



UNIVERSIDAD DE ORIENTE  
NÚCLEO DE SUCRE  
ESCUELA DE CIENCIAS  
DEPARTAMENTO DE QUÍMICA

ESTUDIO DEL EFECTO DE LA VARIACIÓN DEL  $pH$  EN SALIVA ARTIFICIAL  
EN EL PROCESO DE CORROSIÓN DEL ACERO INOXIDABLE 316LVM  
EMPLEADO EN IMPLANTES ODONTOLÓGICOS

ADRIANA DEL CARMEN CABEZA CEDEÑO

TRABAJO DE GRADO PRESENTADO COMO REQUISITO PARCIAL PARA  
OPTAR AL TÍTULO DE LICENCIADO EN QUÍMICA

CUMANÁ, 2025



UNIVERSIDAD DE ORIENTE  
NÚCLEO DE SUCRE  
ESCUELA DE CIENCIAS  
DEPARTAMENTO DE QUÍMICA

ESTUDIO DEL EFECTO DE LA VARIACIÓN DEL  $pH$  EN SALIVA ARTIFICIAL  
EN EL PROCESO DE CORROSIÓN DEL ACERO INOXIDABLE 316LVM  
EMPLEADO EN IMPLANTES ODONTOLÓGICOS  
(Modalidad: Investigación)

ADRIANA DEL CARMEN CABEZA CEDEÑO

TRABAJO DE GRADO PRESENTADO COMO REQUISITO PARCIAL PARA  
OPTAR AL TÍTULO DE LICENCIADO EN QUÍMICA

CUMANÁ, 2025



UNIVERSIDAD DE ORIENTE  
NÚCLEO DE SUCRE  
ESCUELA DE CIENCIAS  
DEPARTAMENTO DE QUÍMICA

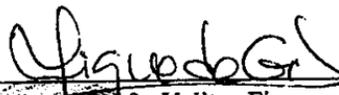
### VEREDICTO

Nosotros, Yelitza Figueroa, Glorys López y Víctor Ysava, en nuestro carácter de jurado examinador, ratificados por el Consejo de Escuela de Ciencias a recomendación de la Comisión de Trabajo de Grado, para emitir juicio sobre el trabajo titulado: **“ESTUDIO DEL EFECTO DE LA VARIACIÓN DEL pH EN SALIVA ARTIFICIAL EN EL PROCESO DE CORROSIÓN DEL ACERO INOXIDABLE 316LVM EMPLEADO EN IMPLANTES ODONTOLÓGICOS”** presentado por la Br. Adriana Del Carmen Cabeza Cedeño, C.I: 23.701.849, por la modalidad Tesis de Grado, según lo establecido en el ACTA 684 y como requisito parcial para optar al título de Licenciado en Química, decidimos que dicho trabajo ha sido:

Aprobado

En fe de lo anterior, se levanta la presente acta, en Cumaná a los catorce días del mes de marzo de dos mil veinticinco.

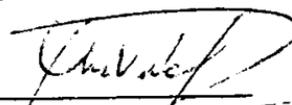
Asesor:



Prof. Yelitza Figueroa

Jurados:

  
Prof. Glorys López

  
Prof. Víctor Ysava

## **DEDICATORIA**

A mi madre, quien me acompaña en cada paso y no suelta mi mano en el camino.

A mis abuelos, desde el cielo son la luz que me da fuerzas para continuar.

A mis segundos padres, quienes siempre me motivan a seguir adelante.

A mi hermano, quien siempre ha estado para brindarme su apoyo.

Y, finalmente, a todos los que creyeron en mí.

## AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero agradecer a la *M.Sc.* Yelitza Figueroa por su dedicación y paciencia, sus palabras y correcciones han sido fundamentales para la finalización de esta tesis. Gracias por su guía y todos sus consejos.

Agradezco al Laboratorio de Corrosión del Instituto de Investigaciones en Biomedicina y Ciencias Aplicadas “Dra. Susan Tai” de la Universidad de Oriente (IIBCAUDO) por abrirme las puertas y brindarme la oportunidad de avanzar en mi carrera profesional.

También quiero agradecer a todos los docentes que han sido parte de mi camino universitario por transmitirme los conocimientos necesarios que me permitieron llegar hasta aquí.

## ÍNDICE

LISTA DE TABLAS .....	VII
LISTA DE FIGURAS.....	VIII
LISTA DE ABREVIATURAS .....	X
RESUMEN .....	XI
INTRODUCCIÓN .....	1
BIOMATERIALES .....	1
ACERO INOXIDABLE 316LVM .....	2
CORROSIÓN .....	4
CORROSIÓN EN EL ENTORNO BUCAL .....	6
TÉCNICAS ELECTROQUÍMICAS DE POLARIZACIÓN POTENCIODINÁMICA.....	7
Potencial a circuito abierto (PCA).....	9
Resistencia a la polarización ( $R_p$ ) .....	9
Curvas de Tafel.....	11
Polarización cíclica potenciodinámica (PCP).....	13
DIAGRAMAS DE POURBAIX .....	14
METODOLOGÍA .....	17
PREPARACIÓN DE LOS ELECTRODOS DE TRABAJO DE ACERO INOXIDABLE AUSTENÍTICO 316LVM .....	17
PREPARACIÓN DE LAS SOLUCIONES ELECTROLÍTICAS.....	18
Saliva artificial.....	18
Salivas artificiales modificadas .....	18
Medición del pH de las soluciones electrolíticas.....	18
ENSAYOS ELECTROQUÍMICOS .....	19
Medición del potencial a circuito abierto .....	19

Resistencia a la polarización.....	20
Extrapolación de Tafel.....	20
Curvas de polarización cíclica potenciodinámica.....	20
EVALUACIÓN MORFOLÓGICA MEDIANTE MICROSCOPIA ÓPTICA .....	21
RESULTADOS .....	23
DETERMINACIÓN DE LOS $pH$ DE ESTUDIO DE LAS SOLUCIONES ELECTROLÍTICAS MODIFICADAS .....	23
ENSAYOS ELECTROQUÍMICOS .....	25
Potencial a circuito abierto .....	25
Resistencia a la polarización.....	26
Curvas de Tafel.....	28
Relación entre la resistencia a la polarización y la rapidez de corrosión .....	30
Efecto del $pH$ en la rapidez de corrosión.....	31
Polarización cíclica potenciodinámica.....	32
EVALUACIÓN MORFOLÓGICA.....	36
CONCLUSIONES .....	39
BIBLIOGRAFÍA .....	40

## LISTA DE TABLAS

1. Composición química del acero inoxidable 316LVM.....	3
3. Valores de $pH$ experimentales para las soluciones modificadoras .....	23
4. Valores de $pH$ para la soluciones de saliva artificial modificadas con café, gaseosa y zumo de naranja a concentraciones de 25 % v/v .....	23
5. Composición química del grano de café Arábica y Robusta.....	24
6. Composición de la naranja.....	24
7. Composición de la gaseosa.....	24
8. Parámetros electroquímicos de potencial a circuito abierto (PCA) para la muestra 316LVM a las diferentes condiciones de $pH$ evaluadas .....	26
9. Valores de $R_p$ del acero 316LVM en saliva artificial sin modificar y saliva artificial modificada a los diferentes $pH$ estudiados .....	28
10. Parámetros electroquímicos de las diferentes condiciones estudiadas, hallados con las curvas de polarización lineal potenciodinámica.....	30
11. Parámetros electroquímicos de PCP del acero 316LVM en saliva artificial sin modificar y modificada a los diferentes $pH$ estudiados.....	35

## LISTA DE FIGURAS

1. Micrografía austenítica .....	3
2. Representación gráfica de una curva de polarización potenciodinámica .....	8
3. Representación gráfica de pendientes de Tafel teóricas .....	12
4. Esquema de curva que se obtiene la polarización cíclica potenciodinámica.....	14
5. Diagrama de Pourbaix para el hierro, mostrando a) especies estables y b) zonas de pasividad, inmunidad y corrosión .....	15
6. Cortadora abrasiva con disco de diamante marca LECO, modelo Vc-50 .....	17
7. Solución de saliva artificial.....	18
8. Montaje de la celda electrolítica para la realización de los ensayos electroquímicos .	19
9. Software <i>GAMRY Framework</i> .....	21
10. Microscopio óptico utilizado para el análisis microestructural marca ZEISS, modelo <i>AXIOVERT 40 MAT</i> .....	21
11. Curvas de PCA del acero 316LVM en saliva artificial a un <i>pH</i> de 7,08 y saliva artificial modificada a los diferentes <i>pH</i> estudiados por un tiempo de inmersión de 1800 s.....	25
12. Curva de $R_p$ del acero 316LVM en saliva artificial sin modificar.....	27
13. Curva de $R_p$ del acero 316LVM en saliva artificial modificada con café.....	27
14. Curva de $R_p$ del acero 316 LVM en saliva artificial modificada con gaseosa.....	27
15. Curva de $R_p$ del acero 316LVM en saliva artificial modificada con zumo de naranja .....	28
16. Curvas de Tafel del acero 316 LVM en saliva artificial sin modificar.....	29
17. Curvas de Tafel del acero 316 LVM en saliva artificial modificada con café .....	29
18. Curvas de Tafel del acero 316 LVM en saliva artificial modificada con gaseosa.....	29
19. Curvas de Tafel del acero 316 LVM en saliva artificial modificada con zumo de naranja.....	30
20. Relación entre la resistencia a la polarización y la velocidad de corrosión.....	31
21. Efecto del <i>pH</i> en la rapidez de corrosión.....	31
22. Superposición del diagrama de Pourbaix para el Fe, Cr y Mo en agua a 25 °C.....	32

23. Curva de PCP del acero 316LVM en saliva artificial a un pH de 7,08 .....	32
24. Curva de PCP del acero 316LVM en saliva artificial sin modificar .....	33
25. Curva de PCP del acero 316LVM en saliva artificial modificada con café .....	34
26. Curva de PCP del acero 316LVM en saliva artificial modificada con gaseosa .....	34
27. Curva de PCP del acero 316LVM en saliva artificial modificada con zumo de naranja.....	34
28. Comparación de las curvas de PCP del acero 316LVM en saliva artificial y saliva artificial modificada a los diferentes pH estudiados .....	35
29. Micrografía del acero 316LVM en saliva artificial sin modificar a un pH de 7,08 (100x).....	36
30. Micrografía del acero 316LVM en saliva artificial modificada con café a un pH de 6,72 (100x).....	37
31. Micrografía del acero 316LVM en saliva artificial modificada con gaseosa a un pH de 5,70 (100x) .....	37
32. Micrografía del acero 316LVM en saliva artificial modificada con zumo de naranja a un pH de 3,57 (100x) .....	37

## LISTA DE ABREVIATURAS

*ASTM*: Asociación estadounidense para pruebas y materiales

$E_{corr}$ : Potencial de corrosión

$E_{pic}$ : Potencial de picadura

$E_{pro}$ : Potencial de protección

$E_{pas}$ : Potencial de pasivación

$I_{corr}$ : Corriente de corrosión

*mpy*: Milésimas de pulgada por año

pic mm<sup>2</sup>: Picaduras por milímetro cuadrado

PCA: Potencial a circuito abierto

PCP: Polarización cíclica potenciodinámica

$R_p$ : Resistencia a la polarización

$V_{corr}$ : Rapidez de corrosión

## RESUMEN

Se evaluó el comportamiento electroquímico de la aleación de acero inoxidable 316LVM. Para ello se emplearon soluciones electrolíticas de saliva artificial modificadas a diferentes  $pH$  de estudio con bebidas de uso común como café, gaseosa y zumo de naranja. La evaluación se realizó a través de las técnicas electroquímicas de potencial a circuito abierto, resistencia a la polarización, curvas de Tafel y polarización cíclica potenciodinámica. Se evaluaron parámetros como el potencial de corrosión ( $E_{corr}$ ), la rapidez de corrosión ( $V_{corr}$ ), el potencial de picadura ( $E_{pic}$ ) y el potencial de protección ( $E_{pro}$ ) de la aleación de estudio. Los resultados obtenidos se compararon con los de las muestras sometidas a la solución electrolítica de saliva artificial sin modificar. Estos indicaron que las condiciones con  $pH$  bajos (zumo de naranja) presentan una menor resistencia a la polarización lineal y una mayor rapidez de corrosión, con valores de 1,467  $k\Omega$  y 1,170  $mpy$ , respectivamente, en comparación con las otras condiciones evaluadas de  $pH$  más elevados. De igual forma, para las condiciones con zumo de naranja se obtuvo una mayor susceptibilidad a la corrosión localizada, con un  $E_{pic}$  de 1296,0 mV y  $E_{pro}$  de 449,1 mV.

## INTRODUCCIÓN

### **Biomateriales**

El concepto de biomateriales ha ido evolucionando en el tiempo, de acuerdo a las necesidades y al entendimiento que se ha logrado de la interacción material-tejido vivo. Un biomaterial se define comúnmente como un material destinado a interactuar con sistemas biológicos para tratar o reemplazar cualquier tejido, órgano o función del cuerpo (1). Hasta hace unos años los biomateriales eran esencialmente materiales industriales seleccionados con el único criterio de que fueran biológicamente aceptables, es decir, no tóxicos. Sin embargo, actualmente los biomateriales son diseñados, sintetizados y procesados pensando en la aplicación médica a la cual serán destinados, es decir, los biomateriales deben ser bio-funcionales además de inertes, donde la funcionalidad se refiere a la habilidad del implante para realizar la función para la cual es diseñado. Estos pueden ser de distintas clases según el uso al que estén destinados, entre las cuales están los polímeros, los metales y las cerámicas (2).

La propiedad más importante que debe tener un material para uso biomédico es la biocompatibilidad seguida por la resistencia a la corrosión. Los principales materiales metálicos empleados son aceros inoxidable, aleaciones de cobalto, titanio y aleaciones de titanio. Los aceros inoxidable fueron los primeros materiales en ser usados como biomateriales y el titanio-aleaciones de titanio son nuevos materiales en este campo que poseen ventajas tan importantes como mejor biocompatibilidad y excelentes propiedades mecánicas (3).

Los materiales metálicos presentan buenas propiedades mecánicas (resistencia, tenacidad, entre otros) respecto a otros materiales como los polímeros y cerámicos. Esto hace que sean los más adecuados para ciertas aplicaciones estructurales, como las prótesis articulares, placas de osteosíntesis, tornillos de fijación o implantes dentales, entre otras. Dichos materiales implantables, deben presentar una buena resistencia a la corrosión, ya que si se produce la oxidación del metal por el ambiente hostil del cuerpo

humano, además de que el implante se debilita, se produce una liberación de productos de corrosión a los tejidos circundantes que tienen como consecuencia efectos no deseados (4).

El incremento en el uso de biomateriales metálicos para tratamientos tanto en el campo médico como en el odontológico, ha estimulado la realización de numerosas investigaciones relacionadas con la producción de elementos tóxicos para la salud, una vez que dichos materiales entran en contacto continuo con la cavidad bucal (5). Uno de los principales factores que determinan la durabilidad de un material a ser usado en la boca es su estabilidad química. Los materiales no deben desprender constituyentes importantes dentro de los fluidos orales (6).

