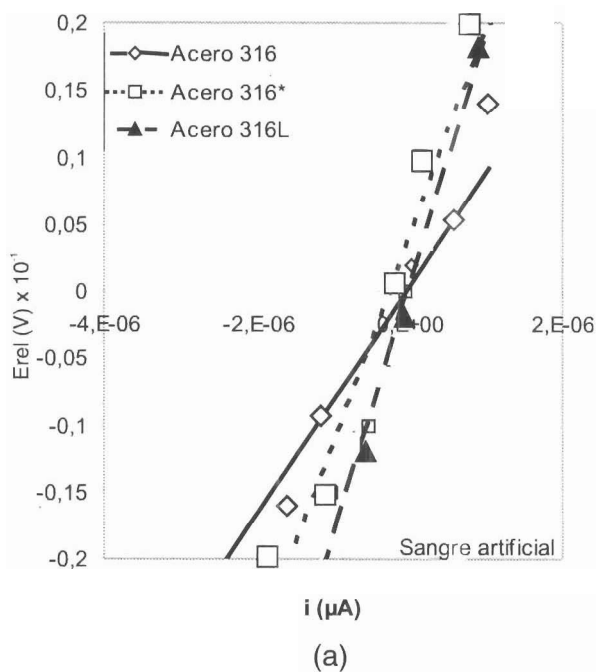


Figura 2. Curvas de polarización lineal. (a) en sangre artificial; (b) en fluido celular.

te cuando se ha alcanzado el estado estacionario. Las pendientes de estas rectas son una medida directa de la velocidad de corrosión. Según la Ley de Ohm ($V=I \cdot R$) la pendiente de la recta representa la resistencia del metal al desarrollo de corriente y por lo tanto la velocidad de corrosión. Se observa que la menor resistencia entre los tres aceros fue para el acero 316 (sin certificar), seguido del 316 (certificado) y por último el 316L (certificado) lo que indica que el primero de estos se deteriora más rápidamente, independientemente del electrolito emplea-

do, al ser la velocidad de corrosión inversa a la resistencia. La velocidad de corrosión resultó mayor en el fluido celular como lo demuestran las menores pendiente alcanzadas. Se atribuye debido a las características del fluido celular, éste tiene mayor conductividad y pH (Tabla 2) debido a su mayor contenido de sales.

• Polarización cíclica

Las curvas de polarización cíclica permitieron apreciar el comportamiento de los aceros en estudio ante la corrosión por picadura. En las curvas de polarización cíclica para los diferentes aceros en sangre artificial no hubo una diferencia apreciable (Parte I). El comportamiento de la polarización cíclica en fluido celular fue diferente, a causa de la agresividad del medio debido a su mayor conductividad por la presencia de un alto contenido en sales (2,88%p/p), que permitió el desarrollo de corrosión por picadura. Para el acero 316 (sin certificar) se observa en la Figura 3(a), la formación de una capa pasiva entre -0,5 V y 0,0 V, luego su di-

Tabla 2
Conductividad y pH de los medios electrolíticos (antes de la experiencia y a 25°C)

