

Acero 316LVM sometido a proceso de corrosión en solución fisiológica de saliva artificial

Y. Figueroa^{a*}, S. Camero^b, J. Rosas^a, G. López^c

^aDepartamento de Ciencia de los Materiales. Laboratorio de Corrosión, Instituto de Investigación en Biomedicina y Ciencias Aplicadas “Dra. Susan Tai” (IIBCA), Universidad de Oriente. Cumaná, Venezuela.

^bEscuela de Ingeniería Metalúrgica y Ciencia de los Materiales, Facultad de Ingeniería, Universidad Central de Venezuela. Caracas, Venezuela.

^cEscuela de Ingeniería y Ciencias Aplicadas. Departamento de Mecánica. Núcleo de Anzoátegui, Universidad de Oriente. Puerto la Cruz, Venezuela.

*Autor de Correspondencia, E-mail: yelidegil@gmail.com.

RESUMEN

El acero inoxidable AISI 316LVM es uno de los biomateriales empleados con mayor frecuencia para corregir la posición de las piezas dentales, ya sea por razones de salud o estética. Su alto grado de pureza es un resultado del proceso de fundición al vacío con el que se produce. Este acero ofrece una excelente resistencia a la corrosión intergranular inducida por tejidos y fluidos fisiológicos. Sin embargo, la corrosión continúa siendo un problema clínico relevante en pacientes que requieren de tratamientos de ortodoncia. La cavidad oral es un medio electroquímico particularmente agresivo debido a la presencia de fluidos fisiológicos y de microorganismos. En este trabajo se emplearon técnicas electroquímicas para determinar la velocidad de corrosión del acero inoxidable 316LVM expuesto a un medio electrolítico de saliva artificial durante diferentes tiempos de inmersión (24, 48 y 72 horas); se realizó una caracterización de la superficie del material mediante microscopía electrónica de barrido (MEB) y microanálisis químico por espectroscopia de rayos X por dispersión en la energía (EDS). De acuerdo con el análisis electroquímico, la corrosión se hace mucho más notoria a menor tiempo de exposición, observándose una amplia región pasiva para la muestra evaluada a 72 horas de inmersión con una disminución de la cinética de corrosión. Para los tres tiempos de inmersión, la superficie del material se ve afectada al entrar en contacto con la solución de saliva artificial. Esto genera una película muy fina con productos de corrosión en forma de partículas. Se detectó la presencia de Na, Cl, K y Ca sobre la superficie en contacto.

Palabras claves: Corrosión, biomateriales, electroquímica, 316LVM.

Corrosion of AISI 316LVM stainless steel in a medium of simulated saliva

ABSTRACT

AISI 316LVM stainless steel is one of the biomaterials most frequently used to correct the position of teeth for health or aesthetic reasons. AISI 316LVM stainless steel has become a preferred material in orthodontic applications addressing teeth straightening. This is in part due to its good corrosion resistance properties arising from its in-vacuum casting process. The material shows good performance especially against intergranular corrosion. However, corrosion of metallic orthodontic materials continues to pose challenges in clinical practice. The oral cavity is a particularly aggressive environment due to presence of both physiological fluids and microorganisms. This work presents a study of the corrosion rate of 316LVM in a medium of simulated saliva. The evolution of the corrosion rate for 24, 48, and 72 hours of exposure was monitored. Electrochemical and electron microscope techniques were employed. From the chemical analysis it is found that the corrosion products form a thin film over the surface of the steel, and presence of elementary Na, Cl, K, and Ca is detected. The corrosion process is more active at early stages, and a passivation stage is observed already at 72 hours of exposure.

Keywords: Corrosion; biomaterials; electrochemistry; 316LVM.

INTRODUCCIÓN

En la fabricación de aparatos de ortodoncia, por ejemplo, alambres y *brackets*, se han empleado diversas aleaciones, entre ellas se encuentran las de acero inoxidable, cromo-cobalto, aleaciones de níquel, níquel-titanio, beta-titanio,

entre otros [3], siendo las aleaciones de aceros inoxidables las utilizadas ampliamente en la fabricación de estos aparatos, debido a sus buenas propiedades mecánicas, elevada capacidad de deformación plástica, excelente soldabilidad y buena resistencia a la corrosión [4]. Estos

aceros poseen un bajo contenido de carbono y porcentajes variables de níquel y otros elementos como el molibdeno, silicio, titanio, cobre o aluminio. Su contenido mínimo de cromo es de 10 %, el cual reacciona con el oxígeno y forma una capa pasiva que inhibe la corrosión de la aleación. Esta película, sin embargo, puede ser afectada por algunos ácidos, dando lugar a procesos de corrosión intergranular o por picaduras [5]. Los aceros inoxidables tienen una adecuada resistencia mecánica, son resistentes a temperaturas elevadas y a temperaturas criogénicas, y pueden transformarse en una variedad de productos. Sus propiedades permiten someterlos a diferentes tratamientos superficiales para obtener un acabado superficial tipo espejo, satinado, coloreado, texturizado, entre otros. Los aceros inoxidables pueden seleccionarse de acuerdo a su resistencia a la corrosión, propiedades mecánicas, costo, y disponibilidad [6]. El acero inoxidable 316LVM, debido a su alto grado de pureza asociado a su proceso de fundición al vacío, es considerado como de grado médico, ya que se caracteriza por tener una excelente resistencia a la corrosión en ambientes fisiológicos [7]. Debido a esto es ampliamente utilizado en implantes ortopédicos, *stents* cardíacos, implantes dentales, catéteres, clavos para huesos, hilos de la sutura, clips, grapas quirúrgicas, estiletes y cables ortopédicos [8].