### **Acero inoxidable 316lvm**

Los aceros inoxidables, se utilizan convencionalmente en ortopedia, teniendo como principales ventajas su bajo coste, buenas propiedades mecánicas y fácil procesamiento (7). Se le llama inoxidable debido a la presencia del cromo y níquel en su composición como principales elementos aleantes. El cromo forma el óxido que protege al resto del acero de la corrosión y el níquel es el elemento que le da la tenacidad. Se pueden trabajar fácilmente en caliente o en frío y no endurecen por tratamiento térmico. El acero inoxidable 316L (16-18 % Cr, 10-14 % Ni y del 2 al 3 % Mo) es el resultado de reducir el contenido en carbono del acero inoxidable 316 de 0,08 % al 0,03 % para obtener mejor resistencia a la corrosión (4).

El acero 316 LVM es una aleación ferrosa que presenta una microestructura austenítica, también conocida como gamma hierro. Es una forma de ordenamiento específico de los átomos de hierro y carbono. Está formada por cristales cúbicos centrados en las caras FCC, en donde se diluyen en solución sólida los átomos de carbono en los intersticios, hasta un máximo. Esta permite una mejor difusión con el carbono, acelerando así el proceso de carburación del acero. Es estabilizada por elementos de aleación gammaógenos, que son principalmente níquel, manganeso y nitrógeno (8). La composición del acero

316 LVM se muestra en la tabla 1.

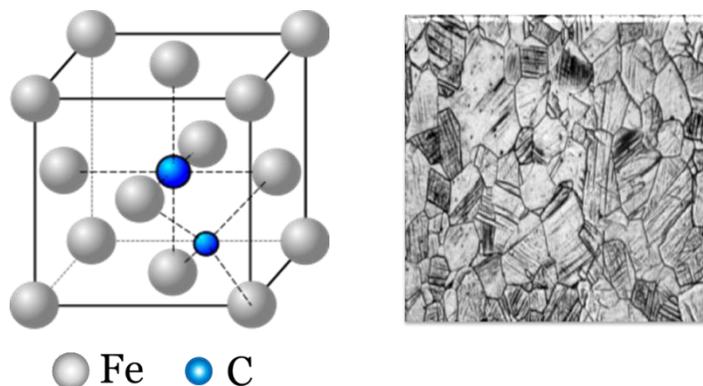


Figura 1. Micrografía austenítica

Tabla 1. Composición química del acero inoxidable 316LVM

Elemento	Porcentaje en masa (%)	
	Mín.	Máx.
C	-	0,030
Si	-	1,000
Mn	-	2,000
P	-	0,025
S	-	0,010
N	-	0,100
Cr	17,000	19,000
Mo	2,250	3,500
Ni	13,000	15,000
Cu	-	0,050
Fe	Balance	

El proceso de fabricación de fundición al vacío del acero inoxidable 316LVM le da un alto grado de pureza y limpieza, ya que le proporciona una microestructura libre de ferrita y otros contaminantes. Es una aleación baja en carbono, alta en cromo, níquel y molibdeno, por lo que tiene una alta resistencia a la corrosión y buenas propiedades mecánicas. Estas características hacen la aleación ideal para aplicaciones médicas como implantes quirúrgicos. Sin embargo, su uso como biomaterial es cuestionada por su contenido de níquel, debido a la intolerancia a dicho metal que algunas personas puedan presentar (9).

## Corrosión

El término corrosión se define como el proceso de interacción entre un material y su entorno químico, que conduce a la pérdida de sustancia del material, al cambio en sus características estructurales o a la pérdida de integridad estructural. De manera más general, puede entenderse como la tendencia general que tienen los materiales a buscar su forma de mayor estabilidad o de menor energía interna (1).

La forma más pertinente de corrosión relacionada con los biomateriales metálicos es la corrosión acuosa. Ésta se produce cuando tienen lugar reacciones electroquímicas en una superficie metálica en un electrolito acuoso. Siempre se producen dos reacciones: la reacción anódica, que produce iones metálicos, por ejemplo, la oxidación de un metal:



Y la reacción catódica, en la que se consumen los electrones así generados. La reacción catódica exacta dependerá de la naturaleza del electrolito, pero dos de las más importantes en medios acuosos son la reducción del hidrógeno (ecuación 2) y la reducción del oxígeno disuelto en soluciones ácidas (ecuación 3) o en soluciones neutras o básicas (ecuación 4):



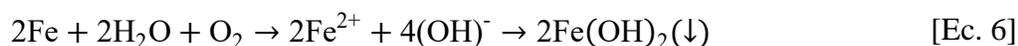
En todos los procesos de corrosión, la velocidad de la reacción anódica o de oxidación debe ser igual a la velocidad de la reacción catódica o de reducción. Este es un principio básico de la corrosión metálica de base electroquímica. Todo el proceso de corrosión puede detenerse impidiendo cualquiera de estas reacciones (10).

Tomando como ejemplo la corrosión del hierro en un medio acuoso que contiene

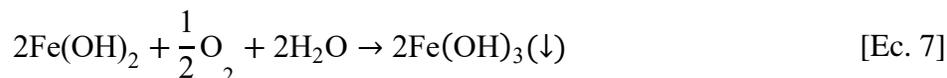
oxígeno disuelto, en la reacción anódica, es decir, la reacción de oxidación, el metal se disuelve y se transfiere a la solución en forma de iones, de acuerdo a:



Sumando las reacciones parciales de reducción en soluciones neutras o básicas (ecuación 4) y oxidación (ecuación 5) se obtiene la reacción electroquímica fundamental de la corrosión:



El hidróxido ferroso ( $\text{Fe}(\text{OH})_2$ ) precipita debido a su insolubilidad en la solución acuosa oxigenada y se convierte en hidróxido férrico hidratado, de acuerdo a:



El hidróxido férrico ( $\text{Fe}(\text{OH})_3$ ) es un sólido de color marrón rojizo que se forma en las etapas iniciales de corrosión y que cuando está deshidratado se convierte en óxido férrico:



En caso de que la cantidad de oxígeno sea limitada, la reacción resultará en la formación de óxido ferroso-diférrico ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ , magnetita). Una vez que ocurre la formación de óxido en la superficie del metal, el área debajo del depósito es propensa a la interacción con el agua, aire u otras sustancias presentes en el medio ambiente, debido a que las capas de óxidos son porosas y por ende no protectoras, por lo tanto, la corrosión del metal puede continuar debajo de la capa de óxido (11).

### **Corrosión en el entorno bucal**

Los biomateriales usados en la ortodoncia para implantes dentales conforman un conjunto de aleaciones metálicas colocadas para corregir o restaurar piezas dentales y preservar la correcta función masticatoria (12). La aleación al estar en contacto o combinarse con una secreción orgánica como lo es la saliva conjuntamente con los líquidos, comidas ingeridas y los residuos alimenticios que no pasan al torrente digestivo, se quedan fielmente adheridos a las superficies metálicas acelerando reacciones no deseadas entre el medio bucal y los implantes (13).

El entorno en la cavidad oral no está bien definido. La composición de la saliva humana en realidad varía considerablemente entre los individuos. Muchos productos alimenticios son ácidos y tienen un alto contenido de cloruro; por lo tanto, son significativamente más corrosivos que la saliva. Además, la higiene bucal tiene un fuerte efecto sobre la corrosividad del entorno oral considerando que muchos productos y soluciones dentales contienen fluoruro, que es perjudicial para la capa pasiva (1).

La cavidad bucal proporciona un entorno ideal y único para estudiar los procesos biológicos que involucran prótesis dentales metálicas. Los materiales dentales en la boca interactúan continuamente con fluidos fisiológicos. Los tejidos orales están expuestos a un verdadero bombardeo de estímulos químicos y físicos, así como al metabolismo de unas 30 especies de bacterias (se dice que el recuento total de bacterias salivales es de cinco mil millones / ml de saliva). Sin embargo, en su mayor parte, los tejidos orales distintos de los tejidos dentales siguen siendo saludables. La saliva es una solución hipotónica que contiene bioactonato, cloruro, potasio, sodio, compuestos nitrogenados y proteínas (14). El pH de la saliva varía de 5,2 a 7,8. Los dientes funcionan en uno de los entornos más inhóspitos del cuerpo humano. Están sujetos a mayores variaciones de temperatura que la mayoría de las otras partes, y hacen frente a las temperaturas frías (0 °C) hasta el café caliente y la sopa (60 °C). La corrosión, la degradación gradual de los materiales por ataque electroquímico, es especialmente preocupante cuando se colocan aparatos de ortodoncia en el entorno electrolítico hostil provisto por la boca

humana (15,16). Factores como la temperatura, la cantidad y la calidad de la saliva, la placa, el pH, las proteínas, las propiedades físicas y químicas de los alimentos / líquidos, las condiciones bucales y las sustancias pueden influir en los procesos de corrosión (17).

### **Técnicas electroquímicas de polarización potenciodinámica**

Gracias al avanzado uso de la electrónica, las técnicas electroquímicas se han refinado y nos permiten explorar la interacción electrón/ión que tienen lugar en la interfase de un metal inmerso en una solución acuosa. Estas técnicas han adquirido una gran importancia, pues con el uso de nuevos materiales, se hace necesario el poder conocer los mecanismos de los procesos que se dan en estas interfases, especialmente los procesos de corrosión, y así proponer estrategias de preservación de diferentes materiales (18,19).

La termodinámica nos permite calcular y determinar qué reacciones no se producirán, ya que sólo puede proporcionar las respuestas negativas. Necesitamos información cinética para determinar qué ocurrirá a una velocidad que pueda ser de interés práctico o, al menos, a una velocidad que pueda detectarse.

La Teoría del Estado de Transición puede utilizarse para obtener la ecuación de Butler-Volmer. Esta ecuación sólo es válida para reacciones controladas por activación. Un gráfico de la relación corriente-potencial se denomina comúnmente curva de polarización. Dos casos límite (aproximaciones) de la ecuación de Butler-Volmer dan lugar a dos ecuaciones importantes para los ensayos de corrosión: La extrapolación de Tafel y la resistencia de polarización (20). Esta última se utiliza en las mediciones de resistencia de polarización lineal (21,22).

Para un sistema en el que los procesos de electrodo implican un paso de reacción lento en la superficie del electrodo, la velocidad de reacción está limitada por la sobretensión de activación; la relación entre la velocidad de reacción, o densidad de corriente neta  $i$ , y la fuerza impulsora de la reacción, o potencial  $E$ , viene dada por la ecuación de Butler-

Volmer. Esta ecuación relaciona  $i$ , para un proceso de electrodo único, como la ecuación 5 con  $E$  mediante la siguiente fórmula,

$$i = i_0 \left[ e^{\left(\frac{\alpha z F \eta}{RT}\right)} - e^{\left(\frac{(1-\alpha) z F \eta}{RT}\right)} \right] = i_0 \left[ e^{\left(\frac{\alpha z F (E - E_{rev})}{RT}\right)} - e^{\left(\frac{(1-\alpha) z F (E - E_{rev})}{RT}\right)} \right] \quad [\text{Ec. 9}]$$

donde  $\eta$  es el sobrepotencial,  $i_0$  la densidad de corriente de intercambio (velocidad de la reacción de media celda directa o inversa) al potencial de equilibrio  $E_{rev}$ ,  $\alpha$  el coeficiente de transferencia (normalmente cercano a 0,5, pero debe estar entre 0 y 1), y  $z$  el número de electrones transferidos.

La representación gráfica de la ecuación de Butler-Volmer, como se muestra en la figura 2, se denomina curva de polarización (23).

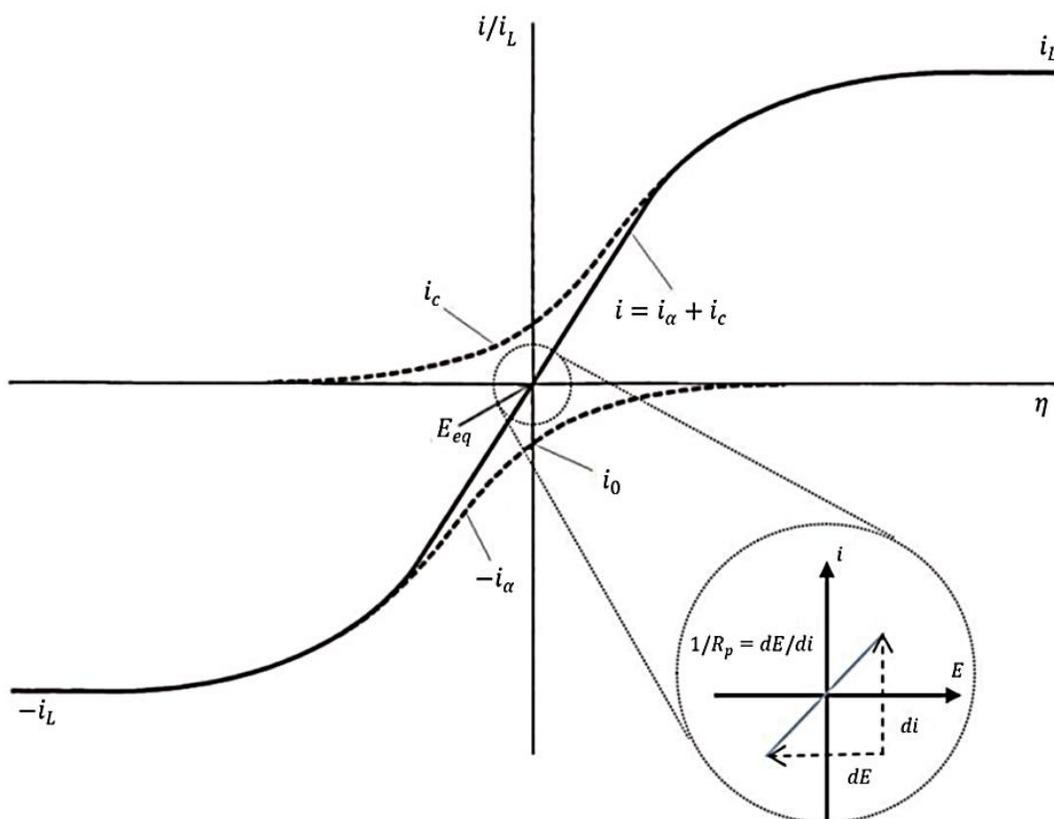


Figura 2. Representación gráfica de una curva de polarización potenciodinámica

### **Potencial a circuito abierto (PCA)**

Antes de definir los métodos de extrapolación de las curvas de Tafel y resistencia a la polarización, es pertinente describir la técnica de PCA, que se debe aplicar necesariamente antes de iniciar cualquier ensayo electroquímico referente a la corrosión de un material.