	pH	Conductividad (μS)
Sangre artificial	5,919	1,80
Fluido celular	7,061	7,60

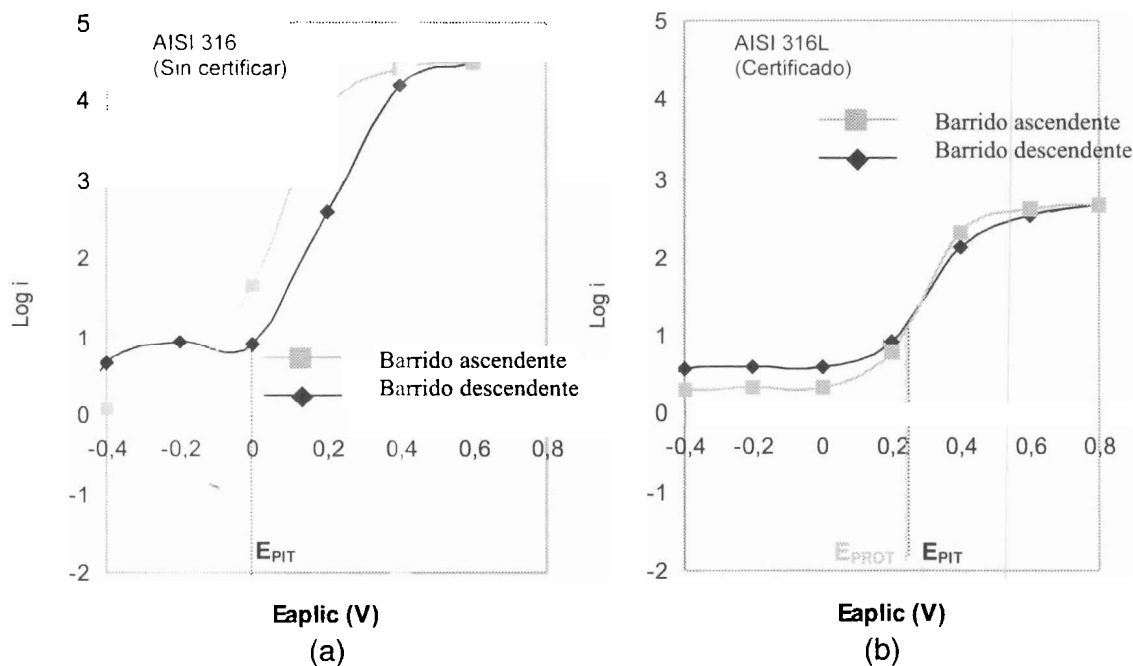


Figura 3. Curva de polarización cíclica en fluido celular. (a) acero AISI 316 (sin certificar); (b) acero AISI 316L (certificado).

solución para valores de corriente más altos. Además se observa un área entre la corriente ascendente y descendente de la polarización cíclica, lo que indica formación de picaduras. El acero 316L no presentó histéresis como se aprecia en la Figura 3(b), esto señala una rápida regeneración de la capa pasiva según indican los bajos valores de corriente desarrollados. La causa de este comportamiento radica en el mayor porcentaje de Ni que proporciona una mayor velocidad de formación de la capa pasiva, siendo el acero 316 (certificado) el menos propenso a sufrir picadura.

• **Potenciales de picadura (E_{PTT}) y protección (E_{PROT})**

Un indicador del desarrollo de la corrosión por picadura son los potenciales de picadura (E_{PTT}) mostrados en la Tabla 3. Estos potenciales son obtenidos de la Figura 3 cuando la curva ascendente alcanza un cambio brusco de pendiente. Se aprecia que el acero 316 (sin certificar) inicia la formación de picadura a valores de potencial E_{PTT} bajos, seguido del acero 316L y el que presenta el desarrollo más difícil de picadura el acero 316 (certificado) con un $E_{PTT}=0,4$ V.

El otro potencial de interés obtenido de la Figura 3 es el potencial de protección (E_{PROT}), que se ubica en el corte de las curvas ascendente y descendente según se muestra en la Figura 3. El E_{PROT} define junto con el E_{PTT} el rango de crecimiento de las picaduras una vez originadas. El acero 316L presentó el intervalo de crecimiento más pequeño de las picaduras ya formadas, por esto en las imágenes de su superficie posterior a la experiencia de polarización cíclica se observan picaduras más pequeñas (Figura 4 (c)).