Sin embargo, la corrosión continúa siendo un problema clínico relevante en pacientes que requieren de la ortodoncia, ya que la cavidad bucal de las personas, a pesar de mantener una higiene y buenos hábitos de limpieza diaria, es muy proclive a inducir procesos de corrosión. La biocompatibilidad de las aleaciones dentales, está relacionada a ciertos parámetros como son: la calidad y la cantidad de varios elementos liberados en ciertas condiciones clínicas, y que pueden provocar efectos adversos en el ser humano o variar las características y propiedades, así como el comportamiento de la aleación en sí. Tal liberación de iones es de interés, principalmente por ser el resultado del proceso de corrosión de los materiales y por su difusión hacia tejidos

duros y blandos como el esmalte, la dentina, la pulpa y la gingiva, de lo cual surgen síntomas locales y/o generales. Dichos productos de corrosión entran al cuerpo por la vía gastrointestinal, después de la ingestión o por vía de absorción a través de los tejidos orales. Al ser transportados por todo el cuerpo pueden alcanzar el sistema circulatorio y órganos específicos. El riesgo de producir una reacción tóxica y de interferir con el metabolismo del sistema biológico se ve incrementado. Estudios realizados han demostrado que los procesos corrosivos en odontología pueden ser capaces de generar deterioros significativos sobre el material, por consiguiente, la liberación de iones activos al medio bucal es capaz de desencadenar reacciones de hipersensibilidad tipo IV [9,10]. Otros investigadores señalan que, la amalgama dental puede corroerse o deteriorarse estando en la cavidad oral, ya que los fluidos fisiológicos orales facilitan el proceso de corrosión electroquímica al ser eléctricamente conductores. Entre los fluidos fisiológicos orales están los intersticiales y la saliva, que se encuentran en contacto directo con las células tisulares y son ricos en iones de cloro (Cl⁻) y pobres en oxígeno disuelto [11].

En esta investigación se planteó estudiar el comportamiento electroquímico del acero inoxidable 316L-bioline (316LVM) utilizado en ortodoncia, cuando se expone a un medio electrolítico de saliva artificial estéril. Se emplean curvas de polarización potenciodinámica y de espectroscopia de impedancia electroquímica. Se caracteriza el daño estructural generado por corrosión en el material mediante microscopía electrónica de barrido.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se emplearon diversas técnicas experimentales para determinar la susceptibilidad a la corrosión del acero inoxidable 316LVM en presencia de un medio electrolítico de saliva artificial (Facultad de Farmacia, UCV, Caracas, Venezuela). El material de estudio corresponde a una barra de acero inoxidable 316LVM de

1 m de longitud, 2,5 cm de ancho y 5,0 mm de espesor, del cual fueron extraídas 24 probetas de 1 cm² de área superficial. Este acero es considerado de tipo quirúrgico, y es fundido al vacío para obtener los altos niveles de pureza requeridos en los implantes quirúrgicos [3].

Caracterización química y microestructural del acero inoxidable 316LVM.

La caracterización microestructural del acero se realizó mediante las técnicas de microscopía electrónica de barrido (MEB) con microanálisis químico por espectroscopia de rayos X por dispersión en la energía (EDS); además, se realizó espectroscopia de masa para determinar la composición química del material. Para la microscopía electrónica de barrido, las muestras fueron preparadas de acuerdo a la norma ASTM E3-11 [12], usando alúmina de 1 y 0,3 micrómetros para el pulido final. Las muestras se limpiaron con ultrasonido en agua destilada por 20 minutos y fueron enjuagadas con acetona. Para el revelado de la microestructura del material, las probetas fueron atacadas empleando el método de inmersión con una solución de Marble, la cual se preparó con 50 ml de ácido clorhídrico (HCl), 10 g de sulfato de cobre (CuSO₄) y 50 ml de agua desionizada por un periodo de 7 minutos [13]. Para esta caracterización se utilizó un microscopio electrónico de barrido marca Jeol, modelo JSM-6390. El microscopio tiene acoplado un detector para espectroscopia de rayos X por dispersión en la energía (EDS) marca Oxford Instruments INCA X-sight LN2 EDS, modelo 7582. Esto permite la determinación de la composición química elemental tanto general como puntual. El voltaje de aceleración empleado fue de 25 kV.

Evaluación mediante ensayos electroquímicos de la susceptibilidad a la corrosión del acero 316LVM en soluciones de saliva artificial.