Para la medición del potencial de una muestra metálica en un sistema electroquímico no hay aplicación alguna de flujo de corriente hacia el sistema, únicamente se mide el potencial de la muestra (electrodo de trabajo) inmersa en un medio, con respecto a un potencial fijo (electrodo de referencia) a través del tiempo, es decir, el potencial de corrosión ( $E_{corr}$ ).

El potencial de un metal que se corroe es muy útil en los estudios de corrosión y se puede obtener fácilmente en el laboratorio y en condiciones de campo y se determina midiendo la diferencia de potencial existente entre el metal sumergido en un medio corrosivo y un electrodo de referencia apropiado. La medición de la diferencia de potencial entre el metal que se corroe y el electrodo de referencia se lleva a cabo con la ayuda de un potenciómetro (24).

### **Resistencia a la polarización ( $R_p$ )**

En general, una interfase electroquímica puede ser reducida al concepto de una interfase electrificada. En dicha interfase existe un factor resistivo asociado al impedimento o la resistencia al proceso de transferencia de electrones de la interfase electrodo-solución, es decir, esta resistencia controla la cantidad y rapidez de transporte a través de la doble capa electroquímica. Este factor resistivo es llamado en electroquímica resistencia a la polarización ( $R_p$ ) y determina la cinética de las reacciones ocurridas en la interfase electrodo-solución (19).

Para poder calcular el valor de la resistencia a la polarización de un metal es necesario excitar la interfase, pero sin perturbar el estado de equilibrio que ella ha establecido, por

lo que se hace necesario utilizar señales de excitación suficientemente pequeñas (campos eléctricos pequeños), de tal manera que no cambien el estado eléctrico de esta interfase (25,26,27).

La teoría de Stern y Geary (28) se basa en un proceso de corrosión simplificado suponiendo que durante el proceso de corrosión sólo intervienen una reacción anódica y una reacción catódica.

En la figura 2, la relación lineal entre la resistencia a la polarización y la velocidad de corrosión puede ilustrarse fácilmente de forma gráfica. En la pequeña región cercana al potencial de corrosión,  $E_{corr}$ , sólo se aplica un potencial de perturbación muy pequeño, normalmente inferior a 30 mV (típicamente 10 mV), por encima o por debajo del potencial de corrosión, lo que produce una relación lineal entre el sobrepotencial ( $\eta = E - E_{corr}$ ) o la polarización a partir del potencial de corrosión y la corriente. Debido a esta excitación suave, no se espera que la técnica de resistencia a la polarización lineal interfiera con las reacciones de corrosión. La pendiente de esa curva linealizada ( $i - E$ ) se define como la resistencia a la polarización,  $R_p$ , de un electrodo en corrosión (en  $\Omega \cdot \text{cm}^{-2}$  si se representa la densidad de corriente o en  $\Omega$  si se representa la corriente), que se interpreta matemáticamente como:

$$R_p = \left( \frac{\partial \eta}{\partial i} \right)_{|E - E_{corr} = 0} \quad [\text{Ec. 10}]$$

donde  $i$  es la densidad de corriente correspondiente a un valor particular de  $E$ .

La corriente de corrosión,  $I_{corr}$ , puede calcularse cuando el sobrepotencial se aproxima a cero y se relaciona con  $R_p$  de la siguiente manera:

$$I_{corr} = \frac{1}{R_p} \cdot \frac{\beta_a \beta_c}{2,303(\beta_a + \beta_c)} \quad [\text{Ec. 11}]$$

donde  $\beta_a$  y  $\beta_c$  son las llamadas pendientes anódica y catódica de Tafel o parámetros de Tafel, respectivamente. Así pues, la densidad de corriente de corrosión,  $i_{corr}$ , puede calcularse a partir de la ecuación si se conocen  $R_p$  y las constantes de Tafel ( $\beta_a$  y  $\beta_c$ ) (23).

### Curvas de Tafel

En 1905, Julius Tafel (29) presentó la relación experimental entre la corriente,  $I$ , y el sobrepotencial,  $\eta$ , durante un ensayo electrocatalítico de la reacción de reducción del hidrógeno (es decir, protones para formar hidrógeno molecular) en una serie de metales de electrodo tales como Hg, Sn, Bi, Au, Cu, Ni, entre otros:

$$\eta = a + b \log I \quad [\text{Ec. 12}]$$

donde el sobrepotencial  $\eta$  se define como la diferencia entre el potencial del electrodo de trabajo,  $E$ , y el potencial de equilibrio.

Se ha demostrado la existencia de una relación lineal entre  $E$  y  $\log I$  cuando el electrodo se polariza a potenciales suficientemente grandes, y alejados del potencial de corrosión tanto en sentido anódico como catódico, como puede observarse en la curva de polarización representada en la figura 3. Las porciones en las que prevalecen tales relaciones se denominan ramas de Tafel o regiones de Tafel.

Esto puede expresarse matemáticamente como:

$$I = I_{corr} \left[ e^{\left(\frac{2,303\eta}{\beta_a}\right)} - e^{\left(-\frac{2,303\eta}{\beta_c}\right)} \right] = I_{corr} \left[ e^{\left(\frac{2,303(E - E_{corr})}{\beta_a}\right)} - e^{\left(-\frac{2,303(E - E_{corr})}{\beta_c}\right)} \right] \quad [\text{Ec. 13}]$$

donde  $E_{corr}$  es el potencial de corrosión,  $E$  el potencial aplicado,  $\eta$  el sobrepotencial (diferencia entre  $E$  y  $E_{corr}$ ),  $I$  la corriente,  $I_{corr}$  la corriente de corrosión, y  $\beta_a$  y  $\beta_c$  son las constantes de Tafel derivados de las gráficas de  $E - \log I$  como las pendientes anódica y catódica en las regiones de Tafel, respectivamente.

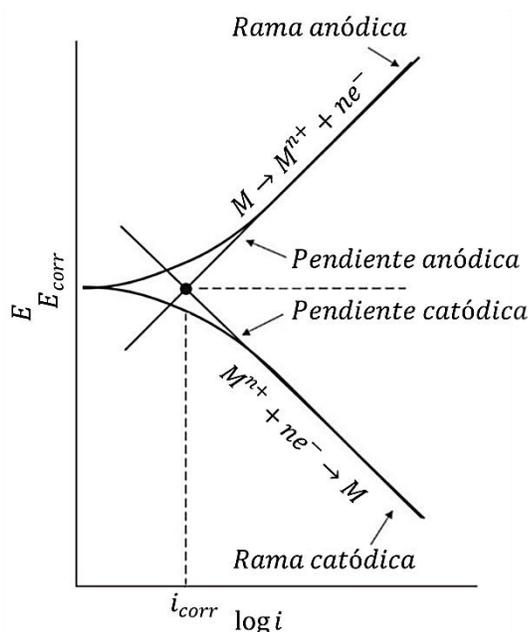


Figura 3. Representación gráfica de pendientes de Tafel teóricas

Extrapolando a partir de las porciones de Tafel anódicas o catódicas o ambas, se obtiene un punto de intersección en  $E_{corr}$ , a partir del cual  $I_{corr}$  está fácilmente disponible a partir del eje  $\log I$ . Por lo tanto, es posible obtener simultáneamente la corriente de corrosión,  $I_{corr}$ , y las constantes de Tafel a partir de este método.

Para obtener las porciones de Tafel en las regiones anódica y catódica, el electrodo debe polarizarse lejos de su potencial de corrosión, por ejemplo, a 250 mV del  $E_{corr}$ . La ecuación 13 puede reordenarse, según convenga, para elegir una única dirección de polarización, ya sea anódica o catódica.

A valores suficientemente grandes de  $\eta$  ( $100 \text{ mV} \leq \eta \leq 500 \text{ mV}$ ), en la dirección anódica (es decir,  $\eta = \eta_a$ ), la ecuación puede reordenarse como,

$$\eta_a = \beta_a \log \frac{I}{I_{corr}} \quad [\text{Ec. 14}]$$

Asimismo, a valores suficientemente mayores de  $\eta$ , en la dirección catódica (es decir,

$\eta = \eta_c$ ), la ecuación puede modificarse como,

$$\eta_c = -\beta_c \log \frac{I}{I_{corr}} \quad [\text{Ec. 15}]$$

Con esta técnica se puede obtener información cinética (coeficientes  $\beta$ ) para las reacciones anódicas y reacciones catódicas, además permite la determinación de  $I_{corr}$  y, por lo tanto, el cálculo de la rapidez de corrosión ( $V_{corr}$ ). Es importante resaltar, que al excitar la interfase con las condiciones dadas por Tafel, se pierden las condiciones de equilibrio de esta, y la respuesta es por tanto no lineal (19). La rapidez de corrosión de un metal se calcula a partir de la siguiente ecuación:

$$V_{corr} = \frac{k \cdot I_{corr} \cdot M_{eq}}{\rho} \quad [\text{Ec. 16}]$$

donde,  $V_{corr}$  corresponde a la rapidez de corrosión expresada en mm/año;  $k$  es un factor de conversión igual a  $3,27 \times 10^{-3}$  expresado en mm/ $\mu\text{A cm año}$ ;  $I_{corr}$  es la densidad de corriente de corrosión expresada en  $\mu\text{A/cm}^2$ ;  $\rho$  es la densidad del metal en  $\text{g/cm}^3$  y  $M_{eq}$  corresponde a la masa equivalente del metal la cual se expresa convenientemente en g (30).

### **Polarización cíclica potenciodinámica (PCP)**

La técnica de polarización cíclica potenciodinámica (PCP), es un método de gran utilidad a la hora de estudiar la susceptibilidad a la corrosión localizada como picaduras y hendiduras, así como al análisis de la repasivación de un material en un medio acuoso dado. Se toma como referencia la norma *ASTM G61-86*; donde se establece que la polarización del sistema consiste en el barrido del potencial del electrodo de trabajo en el rango anódico del sistema, tal como se muestra en la figura 4. La variación del potencial se realiza a una velocidad constante mientras se adquiere en tiempo real la densidad de corriente de respuesta del material en estudio. El término cíclico del ensayo

se refiere al cambio del barrido del potencial hacia valores catódicos al alcanzar una densidad de corriente determinada. La medición del potencial es de manera referencial con respecto a otro electrodo, en donde Calomel saturado es comúnmente utilizado (31).

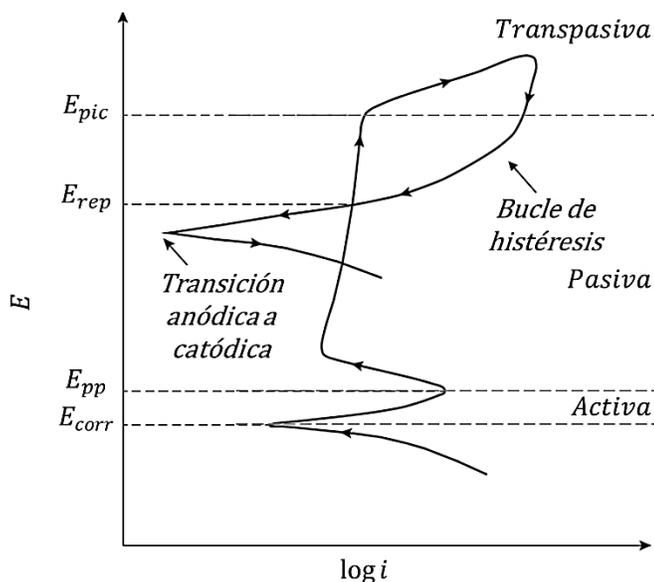


Figura 4. Esquema de curva que se obtiene la polarización cíclica potenciodinámica

### Diagramas de pourbaix

El estado de energía de un metal en una disolución electrolítica está fuertemente influenciado por el  $pH$  de la disolución y las características particulares del metal. Bajo estas consideraciones, Pourbaix desarrolló una forma sencilla de representar reacciones en un plano, tomando como coordenadas el potencial electroquímico y el  $pH$ , con los denominados diagramas de Pourbaix o diagramas de estabilidad termodinámica. En estos diagramas, los parámetros potencial,  $E$ , y  $pH$  son mostrados en gráficas para los diversos equilibrios sobre coordenadas cartesianas normales con  $E$  como eje vertical u ordenadas y el  $pH$  como eje horizontal o abscisas. El diagrama tiene en cuenta los equilibrios electroquímicos y químicos de metales en agua. Debido a que existen varios equilibrios para cada metal considerado, solamente un metal puede ser representado claramente en un diagrama. Los datos de estos equilibrios contenidos en los diagramas  $E - pH$  se consideran de tal valor que estos han sido preparados para la mayoría de los metales en un atlas (32).

Las reacciones de reducción del hidrógeno y del oxígeno son importantes en el fenómeno de corrosión, por lo tanto, sus equilibrios están contenidos en el diagrama de Pourbaix.

El diagrama de Pourbaix para el hierro, según se muestra en la figura 5, define zonas en las que las especies químicas pueden estar como sólidos insolubles ( $\text{Fe}$ ,  $\text{Fe}(\text{OH})_2$  y  $\text{Fe}(\text{OH})_3$ ) y solubles, como iones ( $\text{Fe}^{2+}$  y  $\text{Fe}^{3+}$ ) (33). Las zonas se dividen en zona de pasividad, zona de inmunidad y zona de corrosión.

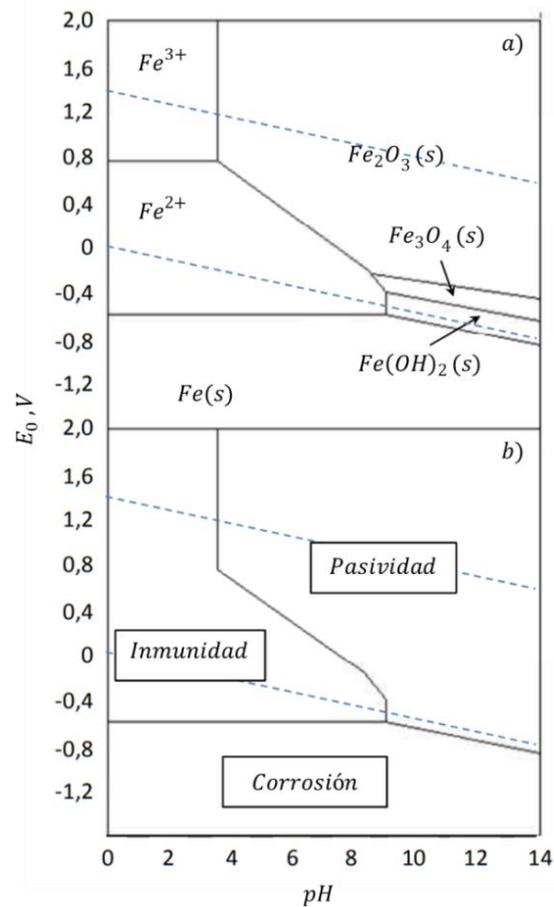


Figura 5. Diagrama de Pourbaix para el hierro, mostrando a) especies estables y b) zonas de pasividad, inmunidad y corrosión

- Zona de pasividad: Los hidróxidos de hierro forman una capa protectora sobre la superficie del metal, que reduce su actividad química y, por lo tanto, su velocidad de corrosión, por ello se le denomina zona de pasividad.