Tabla 3

Potenciales de picadura (E_{PTT}) y protección (E_{PROT}) para los diferentes aceros inoxidables obtenidos de las curvas de polarización cíclica en fluido celular

Acero	E_{PTT} (V)	E_{PROT} (V)
AISI 316 (sin certificar)	0,0	-0,10
AISI 316 (certificado)	0,4	-0,15
AISI 316L (certificado)	0,2	0,20

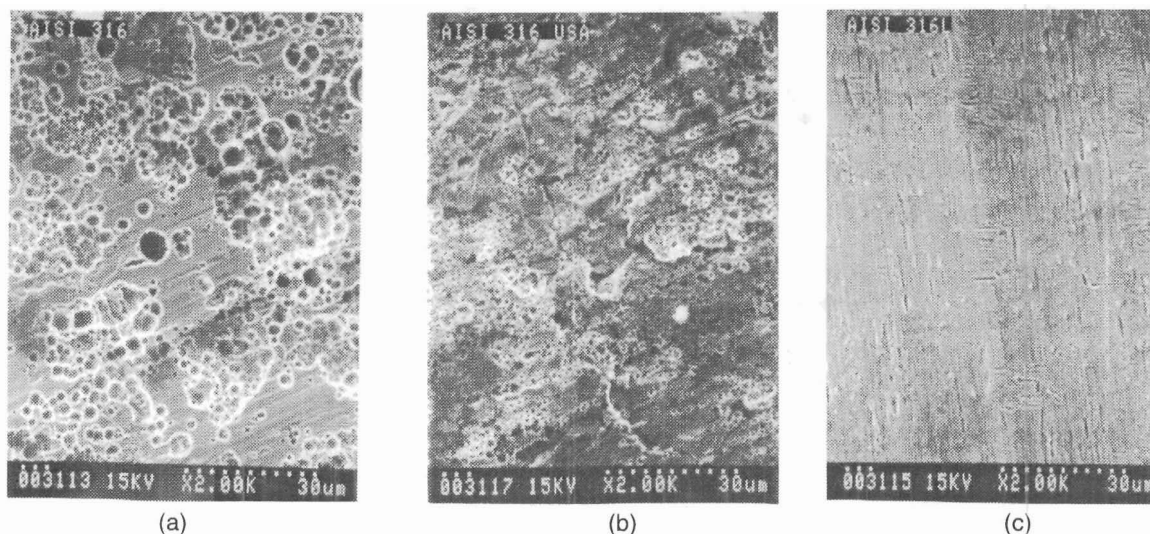


Figura 4. Imágenes del microscopio electrónico de los aceros inoxidables x 2000 después de las pruebas de polarización cíclica en fluido celular. (a) 316 (sin certificar); (b) 316 (certificado) y (c) 316L (certificado).

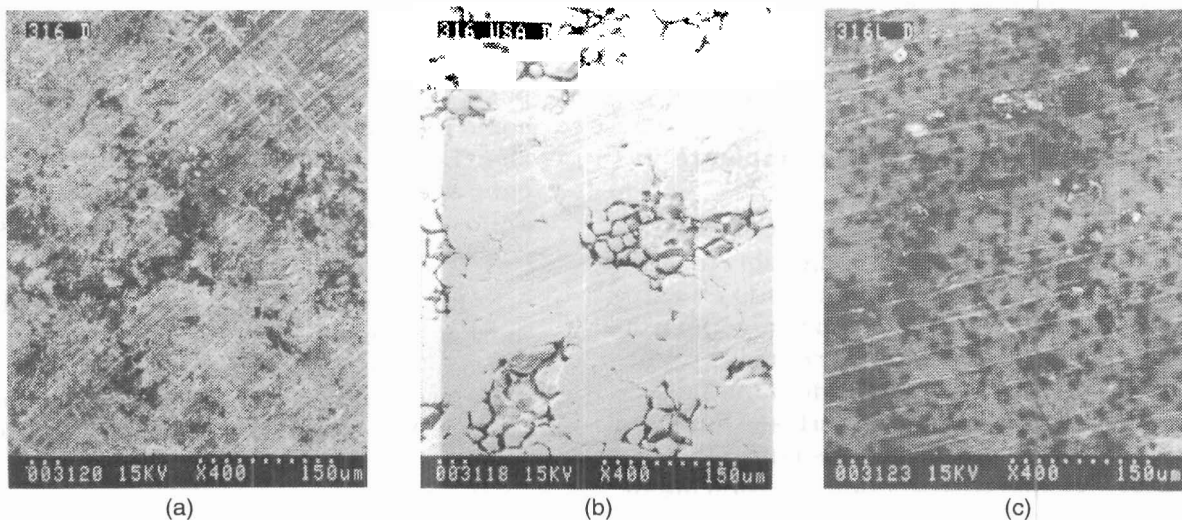


Figura 5. Imágenes del microscopio electrónico de los aceros inoxidable x 400 después de permanecer en la celda de trabajo. (a) 316 (sin certificar); (b) 316 (certificado) y (c) 316L (certificado).