Se realizaron ensayos electroquímicos de polarización potenciodinámica y de espectroscopia de impedancia electroquímica empleando una celda electrolítica de tres

electrodos. Como electrodo de trabajo se utilizó una muestra de acero 316LVM de 1 cm² de área. Como electrodo de referencia se empleó un electrodo de Calomel (Hg/HgCl), con un potencial constante de +0,241 V con respecto al electrodo estándar de Hidrógeno. Mientras que como electrodo auxiliar se usó un electrodo de platino. El electrólito empleado consistió en un fluido biológico simulado de saliva artificial, cuya composición se presenta en la tabla I. Los ensayos se realizaron a una temperatura de $37 \pm 0,1$ °C, manteniendo un pH de 7,2 aproximadamente y empleando tiempos de inmersión de 24, 48 y 72 horas. Las muestras se evaluaron por triplicado para cada condición estudiada.

Tabla I. Composición química de la solución fisiológica de saliva artificial.

REACTIVOS	(g/l)
Metilcelulosa (C ₁₄ O ₁₀ H ₃₀)	1
Cloruro de potasio (KCl)	0,120
Sorbitol (C ₆ H ₁₄ O ₆)	3
Cloruro de magnesio (MgCl ₂)	0,005
Fosfato bifásico de potasio (K ₂ HPO ₄)	0,34

El potencial a circuito abierto (E_{oc}) se determinó midiendo la diferencia de potencial entre el metal y un electrodo de referencia de calomel saturado. El experimento consistió en medir el potencial de circuito abierto (E_{oc}) de la muestra en función del tiempo.

Para los ensayos de resistencia a la polarización los datos se obtuvieron en un intervalo de barrido de -20 mV a 20 mV alrededor del potencial de corrosión (E_{corr}). La velocidad de barrido utilizada en estos ensayos fue de 2 mV/s. Un ajuste de la data al modelo de Stern – Geary [14] dio una estimación de la resistencia a la polarización. En cuanto a la técnica de extrapolación de Tafel se usó para obtener una estimación precisa de la velocidad de corrosión del metal en los medios electrolíticos evaluados.

Para ello se midió la corriente en la celda durante un barrido de potencial a una velocidad de 2 mV/s. El potencial aplicado fue desde -300 hasta +300 mV con respecto al potencial de circuito abierto. Un ajuste de la data al modelo de Butler – Volmer [15] permitió obtener una estimación de la corriente de corrosión (I_{corr}), la cual se empleó para calcular la velocidad de corrosión.

Los ensayos de espectroscopia de impedancia se realizaron siguiendo la norma ASTM G106-89 [16]. Las condiciones de la celda electroquímica fueron similares a las de los ensayos de polarización y se utilizó una caja de Faraday para aislar la celda de perturbaciones electromagnéticas externas. Las mediciones de espectroscopia de impedancia se realizaron de forma consecutiva a 24, 48 y 72 horas de inmersión. Se aplicó un barrido de frecuencia comprendido entre 1×10^6 y 1×10^{-2} Hz. La amplitud de la señal fue de 8,48 mV pico-pico.

La determinación de los circuitos equivalentes que modelan las curvas obtenidas en los ensayos de impedancia se realizó por medio del software GAMRY EchemAnalyst™. Una vez realizado cada ensayo, la muestra evaluada se colocó en un desecador para su posterior análisis superficial.

Todos los elementos del montaje experimental fueron esterilizados lavándolos con etanol en un baño ultrasonido durante 5 minutos. Seguidamente fueron colocados en una cabina de flujo laminar bajo, y expuestos a luz ultravioleta de longitud de onda de 265 nm, de acuerdo a los procedimientos para preparación de sistemas completamente estériles (figura 1).

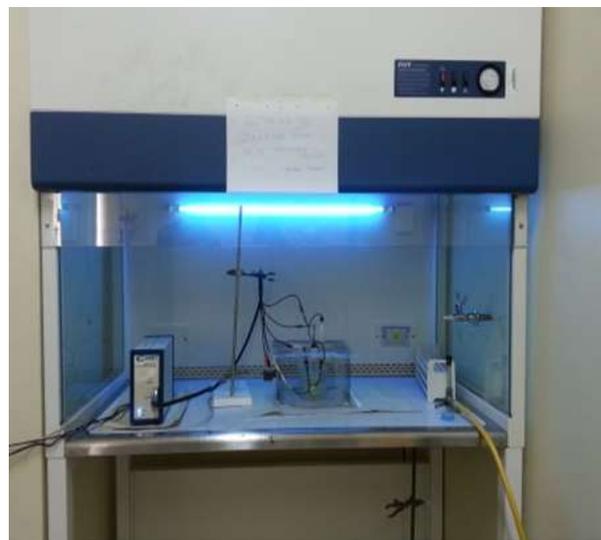


Fig. 1. Montaje de la celda electroquímica para la realización de los ensayos electroquímicos.

Una vez realizados los ensayos electroquímicos, se procedió a observar la superficie de las muestras mediante microscopia electrónica de barrido (MEB). De igual forma, se realizó un análisis químico elemental por espectroscopia de rayos X por dispersión en la energía (EDS) a todas las muestras.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A continuación, se presentan los resultados obtenidos en los diferentes ensayos realizados. En la figura 2 se tienen los resultados del análisis químico superficial, los ensayos electroquímicos en la tabla II y figuras de la 3 a la 7, y las observaciones de MEB en la superficie de las muestras evaluadas se presentan en las figuras 8 y 9.