- Zona de inmunidad: En esta región del diagrama la especie termodinámicamente estable es el hierro metálico, por lo tanto, el metal es inmune y no sufre corrosión.
- Zona de corrosión: Las especies estables del hierro se encuentran como iones, por lo tanto es una condición favorable para la disolución del metal.

## METODOLOGÍA

### **Preparación de los electrodos de trabajo de acero inoxidable austenítico 316lvm**

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. El material fue suministrado por la empresa Sandvik Venezuela (Caracas, Venezuela). Este acero es considerado de tipo quirúrgico, y fue fundido al vacío para obtener los altos niveles de pureza y limpieza requeridos para los implantes quirúrgicos.

Para realizar los ensayos electroquímicos, se cortaron muestras con un área de aproximadamente  $1 \text{ cm}^2$  utilizando una cortadora abrasiva marca LECO, modelo Vc-50, luego se realizó un desbaste metalográfico utilizando cintas abrasivas de carburo de silicio (SiC) N°: 240, 320, 400, 600 y 1200, y alúmina de  $0,1 \mu\text{m}$ , siguiendo la norma ASTM E3-11 para estudios metalográficos, hasta obtener una superficie lo más plana y pulida posible para dicha muestra. Posteriormente se limpiaron con agua destilada y seguido de acetona (34).



Figura 6. Cortadora abrasiva con disco de diamante marca LECO, modelo Vc-50

## **Preparación de las soluciones electrolíticas**

### **Saliva artificial**

La solución electrolítica de saliva artificial se preparó en la Facultad de Farmacia departamento Fórmulas Mágicas de la Universidad Central de Venezuela, y su composición se presenta a continuación: metilcelulosa ( $C_{14}O_{10}H_{30}$ ), cloruro de potasio (KCl), sorbitol ( $C_6H_{14}O_6$ ), cloruro de magnesio ( $MgCl_2$ ), fosfato bibásico de potasio ( $K_2HPO_4$ ), agua destilada.



Figura 7. Solución de saliva artificial

### **Salivas artificiales modificadas**

Las soluciones electrolíticas modificadas a diferentes  $pH$  de estudio se modificaron con bebidas de uso común como son café, zumos de naranja y gaseosa (Pepsi®) a concentraciones de 25 % v/v en saliva artificial. El café se preparó con agua desionizada y a una misma cantidad de café a fin de mantener constante dicha concentración (13,35).

### **Medición del $pH$ de las soluciones electrolíticas**

El  $pH$  de las soluciones electrolíticas se midió utilizando un  $pH$ metro digital modelo 3310 marca JENWAY.

### Ensayos electroquímicos

Esta técnica se realizó a través de una celda electroquímica convencional la cual constó de tres electrodos, el primero, un electrodo de referencia de calomelano saturado (ESC), inmerso en un tubo de Luggin, el cual contenía una solución saturada de cloruro de potasio (KCl), un electrodo auxiliar de platino y el electrodo de trabajo (muestra de estudio), ambos con su respectiva conexión a las salidas del equipo, en esta prueba se utilizó un potenciostato/galvanostato marca *GAMRY, Reference 600*, conectado a un computador. Se obtuvieron gráficas de potencial a circuito abierto (PCA), resistencia a la polarización lineal ( $R_p$ ), curvas de polarización lineal potenciodinámica (curvas de Tafel) y polarización cíclica potenciodinámica (PCP).

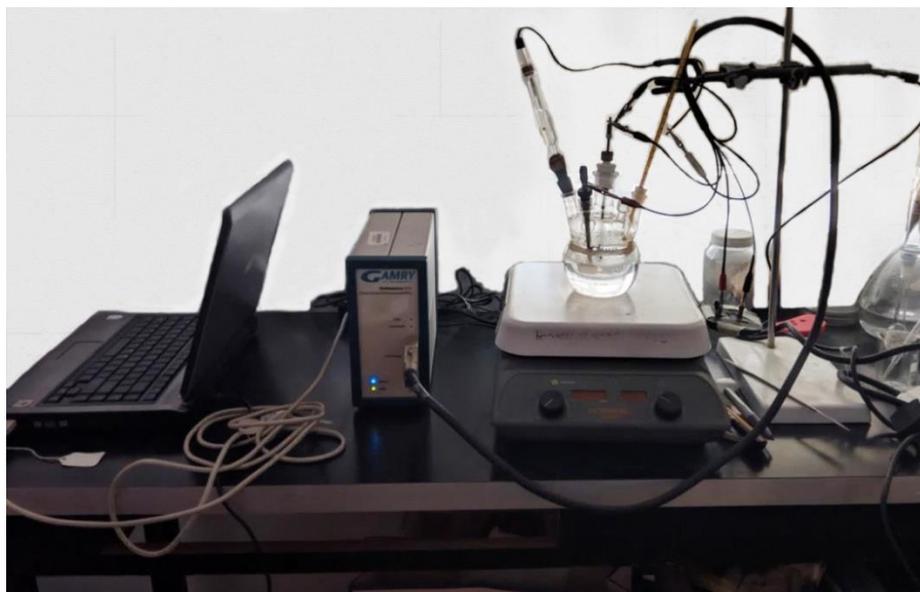


Figura 8. Montaje de la celda electrolítica para la realización de los ensayos electroquímicos

### Medición del potencial a circuito abierto

Para la medición del potencial de circuito abierto o potencial de equilibrio de la muestra de estudio, se procedió a montar la celda y soluciones electrolíticas descritas con anterioridad, ambos electrodos con sus respectivas conexiones a las salidas del potenciostato/galvanostato. La temperatura de la solución electrolítica se llevó a  $37\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$  mediante el uso de una plancha de calentamiento Barnstead/Thermolyne, y así se

mantuvo la temperatura similar a la del cuerpo humano, esta se mantuvo constante durante todos los experimentos. Finalmente se dejó el sistema ensamblado por un lapso de media hora (1800 s), para así lograr la estabilización del potencial de la muestra y poder medir el valor de esta en equilibrio en el tiempo. Es muy importante conocer el potencial de equilibrio del electrodo de trabajo, ya que esto es un indicativo de la tendencia a la corrosión del metal o aleación que se evalúa.

### **Resistencia a la polarización**

La técnica de resistencia a la polarización se emplea para obtener una rápida estimación de la resistencia de un metal en un determinado medio electrolítico. Para determinar dicha resistencia a la polarización de las muestras, se realizaron barridos en un intervalo de  $\pm 20$  mV alrededor del potencial de circuito abierto. La rapidez de barrido utilizada en estos ensayos fue de  $2 \text{ mV s}^{-1}$ , siguiendo la norma *ASTM G59-23* (19).

### **Extrapolación de Tafel**

Una vez conocido el potencial de equilibrio de la muestra de trabajo, se procedió a polarizar la misma desde  $\pm 300$  mV con respecto al potencial de equilibrio, con una velocidad de barrido de  $2 \text{ mV s}^{-1}$ . A través de este análisis, se obtuvieron las pendientes de Tafel anódica ( $\beta_a$ ) y catódicas ( $\beta_c$ ), el potencial de corrosión ( $E_{corr}$ ), la densidad de corriente de corrosión ( $I_{corr}$ ), y la rapidez de corrosión ( $V_{corr}$ ) para los diferentes medios, siguiendo la norma *ASTM G5-14* para las pruebas de corrosión electroquímicas (36,37).

### **Curvas de polarización cíclica potenciodinámica**

Mediante la aplicación de técnicas electroquímicas de polarización cíclica potenciodinámica se evaluaron los potenciales de picadura y de protección. La polarización del sistema consistió en el barrido del potencial del electrodo de trabajo en el rango anódico del sistema a una velocidad constante de  $2 \text{ mV s}^{-1}$ , mientras se adquirió en tiempo real la densidad de corriente de respuesta del material en estudio, siguiendo el estándar *ASTM G61-81* (30). Todos los ensayos se realizaron por triplicado para obtener un patrón de comparación, mediante el uso del software *GAMRY Framework* (figura 9).

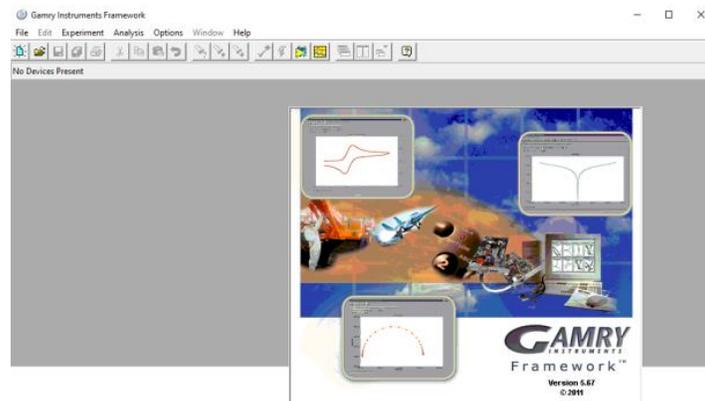


Figura 9. Software *GAMRY Framework*

### **Evaluación morfológica mediante microscopía óptica**

La caracterización de la morfología superficial después de las pruebas de corrosión se realizó usando un microscopio óptico de plataforma invertida marca ZEISS, modelo *AXIOVERT 40 MAT*, que dispone de objetivos de 5X, 10X, 20X, 50X y 100X para obtener magnificaciones desde 50 hasta 1000 aumentos (figura 10).



Figura 10. Microscopio óptico utilizado para el análisis microestructural marca ZEISS, modelo *AXIOVERT 40 MAT*

Este análisis constó de varios pasos para su realización, donde primeramente las muestras fueron evaluadas tal y como salieron de las pruebas de corrosión luego de ser secadas con alcohol y aire caliente suministrado por un secador de pelo.

Posterior al secado, las muestras se sometieron a observación colocando cada muestra sobre la plataforma del microscopio y seleccionando el objetivo adecuado para la observación, que permitiría hacer una evaluación comparativa de los detalles más significativos ocurridos en la superficie de las muestras durante las pruebas electroquímicas.

Las imágenes de la morfología superficial que se presentan en este estudio fueron captadas con una cámara digital, utilizando siempre el mismo aumento (100X), con el fin de poder comparar los resultados una vez analizados mediante el programa de análisis de imagen OmniMET adaptado al microscopio.

Cabe destacar que para cada condición se tomó una muestra representativa y se realizó una evaluación microscópica de tres campos de observación, donde se contabilizaron a 100X los puntos que en la observación a 500X presentaron características típicas de picaduras. A 500X, se hicieron mediciones de 5 de las picaduras de mayor tamaño observadas en cada uno de los tres campos de observación. Las dimensiones de los detalles considerados como picaduras, fueron medidas mediante las herramientas de medición del programa OmniMET adaptado al microscopio. Tales dimensiones fueron promediadas para cada una de las muestras observadas, de tal manera que las características comparativas y distintivas para cada muestra fueron:

- a) Imagen tomada a 100X del campo de observación más representativo de la muestra estudiada expuesta a cada medio
- b) El promedio del número de picaduras por milímetro cuadrado ( $\text{pic mm}^2$ ) contabilizadas en los tres campos observados a 100X.
- c) El diámetro promedio de las picaduras en micras ( $\mu\text{m}$ ), medidas en los mismos tres campos, pero observadas a 500X.

## RESULTADOS

### Determinación de los *pH* de estudio de las soluciones electrolíticas modificadas

Antes de llevar a cabo los ensayos electroquímicos se determinaron los *pH* de estudio en las soluciones preparadas de saliva artificial modificada con productos de consumo común, tales como café, zumo de naranja y gaseosa, en concentraciones de 25 % v/v de cada una de ellas obteniéndose los *pH* presentados en la tabla 3.

Tabla 2. Valores de *pH* experimentales para las soluciones modificadoras

<b>Solución</b>	<b><i>pH</i></b>
Café	5,88
Gaseosa	2,69
Zumo de Naranja	3,27

Tabla 3. Valores de *pH* para las soluciones de saliva artificial modificadas con café, gaseosa y zumo de naranja a concentraciones de 25 % v/v

<b>Solución</b>	<b><i>pH</i></b>
Saliva artificial sin modificar (blanco)	7,08
Saliva artificial modificada con café	6,72
Saliva artificial modificada con gaseosa	5,70
Saliva artificial modificada con zumo de naranja	3,57

Se puede observar que en comparación con el *pH* de la saliva, las bebidas utilizadas poseen un *pH* más bajo, lo que provoca un incremento de la acidez de la saliva.

El principio activo del café más estudiado es la cafeína, sin embargo el café está compuesto por más de 1000 sustancias químicas distintas como se muestra en la tabla 4. Su *pH* se puede explicar debido a la presencia de muchos ácidos orgánicos en su composición como el ácido málico y el ácido láctico, donde, el ácido quínico y clorogénico suelen presentarse en mayor concentración.

La composición de la naranja se muestra en la tabla 5, esta debe su *pH* a una gran variedad de ácidos orgánicos presentes en él, donde el más abundante es el ácido cítrico que representa entre el 80 y el 85% de todos los ácidos orgánicos.

Tabla 4. Composición química del grano de café Arábica y Robusta (38)

<b>Componentes</b>	<b>Arábica (%)</b>	<b>Robusta (%)</b>
Polisacáridos	49,80	54,40
Sacarosa	8,00	4,00
Azúcares reductores	0,10	0,40
Otros azúcares	1,00	2,00
Proteínas	9,80	9,50
Aminoácidos	0,50	0,80
Cafeína	1,20	2,20
Trigonelina	1,00	0,70
Lípidos	16,20	10,00
Ácidos alifáticos	1,10	1,20
Ácido quínico	0,40	0,40
Ácidos clorogénicos	6,50	10,00
Minerales	4,20	4,40
Compuestos aromáticos	Trazas	Trazas

Tabla 5. Composición de la naranja (39)

<b>Componentes</b>	<b>Piel (%)</b>	<b>Gajos (%)</b>	<b>Zumo (%)</b>
Agua	72,50	85,20	87,10
Azúcares	7,60	9,10	9,70
Reductores	5,60	4,70	5,00
Sacarosa	2,00	4,40	4,70
Ácidos	0,29	0,75	1,02
Sustancias Nitrogenadas	1,50	1,10	1,00
Lípidos	0,28	0,30	0,29
Cenizas	0,78	0,48	0,34
Sólidos totales disueltos	15,70	13,10	12,60

Tabla 6. Composición de la gaseosa (40)

<b>Composición</b>	<b>Componente</b>
Agua carbonatada	-
Azúcar	Fructosa
Colorante	E-150d
Acidulante	E-388
Aromas	Cafeína
Edulcorantes	Acesulfamo-K Sucralosa

En la tabla 6 se muestra la composición química de la gaseosa, el pH de la misma oscila entre 2,50 - 3,40 (41). El mayor responsable de la acidez es el CO<sub>2</sub> y no los ácidos que

incluyen en la fórmula, puesto que al introducirse el  $\text{CO}_2$  a presión y al ser selladas, el gas queda disuelto en el líquido, lo que estimula a la formación de compuestos ácidos. Por ello, cuando las gaseosas pierden el gas, su  $\text{pH}$  comienza a aumentar. A mayor presión y menor temperatura el  $\text{pH}$  tiende a mantenerse.