3. Microscopía electrónica

Antes de ser sometidos a la corrosión el análisis de microscopía electrónica revela que el acero 316 (sin certificar) mostró la superficie menos uniforme entre los aceros en estudio, le sigue el acero 316 (certificado) el cual presentó una superficie más regular. El acero 316L mostró una superficie con ausencia de depresiones e irregularidades, altamente homogénea de manera que sería el acero menos susceptible a la corrosión (Parte I, (6) Figura 7).

Las variaciones en la superficie ocurren debido al tratamiento a que son sometidos los aceros en su fabricación y a la técnica seguida en su preparación (3). Estos hechos influyen en su resistencia a la corrosión. No necesariamente el metal con mayor cantidad de níquel y cromo será el más resistente a la corrosión, el tratamiento térmico adecuado será decisivo en su comportamiento frente a la corrosión de acuerdo a los resultados del presente estudio y a experiencias acumuladas (1).

Las imágenes de sus superficies x2000 tomadas después de los ensayos de polarización cíclica en fluido celular muestran

como el acero 316 sin certificar (Figura 4(a)) presenta corrosión por picadura en la totalidad de su superficie, a diferencia del acero 316 certificado (Figura 4(b)), donde se aprecia una capa que recubre la superficie y picaduras, pero estas no crecieron en tamaño tanto como las del acero anterior. El acero 316L certificado (Figura 4(c)) también presenta la formación de una capa sobre su superficie, y fue el que muestra la menor formación de picaduras respecto a los aceros en estudio.

Las imágenes de los aceros después de permanecer 7 días bajo las condiciones de simulación del sistema biológico no presentaron signos de picadura, ya que los valores de voltaje (-0,45 V a -0,35 V), desarrollaron valores de corrientes menores a los alcanzados en la polarización cíclica (hasta 0,8 V), condiciones insuficientes para el comienzo de picaduras. El acero 316 (sin certificar) presenta una pequeña capa con presencia de óxidos (Figura 5(a)). El acero 316 (certificado) fue cubierto en su totalidad por una capa (Figura 5(b)), que corresponde al depósito de proteínas del fluido celular. Mientras que en el acero 316L se observó la misma capa de menor espesor (Figura 5(c)) con opa-

ciudades que indican la presencia de varios compuestos, los óxidos formados y las proteínas.

4. Perfiles de potencial del implante en el sistema biológico

En la Figura 6 se observa el comportamiento del acero 316 (certificado) en el sistema biológico humano simulado en estudio, el cual presentó el mejor comportamiento en este sistema. Durante las primeras 24 horas el potencial de superficie de los diferentes medios e interfases aumenta hasta valores comprendidos entre -0,30V y -0,45V el cual corresponde a la zona anódica según las pruebas de caracterización en fluido celular, lo que indica que el material se estaba corroyendo. Luego en los siguientes dos días este potencial disminuyó debido a la disolución de la capa pasiva. Esta es regenerada a partir del cuarto día para mantenerse aproximadamente a -0,4V, presentando una tendencia oscilante debido al movimiento peristáltico al cual esta sometida la solución.

El potencial de la superficie del implante se encuentra en el rango donde la capa pasiva presenta un comportamiento estable como revelaron las pruebas de caracterización. El sistema se estabilizó en un valor cercano a su E_{CORR} (-0,50 V), de manera que resultó el acero menos propenso al ataque corrosivo.