La figura 2 corresponde a una micrografía por MEB, del acero inoxidable AISI 316 LVM en condición de entrega (atacado), como lo corrobora su microanálisis químico por EDS rico en Fe, Cr, Ni y con presencia en menor cantidad de aleantes como Mo, Mn y Si.

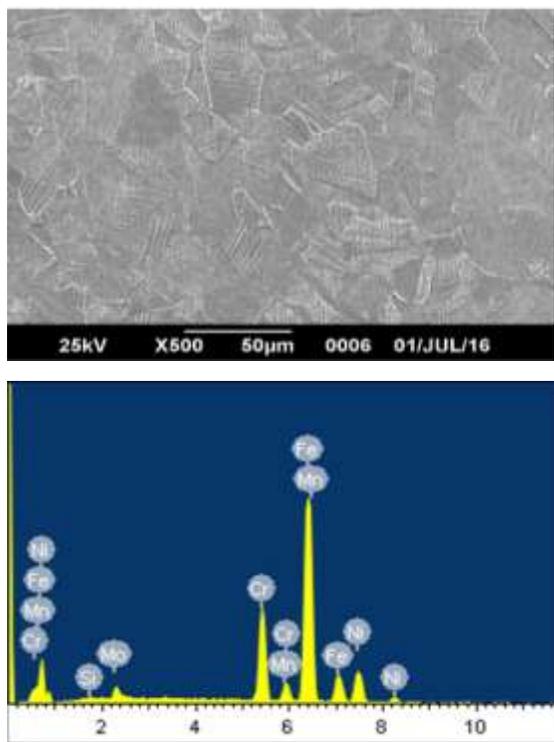


Fig. 2. Micrografía por MEB del acero 316 LVM en condición de entrega-atacado, y con su espectro general por EDS.

Esta micrografía revela una microestructura constituida por una matriz completamente austenítica con granos equiaxiales y maclas de deformación, típica de este tipo de acero, con una microestructura homogénea, libre de precipitados y con muy poca deformación en frío.

A continuación, se presentan las curvas obtenidas en los ensayos electroquímicos del acero AISI 316LVM evaluadas con tiempos de inmersión de 24, 48 y 72 horas en una solución fisiológica de saliva artificial. En la figura 3 se observan los valores obtenidos de potencial a circuito abierto (E_{oc}) para los diferentes tiempos de inmersión estudiados. Se puede notar que, la muestra con 48 horas de inmersión presenta el potencial más activo al compararlo con las muestras evaluadas a 24 y 72 horas, mientras que a 72 horas de inmersión el potencial se desplaza hacia valores más catódicos. Este comportamiento en el potencial de circuito abierto es coherente con los resultados obtenidos posteriormente para la resistencia a la polarización y la velocidad de corrosión.

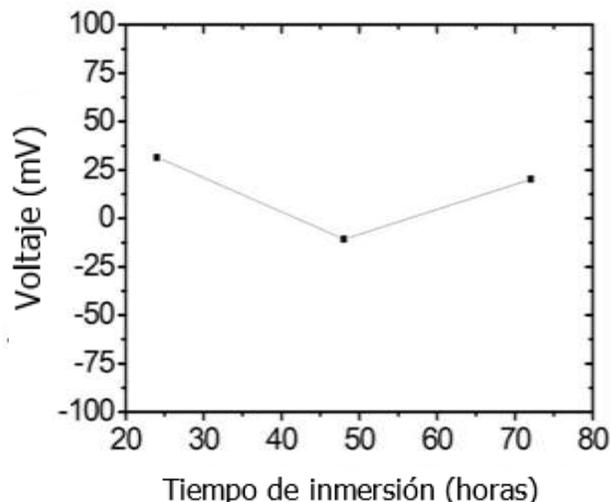


Fig. 3. Potencial de circuito abierto respecto al electrodo de calomel para el acero 316LVM en SA.

En cuanto a los valores de resistencia a la polarización, se encontró que, la menor resistencia se observó en las muestras que se encontraban inmersas en la solución fisiológica por 48 horas, mientras que las que presentaban la mayor resistencia a la polarización fueron las muestras inmersas en tiempos de 24 horas como se observa en la figura 4.

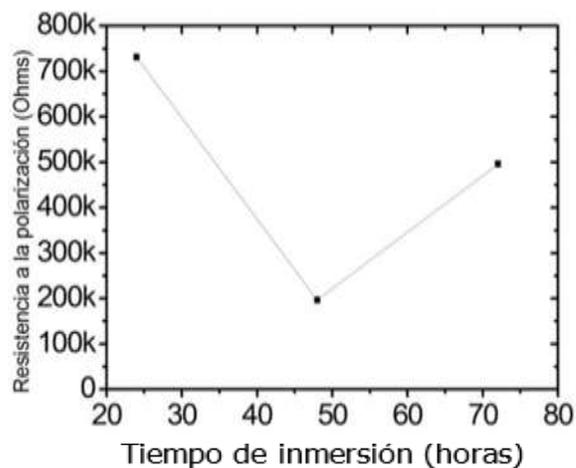


Fig. 4. Resistencia a la polarización (R_p) para el acero 316LVM en SA.