## Ensayos electroquímicos

### Potencial a circuito abierto

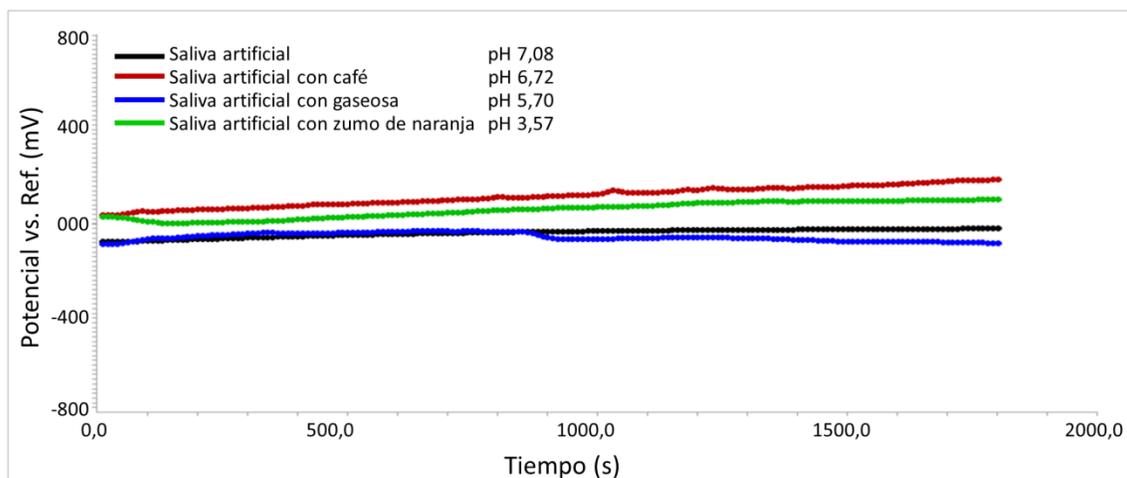


Figura 11. Curvas de PCA del acero 316LVM en saliva artificial a un  $\text{pH}$  de 7,08 y saliva artificial modificada a los diferentes  $\text{pH}$  estudiados por un tiempo de inmersión de 1800 s

En la figura 11 se observan las curvas de potencial a circuito abierto vs tiempo de las muestras del acero 316LVM evaluada en saliva artificial y saliva artificial modificada a diferentes  $\text{pH}$  de 6,72; 5,70 y 3,57, durante un tiempo de exposición de 1800 s.

Se comparó la curva de PCA de una muestra del acero 316LVM en saliva artificial sin modificar la cual presentó un  $\text{pH}$  de 7,08 (blanco) con las curvas de PCA de las muestras sometidas a una solución de saliva artificial a diferentes  $\text{pH}$ , encontrándose que los potenciales de las muestras con  $\text{pH}$  de 6,72 en la solución modificada con café presentaron un desplazamiento hacia valores más positivos, lo que indica que indujeron a un aumento del potencial de equilibrio del acero hacia valores más nobles. Así como el del zumo de naranja, a pesar de presentar el  $\text{pH}$  más ácido.

Se puede observar que al comparar los resultados obtenidos con la solución de saliva artificial modificada con gaseosa ( $pH= 5,70$ ) la muestra de la aleación 316LVM presentó un potencial mucho más activo e inestable que las otras condiciones, esto puede ser debido a la presencia de  $CO_2$  en la solución. La mayoría de las bebidas carbonatadas, compuestas en un 94 % de agua, tienen un  $pH$  de 2,5 a 3,4 y son, por lo tanto, muy ácidas. No obstante, la presión parcial que se ejerce sobre el  $CO_2$  está fuertemente relacionada con los niveles de  $pH$ . Una gaseosa normal se carbonata a 2,5 atm, lo que da lugar a una alta concentración de  $CO_2$  disuelto y a una acidez media con un valor de  $pH$  de 3,7. En condiciones atmosféricas normales, la concentración de  $CO_2$  es baja y el  $pH$  de los refrescos se acerca más a un punto medio.

Tabla 7. Parámetros electroquímicos de potencial a circuito abierto (PCA) para la muestra 316LVM a las diferentes condiciones de  $pH$  evaluadas

<b>Solución</b>	<b><math>pH</math></b>	<b>PCA (mV)</b>	<b>Tiempo (s)</b>
Saliva artificial	7,08	-48,855	484,9
Saliva artificial con café	6,72	111,845	792,6
Saliva artificial con gaseosa	5,70	-58,295	1232,0
Saliva artificial con zumo de naranja	3,57	53,671	769,2

En la tabla 7 se muestran los valores de potencial de equilibrio en función del tiempo de estabilización, los cuales proporcionan como primera medida, un acercamiento de la tendencia termodinámica de los procesos corrosivos de los materiales cuando interactúan con el medio biológico simulado, en este caso saliva artificial.

### **Resistencia a la polarización**

Finalizada la medida del PCA se procedió con la técnica de polarización lineal, que apenas altera la superficie del material. Los resultados se muestran en las figuras 12, 13, 14 y 15. A partir de cuyas pendientes en torno al PCA puede obtenerse la  $R_p$ .

Los valores de resistencia a la polarización lineal evidencian el comportamiento frente a la rapidez de corrosión. Las muestras en la solución de saliva artificial sin modificar son

las que poseen la más alta resistencia a la polarización, seguidas por las condiciones de saliva artificial modificada con café, gaseosa y zumo de naranja, respectivamente.

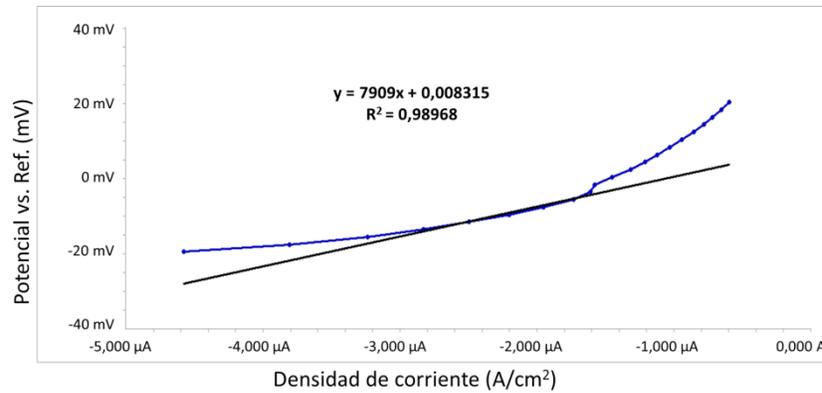


Figura 12. Curva de  $R_p$  del acero 316LVM en saliva artificial sin modificar

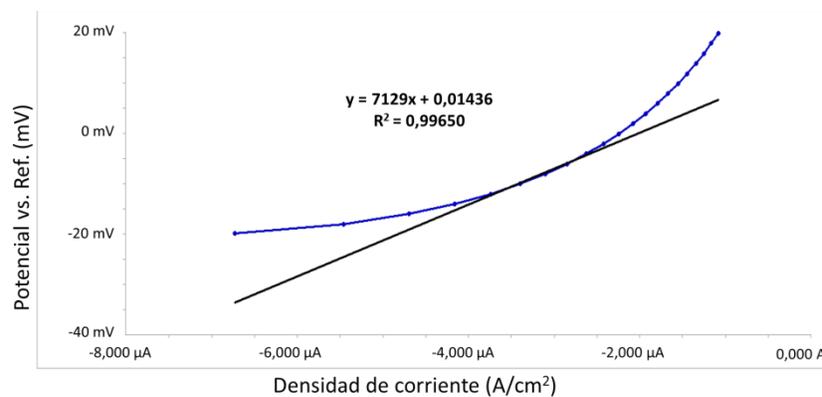


Figura 13. Curva de  $R_p$  del acero 316LVM en saliva artificial modificada con café

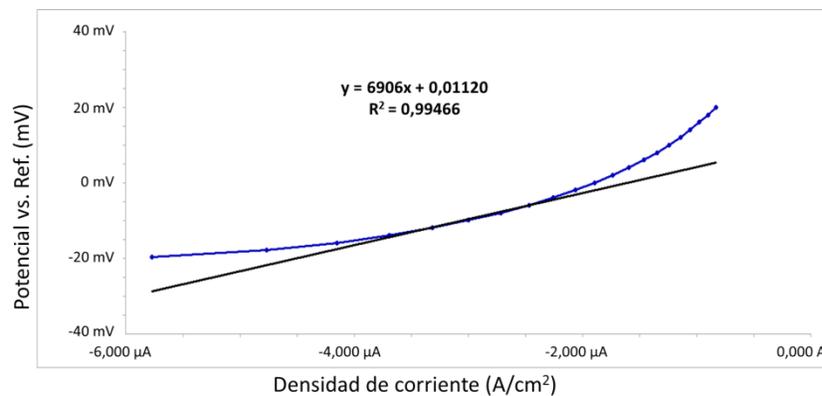


Figura 14. Curva de  $R_p$  del acero 316 LVM en saliva artificial modificada con gaseosa

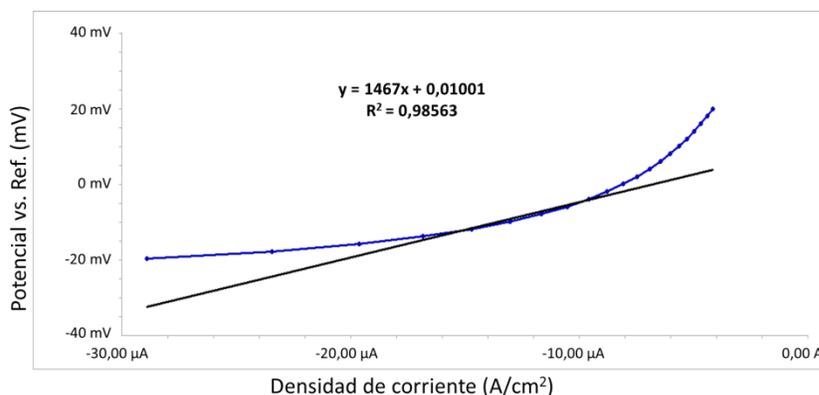


Figura 15. Curva de  $R_p$  del acero 316LVM en saliva artificial modificada con zumo de naranja

Se observa claramente que a mayor  $pH$  el  $R_p$  es mayor a pesar de no exhibir el potencial más noble, por lo que la capa de óxidos formada en este medio se opone más a la transferencia de electrones (menor tendencia a la corrosión). En cambio, a menor  $pH$  se dificulta la formación de esta capa protectora, dejando la superficie del metal expuesta a la oxidación, como se observa en la tabla 8.

Tabla 8. Valores de  $R_p$  del acero 316LVM en saliva artificial sin modificar y saliva artificial modificada a los diferentes  $pH$  estudiados

Solución	$pH$	$R_p$ (k $\Omega$ )
Saliva artificial	7,08	7,909
Saliva artificial con café	6,72	7,129
Saliva artificial con gaseosa	5,70	6,906
Saliva artificial con zumo de naranja	3,57	1,467

### Curvas de Tafel

Los datos iniciales de densidad de corriente medidos en el intervalo de  $\pm 0,3$  V vs PCA durante la polarización potenciodinámica permiten realizar un análisis de Tafel (figuras 16, 17, 18 y 19). Para ello se determinaron las pendientes Tafel por extrapolación de las zonas catódica y anódica de las curvas resultantes, con dichas pendientes se obtuvo la densidad de corriente de corrosión, el potencial de corrosión y la rapidez de corrosión de acuerdo a la norma ASTM G5-14. El valor de  $I_{corr}$  obtenido por extrapolación en el punto de corte de las tangentes en  $E = E_{corr}$  representa la corriente generada espontáneamente

como resultado de la corrosión, así como la rapidez de corrosión.

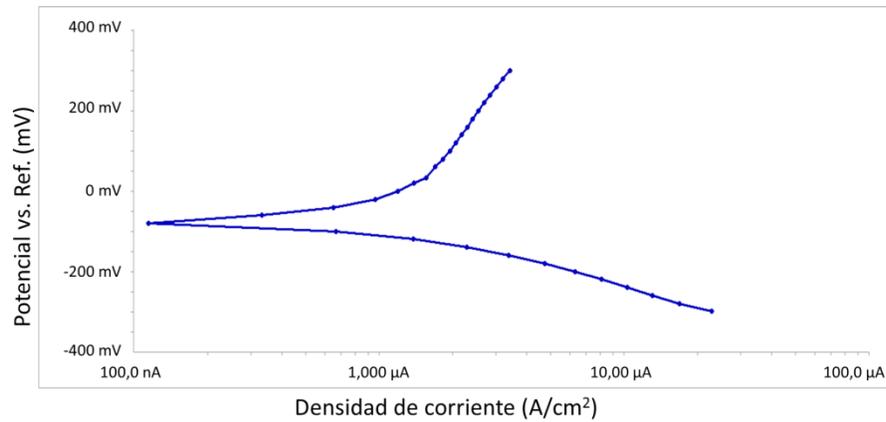


Figura 16. Curvas de Tafel del acero 316 LVM en saliva artificial sin modificar

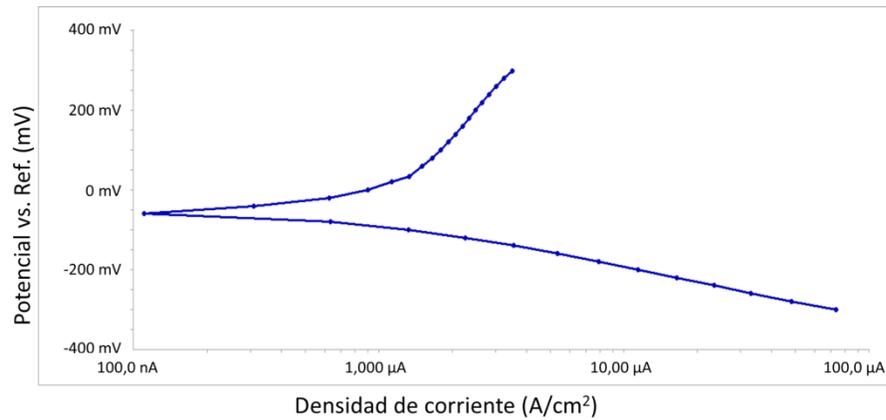


Figura 17. Curvas de Tafel del acero 316 LVM en saliva artificial modificada con café