La interfase atmósfera-fluido celular mostró el mismo comportamiento para los aceros 316 (sin certificar) y 316L (certificado), en la cual los potenciales fluctuaron entre -0,30V a -0,45V dentro del rango de capa pasiva, como se muestra en la Figura 1.

La zona del implante en contacto con el fluido celular (Figura 7) tiene un comportamiento similar al de la interfase atmósfera-fluido celular. Esta zona conjuntamente con la interfase atmósfera-fluido celular se encuentran por debajo del E_{CORR} para el fluido celular en los diferentes aceros, por lo que presentó más corrosión que los otros perfiles. Se observa la destrucción y regeneración de la capa pasiva (Figura 7) como fluctuaciones del potencial de superficie.

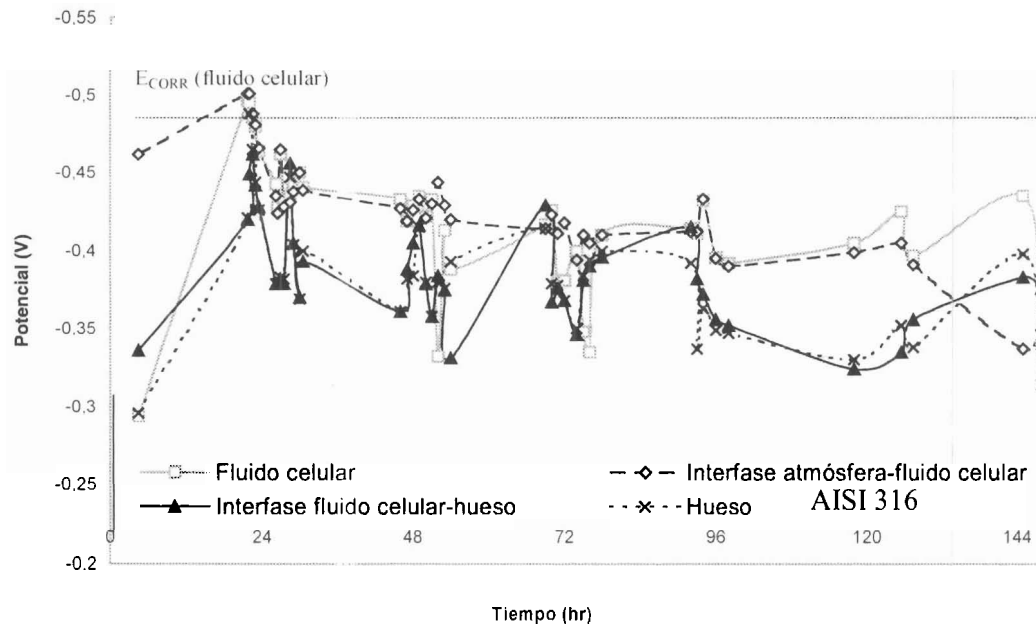


Figura 6. Perfiles de los potenciales de superficie en los diferentes medios e interfases con el acero 316 (certificado) en la situación propuesta.