Esta reducción de la resistencia puede considerarse como un daño por corrosión en la muestra estudiada tras 48 horas de ataque por el medio de saliva artificial. A 72

horas el valor medido para la resistencia a la polarización se incrementa, lo que sugiere la formación de una capa pasiva sobre la muestra estudiada y evidencia la capacidad del acero para repasivarse después de un fallo de corrosión previo.

Las curvas de extrapolación de Tafel para el acero AISI 316LVM evaluado a las 24, 48 y 72 horas de inmersión en la solución fisiológica de saliva se presentan en la figura 5, donde es posible establecer la relación entre los mecanismos de polarización y el desarrollo de las reacciones en la superficie del material. Para el sistema evaluado a 24 horas de inmersión, se observa una mayor estabilidad y menor velocidad de corrosión con respecto a la muestra evaluada a 48 horas, la cual presentó una densidad de corriente de $86,80 \times 10^{-9}$ A/cm² que resultó ser mayor para todas las condiciones evaluadas con un desplazamiento del potencial de corrosión hacia valores más positivos y un aumento en la densidad de corriente de corrosión lo que indica una mayor velocidad de corrosión, como se observa en la figura 5 y se presenta en la tabla II.

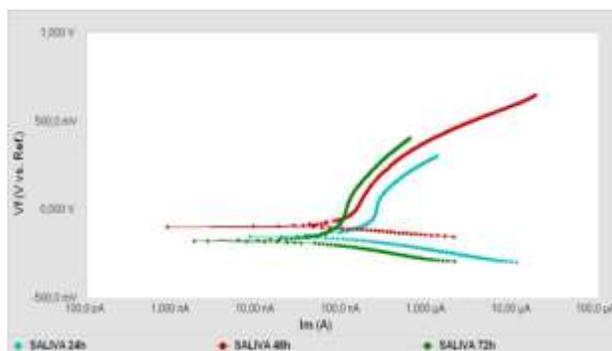


Fig. 5. Curvas de polarización de Tafel del acero 316LVM, para las diferentes condiciones evaluadas en una solución fisiológica de saliva artificial.

La muestra expuesta a 72 horas presenta la menor densidad de corriente de corrosión, con un potencial desplazado hacia valores más negativos con respecto a las otras dos condiciones de estudio, en esta condición se crea una capa pasivante que disminuye la densidad de corriente de corrosión y protege al material contra la corrosión. Para el caso del acero a 24 y 48 horas de inmersión, se observa

una mínima región de potenciales de pasivación en los valores cercanos al de equilibrio, esta capa es poco estable y desaparece completamente al elevar el potencial de polarización.

Tabla II. Parámetros electroquímicos del 316LVM en las curvas de polarización.

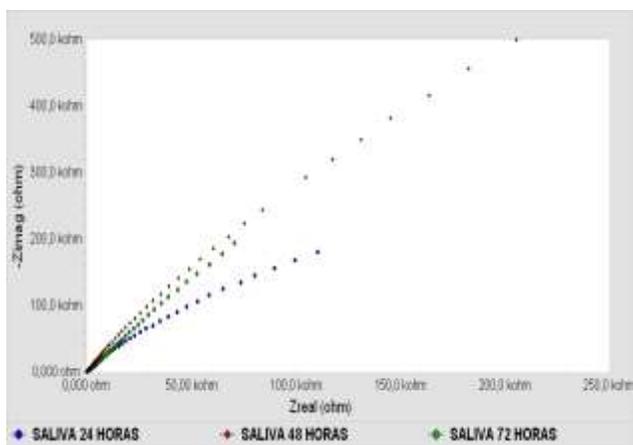
t (horas)	E _{corr} (mV)	I _{corr} (A/cm ²)	V _{corr} (mpy)	R _p (Ohms)
24	-165	$80,30 \times 10^{-9}$	0,03747	730800
48	-148	$86,80 \times 10^{-9}$	0,04333	196300
72	-178	$78,10 \times 10^{-9}$	0,03492	495400

Cuando se sumergen metales en soluciones de prueba, se producen reacciones electroquímicas en la interfase metal-solución; en el caso de la solución saliva artificial el efecto corrosivo se debe a la presencia de iones cloruro, los cuales conducen a la formación de corrosión por picaduras que generalmente se presenta en los metales que están protegidos por una fina película de óxido que se forma naturalmente [17].

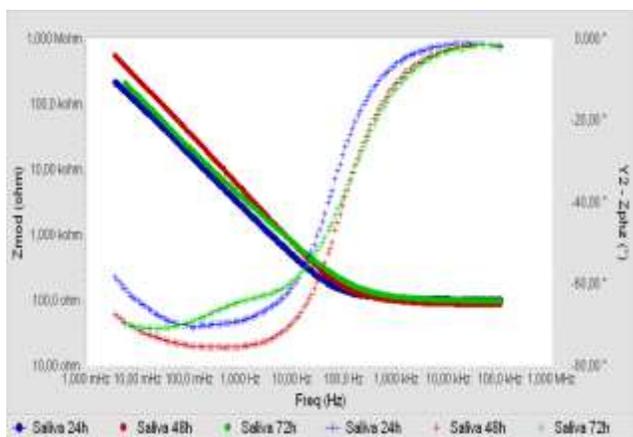
Las curvas de espectroscopia de impedancia obtenidas para el acero 316LVM en las condiciones evaluadas se pueden observar en la figura 6 (a y b), donde la resistencia a la transferencia de carga muestra un aumento a lo largo de todo el tiempo de inmersión. Sin embargo, los resultados de la resistencia a la transferencia de carga también confirman la tendencia del acero 316LVM a pasivarse en el medio corrosivo de saliva fisiológica artificial.