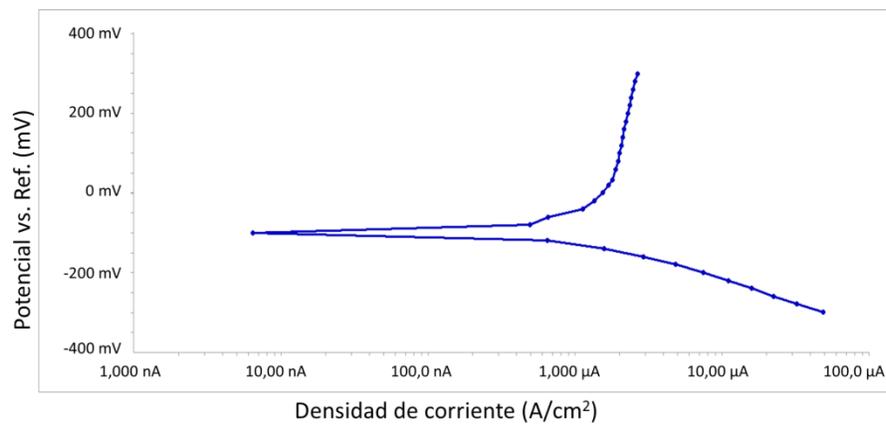


Figura 18. Curvas de Tafel del acero 316 LVM en saliva artificial modificada con gaseosa

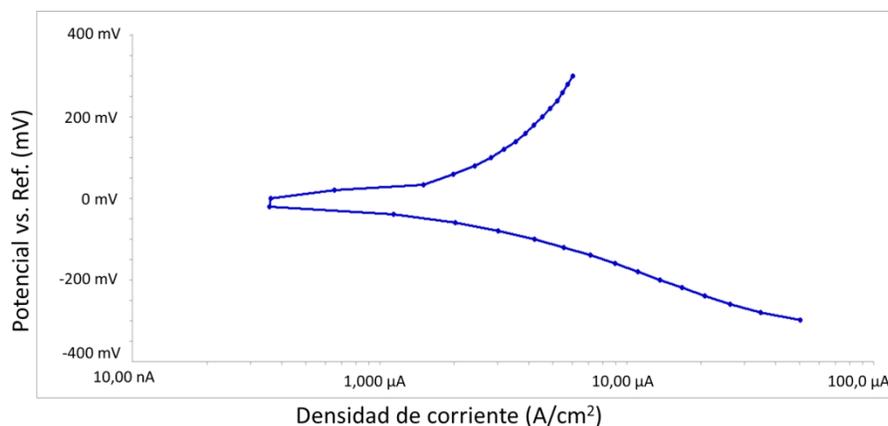


Figura 19. Curvas de Tafel del acero 316 LVM en saliva artificial modificada con zumo de naranja

Tabla 9. Parámetros electroquímicos de las diferentes condiciones estudiadas, hallados con las curvas de polarización lineal potenciodinámica.

Solución	pH	$I_{corr}$ ( $\mu$ A)	$E_{corr}$ (mV)	$V_{corr}$ (mpy)	$\beta_a$ (V/Década)	$\beta_c$ (V/Década)
Saliva artificial	7,08	1,290	-76,30	0,591	0,761	0,149
Saliva artificial con café	6,72	1,340	-55,10	0,664	0,960	0,163
Saliva artificial con gaseosa	5,70	1,490	-100,00	0,682	1,574	0,132
Saliva artificial con zumo de naranja	3,57	2,360	-95,80	1,170	0,644	0,224

En la tabla 9 se muestran los valores de los parámetros electroquímicos obtenidos para cada medio evaluado. Se observó que al disminuir el pH la rapidez de corrosión aumentó, donde la condición con zumo de naranja a un pH de 3,57 fue la que presentó una mayor rapidez de corrosión, con un valor de 1,170 mpy.

### Relación entre la resistencia a la polarización y la rapidez de corrosión

La relación que existe entre velocidad de corrosión y la resistencia a la polarización lineal se puede apreciar en la figura 14. Se puede observar que al disminuir la resistencia aumenta la rapidez de corrosión.

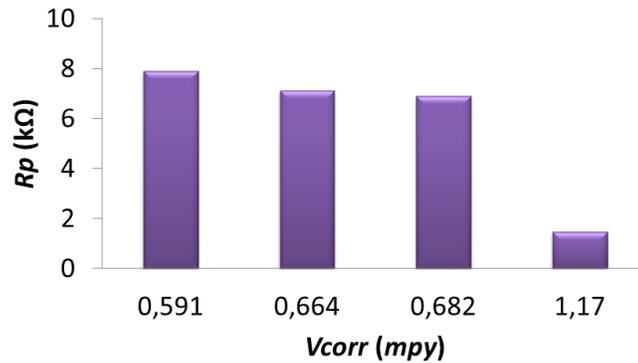


Figura 20. Relación entre la resistencia a la polarización y la velocidad de corrosión

### Efecto del pH en la rapidez de corrosión

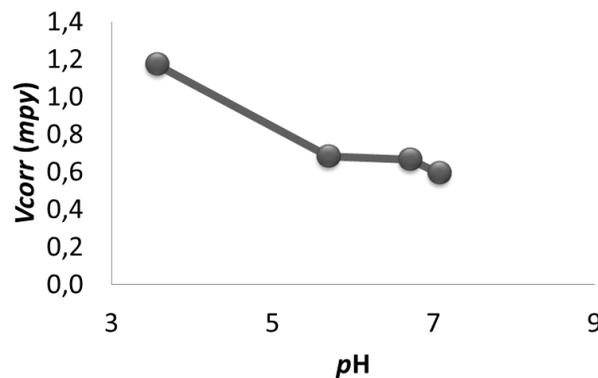


Figura 21. Efecto del pH en la rapidez de corrosión

La representación gráfica del efecto del pH en la rapidez de corrosión es mostrada en la figura 15. La rapidez de corrosión incrementa, mientras el pH disminuye (aumento de acidez) debido a que las soluciones con pH bajos aceleran la corrosión aportando iones de hidrogeno para mantener la reacción catódica. El hidrogeno ataca y daña la superficie del metal y aumenta la pérdida de masa.

De acuerdo con el diagrama de Pourbaix propuesto por Yaniv (42) para los aceros inoxidables a 25 °C en H<sub>2</sub>O mostrado en la figura 22, a pH 3,57 y un potencial de corrosión de -95,80 mV, el material se encuentra en una zona de activación, cuyo producto es el ion Fe<sup>2+</sup>, por tanto la velocidad de corrosión a este valor de pH es mayor que en los otros valores de pH evaluados. Para los pH 5,70; 6,72 y 7,08 el acero se

encuentra en la zona de pasividad con potenciales de corrosión entre  $-55$  mV y  $-100$  mV en los cuales puede haber formación de  $\text{Cr}_2\text{O}_3$  como capa pasiva.

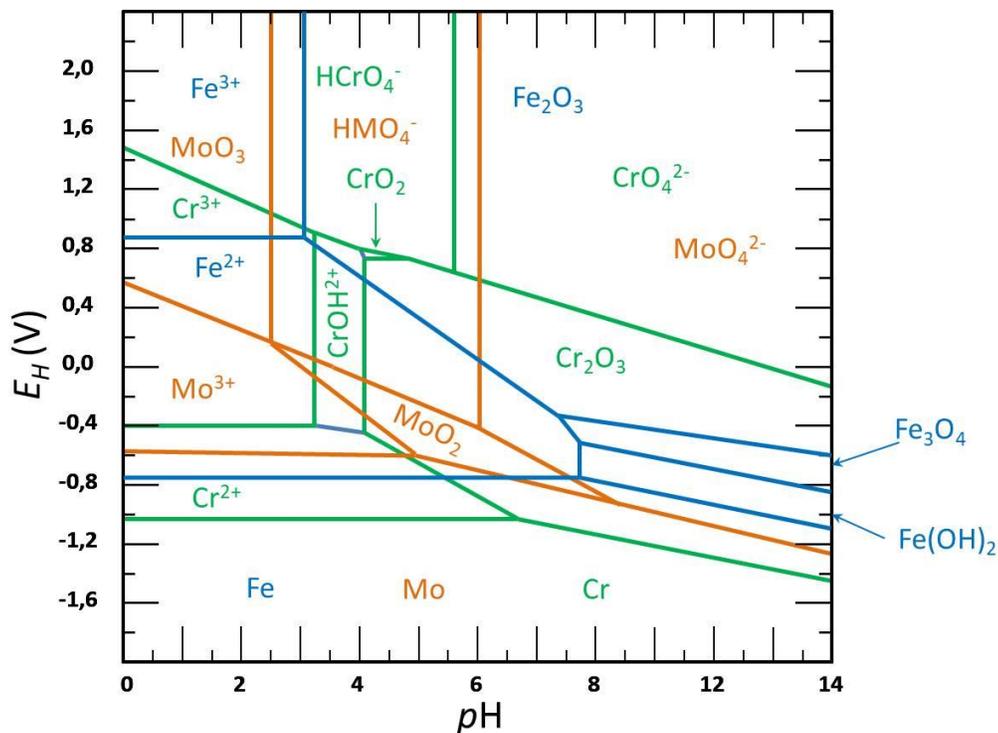


Figura 22. Superposición del diagrama de Pourbaix para el Fe, Cr y Mo en agua a 25 °C.

### Polarización cíclica potenciodinámica

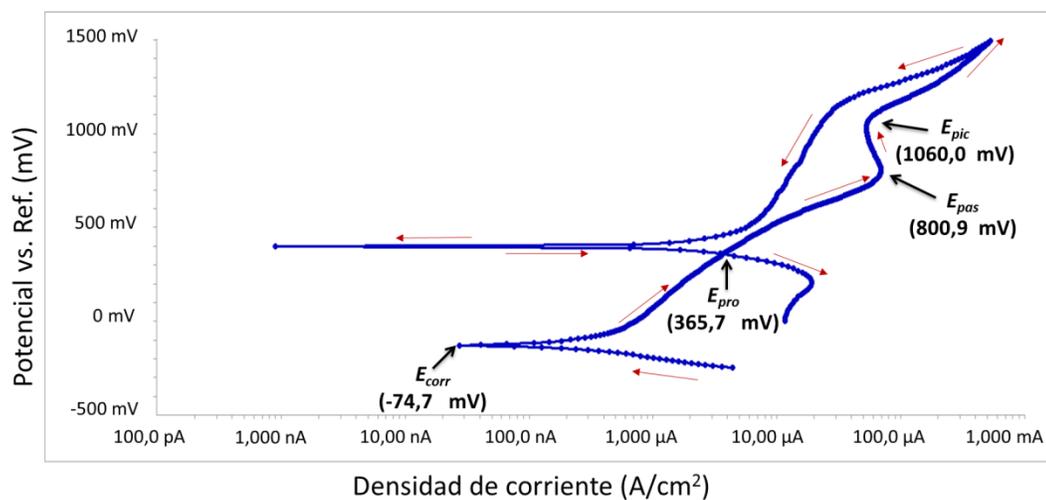


Figura 23. Curva de PCP del acero 316LVM en saliva artificial a un pH de 7,08

En la curva de PCP mostrada en la figura 23 se puede observar que después de pasar por una región de corrosión activa, la densidad de corriente disminuye, esto es debido a la formación de una película pasiva que protege al material, disminuyendo así la rapidez de corrosión. Al aumentar el potencial de polarización se observa la ruptura de la capa pasiva, evidenciada por el incremento brusco de la densidad de corriente, en este punto se inicia la corrosión localizada. Al continuar aumentando el potencial de polarización se alcanza un potencial de reversión en donde la densidad de corriente pasa tomar valores catódicos, hasta alcanzar el potencial de protección o repasivación.

En las figuras 24, 25, 26 y 27 se muestran las curvas de polarización cíclica del acero 316LVM en soluciones de saliva artificial sin modificar y modificada con café, gaseosa y zumo de naranja a los diferentes valores de  $pH$  evaluados. Se puede observar que en las condiciones de saliva artificial sin modificar y modificada con café los valores de  $E_{pic}$  son similares, por lo tanto en estas condiciones el  $pH$  no influye en el potencial de picadura lo que está de acuerdo a lo reportado por diferentes autores acerca de la corrosión en este tipo de acero inoxidable (43, 44, 45). En los casos de las muestras en las soluciones modificadas con zumo de naranja ( $pH = 3,57$ ) se observó un aumento del  $E_{pic}$ , el cual se puede atribuir a un favorecimiento de la ruptura de la película pasiva durante el proceso de polarización anódica.

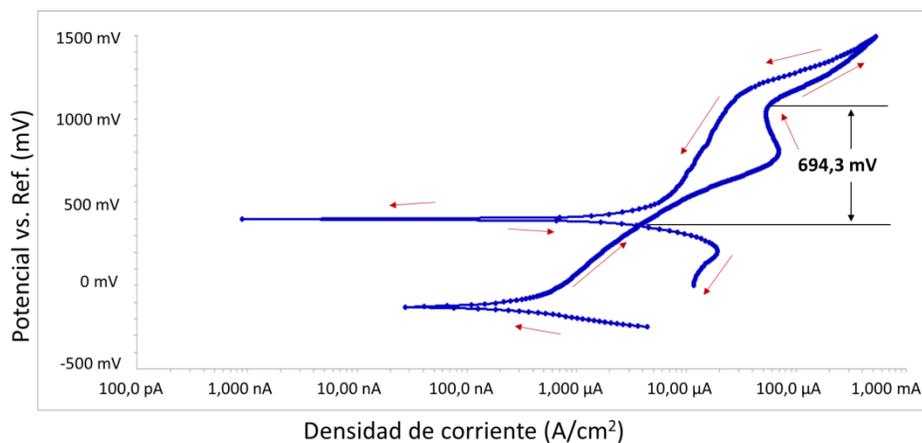


Figura 24. Curva de PCP del acero 316LVM en saliva artificial sin modificar

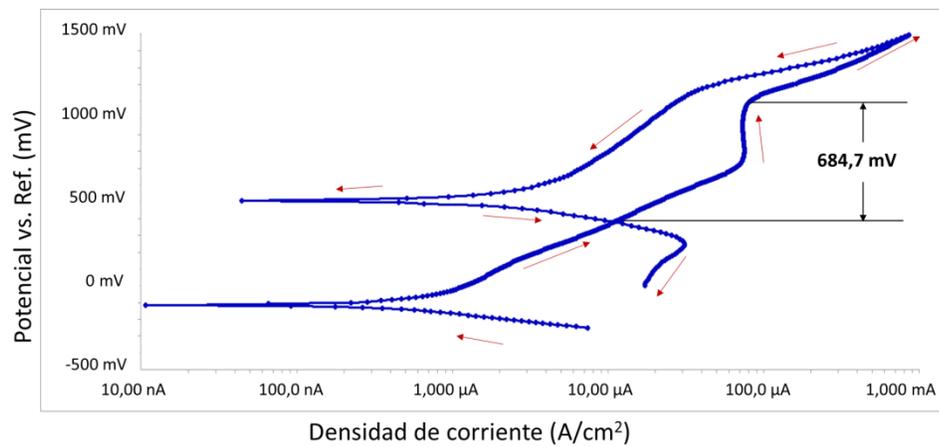


Figura 25. Curva de PCP del acero 316LVM en saliva artificial modificada con café