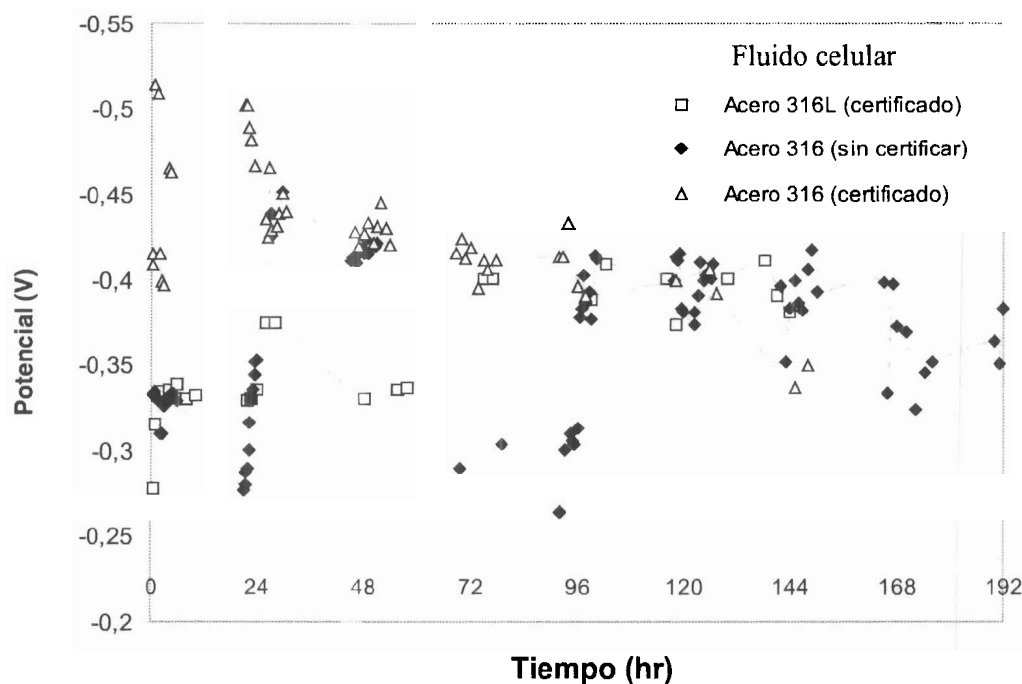


Figura 7. Perfiles de los potenciales de superficie en el medio fluido celular para los diferentes aceros inoxidables en la situación propuesta.

La interfase correspondiente al hueso varió entre $-0,30$ V y $-0,45$ V por encima del potencial de corrosión correspondiente al fluido en contacto con esta (sangre artificial) el cual fue de $-0,2$ V.

De los diferentes medios e interfases en estudio el que presentó menor ataque corrosivo fue el medio correspondiente al hueso, representado por el hueso impregnado en sangre artificial. Esto se aprecia al observar el perfil de potencial de superficie más bajo que presentó esta interfase (Figura 6), el cual comparado con el potencial de corrosión en sangre artificial de la cual estaba impregnado el hueso (entre $-0,24$ V a $-0,18$ para los tres aceros) se observa que estuvo por encima de este valor, o sea que no se corroyó.

Conclusiones

El acero de la serie 316 en estudio que presentó el mayor rango de estabilidad ante la corrosión fue el 316 (certificado), le siguió

el 316L (certificado) y por último el 316 (sin certificar). El mejor comportamiento con respecto al desplazamiento del potencial de equilibrio que representa el valor del potencial de corrosión en el sistema biológico en estudio, lo mostró el acero inoxidable 316L.

El acero 316L presentó el mejor comportamiento ante la corrosión por picadura, aunque no tiene el E_{PIT} más alto ($0,2$ V), el cual mostró el acero 316 certificado ($0,4$ V). El rango de crecimiento de picaduras formadas en el 316L fue el menor entre los aceros en estudio. En el sistema biológico no hay ataque por picadura para ninguno de los aceros, ya que no se alcanzaron valores altos de potencial.

Al realizar la polarización anódica hasta potenciales altos ($0,8$ V) en fluido celular, la capa pasiva formada más estable la presentó el acero 316 (certificado) en el rango de $-0,4$ V a $0,4$ V, siendo la más inestable la del acero 316 (sin certificar) (rango: $-0,4$ V a $0,0$ V). En el acero 316L la capa pasiva fue casi

tan estable como la del acero 316 (certificado) en un rango de -0,4 V a 0,2 V. Sin embargo en el sistema biológico el mejor comportamiento fue presentado por el acero 316L, ya que en este sistema con el 316L no se alcanzan valores anódicos tan altos como los alcanzados en la celda de caracterización. El rango de potenciales en la celda de trabajo se mantuvo entre -0,30 a -0,45 que corresponde al intervalo de potencial donde se presenta la capa pasiva. Durante los siete días en la celda de trabajo el acero 316 (certificado) aunque presentó un buen comportamiento, su capa pasiva fue más inestable que la del acero 316L. Con respecto al acero 316 (sin certificar) fue el material que demoró más tiempo en alcanzar una capa pasiva estable.