El diagrama de Nyquist (figura 6a) muestra un arco capacitivo único en el plano complejo con un diámetro que aumenta a medida que aumenta el tiempo de tratamiento (los radios de arco más altos generalmente dan como resultado magnitudes más altas de Rct). En el diagrama de Bode (figura 6b), se tiene que las muestras tratadas bajo las condiciones de estudio exhibieron alta

impedancia correspondiente al comportamiento capacitivo. Todas las muestras estaban en estado pasivo después de la exposición al medio de saliva artificial. Solo se midió una constante de tiempo para la aleación. Sus valores se estimaron ajustando el diagrama de Bode correspondiente al circuito equivalente de la figura 7. En la tabla III se presentan los parámetros electroquímicos obtenidos en estos ensayos lo que sugiere la existencia de una fina capa de pasivación de óxido en la superficie de la aleación, caracterizada por una alta resistencia a la corrosión.

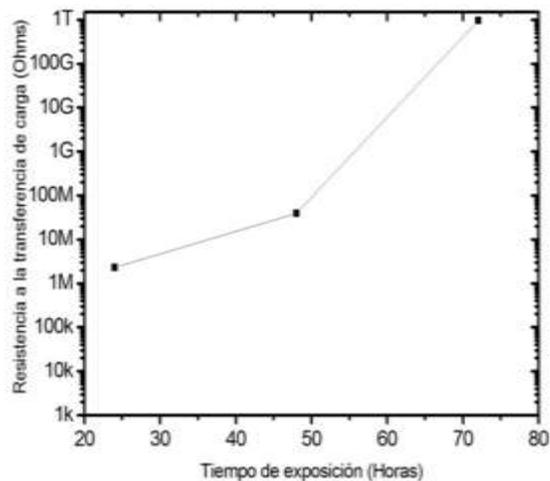


a)

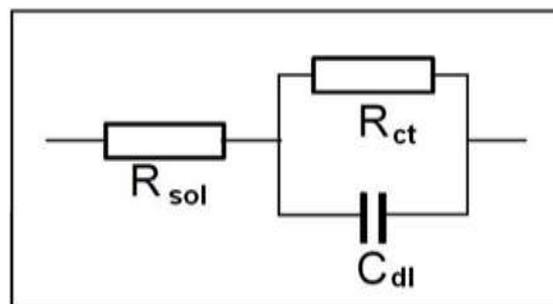


b)

Fig. 6. Gráficos de: a) Nyquist y b) Bode, obtenidos para las aleaciones de 316LVM tratadas a diferentes tiempos de inmersión en solución de saliva artificial.



a)



b)

Fig. 7. a) Resistencia a la transferencia de carga (R_{ct}) para el acero 316LVM en saliva artificial y b) Circuitos equivalentes Randles utilizados para ajustar los resultados de EIS obtenidos en la solución de saliva artificial.

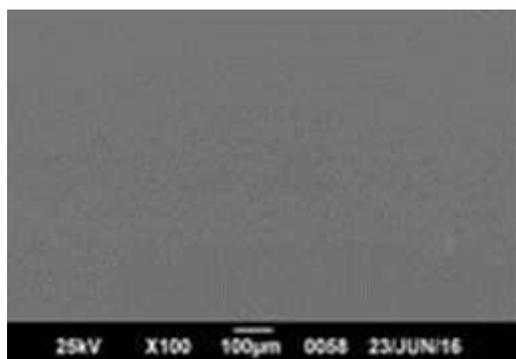
De la figura 7b, R_{sol} es la resistencia de la solución en las proximidades de la muestra de prueba, R_{ct} es la resistencia de transferencia de carga de la aleación 316LVM, y C_{dl} es la capacitancia de doble capa de la aleación 316LVM.

Tabla III. Parámetros electroquímicos del 316LVM en las curvas de polarización.

TIEMPO (h)	R_p (Ohms)	R_{ct} (Ohms)	CPC_{dl} (%)
24	730800	2,29E6	0
48	196300	3,924E7	672,98
72	495400	9,25E11	28340,70

Esta capa superficial va a depender de la resistencia a la ruptura que presenten las capas de pasivación y de la capacidad de repasivarse el material en el medio estudiado, y dependiendo de qué tan agresivo sea dependerá la liberación de productos de corrosión no deseados en el organismo.