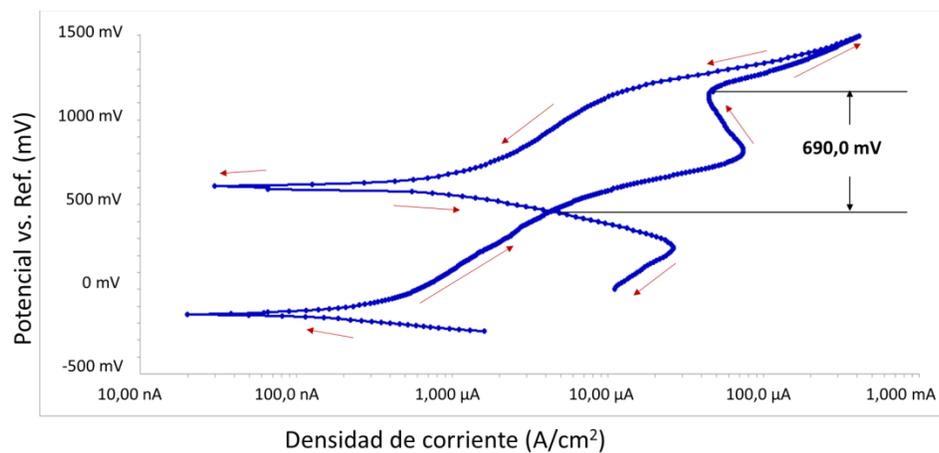


Figura 26. Curva de PCP del acero 316LVM en saliva artificial modificada con gaseosa

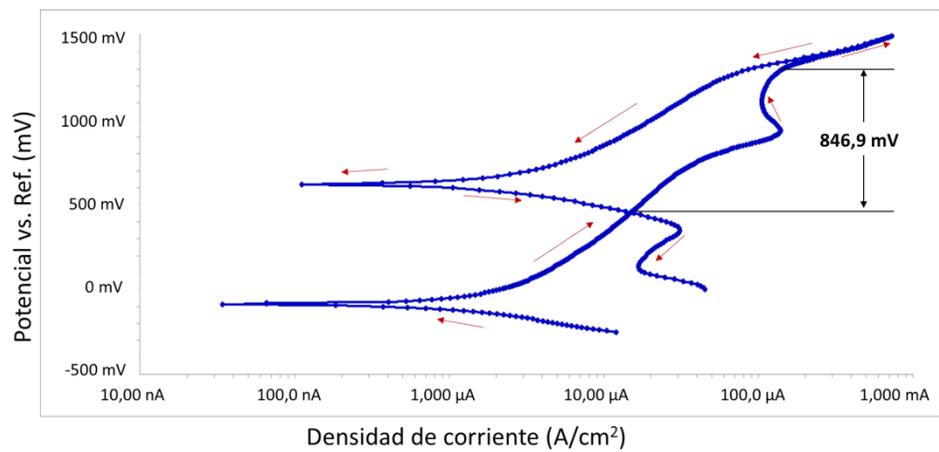


Figura 27. Curva de PCP del acero 316LVM en saliva artificial modificada con zumo de naranja

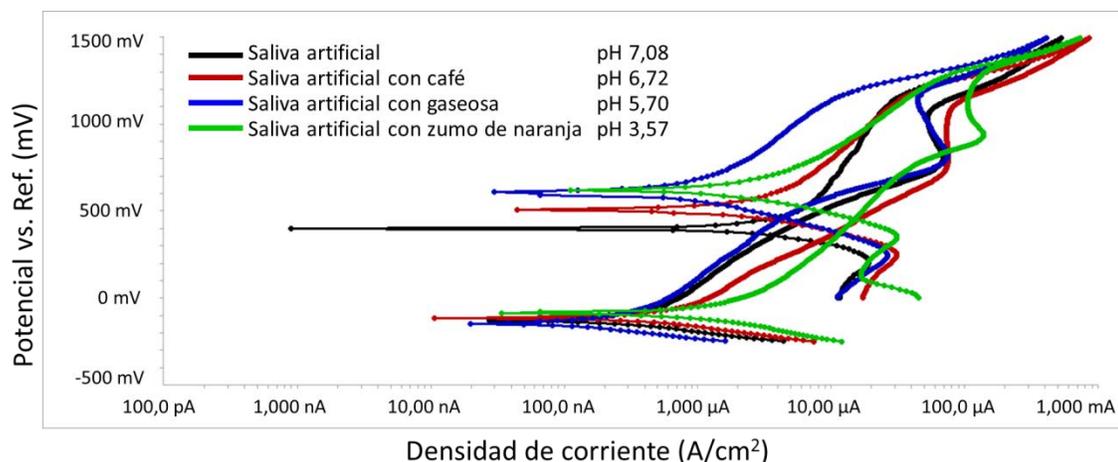


Figura 28. Comparación de las curvas de PCP del acero 316LVM en saliva artificial y saliva artificial modificada a los diferentes  $pH$  estudiados

En la figura 28 se muestra la superposición de las curvas de PCP obtenidas para las diferentes condiciones de  $pH$  evaluadas.

A partir de las curvas de polarización cíclica potenciodinámica se obtuvieron los valores de los parámetros electroquímicos referentes al proceso de corrosión localizada, dichos valores se presentan en la tabla 10.

Tabla 10. Parámetros electroquímicos de PCP del acero 316LVM en saliva artificial sin modificar y modificada a los diferentes  $pH$  estudiados

Solución	$pH$	$E_{pic}$ (mV)	$E_{pro}$ (mV)	$E_{pas}$ (mV)	$E_{pic} - E_{pro}$ (mV)
Saliva artificial	7,08	1060,0	365,7	800,9	694,3
Saliva artificial con café	6,72	1069,0	384,3	754,6	684,7
Saliva artificial con gaseosa	5,70	1153,0	463,0	805,6	690,0
Saliva artificial con zumo de naranja	3,57	1296,0	449,1	935,2	846,9

En todas las condiciones estudiadas la aleación presentó un bucle de histéresis negativo, evidenciando su carácter noble y alta resistencia a la corrosión. La histéresis proporciona información sobre la facilidad con la que una película pasiva se repara y puede ayudar a

entender la corrosión por picaduras. La histéresis negativa ocurre cuando una película pasiva dañada se repara sola y no se inician nuevas picaduras, pero permite la evolución de picaduras ya existentes (46). El tamaño de la histéresis, o en otras palabras, la diferencia entre  $E_{pic} - E_{pro}$  indica la cantidad de corrosión localizada. Mientras más grande la diferencia, hay mayor susceptibilidad a la corrosión localizada. Se puede observar que para las muestras en las soluciones de saliva artificial sin modificar y modificada con café y gaseosa, el bucle de histéresis es similar y más pequeño en comparación con las muestras en la solución modificada con zumo de naranja. Lo que indica que para  $pH$  bajos la aleación 316LVM tiene mayor susceptibilidad a la corrosión localizada.

### **Evaluación morfológica**

Después de finalizados los ensayos electroquímicos se procedió a realizar una evaluación por microscopia óptica de cada muestra para analizar los daños producidos por los mismos.

La apariencia superficial de las áreas expuestas al electrolito (saliva artificial) en las pruebas de PCP de las muestras de 316LVM, examinadas a aumento 100X se reporta en las imágenes de la figura 29. Se evaluaron distintas zonas de la superficie de la misma obteniéndose un promedio de intensidad de daño de 4,54 pic  $mm^2$  con un diámetro de picadura de 24,20  $\mu m$ .

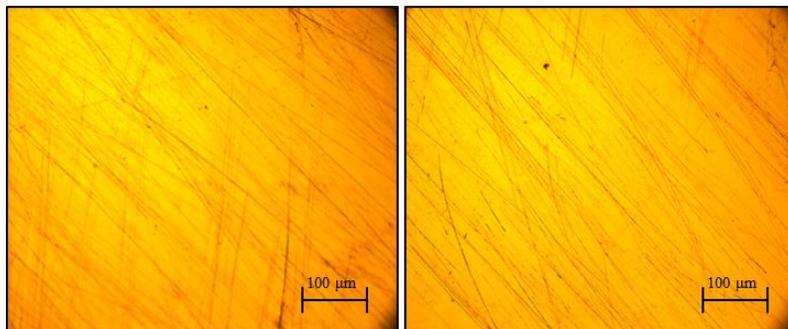


Figura 29. Micrografía del acero 316LVM en saliva artificial sin modificar a un  $pH$  de 7,08 (100x)

Para las muestras sumergidas en el electrolito modificado con café, gaseosa y zumo de naranja se encontraron intensidades de daño de 8,55 pic mm<sup>2</sup>, 21,73 pic mm<sup>2</sup> y 38,88 pic mm<sup>2</sup> con diámetros de picadura de 28,46 μm, 10,30 μm y 17,78 μm, respectivamente. Los resultados se reportan en las figuras 30, 31 y 32.

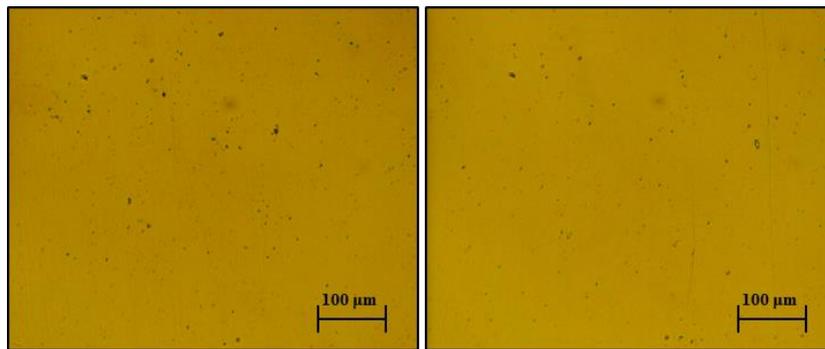


Figura 30. Micrografía del acero 316LVM en saliva artificial modificada con café a un pH de 6,72 (100x)

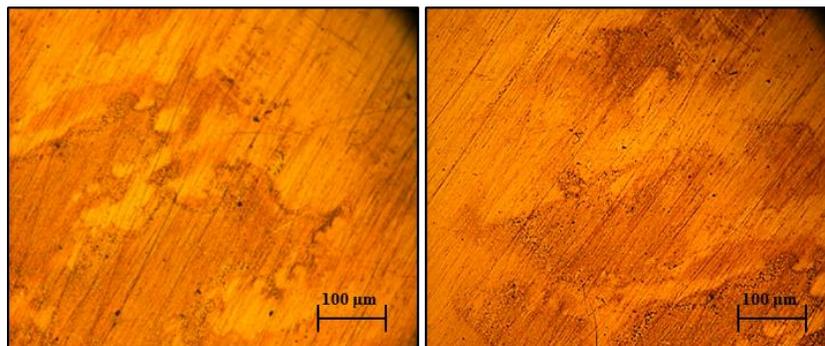


Figura 31. Micrografía del acero 316LVM en saliva artificial modificada con gaseosa a un pH de 5,70 (100x)

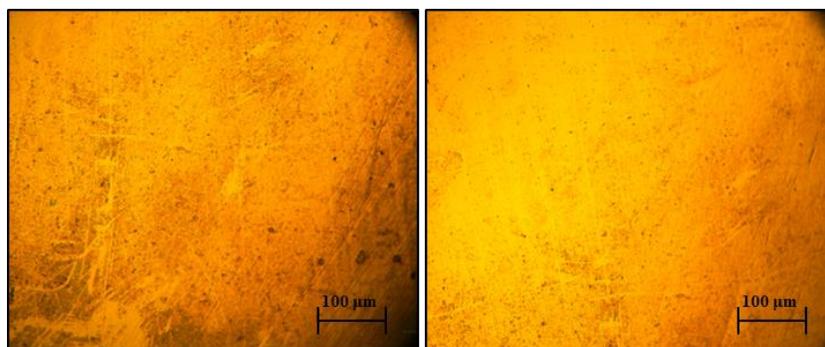


Figura 32. Micrografía del acero 316LVM en saliva artificial modificada con zumo de naranja a un pH de 3,57 (100x)

En la figura 33 se muestra la representación gráfica del efecto del  $pH$  en el proceso de corrosión de la aleación de acero inoxidable 316LVM, los resultados obtenidos una vez más corroboran el hecho de que a menor  $pH$  mayor será el daño provocado por el proceso de corrosión en este tipo de material.

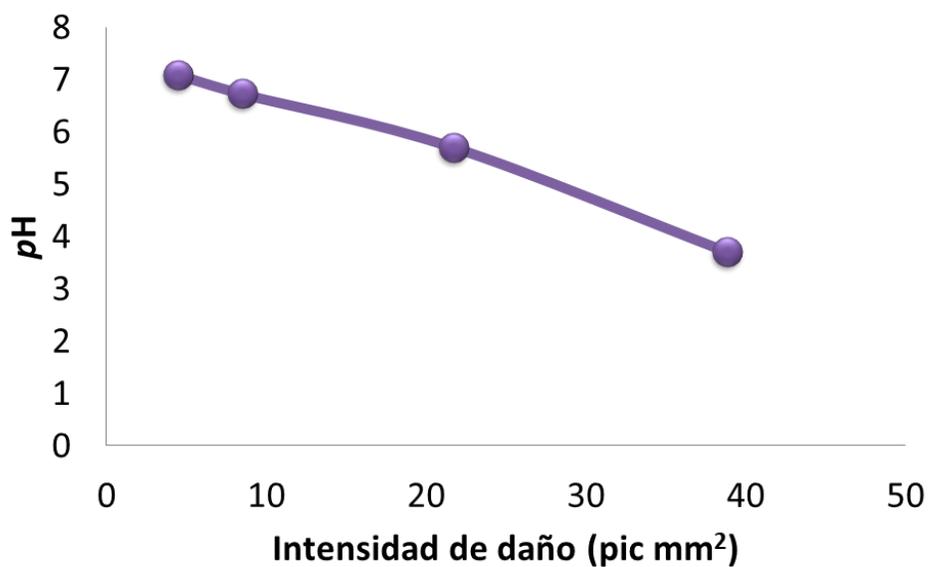


Figura 33. Efecto del  $pH$  en el proceso de corrosión localizada de la aleación de acero inoxidable 316LVM

## CONCLUSIONES

Se logró determinar el potencial a circuito abierto de la aleación 316LVM en las diferentes condiciones estudiadas, evidenciándose su carácter altamente resistente a la corrosión.

La técnica de resistencia a la polarización arrojó que las muestras de acero 316LVM tenían una mayor resistencia a la polarización a  $pH$  más elevados, siendo las muestras sometidas a la solución de saliva artificial sin modificar las que mostraron una mayor resistencia.

Los resultados arrojados por los ensayos electroquímicos de polarización potenciodinámica mostraron que las soluciones electrolíticas modificadas aumentaban la rapidez de corrosión del acero 316LVM. Obteniendo rapidez de corrosión más elevadas cuando se emplearon soluciones a  $pH$  bajo, en primer lugar las soluciones modificadas con zumo de naranja, seguida por las soluciones modificadas con gaseosa y finalmente café.