La capa pasiva producida es producto de una mezcla de los óxidos de Cr y Ni formado por los aceros inoxidables y por las proteínas que se adhieren a la superficie del metal durante el proceso de corrosión.

El tratamiento térmico influye positivamente sobre la resistencia a la corrosión, como se comprueba al comparar los dos aceros AISI 316 certificado y sin certificar. El acero 316 (certificado) a pesar de tener menor contenido de Cr y Ni, presentó el mejor comportamiento debido a la calidad de su superficie producto de su tratamiento térmico.

De los medios usados el más corrosivo fue el fluido celular como lo demostraron los resultados de polarización lineal, en los cuales la velocidad de corrosión para la sangre artificial fue mucho menor con respecto al fluido celular.

Referencias Bibliográficas

- DENNY A.J. **Corrosion. Principles and Prevention**, MacMillan Publisher Company, New York (USA), 1992.
- TRETTEWAY K.R., CHAMBERLAIN J. **Corrosion for Students of Science and Engineering**, John Wiley & Sons Inc., New York (USA), 1988.
- ANDERER J.M. **Corrosión**, Publicaciones Universidad de Los Andes, Mérida (Venezuela), 1996.
- ITTER F. **Los implantes metálicos en cirugía ósea**, Ed. JIMS, New York (USA), 1992.
- REVELL P.A., AL SAFFAR N., KOBAYOSHI A. **IEEE Eng Med Biol** 221(H2): 187-196, 1992.
- ROJAS CH., GUILLEN O.M., LAGO M.E. **Ciencia** Vol. 6 N° Especial: xx-xx, 1998.
- WHITE A., HANDLER P., SMITH E.L. **Principios de Bioquímica**, Mc.Graw-Hill (México), pp848-860, 1980.
- TRAUTMAN A.D., NEWBOWER R.S. **IEEE Trans Biomed Eng** BME-36(3): 761-778, 1983.
- DYMOND A.D. **IEEE Trans Biomed Eng** BME-23(4): 274-281, 1976.
- URSINO M., CRISTALLI C. **IEEE Trans Biomed Eng** 43(8): 761-780, 1996.
- KOSTERICH J.D., FOSTER K.R., POLLACK S.R. **IEEE Trans Biomed Eng** BME-30(2): 81-86, 1983.
- CHAKKALAD D.A., JOHNSON M.W., HARPER R.A., KATZ J.L. **IEEE Trans Biomed Eng** BME-27(2): 95-101, 1980.
- LANGLEY, CHERASKIN. **Physiology of Man**, 3ra. ed., Reinhlod, New York (USA), 1970.
- ARAGON P.J., HULBERT S.F. **J Biomed Mater Res** 6: 155-164, 1972.
- BARON E. **Corrosión de amalgama dental en fluidos biológicos de simulación**. Trabajo Especial de Grado. Universidad de Los Andes, Fac. de Ciencias, Mérida, 1976.
- MORREY B.F., ROCHESTER M.D. **J Bone and Joint Surg** 79-A(3): 460-469, 1997.
- CHURCHES A.E., TANNEN K.E., HARRIS J.D. **Engineering in Medicine** 14(1): 3-11, 1985.
- ALVES J.M., ROBERT D.L., RYABY J.T. **IEEE Trans Biomed Eng** 43(3): 249-258, 1996.

19. ARSHAVIR A.G., CHEN H.I. **IEEE Trans Biomed Eng** BME-21(3): 177-183, 1974.
20. CHAN A.K., SIGELMANN R.A., GUY A.W. **IEEE Trans Biomed Eng** BME-21(4): 280-284, 1974.
21. KAWALEC J.S., BROWN S.A., PAYER J.H., MERRITT K. **J Biomed Mater Res** 29: 867-873, 1995.
22. ITO A., OKAZAKI Y., TATEISHI T., ITO Y. **J Biomed Mater Res** 29: 893-900, 1995.
23. BARBOSA M.A. **Corros Sci** 23(12): 1293-1305, 1983.