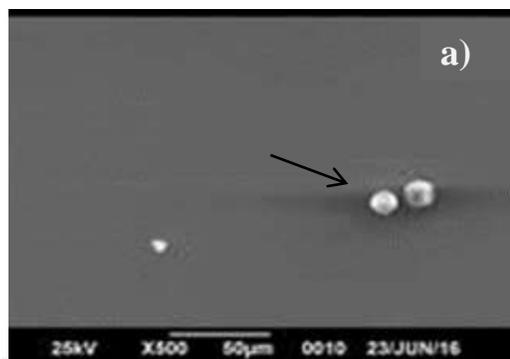
Las imágenes obtenidas por microscopía electrónica de barrido, se presentan en las figuras 8 y 9. En la micrografía 8 se puede observar la muestra en el estado inicial, antes del proceso de inmersión, donde se aprecia una vista general de la superficie de la muestra limpia de partículas como lo refleja su microanálisis químico obtenido por EDS.



Elemento	% en peso del elemento
Cr K	18,03
Mn K	1,96
Fe K	62,19
Ni K	14,58
Mo L	3,24

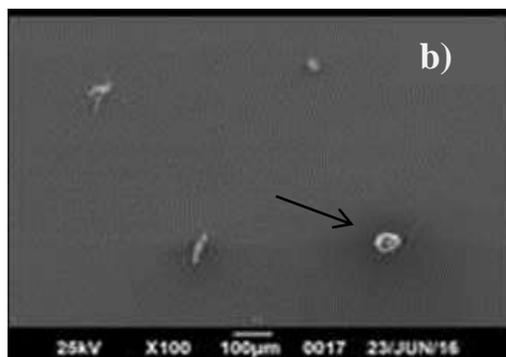
Fig. 8. Micrografía obtenida por MEB del acero inoxidable AISI 316 LVM sin ensayos electroquímicos

Sin embargo, al comparar las muestras ensayadas electroquímicamente, en relación a los tiempos de inmersión en la solución fisiológica simulada de saliva durante 24, 48 y 72 h, respectivamente, se observa que, para los tres tiempos de inmersión, la superficie del material se ve afectada al entrar en contacto con la solución de saliva artificial, generando una película muy fina con productos de corrosión en forma de partículas disgregados con presencia de Na, Cl, K y Ca, sobre la superficie en contacto (figura 9a, 9b y 9c).



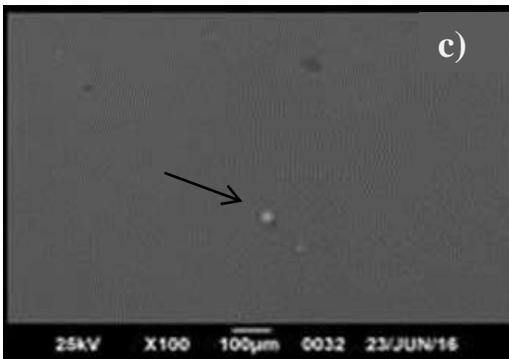
Elemento	% en peso del elemento
C K	37,59
O K	20,04
Na K	1,02
Al K	1,14
Si K	0,54
K K	0,22
Ca K	1,93
Cr K	7,04
Mn K	0,74
Fe K	22,97
Ni K	4,91
Mo L	1,86

Fig. 9a. Micrografía obtenida por MEB del acero inoxidable AISI 316LVM sometido a ensayos electroquímicos con tiempo de inmersión de 24 horas en saliva artificial.



Elemento	% en peso del elemento
C K	44,57
O K	42,70
Na K	0,42
Mg K	0,74
Cl K	0,16
K K	0,24
Ca K	6,08
Cr K	1,22
Fe K	3,24
Ni K	0,63

Fig. 9b. Micrografía obtenida por MEB del acero inoxidable AISI 316LVM sometido a ensayos electroquímicos con tiempo de inmersión de 48 horas en saliva artificial.



Elemento	% en peso del elemento
C K	55,30
O K	11,15
Na K	0,82
Si K	0,33
Cl K	0,30
K K	0,56
Ca K	0,53
Cr K	5,73
Mn K	0,59
Fe K	18,84
Ni K	3,83
Mo L	1,99

Fig. 9c. Micrografía obtenida por MEB del acero inoxidable AISI 316LVM sometido a ensayos electroquímicos con tiempo de inmersión de 72 horas en saliva artificial.

CONCLUSIONES

El principal requisito de una aleación para ser utilizada como implante dental o como aparatología utilizada en ortodoncia es su biocompatibilidad con los tejidos circundantes de la cavidad oral, siendo de fundamental importancia los procesos corrosivos que se puedan inducir en el metal empleado como consecuencia del medio ambiente biológico en el que se encuentra, lo que trae como consecuencia productos de corrosión dañinos al organismo, por tanto, es fundamental saber la resistencia a la corrosión de estos materiales en presencia de soluciones que simulen la saliva.

En este trabajo se ha evaluado la corrosión del acero 316LVM expuesto al ataque electroquímico en un medio que simula la composición fisiológica de la saliva, obteniéndose la cinética del proceso corrosivo para 24, 48 y 72 horas de inmersión. El estudio determinó que, el acero 316LVM presenta una disminución al proceso

corrosivo a 72 horas de inmersión, obteniéndose alta impedancia a bajas frecuencias lo que sugiere la existencia de una fina capa de pasivación de óxido en la superficie de la aleación, caracterizada por una alta resistencia a la corrosión en el medio estudiado.