A través de la técnica PCP se demostró que el acero 316LVM es más susceptible a corrosión localizada cuando está sometido a  $pH$  bajos, obteniéndose una diferencia entre el  $E_{pic}$  y  $E_{pro}$  (histéresis) mayor para las muestras sometidas a la solución modificada con zumo de naranja.

La caracterización del acero 316LVM por microscopía óptica permitió revelar una mayor intensidad de daño en las muestras sometidas a las soluciones electrolíticas modificadas, donde las muestras sometidas a las soluciones de  $pH$  más bajo fueron las que presentaron una mayor intensidad de daño.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Eliaz, N. (2019). Corrosion of Metallic Biomaterials: A review. *Materials*, 12, 407.
2. Rodil, S. (2009). Modificación Superficial de Biomateriales Metálicos. *Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales*, 29, 67–83.
3. Elias, C.; Lima, J.; Valiev, R. y Meyers, M. (2008). Biomedical Applications of Titanium and its Alloys. *JOM: the journal of the Minerals, Metals & Materials Society*, 60(3), 46–49.
4. Gil, F. J., Ginebra, M. P., & Planell, J. A. (1999). Metales y aleaciones para la sustitución de tejidos duros. *Biomecánica*, 7(13), 73–78.
5. Velazco, G.; Ortiz, R.; Yépez, J. y Kaplan, A. (2009). Corrosión por picadura en aleaciones de níquel-cromo (Ni-Cr) usadas en odontología. *Revista Odontológica de los Andes*, 4, 23–30.
6. Ramoneda, J. (1997). *Efecto de las variaciones térmicas durante la fusión de los colados en prótesis fijas* (Tesis doctoral). Universidad de Barcelona.
7. Yang, K. y Ren, Y. (2010). Nickel-free austenitic stainless steels for medical applications. *Science and Technology of Advanced Materials*, 11(1).
8. Capote, V. (2011). Metalografía. *Revista digital para profesionales de la enseñanza*, 17.
9. Aperador, W.; Lizarazo, S. y Mejía, A. (2013). Biomateriales basados en fernalal, una opción para la fabricación de implantes quirúrgicos. *Revista mexicana de ingeniería química*, 12(2), 337-344.
10. Hoffman, A. S.; Lemons, J. E.; Ratner, B. D. y Schoen, F. J. [Eds]. (2004). *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. San Diego: Elsevier Academic Press. San Diego.
11. Fontana, M. (2005). *Corrosion Engineering*. Nueva Delhi: Tata McGraw-Hill Education Private Limited.
12. Quezada, E. y Duffo, G. (2002). Corrosión de pares galvánicos de aleaciones dentales base cobre con amalgamas de plata en la cavidad oral. *CONAMET/SAM SIMPOSIO MATERIA Vol. I*, Santiago, Chile.
13. Velazco, G.; Weinhold, E. y Cova, J. (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, 1.
14. Martinez, J. R. y Baker, S. (1987). Ion transport and water movement. *Archives of Oral Biology*, 32, 843–847.
15. Maijer, R. y Smith, D. (1982). Corrosion of orthodontic bracket bases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 81, 43–48.
16. Maijer, R. y Smith, D. (1986). Biodegradation of the orthodontic bracket system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 90(3), 195–198.
17. Chaturvedi, T. P. (2008). Corrosion behaviour of orthodontic alloys—a review. *Orthodontic Cyber Journal*.
18. Vera, E. (2010). Uso de Métodos Electroquímicos como Herramientas para Evaluar Parámetros de Interfase en Sistemas Heterogéneos Metal/Medio Acuoso. *Revista Académica Colombiana de Ciencias*, 34(131), 241-251.

19. Reay, R.; Kounaves, S. y Kovacs, G. (1994). An Integrated CMOS Potenciostat for Miniaturized Electroanalytical Instrumentation. *Proceedings of IEEE International Solid-State Circuits Conference - ISSCC '94*, 162-163
20. Eliaz, N.; Gileadi, E. (2019). *Physical Electrochemistry: Fundamentals, Techniques, and Applications*. Weinheim, Alemania: Wiley-VCH.
21. American Society for Testing and Materials. (2023). *Standard Test Method for Conducting Potentiodynamic Polarization Resistance Measurements*. ASTM G59-23.
22. American Society for Testing and Materials. (2023). *Standard Practice for Calculation of Corrosion Rates and Related Information from Electrochemical Measurements*. ASTM G102-23.
23. Berradja, A. (2019). Electrochemical Techniques for Corrosion and Tribocorrosion Monitoring: Fundamentals of Electrolytic Corrosion. *IntechOpen*.
24. Feliu, S.; Andrade, M. (1991). *Corrosión y protección metálicas*. Volumen 1. Consejo Superior de Investigaciones Científicas. Madrid.
25. Frey, A.; Meinrad, S.; Paulu, M.; Holzapf, C.; Schindler-Bauer, B.; Hofmann, P.; Kuhlmeie, F.; Krause, D.; Albers, J.; Gumbrecht, J.; Schmitt-landsuedep, W. y Thewes, D. (2003). Design of an Integrated Potentiostat Circuit for CMOS Bio Sensor Chips. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 34, 9-12.
26. Ferreira, M.; Melendres, C. 1989. *Electrochemical and Optical Techniques for the Study and Monitoring of Metallic Corrosion*. Kluwer Academic Publishers. Boston.
27. Pérez, N. 2004. *Electrochemistry and Corrosion Science*. Kluwer Academic Publishers. Boston.
28. Geary, A. L y Stern, M. (1957). Electrochemical polarization. *Journal of the Electrochemical Society*, 104, 56-63.
29. Tafel J. (1905). Über die Polarisation bei kathodischer Wasserstoffentwicklung. *Zeitschrift für physikalische Chemie. Stochiometrie und Verwandtschaftslehre*, 50, 641.
30. Bolívar, S. (2019). *Evaluación de las propiedades anticorrosivas del polímero conductor polianilina (PANI) dopado con ácidos carboxílicos e inorgánicos fuertes sobre el acero inoxidable AISI 304* (Tesis de pregrado). Universidad de Oriente, Núcleo de Sucre, Cumaná.
31. American Society for Testing and Materials. (2018). *Standard Test Method for Conducting Cyclic Potentiodynamic Polarization Measurements for Localized Corrosion Susceptibility of Iron-, Nickel-, or Cobalt-Based Alloys*. ASTM G61-86.
32. Pourbaix, M. (1963). *Atlas d'Equilibres Electrochimiques a 25 °C*. Guathiers-Villars et Cie, 1963. Paris.
33. Beverskog, B. y Puigdomenech, I. (1996). Revised pourbaix diagrams for iron at 25-300 °C. *Corrosion Science*, 38(12), 2121-2135.
34. American Society for Testing and Materials. (2017). *Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens*. ASTM E3-11.
35. Velazco, G. y Weinhold, E. (2005). Corrosión de brackets ortodónticos y su implicación en los procesos alérgicos bucales. *DENTUM*, 5(3), 84-90.
36. American Society for Testing and Materials. (2021). *Standard Reference Test Method for Marking Potentiodynamic Anodic Polarization Measurements*. ASTM G5-14.

37. American Society for Testing and Materials. (2019). *Standard Practice for Conventions Applicable to Electrochemical Measurements in Corrosion Testing*. ASTM G3-14.
38. Harding, K. G.; Jewell, L.; Motingwa, L.; Mphaga, V.; Naidoo, S. y Talenga, M. (2014). Using pH as a Scientific Indication of Coffee Cup Quality. *Chemical Technology*, 1, 21-23.
39. Guardiola, J. (1995). Componentes Nutritivos de la Naranja. *Simposio Naranja y Salud. Generalitat Valenciana Conselleria de Agricultura y Medio Ambiente. Fundación Valenciana de Estudios Avanzados*. Valencia, 143-162.
40. *Pepsi / Pepsi*. (2022). Pepsi. <https://www.pepsi.es/productos/pepsi>
41. Borjian, A.; Ferrari, C.; Anouf, A. y Touyz, L. (2010). Pop-Cola Acids and Tooth Erosion: An In Vitro, In Vivo, Electron-Microscopic, and Clinical Report. *International journal of dentistry*, 2010.
42. Lumsden, J; Staehle, R. y Yaniv, A. (1977). The Composition of Passive films on Ferritic Stainless Steels. *Journal Electrochemical*, 124(4), 490-496.
43. Guiñón, V.; Igual, A. y García, J. (2011). Influence of pH on the electrochemical behavior of a duplex stainless steel in highly concentrated LiBr solutions. *Corrosion Science*, 53, 575-581.
44. Ovarfort, R. (1989). Critical pitting temperature measurements of stainless steels with an improved electrochemical method. *Corrosion Science*, 29, 987-993.
45. Caballero, J.; Correa, E. y Estupiñan, H. (2017). Análisis de la biocompatibilidad de Ti6Al4V y acero inoxidable 316 LVM basado en efectos de pH, aplicando criterios de la norma ASTM F2129. *Revista chilena de ingeniería*, 25, 95-105.
46. Esmailzadeh, S., Aliofkhazraei, M. y Sarlak, H. (2018). Interpretation of Cyclic Potentiodynamic Polarization Test Results for Study of Corrosion Behavior of Metals: A Review. *Prot Met Phys Chem Surf*, 54, 976–989.

## METADATOS

### Hoja de Metadatos para Tesis y Trabajos de Ascenso – 1/6

<b>Título</b>	Estudio del efecto de la variación del pH en saliva artificial en el proceso de corrosión del acero inoxidable 316lvm empleado en implantes odontológicos
<b>Subtítulo</b>	

Autor(es)

<b>Apellidos y Nombres</b>	<b>Código ORCID / e-mail</b>	
Cabeza Cedeño Adriana del Carmen	<b>ORCID</b>	
	<b>e-mail</b>	ccadrianadc@gmail.com
	<b>e-mail</b>	
	<b>ORCID</b>	
	<b>e-mail</b>	
	<b>e-mail</b>	

Palabras o frases claves:

acero inoxidable 316lvm
saliva artificial
pH
corrosión
polarización potenciodinámica
susceptibilidad a la picadura
tesis de grado

## Hoja de Metadatos para Tesis y Trabajos de Ascenso – 2/6

Área o Línea de investigación:

Área	Subáreas
Ciencias	Química
<b>Línea de Investigación:</b>	

Resumen (abstract):

### Resumen

Se evaluó el comportamiento electroquímico de la aleación de acero inoxidable 316LVM. Para ello se emplearon soluciones electrolíticas de saliva artificial modificadas a diferentes  $pH$  de estudio con bebidas de uso común como café, gaseosa y zumo de naranja. La evaluación se realizó a través de las técnicas electroquímicas de potencial a circuito abierto, resistencia a la polarización, curvas de Tafel y polarización cíclica potenciodinámica. Se evaluaron parámetros como el potencial de corrosión ( $E_{corr}$ ), la rapidez de corrosión ( $V_{corr}$ ), el potencial de picadura ( $E_{pic}$ ) y el potencial de protección ( $E_{pro}$ ) de la aleación de estudio. Los resultados obtenidos se compararon con los de las muestras sometidas a la solución electrolítica de saliva artificial sin modificar. Estos indicaron que las condiciones con  $pH$  bajos (zumo de naranja) presentan una menor resistencia a la polarización lineal y una mayor rapidez de corrosión, con valores de 1,467  $k\Omega$  y 1,170  $mpy$ , respectivamente, en comparación con las otras condiciones evaluadas de  $pH$  más elevados. De igual forma, para las condiciones con zumo de naranja se obtuvo una mayor susceptibilidad a la corrosión localizada, con un  $E_{pic}$  de 1296,0 mV y  $E_{pro}$  de 449,1 mV.

## Hoja de Metadatos para Tesis y Trabajos de Ascenso – 3/6

Contribuidores:

Apellidos y Nombres	ROL / Código ORCID / e-mail										
Figueroa de Gil Yelitza	ROL	CA		AS	X	TU		JU			
	ORCID										
	e-mail	yfigueroa@udo.edu.ve									
	e-mail										
López de Gómez Glorys	ROL	CA		AS		TU		JU	X		
	ORCID										
	e-mail	glorys.v.lopez1@gmail.com									
	e-mail										
Ysava Millán Víctor Rafael	ROL	CA		AS		TU		JU	X		
	ORCID										
	e-mail	vrysava3@gmail.com									
	e-mail										

Fecha de discusión y aprobación:

Año	Mes	Día
2025	03	14

Lenguaje: spa

**Hoja de Metadatos para Tesis y Trabajos de Ascenso – 4/6**

Archivo(s):

<b>Nombre de archivo</b>
<b>NSUTTG_CCAD2025</b>

Alcance:

Espacial: UNIVERSAL

Temporal: INTEMPORAL

**Título o Grado asociado con el trabajo:** Licenciado en Química

**Nivel Asociado con el Trabajo:** Licenciatura

**Área de Estudio:** Química

**Institución(es) que garantiza(n) el Título o grado:** Universidad de Oriente

## Hoja de Metadatos para Tesis y Trabajos de Ascenso – 5/6



UNIVERSIDAD DE ORIENTE  
NÚCLEO DE SUCRE  
ESCUELA DE CIENCIAS  
DEPARTAMENTO DE QUÍMICA

### ACTA N° 684

Hoy, 14 de marzo de 2025, el suscrito Presidente de la Comisión de Trabajo de Grado del Departamento de Química, ha dado su aprobación para que realice la discusión del Trabajo de Grado titulado: **“ESTUDIO DEL EFECTO DE LA VARIACIÓN DEL pH EN SALIVA ARTIFICIAL EN EL PROCESO DE CORROSIÓN DEL ACERO INOXIDABLE 316LVM EMPLEADO EN IMPLANTES ODONTOLÓGICOS”** presentado por la **Br. Adriana Del Carmen Cabeza Cedeño, C.I.: 23.701.849**. Cumplidos los requisitos que rigen la materia autorizo a los miembros del jurado examinador para que procedan a la discusión del mismo, interroguen al postulante y finalmente emitan su veredicto.

POR LA COMISIÓN DE TRABAJO DE GRADO

El Presidente: \_\_\_\_\_

POR EL JURADO EXAMINADOR

Profa. Yelitza Figueroa: \_\_\_\_\_

(ASESOR - JURADO PRINCIPAL)

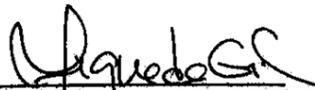


## Hoja de Metadatos para Tesis y Trabajos de Ascenso – 6/6

Artículo 41 del REGLAMENTO DE TRABAJO DE PREGRADO (vigente a partir del II Semestre 2009, según comunicación CU-034-2009) : "los Trabajos de Grado son de la exclusiva propiedad de la Universidad de Oriente, y sólo podrán ser utilizados para otros fines con el consentimiento del Consejo de Núcleo respectivo, quien deberá participarlo previamente al Consejo Universitario para su autorización".



ADRIANA CABEZA  
AUTOR



PROF. YELITZA FIGUEROA  
ASESOR