Las imágenes obtenidas por microscopía electrónica de barrido mostraron la presencia de iones de Na, Cl, K y Ca, los cuales son iniciadores de procesos de corrosión en estos aceros.

Estos resultados son altamente relevantes en lo que respecta al grado de seguridad bioquímica de los implantes dentales fabricados a partir de acero 316LVM. Etapas futuras de esta investigación podrían incluir un estudio más detallado de las concentraciones de iones metálicos liberados en el medio oral por los procesos de corrosión observados en el acero 316LVM ya que, a pesar de poseer en su superficie una película protectora que es capaz de mantener los niveles de corrosión en valores bajos de toxicidad para el organismo, estos materiales tienen la tendencia termodinámica a corroerse.

AGRADECIMIENTO

Al Consejo de Investigación de la Universidad de Oriente por el apoyo mediante el proyecto CI-2-020601-1396/08.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Savoldi F., Paganelli C. (2019) "In vitro evaluation of loop design influencing the sliding of orthodontic wires: A preliminary study" *J. Appl. Biomater. Funct. Mater.* 17. DOI: 10.1177/2280800018787072.
- [2] Lombardo L., Toni G., Mazzanti V., Mollica F., Spedicato G., Siciliani G. (2019) "The mechanical behavior of as received and retrieved nickel titanium orthodontic archwires" *Prog. Orthod.*, 20. DOI: 10.1186/s40510-018-0251-z.
- [3] Chang C., Lin J., Roberts, W. (2019) "Failure rates for stainless steel versus titanium alloy infrazygomatic crest bone screws: A single-center,

- randomized double-blind clinical trial” *Angle Orthod.* 89(1):40-46. DOI: 10.2319/012518-70.1.
- [4] Sepúlveda C. H., Gontijo S. M. L., Santos L. A., Drummond A. F., Menezes L. F. S., Neves L. S., França, E. C. (2019) “Influence of heat treatment on the mechanical properties of CrNi stainless steel orthodontic wires” *Dental Press. J. Orthod.* 24:68-73. DOI: 10.1590/2177-6709.24.1.068-073.oar.
- [5] Pinzan-Vercelino C. R. M., Campelo R. G. C., Fahd C. G., Ferreira M. C., Fialho M. P. N., Gurgel J. A. (2019) “Do laypersons perceive aesthetic differences between coated and uncoated orthodontic archwires?” *Dental Press. J. Orthod.* 24:62-67. DOI: 10.1590/2177-6709.24.1.062-067.oar.
- [6] Yingzhi G., Rui Z., Xianju X., Dongliang Z., Yuxing, B. (2020) “Optimization of clinically applied orthodontic archwire electrothermal treatment conditions by heat tint and mechanical properties: An experimental study” *International Orthodontics* 18(1):137-146. DOI: 10.1016/j.ortho.2019.07.004.
- [7] Siddiqui D. A., Sivan S., Weaver J. D., Di Prima M. (2017) “Effect of wire fretting on the corrosion resistance of common medical alloys” *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* 105(8):2487–2494. DOI: 10.1002/jbm.b.33788.
- [8] Liu Y., Zhu D., Pierre D., Gilbert J. L. (2019) “Fretting initiated crevice corrosion of 316LVM stainless steel in physiological phosphate buffered saline: Potential and cycles to initiation” *Acta Biomater.* 97:565-577. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.07.051.
- [9] Velazco G., Weinhold E., Cova J. L. (2007) “Análisis de la respuesta electroquímica de una aleación de Ni-Cr ante el fenómeno corrosivo y sus posibles implicaciones clínicas” *Revista Odontológica de Los Andes* 2.
- [10] Wheinhold E., Velazco, G. (2005) “Corrosión en brackets ortodónticos y su implicación en los procesos alérgicos bucales” *Revista Odontológica de Los Andes* 4:23-30.
- [11] Rivera P., Echavarría A., Gómez G., Arismendi J. (2008) “Evaluation of the galvanic corrosion of high copper dental amalgams by means of electrochemical techniques” *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia*, pp. 77-86.
- [12] Asociación Americana de Ensayo de Materiales. (2017) “Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens” (ASTM E3-11).
- [13] Bhadeshia H., Honeycombe R. (2006) “*Steels: microstructure and properties*”, 3rd ed. Amsterdam: Elsevier, p. 335.
- [14] Stansbury E., Buchanan R. (2000) “Fundamentals of Electrochemical Corrosion” USA: ASM International, p 487.
- [15] Ahmad Z. (2006) “*Principles of Corrosion Engineering and Corrosion Control*”. London: Elsevier, p. 656.
- [16] Asociación Americana de Ensayo de Materiales. (2015) “Standard Practice for Verification of Algorithm and Equipment for Electrochemical Impedance Measurements” (ASTM G106-89).
- [17] Renita D., Rajendran S., Chattree A. (2016) “Influence of Artificial Saliva on the Corrosion Behavior of Dental Alloys: A review” *Indian Journal of Advances in Chemical Science* 4(4):478-483.